
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE

**PAPEL DA VISÃO NO CONTROLE LOCOMOTOR DURANTE A
ULTRAPASSAGEM DE OBSTÁCULOS DE DIFERENTES ALTURAS
EM IDOSOS COM DOENÇA DE PARKINSON E IDOSOS SADIOS**

RODRIGO VITÓRIO

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências da Motricidade.

Dezembro - 2009

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS RIO CLARO
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS**

**Papel da visão no controle locomotor durante a ultrapassagem de
obstáculos de diferentes alturas em idosos com doença de Parkinson e
idosos saudáveis**

Rodrigo Vitória

Orientadora: Profa. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Motricidade, área de concentração em Biodinâmica da Motricidade Humana.

Dezembro/2009

796.19 Vítório, Rodrigo
V845p Papel da visão no controle locomotor durante a
ultrapassagem de obstáculos de diferentes alturas em idosos
com doença de Parkinson e idosos saudáveis / Rodrigo Vítório. -
Rio Claro : [s.n.], 2009
82 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista,
Instituto de Biociências de Rio Claro

Orientador: Lillian Teresa Bucken Gobbi

1. Educação física adaptada. 2. Locomoção adaptativa. 3.
Núcleos da base. 4. Informação visual. I. Título.

Ficha Catalográfica elaborada pela STATI - Biblioteca da UNESP
Campus de Rio Claro/SP

*Dedico este trabalho à meus pais, avós,
irmão, Nina e namorada, que representaram
meu porto seguro durante o caminho.*

AGRADECIMENTOS

Muitas pessoas estiveram envolvidas durante o processo do meu curso de mestrado, a ponto de ser difícil lembrar-me de todas elas. Assim, peço desculpas antecipadas àquelas que não estão mencionadas abaixo, seja no âmbito coletivo ou individual. Neste sentido, expresso profunda gratidão:

À minha família (pais, irmão, Nina, avós, tios e primos) pelo enorme apoio durante todo o caminho percorrido até este momento. Pessoas com as quais sempre pude contar nas horas em que precisei... Estiveram ao meu lado nos momentos de alegria e nos momentos de dificuldade. Agradeço em especial aos meus pais e irmão por terem estado sempre presentes em toda a minha vida, proporcionando-me ensinamento de valores que não se aprende academicamente... Levá-los-ei comigo para todo e qualquer lugar.

À minha namorada, Ellen Lirani Silva, por estar literalmente ao meu lado durante todo o processo do mestrado (desde a seleção até a última versão desta dissertação). Fez-se presente nos momentos difíceis e também nos momentos de alegria. Desempenhou, da melhor maneira possível, o papel de amiga, companheira e namorada. Ainda, contribuiu com grande competência nos procedimentos de coleta de dados e tratamento de imagens... *Te amo!* Agradeço também à família caieirense (sogro, sogra, cunhada, Xuxa, Luizinha, Sofia e Juca), por receberem-me como membro da família Lirani-Silva.

À minha orientadora, professora e amiga Lilian Teresa Bucken Gobbi, por todos os ensinamentos, acadêmicos ou não, nestes quase seis anos de convivência. Muito de minha formação profissional se deve às oportunidades por você oferecidas. Agradeço também ao eterno tricolor Sebastião Gobbi, pelos ensinamentos transmitidos e pelos agradáveis momentos partilhados.

Ao amigo, parceiro de REP e irmão Ricardo de Assis Correia, por estar junto comigo desde o início da caminhada, na graduação. Fico feliz por nossos caminhos terem se cruzado. Além disso, temos muitas coisas em comum, o que torna nossa convivência muito agradável e divertida.

Aos membros do LEPLO, pelos conhecimentos compartilhados no dia-a-dia do laboratório e por tornarem o trabalho mais agradável. Em especial, agradeço àqueles que participaram das coletas de dados (Ellen, Fabinho, Rô, PC, Chicão, Pereira, Claudinha, Nat e Ana Paula) e da medição das imagens (Ellen, Rô e Vivian). Agradeço ao Marcelo pelo auxílio com a rotina que calculou as variáveis cinéticas e pelas piadas de cada dia. Agradeço ao Fabinho, pela amizade e pelas contribuições diversas com o estudo. Agradeço à Claudinha,

por ter estado presente como amiga, colega de laboratório e mãe-jovem de todos os membros do LEPLO.

Aos ex-integrantes do LEPLO, Jean, Marcolino, Iko, Carol, Joana, Xikinha, Mónica, Maria, Ágata, Ana Paula e Carol S., pelas trocas de experiências e de conhecimentos durante o período em que convivemos juntos no laboratório.

Aos atletas dos times de futsal (campeão do Interunesp 2009) e futebol de campo (Tri-Campeão – 2006, 2007 e 2009) da UNESP Rio Claro, por todos os momentos compartilhados durante treinos, jogos e festas. Jamais joguei em meio a tanta garra e vibração e com tantos amigos/parceiros ao lado. Estes dois times fizeram história dentro do nosso campus! Que o espírito permaneça vivo por longos e gloriosos anos! Em especial, agradeço ao parceiro, amigo e atacante Emerson Sebastião, vulgo Deco, pela convivência e pela caminhada trilhada na mesma direção desde os tempos de graduação.

Aos grandes amigos de Americana, o famigerado Povão, por todos os momentos e sentimentos compartilhados. Nossa amizade representa muito em minha vida e vocês todos são pessoas especiais que tornam cada momento igualmente especial. Em quase 10 anos de amizade verdadeira, vivemos algumas poucas tristezas e muitos momentos agradáveis; até casaremos dois dos nossos rs. Foram emocionantes formaturas, agradáveis conversas em bares, divertidas festas na mansão Petrin, históricos corujões, disputadas mesas de Poker, engraçados rituais e, claro, peijas de futebol com muita técnica rs. Que essa amizade se perpetue!

Aos professores Renato Moraes e Florindo Stella, membros da banca do Exame Geral de Qualificação e da Defesa de Mestrado, pelo conhecimento transmitido e pelas contribuições com o presente estudo.

Ao PROPARKI e ao PROFIT, por permitirem, dentre seus alunos, a seleção de participantes para o estudo desta dissertação de mestrado.

À FAPESP e ao CNPq, pelo apoio financeiro na forma de bolsas de mestrado e de iniciação científica.

À Universidade de Waterloo, pelo empréstimo de um equipamento essencial para a realização deste estudo.

RESUMO

Pouco é conhecido sobre o andar de pacientes com doença de Parkinson (DP) em terrenos irregulares. Ainda, nenhum estudo abordou o controle visual na tarefa de ultrapassar obstáculo em pacientes com DP. Assim, o objetivo do estudo foi analisar o papel da visão no controle locomotor durante a ultrapassagem de obstáculos de diferentes alturas em idosos com DP e idosos saudáveis. Participaram 12 idosos com DP, classificados entre os estágios 1 e 2,5 da escala de Hoehn & Yahr, e 12 idosos saudáveis com idade, gênero e características antropométricas semelhantes. Os participantes foram convidados a percorrer andando, em velocidade preferida, uma distância de 8 metros, em condições sem obstáculo (SO) e com obstáculo baixo (OB) ou alto (OA). As tentativas foram apresentadas combinando condições de visão (informação visual dinâmica, estática e autosselecionada) e de obstáculo (SO, OB e OA), em 3 tentativas por condição, totalizando 27 tentativas; realizadas em 3 blocos. A amostragem visual foi manipulada através do uso de óculos de lentes de cristal líquido. A análise cinemática foi realizada tridimensionalmente e a análise cinética através de duas plataformas de força. As variáveis dependentes selecionadas incluíram a quantidade e duração das amostragens visuais autosselecionadas, o número de contatos, os parâmetros espaciais e temporais e variáveis extraídas a partir das curvas força-tempo normalizadas nas fases de aproximação e ultrapassagem do obstáculo. O tratamento estatístico das variáveis incluiu a estatística descritiva, uma ANOVA e oito MANOVAs. Os resultados revelaram que as manipulações experimentais, do terreno e da amostragem visual, provocaram modificações no comportamento motor dos participantes, tanto nos parâmetros cinemáticos como nos cinéticos. As condições de obstáculo alto e de informação visual estática foram as que mais perturbaram o controle do andar. O maior número de contatos com o obstáculo foi realizado pelos idosos com DP na condição de amostragem visual estática; a altura do obstáculo não influenciou o sucesso da tarefa. A DP influenciou, na fase de aproximação, apenas as variáveis cinemáticas espaciais e a velocidade da passada, e, na fase de ultrapassagem, influenciou apenas a propulsão da perna de abordagem para a continuidade da locomoção depois do obstáculo. Com base nos resultados obtidos, é possível concluir que o comportamento locomotor de idosos é influenciado pelas características do terreno e pela disponibilidade de informação visual; ainda, as informações de fluxo óptico são fundamentais para o controle da locomoção em idosos. Os idosos com DP são mais dependentes das informações visuais dinâmicas do que idosos saudáveis apenas em relação ao sucesso da tarefa; o controle visual das estratégias empregadas nas tentativas com sucesso foi similar entre os grupos. Na fase de aproximação, a hipometria e a bradicinesia influenciaram o comportamento locomotor de idosos com DP; entretanto, o controle dos parâmetros temporais do andar e os ajustes realizados no último passo antes do obstáculo parecem preservados em estágios iniciais da doença. Na fase de ultrapassagem, foram revelados déficits na realização de movimentos sequenciais na DP.

Palavras chave: doença de Parkinson, locomoção, informação visual, obstáculo.

ABSTRACT

The Parkinson's disease (PD) patients' behavior during walking on uneven terrain is less known. Furthermore, we didn't find any paper that studied the visual control during obstacle avoidance task in people with PD. The aim of this study was to analyze the role of vision in locomotor control during obstacle avoidance of different heights in people with PD and healthy elderly. It has been collected data of 12 PD patients (from 1 to 2.5 stages in the Hoehn & Yahr Scale) and 12 healthy elderly matched by age, gender and anthropometric characteristics. Participants were invited to walk, at preferred velocity, on an 8m long pathway, under conditions without obstacle (WO), ankle height obstacle (AO) and mid shank height obstacle (MSO). Trials combined conditions of visual information (DVI = dynamic visual information; SVI = static visual information; SSVI = self-selected visual information) and obstacle (WO, AO, MSO); twenty-seven trials were realized; which were distributed into 3 blocks. The visual sample was manipulated by the use of liquid crystal display goggles. Kinematics and kinetic analysis were realized by digital camcorders and two force plates, respectively. The selected dependent variables refer to amount of self-selected visual information, obstacle contacts, spatial and temporal parameters during the approaching and crossing phases and variables extracted from normalized force-time curves. Variables were statistically treated in a descriptive way and by one ANOVA e eight MANOVAs. Results showed that experimental manipulations, terrain and visual sample, modified motor behavior of participants. Gait control was more disturbed by MSO and SVI conditions. The higher number of obstacle contacts was observed in PD patients at SVI condition. PD influenced, in approach phase, spatial kinematics variables and stride velocity and, in crossing phase, leading limb propulsion for gait progression after the obstacle. To conclude, locomotor behavior of elderly is influenced by terrain characteristics and available visual sample; furthermore, optic flow information is important for locomotor control in elderly. PD patients are more dependents of dynamic visual information than controls only for obstacle contacts (task success); visual control for employed strategies in success trials was similar for both groups. In approach phase, hypometria and bradykinesia affected locomotor behavior of PD patients; however, the control of temporal parameters of gait and adjusts on the last step before the obstacle seem preserved in mild PD patients. In crossing phase, deficits for sequential movements were revealed in PD patients.

Key words: Parkinson's disease, locomotion, visual information, obstacle.

SUMÁRIO

	página
LISTA DE FIGURAS	ix
LISTA DE TABELAS	xi
LISTA DE QUADROS	xiii
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISÃO DE LITERATURA	4
2.1. A doença de Parkinson.....	4
2.2. Caracterização da marcha na doença de Parkinson.....	5
2.3. Estratégias locomotoras adaptativas.....	11
2.4. Fluxo óptico e a locomoção na doença de Parkinson.....	14
2.5. Controle visual da locomoção e da ultrapassagem de obstáculo	16
3. OBJETIVO	18
3.1. Objetivos específicos.....	18
4. MATERIAIS E MÉTODO	19
4.1. Participantes	19
4.2. Procedimentos Experimentais	22
4.3. Coleta e análise dos dados.....	25
4.4. Variáveis dependentes.....	26
4.5. Análise estatística.....	31
5. RESULTADOS	33
5.1. Variáveis cinemáticas da fase de aproximação	34
5.2. Variáveis cinemáticas da fase de ultrapassagem.....	39
5.3. Variáveis cinéticas da perna de suporte	42
5.4. Variáveis cinéticas da perna de abordagem	47
5.5. Variáveis de informação visual	52
6. DISCUSSÃO	55
6.1. Número de contatos com o obstáculo	55
6.2. Fase de aproximação	57
6.3. Fase de ultrapassagem.....	62
6.4. Variáveis de informação visual	70
7. CONCLUSÃO.....	72
8. REFERÊNCIAS	74

LISTA DE FIGURAS

página

FIGURA 1. Representação metafórica das estruturas e processos envolvidos no andar sobre obstáculos (adaptado de PATLA et al., 1996b).	12
FIGURA 2. Vista superior do ambiente de coleta de dados e algumas variáveis dependentes: comprimento da passada (CP), do passo de ultrapassagem (CPult), do penúltimo (P-2ult) e do último (P-1ult) passo antes da abordagem ao obstáculo.....	24
FIGURA 3. Sistema de calibração: Seis fios de prumo com suas respectivas referências.	26
FIGURA 4. Variáveis dependentes da fase de ultrapassagem para ambas as pernas. DHPO: distância horizontal pé obstáculo; DVPO: distância vertical pé obstáculo; DHOP: distância horizontal obstáculo pé.....	28
FIGURA 5. Curva força-tempo vertical (A) e horizontal (B) e representação dos impulsos de frenagem e propulsão (C).....	30
FIGURA 6. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinemáticas da fase de aproximação: comprimento (A) e velocidade da passada (B) e comprimento do penúltimo (C) e do último passo antes do obstáculo (D) dos idosos com DP e neurologicamente sadios (GC) nas condições de informação visual (dinâmica (IVD), estática (IVE) e autosselecionada (IVA)) e de obstáculo (sem obstáculo (SO), obstáculo baixo (OB) e obstáculo alto (OA)).....	35
FIGURA 7. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinemáticas da fase de aproximação: duração da passada (A), cadência (B) e porcentagem do duplo suporte (C) dos idosos com DP e neurologicamente sadios (GC) nas condições de informação visual (dinâmica (IVD), estática (IVE) e autosselecionada (IVA)) e de obstáculo (sem obstáculo (SO), obstáculo baixo (OB) e obstáculo alto (OA)).....	36
FIGURA 8. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinemáticas da fase de ultrapassagem: distância horizontal pé obstáculo (DHPO) da perna de abordagem (A) e de suporte (B) e distância vertical pé obstáculo (DVPO) da perna de abordagem (C) e de suporte (D) dos idosos com DP e neurologicamente sadios (GC) nas condições de informação visual (dinâmica (IVD), estática (IVE) e autosselecionada (IVA)) e de obstáculo (baixo (OB) e alto (OA)).....	39
FIGURA 9. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinemáticas da fase de ultrapassagem: distância horizontal obstáculo pé (DHOP) da perna de abordagem (A) e de suporte (B) e comprimento (C) e largura do passo de ultrapassagem (D) dos idosos com DP e neurologicamente sadios (GC) nas condições de informação visual (dinâmica (IVD), estática (IVE) e autosselecionada (IVA)) e de obstáculo (baixo (OB) e alto (OA)).....	40
FIGURA 10. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas verticais da perna de suporte: força vertical máxima 1º pico (A) e 2º pico (B), força vertical mínima (C) e impulso de frenagem (D) e de propulsão vertical (E) dos idosos com DP e neurologicamente sadios (GC) nas condições de informação visual (dinâmica (IVD), estática (IVE) e autosselecionada (IVA)) e de obstáculo (sem obstáculo (SO), obstáculo baixo (OB) e obstáculo alto (OA)).....	43
FIGURA 11. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas horizontais da perna de suporte: força horizontal máxima 1º pico (A) e 2º pico (C) e impulso de frenagem (B) e de propulsão horizontal (D) dos idosos com DP e neurologicamente sadios (GC) nas condições de informação visual (dinâmica (IVD), estática (IVE) e autosselecionada (IVA)) e de obstáculo (sem obstáculo (SO), obstáculo baixo (OB) e obstáculo alto (OA)).....	44

FIGURA 12. Valores médios das variáveis cinéticas da perna de suporte que apresentaram interação entre condições de informação visual e de obstáculo. (A) Força horizontal máxima 2º Pico e (B) Impulso de propulsão horizontal. SO = sem obstáculo; OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto.. 47

FIGURA 13. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas verticais da perna de abordagem: força vertical máxima 1º pico (A) e 2º pico (B), força vertical mínima (C) e impulso de frenagem (D) e de propulsão vertical (E) dos idosos com DP e neurologicamente saudáveis (GC) nas condições de informação visual (dinâmica (IVD), estática (IVE) e autosselecionada (IVA)) e de obstáculo (baixo (OB) e alto (OA))..... 48

FIGURA 14. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas horizontais da perna de abordagem: força horizontal máxima 1º pico (A) e 2º pico (C) e impulso de frenagem (B) e de propulsão horizontal (D) dos idosos com DP e neurologicamente saudáveis (GC) nas condições de informação visual (dinâmica (IVD), estática (IVE) e autosselecionada (IVA)) e de obstáculo (baixo (OB) e alto (OA)). 49

FIGURA 15. Valores médios e desvios padrão das variáveis de informação visual: número de amostragens visuais (A), duração total (B) e duração média de amostragem visual (D) e tempo de execução da tarefa (C) dos idosos com DP e neurologicamente saudáveis (GC) nas condições sem obstáculo (SO), obstáculo baixo (OB) e obstáculo alto (OA). TET = tempo de execução da tarefa. 52

FIGURA 16. Ilustração do posicionamento dos pés da perna de abordagem e de suporte antes (A) e após (B) o obstáculo nas condições de informação visual dinâmica e estática. * = diferença significativa entre informação visual dinâmica e estática. 65

LISTA DE TABELAS

página

TABELA 1. Características dos idosos com DP (UPDRS = Unifying Parkinson's Disease Rating Scale, com as sub-escalas: I – Estado mental, humor e comportamento; II – Atividades da vida diária; III – Exame da motricidade; H&Y = escala de Hohen e Yahr; Mini-Mental = Mini Exame do Estado Mental).	21
TABELA 2. Características dos idosos do grupo controle.	22
TABELA 3. Valores médios e desvios padrão do número de contatos com o obstáculo dos idosos com DP e neurologicamente saudáveis nas condições de informação visual (dinâmica (IVD), estática (IVE) e autosselecionada (IVA)) e de obstáculo (baixo (OB) e alto (OA)).	33
TABELA 4. Valores médios e desvios padrão das variáveis dependentes da fase de aproximação que apresentaram efeito de grupo.	37
TABELA 5. Valores médios e desvios padrão das variáveis dependentes da fase de aproximação que apresentaram efeito de condição de informação visual. IVD = informação visual dinâmica; IVE = estática; IVA = autosselecionada. P2ult = comprimento do penúltimo passo antes do obstáculo; P1ult = comprimento do último passo antes do obstáculo. ns = sem diferença significativa.	38
TABELA 6. Valores médios e desvios padrão das variáveis dependentes da fase de aproximação que apresentaram efeito de condição de obstáculo. SO = sem obstáculo; OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto. P2ult = comprimento do penúltimo passo antes do obstáculo; P1ult = comprimento do último passo antes do obstáculo. ns = sem diferença significativa.	38
TABELA 7. Valores médios e desvios padrão das variáveis dependentes da fase de ultrapassagem que apresentaram efeito de condição de informação visual. IVD = informação visual dinâmica; IVE = estática; IVA = autosselecionada. ns = sem diferença significativa.	41
TABELA 8. Valores médios e desvios padrão das variáveis dependentes da fase de ultrapassagem que apresentaram efeito de condição de obstáculo. OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto.	42
TABELA 9. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas da perna de suporte que apresentaram efeito de condição de informação visual. IVD = informação visual dinâmica; IVE = estática; IVA = autosselecionada. ns = sem diferença significativa.	45
TABELA 10. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas da perna de suporte que apresentaram efeito de condição de obstáculo. SO = sem obstáculo; OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto. ns = sem diferença significativa.	46
TABELA 11. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas da perna de abordagem que apresentaram efeito de grupo.	50
TABELA 12. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas da perna de abordagem que apresentaram efeito de condição de informação visual. IVD = informação visual dinâmica; IVE = estática; IVA = autosselecionada. ns = sem diferença significativa.	51
TABELA 13. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas da perna de abordagem que apresentaram efeito de condição de obstáculo. OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto.	51

TABELA 14. Valores médios e desvios padrão das variáveis dependentes de informação visual que apresentaram efeito de grupo. 53

TABELA 15. Valores médios e desvios padrão das variáveis dependentes de informação visual que apresentaram efeito de condição de obstáculo. SO = sem obstáculo; OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto. 53

LISTA DE QUADROS

	página
QUADRO 1. Estudos envolvendo velocidade da marcha, comprimento do passo e da passada de pacientes com DP na fase ON.....	8
QUADRO 2. Estudos envolvendo cadência, largura do passo e porcentagens das fases da marcha de pacientes com DP na fase ON.....	10

1. INTRODUÇÃO

Dados epidemiográficos revelam a grande relevância social da doença de Parkinson (DP), uma vez que o número de idosos vem crescendo em todo o mundo (LUTZ et al., 2001) e a DP atinge principalmente adultos com mais de 50 anos de idade (VAN DEN EEDEN et al., 2003).

A DP ocorre devido à degeneração progressiva de neurônios dopaminérgicos da *substantia nigra pars compacta* do cérebro, que produz a dopamina, um neurotransmissor regulador da atividade motora, entre outras funções (GUYTON, 1993; SAITO et al., 2000; SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 2003). Esta degeneração provoca desequilíbrio dos sinais inibitórios e/ou excitatórios que são enviados pelos núcleos da base ao córtex motor, levando a diversos comprometimentos motores e locomotores (BLIN et al., 1991; PIERUCCINI-FARIA et al., 2006). Tais comprometimentos aumentam o risco de quedas em função da dificuldade de lidar com perturbações do ambiente (GRIMBERGEN et al., 2004). Assim, tem sido sugerida, na literatura, a realização de estudos que mostrem quais adaptações locomotoras são utilizadas por pacientes com DP para lidar com terrenos obstruídos (MORRIS et al., 2001).

A marcha de pacientes com DP em ambientes de baixa complexidade tem sido amplamente documentada (por exemplo, BLIN et al., 1991; MORRIS et al., 2001). Entretanto, pouco é conhecido em relação à marcha em terrenos em que haja a necessidade de ultrapassar obstáculos (PIERUCCINI-FARIA et al., 2006; VITÓRIO et al., 2009). Assim, o presente estudo propõe a utilização do paradigma da ultrapassagem de obstáculo – que representa uma perturbação ao controle postural – a fim de estudar os efeitos da DP sobre as adaptações locomotoras de idosos. E ainda, como os estudos que envolvem a ultrapassagem de obstáculos na DP não abordaram questões relacionadas com o controle visual, o presente estudo explorou o papel da visão no controle da locomoção e da ultrapassagem de obstáculos.

O fluxo óptico tem um importante papel no controle da locomoção humana (GIBSON, 1950; 1966; 1979; DE RUGY, 2002; FRENZ et al., 2003; SCHUBERT et al., 2003). Além disso, informações de fluxo óptico têm beneficiado a marcha de pacientes com DP (AZULAY

et al., 1999; 2006; FERRARIN et al., 2008). Em estudo que manipulou a informação visual (estática = iluminação estroboscópica; dinâmica = iluminação normal) durante a locomoção em terreno regular, Azulay et al. (1999) sugeriram que os pacientes com DP são mais dependentes da informação visual dinâmica do que os sujeitos controle. Esta evidência pode ser interpretada como um mecanismo compensatório para o reduzido feedback cinestésico (BRONSTEIN et al., 1990; KLOCKGETHER et al., 1995; DEMIRCI et al., 1997; AZULAY et al., 1999). Ainda, o empobrecimento da acuidade proprioceptiva, que também pode ser fruto da deterioração na integração e/ou no processamento das informações proprioceptivas em níveis superiores de controle (DIETZ, 2002; ALMEIDA et al., 2005), pode aumentar a relevância das informações visuais.

Assim, no que diz respeito à manipulação da informação visual, o presente estudo propôs um método similar ao empregado por Azulay et al. (1999 – manipulação da informação visual: condições de amostragem visual dinâmica e estática) durante a ultrapassagem de obstáculos de diferentes alturas (baixo e alto), utilizando as análises cinemática e cinética como ferramentas para o estudo do comportamento motor. Ainda, a fim de ampliar o entendimento sobre o papel da informação visual durante a tarefa de ultrapassar obstáculos, o presente estudo propôs uma condição de amostragem visual autosselecionada, ou seja, o participante decidiu a duração e o momento em que a informação visual esteve disponível (PATLA et al., 1996a).

Estudos que utilizam o paradigma do obstáculo, como forma de identificar estratégias locomotoras adaptativas para lidar com a sua ultrapassagem, têm conseguido aprofundar o entendimento sobre os mecanismos de controle da locomoção (SPARROW et al., 1996; CHOU al., 2003; HAHN & CHOU, 2003). Resultados obtidos através de variáveis relacionadas na negociação com o obstáculo em indivíduos com DP, com manipulação da informação visual, constatados pelas mudanças na dinâmica espaço-temporal das variáveis cinemáticas e cinéticas, podem ajudar a esclarecer o papel dos núcleos da base no controle visual da locomoção na DP.

Diante do exposto, a principal questão que norteia este estudo é: qual o papel da visão no controle da locomoção e da ultrapassagem de obstáculos de idosos com DP e idosos saudáveis? Especificamente, questiona-se: (1) Existe diferença entre os parâmetros cinemáticos e cinéticos do comportamento locomotor de idosos com DP e de idosos saudáveis? (2) Qual o efeito da informação visual disponível sobre o comportamento locomotor de idosos? (3) Qual o efeito da presença e da altura do obstáculo sobre o comportamento locomotor de idosos? (4)

Qual o efeito da DP e da condição de obstáculo sobre o padrão autosseleccionado de informação visual em idosos?

2. REVISÃO DE LITERATURA

A presente revisão de literatura aborda, inicialmente, aspectos gerais sobre a patofisiologia da DP e as conseqüentes alterações motoras, com enfoque especial para a marcha. Depois, são abordados os estudos que utilizaram o paradigma experimental da ultrapassagem de obstáculo para o entendimento de mecanismos de controle da locomoção. Em seguida, é apresentado um tópico que aborda a literatura referente às informações de fluxo óptico durante a locomoção e, especificamente, os estudos que revelam a importância do fluxo óptico para os pacientes com DP. Por fim, é apresentado um tópico que explora o papel da visão no controle da locomoção e da ultrapassagem de obstáculos.

2.1. A doença de Parkinson

A prevalência da DP aumenta com o avanço da idade, principalmente depois dos 65 anos. A DP acomete aproximadamente 0,3% da população geral (MOGHAL et al., 1994) e 2% das pessoas acima dos 65 anos (DE RIJK et al., 1997). Assim, com o aumento da população idosa no mundo (LUTZ et al., 2001), a prevalência da DP deverá se elevar consideravelmente nos próximos anos, o que destaca a relevância social desta doença.

Na DP ocorre degeneração progressiva de neurônios da substância *nigra pars compacta*, responsáveis pela produção de dopamina (SAITO et al., 2000). Em idosos saudáveis ocorre perda de aproximadamente 20-30% dos neurônios dopaminérgicos, enquanto que, em idosos com DP, a perda desses neurônios é de 70-80% (BARBEAU, 1980). Com a diminuição deste neurotransmissor – a dopamina – a dosagem de impulsos neuromotores desequilibra a atividade inibitória e/ou excitatória do córtex motor, levando a diversos comprometimentos motores (BLIN et al., 1991).

Como consequência, o paciente apresenta os seguintes sinais e sintomas: acinesia, dificuldade ou lentidão para iniciar o movimento; hipometria e bradicinesia, redução na amplitude e lentidão na execução dos movimentos, respectivamente, que são acentuados durante a realização de seqüências de movimentos bem aprendidos (caminhar, escrever e mudar de um movimento para outro); rigidez muscular, predominante nos músculos flexores

do tronco e dos membros; tremor em repouso; e alterações nos reflexos posturais (GUYTON, 1993; MORRIS & IANSEK, 1996; NUTT, 2001; SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 2003; FERNÁNDEZ-DEL OLMO et al., 2004).

A DP pode ser tratada por meio de drogas, em especial a Levodopa (3,4-dihidroxyphenylalanina, ou L-dopa), cuja propriedade é suprir a deficiência de produção de dopamina, sendo ministrada de forma exógena. Este tratamento farmacológico permite que o paciente acometido pela DP melhore parte de seu desempenho motor, com alívio de alguns dos sinais e sintomas da doença, principalmente, em relação à rigidez, bradicinesia e hipocinesia (NUTT, 2001). De maneira geral, a Levodopa melhora o desempenho motor da marcha (BLIN et al., 1991; FERRANDEZ & BLIN, 1991), da postura, da deglutição, da fala e da escrita. No entanto, os tremores são apenas parcialmente reduzidos, enquanto que problemas com o equilíbrio e outros sintomas podem não ser aliviados (BLIN et al., 1990).

No que diz respeito à patofisiologia da DP no funcionamento dos núcleos da base, a característica essencial é a atividade aumentada no núcleo de resposta, composto pelo globo pálido interno e pela *substantia nigra pars reticulada*. Consequentemente, ocorre inibição excessiva dos sistemas motores tálamo-cortical e tronco cerebral. O desequilíbrio provocado pela falta de dopamina compromete o funcionamento de outras estruturas em diferentes níveis cerebrais; sendo assim, a síndrome parkinsoniana é o resultado de uma falha de mecanismos compensatórios para estabilizar a rede dos núcleos da base (OBESO et al., 2000).

As alterações acima descritas implicam no comprometimento do planejamento e da execução de ações motoras em indivíduos com DP, dentre elas a locomoção. Neste contexto, as características gerais da marcha de pacientes com DP são abordadas a seguir.

2.2. Caracterização da marcha na doença de Parkinson

O processo de envelhecimento em indivíduos neurologicamente sadios acarreta a diminuição da velocidade da marcha, a redução do comprimento da passada, a diminuição da cadência (passos por minuto) e o aumento na proporção do ciclo da marcha despendida na fase de duplo suporte (WINTER et al., 1990). Tendo em vista que a DP acomete principalmente adultos com mais de 50 anos de idade (VAN DEN EEDEN et al., 2003), o padrão locomotor de idosos com DP apresentam características que são próprias do processo de envelhecimento e aquelas que estão relacionadas com a DP.

Muitos estudos têm observado o comportamento locomotor de pacientes com DP em ambientes regulares, tanto na fase ON como na fase OFF do ciclo do medicamento. A grande maioria desses estudos foca os parâmetros espaço-temporais, e um menor número apresenta o

perfil cinético da marcha dos pacientes. Um dos primeiros estudos a analisar a marcha na fase OFF é de Murray et al. (1978). Neste estudo, os autores observaram ausência ou reduzido balanço dos braços, reduzida rotação de tronco, postura inclinada à frente, amplitude reduzida de movimento do quadril, joelhos e tornozelos, reduzido comprimento do passo e reduzida elevação do pé em relação ao solo.

Outros estudos seguiram esta linha de pesquisa, mostrando que na fase OFF, pacientes com DP andam mais lentamente do que o normal, na faixa de 40-60 m/min (MORRIS et al., 1996; O'SULLIVAN et al., 1998), menor do que os 75-90 m/min que é tipicamente encontrado em sujeitos controle de mesma idade (OSTROSKY et al., 1994; KERRIGAN et al., 1998). Como mostrado por O'Sullivan et al. (1998), os valores de cadência estão dentro da faixa normal, por volta de 100-110 passos/min. Diferentemente, o comprimento da passada é bem menor que o normal. Os valores de comprimento da passada variam entre 1.2 e 1.5 m em idosos sadios (OSTROSKY et al., 1994; KERRIGAN et al., 1998), comparado com apenas 0,4-0,9 m dos pacientes com DP depois da retirada do medicamento (SIEGEL & METMAN, 2000) ou 0,8-1,0 m no final do efeito do medicamento (MORRIS et al., 1996). A porcentagem do ciclo da marcha gasta no duplo suporte é consideravelmente aumentada quando os níveis de levodopa estão baixos, aumentando de 20-30% para mais de 35% do ciclo da marcha (MORRIS et al., 1996).

Alguns trabalhos analisaram o efeito do Levodopa sobre os parâmetros da marcha de pacientes com DP. Bowes et al. (1990) observaram que o tratamento com Levodopa e Carbidopa aumentou significativamente o comprimento da passada e reduziu o tempo de duplo suporte. Ainda, a velocidade e o comprimento da passada são levodopa-sensíveis (FORSSBERG et al., 1984; BLIN et al., 1990; 1991). Para Blin et al. (1991), o aumento na amplitude das passadas, após a ingestão do medicamento, pode ser atribuído à melhora na modulação muscular para a produção de força.

Quando na fase ON do medicamento e comparados a indivíduos controle, pacientes com DP apresentam menor comprimento do passo e da passada (hipometria) e menor velocidade da marcha (bradicinesia). Quanto à cadência, existem algumas controvérsias na literatura, no entanto, a maioria dos estudos mostra que pacientes com DP apresentam valores similares aos de indivíduos controle; o mesmo ocorre em relação ao tempo gasto em duplo suporte. Com a finalidade de resumir os resultados cinemáticos de relevantes estudos relacionados com a marcha de pacientes com DP na fase ON do ciclo do medicamento, dois quadros foram elaborados: no Quadro 1, são apresentados os resultados relativos ao comprimento do passo e da passada e a velocidade da marcha; o Quadro 2 apresenta os

resultados referentes à cadência, largura do passo e porcentagem de tempo em duplo suporte. As diferenças entre os estudos em relação à magnitude das medidas observadas podem ter ocorrido em virtude dos diferentes métodos de análise utilizados e das diferenças na composição dos grupos.

No que se refere à análise das forças de reação do solo (cinética), Koozekanani et al. (1987) observaram padrão normal (com dois picos discerníveis e um vale entre eles na componente vertical), mas com menores magnitudes do que indivíduos controle nos dois picos, em pacientes com DP. Em acordo, Nieuwboer et al. (1999) mostraram que os pacientes com DP, comparados com sujeitos controle, apresentaram valores menores de pico de força relativa, tanto no contato do calcanhar como na retirada do pé, e aumento do peso na fase média do suporte. Isto significa que os pacientes estavam andando com padrão de marcha de pé plano (*flat-footed*) e com reduzido movimento de "aplanamento do pé" (MORRIS et al., 2001).

A literatura tem mostrado que devido à dificuldade em lidar com perturbações do ambiente ao controle postural, as alterações na marcha estão diretamente relacionadas ao aumentado risco de quedas observado em indivíduos com DP (GRIMBERGEM et al., 2004). Dessa forma, faz-se importante entender como pacientes com DP se comportam frente a uma perturbação ambiental comum no dia-a-dia. No entanto, poucos estudos utilizam o paradigma da ultrapassagem de obstáculo em pacientes com DP (PIERUCCINI-FARIA et al., 2006; VITÓRIO, 2006). Assim, o tópico seguinte apresenta as características gerais relacionadas com a ultrapassagem de obstáculos e resultados envolvendo principalmente adultos jovens e idosos neurologicamente saudáveis.

Autor	Pacientes DP	Controle	Velocidade		Comp. Passada		Comp. Passo	
			DP	Controle	DP	Controle	DP	Controle
Blin et al., 1990	n = 21 (9 homens) idade = 69,6 anos altura = 1,69m massa = 65kg H&Y = 1-4 anos com DP = 1-17	n = 58 (23 homens) idade = 72 anos altura = 1,63m massa = 40-120kg	0,44m/s*	0,83m/s	0,57m*	0,97m		
Morris et al., 1994	n = 15 (6 homens) idade = 72,2 anos altura = 1,62m massa = 61,8kg H&Y = 2,7	n = 15 (6 homens) idade = 72,2 anos altura = 1,64m massa = 65kg	50m/min*	71,2m/min	0,9m*	1,3m		
Zijlstra et al., 1998	n = 10 (8 homens) idade = 44-74 anos H&Y = 1,5-4	n = 5 idade = 55-60 anos	0,7m/s*	1,22m/s			0,44m*	0,69m
Bond & Morris, 2000	n = 12 (11 homens) idade = 65,08 anos altura = 171,58cm massa = 70,93kg anos com DP = 9,42	n = 12 (11 homens) idade = 65,25 altura = 176,67cm massa = 86,08kg	69,25m/min*	82,61m/min	1,27m*	1,51m		
Lewis et al., 2000	n = 14 (9 homens) idade = 71,3 anos altura = 1,69m H&Y = 2,8 anos com DP = 9,1	n = 14 (9 homens) idade = 70,5 anos altura = 171m	1,06m/s*	1,39m/s	1,1m*	1,42m		
Behrman et al., 1998	n = 8 (6 homens) idade = 72,9 anos Mini-Mental = 28,5pts H&Y = 2-4 anos com DP = 11,6	n = 8 (6 homens) idade = 72,7 anos Mini-Mental = 29,2pts	0,77 m/s*	1,02m/s			Direito 0,83m* Esquerdo 0,85m*	Direito 1,17m Esquerdo 1,19m
Morris et al., 2005	n = 12 (11 homens) idade = 66 anos altura = 1,71m massa = 75,2kg UPDRS II e III = 12-38pts	n = 12 (11 homens) idade = 66 anos altura = 1,71m massa = 78kg	1,25m/s*	1,51m/s	1,26m*	1,46m		

QUADRO 1. Estudos envolvendo velocidade da marcha, comprimento do passo e da passada de pacientes com DP na fase ON. * = diferença significativa em relação ao grupo controle.

Autor	Pacientes DP	Controle	Velocidade		Comp. Passada		Comp. Passo	
			DP	Controle	DP	Controle	DP	Controle
Olmo & Cudeiro, 2005	n = 15 (7 homens) idade = 69,8 anos H&Y ≤ 2,5 UPRDS = 33,8 pts anos com DP = 7,26	n = 15 (11 homens) idade = 63,1 anos	66,55m/min*	77,11m/min	0,61m*	0,68m		
Sofuwa et al., 2005	n = 15 (11 homens) idade = 63,14 anos altura = 162,7cm massa = 68kg H&Y = 2-3 UPDRS III = 16,1 pts	n = 9 (3 homens) idade = 64,41 anos altura = 163,9cm massa = 73,89kg	0,94m/s*	1,19m/s	1,03m*	1,24m		
Carpinella et al., 2007	n = 7 (4 homens) idade = 65,9 anos H&Y = 1-2 UPDRS III = 15,6 pts	n = 7 idade = 68,4 anos	68,9 %altura/s*	78,9 %altura/s	74 %altura	77,5 %altura		
Crenna et al., 2007	n = 7 (5 homens) idade = 67,1 anos altura = 165,6cm massa = 66,9kg H&Y=1-2	n = 15 (8 homens) idade = 67,7 anos altura = 165,2cm massa = 65,7kg	72,8 %altura/s*	81,8 %altura/s	74 %altura	79,7 %altura		
Yang et al., 2008	n = 18 (11 homens) idade = 68,6 anos H&Y = 1-2	n = 17 (9 homens) idade = 68,9 anos	89,96cm/s*	111,92cm/s	103,66cm*	124,98cm		

QUADRO 1. Estudos envolvendo velocidade da marcha, comprimento do passo e da passada de pacientes com DP na fase ON (continuação). * = diferença significativa em relação ao grupo controle.

Autor	Cadência		Largura do Passo		% Duplo Suporte		% Suporte Simples	
	DP	Controle	DP	Controle	DP	Controle	DP	Controle
Blin et al., 1990					35,8%*	21,8%		
Morris et al., 1994	não houve diferença							
Zijlstra et al., 1998	93 passos/min*	106 passos/min						
Bond & Morris, 2000	109,6 passos/min	109,3 passos/min			33,76%	36,26%		
Lewis et al., 2000	120 passos/min	117 passos/min						
Behrman et al., 1998	117 passos/min	103 passos/min						
Morris et al., 2005	118,4 passos/min	124,1 passos/min						
Olmo & Cudeiro, 2005	108,9 passos/min	112,8 passos/min						
Sofuwa et al., 2005	108,5 passos/min	115,3 passos/min			25,28%	23,43%	37,29%	38,51%
Carpinella et al., 2007	54,8 passadas/min*	61,2 passadas/min						
Crenna et al., 2007	56,6 passadas/min	79,7 passadas/min						
Yang et al., 2008	104 passos/min	107,8 passos/min	9,57cm	8,47cm	24,92%	26,8%	37,46%	36,53%

QUADRO 2. Estudos envolvendo cadência, largura do passo e porcentagens das fases da marcha de pacientes com DP na fase ON. * = diferença significativa em relação ao grupo controle.

2.3. Estratégias locomotoras adaptativas

Patla e colaboradores (PATLA, 1991; PATLA et al., 1996b; PATLA, 1997; PATLA, 2003) têm caracterizado as estratégias locomotoras adaptativas como a capacidade de ajustar o padrão básico de locomoção às demandas do ambiente, com a finalidade de garantir o sucesso da ação motora. Essas estratégias são organizadas em função das restrições do próprio indivíduo, do ambiente e da tarefa (NEWELL, 1986). Ainda, a seleção de tais estratégias leva em consideração fatores como a segurança (estabilidade) e a eficiência (economia de energia) da ação. Segundo Patla (1991), as estratégias locomotoras adaptativas podem ser distribuídas em dois grupos: evitar (desviar e ultrapassar) e acomodar. O presente estudo foca as estratégias de evitar, mais especificamente as de ultrapassar.

Estudos têm mostrado que a decisão de desviar ou ultrapassar é tomada levando em consideração a escala corporal do indivíduo e as propriedades físicas do obstáculo, sendo sua altura a principal característica considerada (PATLA, et al., 1996b; PATLA, 1997). De acordo com Patla et al. (1996b) e Patla (1997), as pessoas preferem desviar quando a altura do obstáculo é superior à altura do joelho; no entanto, quando a altura do obstáculo é inferior à altura do joelho, as pessoas optam por ultrapassar.

Patla et al. (1996b) elaboraram um modelo teórico, semelhante a um quebra-cabeça (Figura 1), onde resumiram as características mais importantes das estratégias utilizadas pelos sujeitos para ultrapassar obstáculos. Neste modelo, as peças representam as estruturas e processos envolvidos no andar sobre obstáculos.

A forma como o quebra-cabeça se encontra varia conforme o período de desenvolvimento: quando criança, as peças estão separadas e ainda não lapidadas, de modo que o encaixe não está bem definido; quando adulto jovem, as peças estão bem lapidadas e o encaixe é uniforme; com o envelhecimento, o quebra-cabeça permanece montado, porém é possível observar fendas e desgastes no encaixe de suas peças. Mantendo a analogia do quebra-cabeça, pessoas com DP apresentariam maiores fendas e desgastes em suas peças.

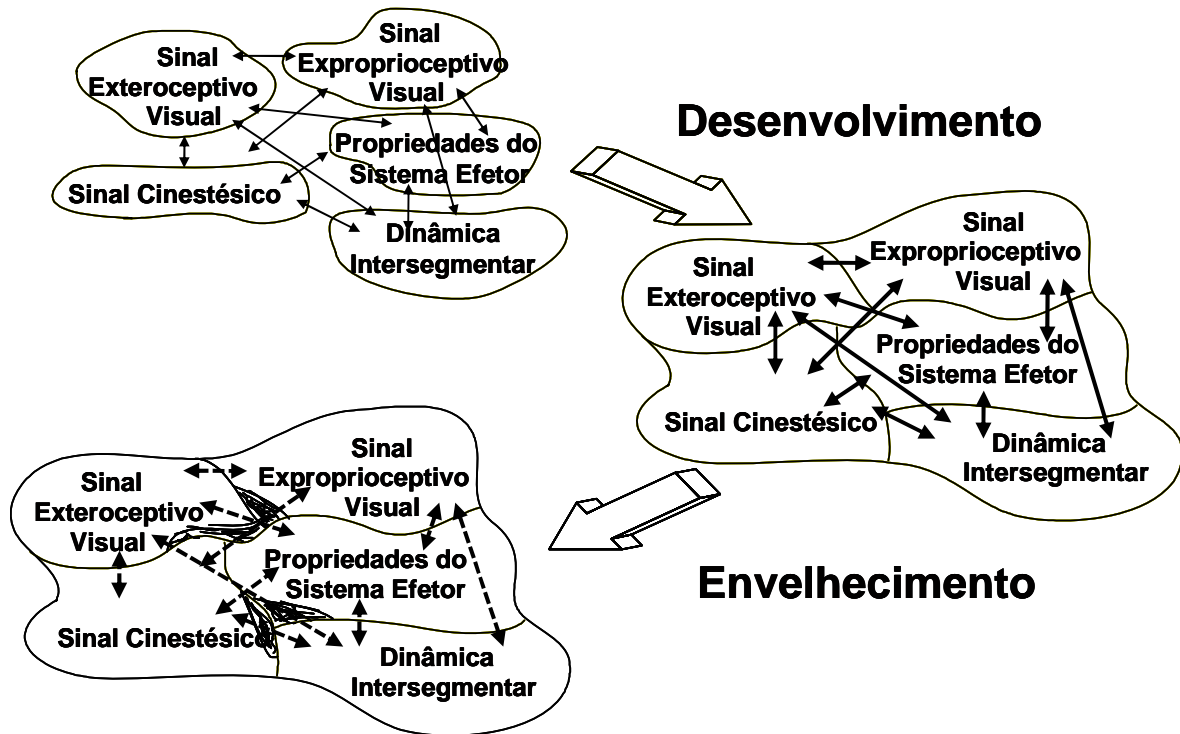


FIGURA 1. Representação metafórica das estruturas e processos envolvidos no andar sobre obstáculos (adaptado de PATLA et al., 1996b).

Os sinais exteroceptivos e exproprioceptivos são captados pelo sistema visual (GIBSON, 1979; LEE & YOUNG 1986). Os sinais exteroceptivos incluem informações sobre as propriedades do obstáculo e do terreno (PATLA et al., 1996b); durante a locomoção em terrenos irregulares, essas informações são necessárias para o planejamento com antecedência (controle prospectivo ou *feedforward*) das mudanças adaptativas que serão executadas (GOBBI & PATLA, 1997). Os sinais exproprioceptivos correspondem à identificação das partes do corpo relativas umas às outras e relativas aos objetos e eventos no ambiente; esses sinais são importantes para o controle *on-line* da ação (GOBBI & PATLA, 1997).

Os sinais cinestésicos incluem informações sobre posição e movimento dos membros e orientação do corpo com referência ao solo (PATLA et al., 1996b). A informação cinestésica é fornecida pelos receptores musculares e articulares e contribui para o posicionamento adequado dos pés, antes e depois do obstáculo, e para a elevação das pernas na ultrapassagem do obstáculo (GOBBI & PATLA, 1997). As propriedades do sistema efetor fazem referência às restrições do indivíduo e incluem características como força muscular e amplitude de movimento articular. A dinâmica intersegmentar diz respeito aos momentos de força agindo sobre o sistema esquelético (PATLA et al., 1996b).

O controle da ação de ultrapassar obstáculo acontece a partir da integração dos diversos sinais sensoriais (GOBBI & PATLA, 1997), sendo que para o sucesso da ação, todas

as características do modelo do quebra-cabeça devem ser consideradas. Na fase de aproximação do obstáculo, o sistema nervoso central seleciona os parâmetros espaciais de passos e as distâncias mais adequadas para o posicionamento dos pés em relação ao obstáculo com o objetivo de garantir uma abordagem segura. A seleção desses parâmetros passa por um processo que envolve a integração de informações sensoriais, que subsidiam ajustes locomotores adequados ao contexto da tarefa.

Os principais parâmetros cinemáticos da trajetória dos membros inferiores, que refletem as estratégias adaptativas de ultrapassagem, têm sido identificados na literatura. Os parâmetros mais frequentemente analisados são: posicionamento do pé antes e depois do obstáculo (DHPO – distância horizontal pé obstáculo; DHOP – distância horizontal obstáculo pé, respectivamente) e a margem de segurança adotada sobre o obstáculo (DVPO – distância vertical pé obstáculo).

Para garantir adequada margem de segurança, ajustes dos comprimentos dos passos na fase de aproximação são necessários (PATLA, 1997; 1998; MOHAGHEGHI et al., 2004). Tais ajustes também são importantes para obter adequado posicionamento dos pés antes da ultrapassagem. Estratégias empregadas na fase de aproximação, controladas a partir do mecanismo prospectivo, acontecem aproximadamente nos últimos quatro passos antes da abordagem quando correndo (LEE et al., 1982) e, mais criticamente, nos dois últimos antes da abordagem, quando andando (PATLA & VICKERS, 2003).

O posicionamento do pé antes da ultrapassagem do obstáculo (DHPO) parece não ser influenciado pela altura do obstáculo. Este parâmetro tem mostrado forte consistência em adultos jovens, idosos e até mesmo em idosos com DP (PATLA & RIETDYK, 1993; AUSTIN et al., 1999; GONÇALVES et al., 2000; MOHAGHEGHI et al., 2004; VITÓRIO et al., 2009).

Em relação aos efeitos da altura do obstáculo sobre a DVPO, a literatura apresenta resultados contraditórios. Alguns estudos mostram que a DVPO é influenciada pela altura do obstáculo (PATLA & RIETDYK, 1993; AUSTIN et al., 1999), enquanto que outros estudos mostram que a DVPO não é alterada em função da altura do obstáculo (SPARROW et al., 1996; GONÇALVES et al., 2000; MOHAGHEGHI et al., 2004). Esta contradição pode ser atribuída às diferenças metodológicas, como a personalização da altura do obstáculo através de medidas antropométricas dos participantes. Os estudos que personalizam a altura do obstáculo têm mostrado forte consistência da DVPO (SPARROW et al., 1996; GONÇALVES et al., 2000; MOHAGHEGHI et al., 2004).

Vitório et al. (2009) analisaram o comportamento locomotor de idosos com DP e de idosos neurologicamente saudáveis durante a ultrapassagem de obstáculos. Em relação aos idosos saudáveis, os idosos com DP apresentaram menor DHPO, DHOP e, conseqüentemente, menor comprimento do passo de ultrapassagem. Ainda, não foram reveladas diferenças para a DVPO. Tais achados concordam com estudos que apontam que pacientes com DP apresentam menores amplitudes de movimento do que indivíduos saudáveis (MORRIS et al., 1996; BERARDELLI et al., 2001; SOFUWA et al., 2005). Dessa forma, os autores discutem os resultados apontando que a hipometria, característica da DP, influenciou a ultrapassagem de obstáculos. E, portanto, Vitório et al. (2009) sugeriram que os núcleos da base estão envolvidos com a regulação da amplitude de movimento, mesmo em tarefas de maior demanda ambiental (ultrapassagem de obstáculo).

Em um estudo que verificou o efeito da altura do obstáculo (baixo x alto) sobre o comportamento locomotor durante a ultrapassagem em idosos com DP, Vitório et al. (2006) observaram maior largura do passo de ultrapassagem e maior DVPO na condição de obstáculo alto. Estes resultados revelam que por elevar mais a perna, os idosos com DP necessitam ampliar a base de suporte para manter o equilíbrio. Ainda, Vitório et al. (2006) não identificaram diferenças significativas para a DHPO, mostrando assim que este parâmetro não sofre influência da altura do obstáculo.

Em síntese, os estudos de Vitório et al. (2006; 2009) mostram que pacientes com DP apresentam comportamento hipométrico durante a ultrapassagem de obstáculos e que tal comportamento pode ser influenciado pela altura do obstáculo (DVPO e largura do passo de ultrapassagem) – o obstáculo alto perturba mais o controle do equilíbrio postural. No entanto, esses estudos não abordam questões relacionadas com o controle visual do comportamento locomotor. Assim, o tópico seguinte aborda a literatura referente às informações de fluxo óptico durante a locomoção e, ainda, achados que comprovam a importância destas informações para pacientes com DP.

2.4. Fluxo óptico e a locomoção na doença de Parkinson

James J. Gibson foi o primeiro a desenvolver estudos sobre a locomoção visualmente guiada, estabelecendo o conceito e as propriedades de fluxo óptico (GIBSON, 1950; 1966; 1979). Inicialmente, Gibson (1950) notou que quando um observador se move no ambiente, existe uma transformação correspondente da textura ambiental projetada na retina. Essa transformação foi denominada de fluxo óptico – que se baseia na natureza invariante do relacionamento geométrico entre o observador em movimento e o ambiente (Gibson, 1966).

Quando um indivíduo está em deslocamento para frente, a imagem do ambiente na retina está necessariamente em contínua transformação geométrica (REGAN & BEVERLEY, 1982). O fluxo óptico fornece, portanto, informações sobre a estruturação da cena, a localização de objetos e o próprio movimento relativo ao ambiente (DE RUGY, 2002; FRENZ et al., 2003; SCHUBERT et al., 2003). Assim, estudos têm mostrado que o fluxo óptico é importante para especificar a direção da locomoção (SCHUBERT et al., 2003), a aproximação de objetos (DE RUGY, 2002) e a discriminação de distâncias (FRENZ et al., 2003).

Em relação à DP, a literatura tem mostrado que o uso de dicas visuais (listras perpendiculares a direção do andar) pode melhorar os parâmetros da marcha dos pacientes (AZULAY et al., 1999). Uma das explicações propostas para tal observação se baseia nas informações de fluxo óptico, onde as informações obtidas a partir do movimento das listras são aceitas como fator determinante para a melhora. Tem sido proposto que vias visuomotoras cerebelo-corticais específicas, particularmente sensíveis a objetos em movimento, são capazes de assumir as funções comprometidas dos núcleos da base em pacientes com DP (GLICKSTEIN & STEIN, 1991); dessa forma, o movimento do paciente é facilitado.

Azulay et al. (1999) exploraram esta questão em um estudo que manipulou a informação visual (estática=iluminação estroboscópica a 3Hz e dinâmica=iluminação normal) durante a locomoção em terreno regular e sobre listras perpendiculares. Foram avaliados 16 pacientes com DP e 16 indivíduos controle de mesma idade. Inicialmente, foi observado que as listras induziram um significativo aumento do comprimento da passada e da velocidade da marcha apenas nos indivíduos com DP. Este aumento, obtido sob condição de iluminação normal, desapareceu na condição de iluminação estroboscópica, indicando que o movimento percebido das listras, induzido pelo andar, foi essencial para melhorar os parâmetros da marcha. Além disso, o uso da iluminação estroboscópica sem as listras resultou em uma significativa diminuição dos parâmetros da marcha apenas nos pacientes com DP, revelando maior dependência das dicas visuais dinâmicas por parte dos pacientes. Por fim, o fato dos pacientes com DP serem mais dependentes da visão pode ser explicado como um mecanismo compensatório para o reduzido feedback cinestésico, que foi observado por Demirci et al. (1997) e Klockgether et al. (1995) em pacientes com DP.

No contexto do presente estudo, após conhecer os benefícios propostos em função das informações de fluxo óptico em pacientes com DP, faz-se importante abordar estudos que exploraram o papel da visão no controle da locomoção e da ultrapassagem de obstáculos.

2.5. Controle visual da locomoção e da ultrapassagem de obstáculo

O papel da visão no controle da locomoção tem sido objeto de muita pesquisa na área de Comportamento Motor. Estudos têm sido desenvolvidos tanto em terrenos regulares como durante a ultrapassagem de obstáculos. Assim, os achados mais relevantes para o presente estudo são abordados na sequência.

Um aspecto importante diz respeito à amostragem visual do ambiente. De maneira geral, a literatura tem mostrado que o ambiente não precisa ser amostrado continuamente, permitindo que a visão seja desviada para outros pontos durante a locomoção (THOMSON 1980; 1983; PATLA et al., 1996a; PATLA, 1997; MENUCHI, 2005). Patla et al. (1996a) evidenciaram esta questão permitindo aos participantes a autosseleção da disponibilidade de informação visual. Estes autores investigaram as características da amostragem visual e os efeitos das condições do terreno sobre os padrões de amostragem. Para isso, foram utilizadas passarelas com locais determinados para o posicionamento do pé a cada passo, que exigiam modulação no comprimento e largura dos passos. Ainda, o terreno apresentava condições com buracos, obstáculos e curvas. Os participantes usaram óculos de lente de cristal líquido que permitiam a autosseleção da frequência, do local e da duração da amostragem visual do ambiente durante a realização da tarefa. A ultrapassagem do obstáculo aumentou a demanda da amostragem visual em até quatro vezes mais do que o andar livre e plano. Ainda, o aumento da altura do obstáculo levou ao aumento do tempo de execução da tarefa, do número de amostragens e da duração total da amostragem visual do ambiente. Outro resultado importante deste estudo é que a demanda visual foi maior durante a aproximação ao obstáculo do que durante a ultrapassagem, sendo que diferenças quanto à altura do obstáculo foram encontradas apenas na fase de aproximação – quanto mais alto o obstáculo, maiores foram os valores de frequência e duração média das amostragens. Dessa forma, os resultados de Patla et al. (1996a) revelam o importante papel da visão no controle locomotor preditivo, permitindo ajustes antecipatórios à perturbação em potencial (PATLA, 1997).

De modo complementar, Patla & Vickers (1997) utilizaram um sistema de câmeras em um capacete para verificar o comportamento do olhar na tarefa de ultrapassar obstáculo. Foi observado que os participantes fixam o olhar de forma intermitente no obstáculo somente na fase de aproximação. Ainda, estes autores identificaram que os participantes passam a maior parte do tempo com os olhos estabilizados na direção da locomoção, aproximadamente dois passos à frente. Estes resultados foram confirmados em um estudo posterior que envolvia o posicionamento dos pés sobre alvos durante a locomoção (PATLA & VICKERS, 2003).

Em outro estudo, Patla (1998) reportou, na tarefa de ultrapassar um obstáculo, a superioridade da informação inerente ao fluxo óptico (visão dinâmica) sobre a informação obtida via inputs visuais estáticos para guiar a locomoção. Neste estudo, os sujeitos tiveram que se aproximar e ultrapassar obstáculos de diferentes alturas na ausência de visão durante cinco passos. A tarefa foi realizada sob duas condições visuais. Na condição de amostragem visual estática, os sujeitos olharam para o obstáculo durante aproximadamente 1,5s e então começaram a andar. Na condição de amostragem visual dinâmica, os sujeitos realizaram três passos (~1,5s) antes da retirada da visão na área de aproximação sem visão (cinco passos). A taxa de erro da perna de abordagem (primeira perna a ultrapassar) foi menor na condição de amostragem visual dinâmica do que na condição estática (10% vs. 24,6%). Para a perna de suporte (segunda perna a ultrapassar), a taxa de erro nas condições visuais dinâmica e estática foi de 7,5% e 6,7%, respectivamente. Patla (1998) atribuiu a falha na performance da tarefa de ultrapassar obstáculos à variabilidade do posicionamento do pé na fase de aproximação. Ainda, foi sugerido que a informação exteroceptiva adquirida durante a ação locomotora foi necessária para ajustes *on-line* do posicionamento do pé antes do obstáculo.

Outro importante aspecto a ser considerado para o controle visual da locomoção é o tempo preditivo para o contato (tempo de contato) com um objeto. Estudos têm sugerido que a estimativa sobre a aproximação ao obstáculo é adquirida pela variável tempo de contato. Lee (1976) mostrou que esta variável pode ser calculada a partir do fluxo óptico, reforçando o conceito de que o fluxo óptico desempenha papel crucial no controle da locomoção. Warren et al. (1986) sugeriram que o tempo-de-contato foi usado durante a corrida em esteira para garantir o posicionamento adequado dos pés sobre alvos fixados no cinto da esteira.

A fim de anular o fluxo óptico durante as fases de aproximação e ultrapassagem de obstáculo em adultos jovens, Menuchi (2005) propôs um protocolo experimental que apresentava condições de amostragem visual dinâmica (iluminação normal) e estática (luz estroboscópica a 2Hz e 4Hz) durante toda a tarefa. Foi observado aumento da DHPO e da DVPO nas condições de amostragem visual estática, revelando, assim, um comportamento mais conservativo quando o fluxo óptico foi anulado. Para Menuchi (2005), tal comportamento sugere que a informação de movimento visual favorece o acoplamento entre a visão e os ajustes adaptativos na negociação com o obstáculo.

Considerando as questões que norteiam este estudo, os objetivos propostos são apresentados na sequência.

3. OBJETIVO

Analisar o papel da visão no controle locomotor durante a ultrapassagem de obstáculos de diferentes alturas em idosos com DP e idosos saudáveis.

3.1. Objetivos específicos

Mais especificamente: a) Comparar os parâmetros cinemáticos e cinéticos do comportamento locomotor de idosos com DP e de idosos saudáveis; b) Verificar o efeito da informação visual disponível sobre o comportamento locomotor de idosos; c) Verificar o efeito da presença e da altura do obstáculo sobre o comportamento locomotor de idosos; d) Verificar o efeito da DP e da condição de obstáculo sobre o padrão autosselecionado de informação visual em idosos.

4. MATERIAIS E MÉTODO

O presente projeto de pesquisa foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista, campus Rio Claro (Protocolo nº 2688, datado de 11 de Setembro de 2007).

4.1. Participantes

Pacientes e grupo controle: Foram selecionados, junto a centros especializados em Rio Claro e região, 12 indivíduos idosos com DP idiopática. Ainda, foram selecionados 12 idosos sadios (*pair matched*) com idade, gênero e características antropométricas semelhantes para a formação do grupo controle.

Procedimentos de seleção dos pacientes: Os pacientes encaminhados para o estudo, após o diagnóstico da doença de característica idiopática, seguindo os critérios internacionais de diagnóstico, foram incluídos no estudo. Após os participantes terem fornecido consentimento de participação, foram submetidos a uma avaliação clínica mais detalhada, por um médico neuropsiquiatra, para determinar as condições gerais em função da gravidade da doença.

Nos pacientes com DP, foi aplicada a escala de Hoehn e Yahr (H&Y – HOEHN & YAHR, 1967; Versão adaptada por SCHENKMAN et al., 2001), para identificar o estágio evolutivo da doença, a existência da unilateralidade/bilateralidade da doença e o nível de resposta aos reflexos posturais. Os estágios modificados são: Estágio 0: Sem sinais da doença; Estágio 1: Doença unilateral; Estágio 1,5: Envolvimento axial e unilateral; Estágio 2: Doença bilateral sem alterações do equilíbrio; Estágio 2,5: Doença bilateral com recuperação nos testes (ex., teste de estabilidade postural); Estágio 3: Doença leve e moderada bilateral, alguma instabilidade postural e independência física; Estágio 4: Incapacidade grave; ainda capaz de andar e levantar sem ajuda; Estágio 5: Cadeira de rodas. Por meio da identificação das restrições funcionais para as atividades motoras, foi conhecido o estágio da doença em que cada paciente se encontrava. A partir da identificação do estágio da DP, limitada para este estudo entre os estágios 1 e 3 da escala de H&Y, é que o paciente foi convidado a participar

do estudo. A restrição em relação aos estágios da escala de H&Y garantiu que comportamentos motores mais homogêneos pudessem ser comparados e, além disso, pessoas acima do estágio 3 da DP possuem restrições motoras incapacitantes e padrões motores bem diferentes dos estágios anteriores, apresentando, às vezes, perda da independência locomotora – o que impossibilitaria a realização do protocolo experimental proposto.

Os seguintes critérios de exclusão para a composição da amostra foram estabelecidos: idade abaixo dos 60 anos, declínio cognitivo e histórico de problemas ortopédicos.

Para a caracterização dos pacientes, o grau de acometimento da DP e as condições cognitivas foram mensurados. O grau de acometimento da DP foi avaliado através da Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS - FAHN & ELTON, 1987; Versão adaptada pela equipe do Ambulatório de Distúrbios do Movimento/Doença de Parkinson, da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas, sem data) com as seguintes sub-escalas: I – Estado mental, humor e comportamento; II – Atividades da vida diária; III – Exame da motricidade. O estado geral de acometimento da doença de cada paciente foi conhecido pela pontuação obtida, onde quanto maior fosse a pontuação, mais acometido estaria o paciente. Depois, foi aplicado o Mini-Exame do Estado Mental - Mini-Mental (ALMEIDA, 1998), que é um instrumento com a finalidade de avaliar condições cognitivas. O Mini-Mental é composto de questões tipicamente agrupadas em sete categorias: orientação para tempo, orientação para local, registro de palavras, atenção e cálculo, lembrança de palavras mencionadas, linguagem e capacidade construtiva visual. Quanto maior a pontuação obtida no Mini-Mental, menor é o comprometimento cognitivo.

As TABELAS 1 e 2 apresentam os dados de caracterização dos idosos com DP e dos idosos do grupo controle, respectivamente. Os dados mostram que os idosos com DP estavam em estágios iniciais da doença e com leve acometimento geral. Ainda, considerando o ponto de corte de acordo com a escolaridade, estavam com as condições cognitivas preservadas (BRUCKI et al., 2003).

TABELA 1. Características dos idosos com DP (UPDRS = Unifying Parkinson's Disease Rating Scale, com as sub-escalas: I – Estado mental, humor e comportamento; II – Atividades da vida diária; III – Exame da motricidade; H&Y = escala de Hohen e Yahr; Mini-Mental = Mini Exame do Estado Mental).

Participantes	Gênero	Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (cm)	UPDRS I (pontos)	UPDRS II (pontos)	UPDRS III (pontos)	UPDRS Total (pontos)	H&Y (estágio)	Mini-Mental (pontos)
A	M	60	75	173.5	3	15	27	45	1.5	30
B	F	70	62.6	157	2	7	13	22	1	24.5
C	M	80	68	166.3	5	15	46	66	2.5	20
D	M	71	56	160.2	3	17	34	54	1.5	30
E	F	70	53.4	148.8	2	7	10	19	1	29
F	F	68	73.5	160	2	4	8	14	1	29
G	M	68	55	172.2	5	14	27	46	2	28
H	M	76	72.2	162.5	2	14	26	42	1.5	29
I	M	67	79.2	163	4	5	9	18	1	30
J	M	74	80.4	174	4	10	10	24	1.5	27
K	M	73	85.5	162.5	2	12	18	32	1.5	28
L	F	61	76.5	162.7	5	12	10	27	1	30
<i>Média</i>		69.8	69.8	163.6	3.3	11.0	19.8	34.1	1.4	27.9
<i>Desvio Padrão</i>		5.72	10.75	7.25	1.29	4.33	12.15	16.32	0.47	2.96

TABELA 2. Características dos idosos do grupo controle.

Participantes	Gênero	Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (cm)
A	F	69	64.3	148.8
B	F	63	53.7	154.8
C	F	60	68.6	164
D	M	74	62.5	164.7
E	M	75	73.9	165.5
F	M	79	78.2	164.7
G	M	69	68.5	157
H	M	75	58.9	165.1
I	M	74	74.3	164.3
J	F	70	67.2	156
K	M	65	72.7	173.4
L	M	62	83.1	167.4
<i>Média</i>		69.6	68.8	162.1
<i>Desvio Padrão</i>		6.04	8.27	6.69

4.2. Procedimentos Experimentais

Todos os procedimentos experimentais foram realizados nas dependências do Laboratório de Estudos da Postura e da Locomoção (DEF/IB/UNESP/RC).

1) *Esclarecimentos quanto à participação no estudo:* O participante tomou conhecimento dos objetivos da pesquisa, da tarefa que iria realizar, dos riscos e de qualquer outra informação por ele solicitada.

2) *Medidas antropométricas:* A massa e o peso corporal, a estatura, o comprimento da perna (distância entre o epicôndilo lateral da tíbia e o maléolo lateral), o comprimento da coxa (distância entre o trocânter maior do fêmur e o epicôndilo lateral do fêmur), a altura do tornozelo (distância entre o maléolo lateral da fíbula e o chão) e o comprimento e a largura do pé foram coletadas para caracterizar os participantes, para personalizar a altura do obstáculo e para o cálculo das variáveis cinéticas. Considerando que a análise cinemática tridimensional foi realizada no plano sagital direito, apenas o membro inferior direito foi mensurado.

3) *Passarela e Obstáculo:* A passarela consistiu de um corredor livre com um carpete de espuma de borracha de 8m de comprimento por 1,40 m de largura. Duas alturas de obstáculo foram utilizadas, tendo sido personalizadas e determinadas como segue: obstáculo baixo (OB), correspondente à altura do tornozelo; e obstáculo alto (OA), correspondente à metade da altura do joelho. A manipulação da altura do obstáculo permitiu compreender como a demanda da tarefa pode afetar o comportamento locomotor. Os obstáculos, de

espuma, tinham 3 cm de comprimento e 60 cm de largura. Pelo fato dos obstáculos terem sido de espuma, reduziu-se o risco de acidentes durante a realização da tarefa.

4) *Óculos com lentes de cristal líquido*: A informação visual foi manipulada através do uso de óculos com lentes de cristal líquido (Translucent Technologies, Toronto, Canadá). Os óculos foram controlados por um circuito eletrônico ou por um botão (interruptor) manipulado pelo próprio participante – quando o botão era acionado, o status dos óculos passava de opaco para transparente, e assim permanecia até que o botão fosse liberado. No status opaco, os óculos não permitiam que o participante captasse informação do ambiente através da visão. Três condições de visão foram utilizadas: informação visual dinâmica (IVD) – sem uso dos óculos; informação visual estática (IVE) – uso dos óculos com as lentes sendo controladas por circuito eletrônico; informação visual autosselecionada (IVA) – uso dos óculos com as lentes sendo controladas pelo participante ao acionar o botão. Na condição IVE, um circuito eletrônico controlou a frequência de mudança do status das lentes – baseado no estudo de Azulay et al. (1999), uma frequência de 3Hz foi determinada para este estudo; além disso, a duração de cada amostragem foi 0,016s e o intervalo entre as amostragens foi 0,3173s. Na condição IVA, o participante autosselecionou o status das lentes através do acionamento de um botão em sua mão.

5) *Plataformas de força*: Duas plataformas de força (AccuGait, Advanced Mechanical Technologies, Boston, MA) – 50cm x 50cm – foram posicionadas aproximadamente no meio da passarela, a fim de registrar as forças de reação do solo durante a execução da tarefa. Nas condições de obstáculo, este foi posicionado transversalmente entre as plataformas.

6) *Tarefa*: O participante foi convidado a percorrer andando uma distância de 8 metros, em condições sem obstáculo (SO), com OB e OA. O obstáculo foi posicionado a uma distância equivalente a quatro passos do ponto de início da tarefa. O ponto de início da locomoção foi ajustado pelo experimentador de forma a garantir a ultrapassagem do obstáculo confortavelmente com a perna direita; os participantes foram instruídos a realizar o primeiro passo da tarefa com a perna direita (FIGURA 2). Ainda, para efeito de segurança, um avaliador acompanhou o participante durante a execução da tarefa em todas as tentativas. Antes do início da tarefa, o participante estava em pé, parado, com as falanges distais dos dedos sobre o ponto de início (fita adesiva no solo). Após o comando do pesquisador, o participante deveria andar, na sua velocidade preferida, em direção ao obstáculo, ultrapassá-lo e continuar andando até o final da passarela. As tentativas foram apresentadas combinando condições de visão (IVD, IVE e IVA) e de obstáculo (SO, OB e OA), em 3 tentativas por condição, totalizando 27 tentativas; realizadas em 3 blocos (de acordo com a condição de

informação visual). As condições de obstáculo foram completamente randomizadas dentro de cada bloco. Quando algum participante tocou o obstáculo, a tentativa foi considerada inválida e foi repetida.

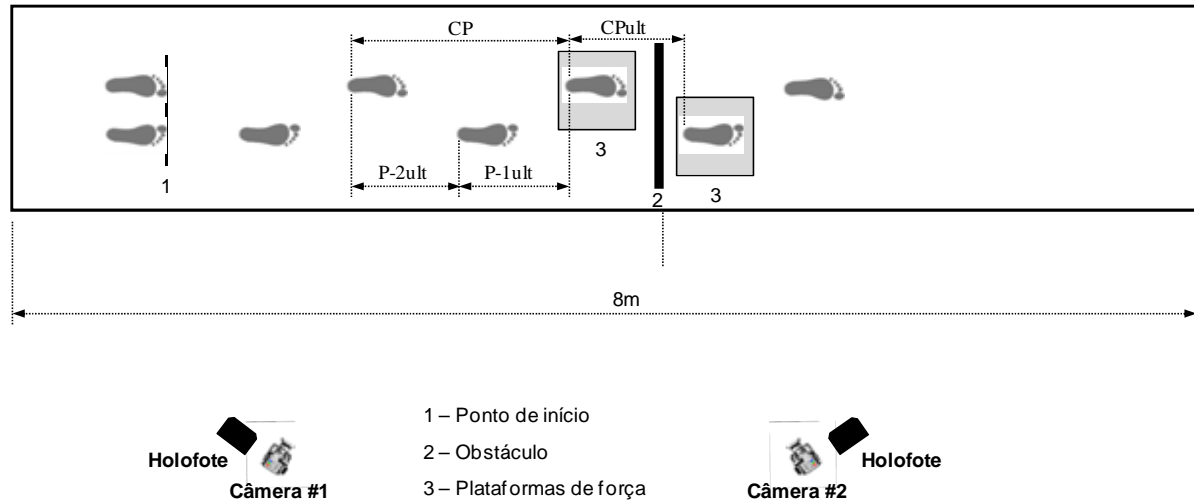


FIGURA 2. Vista superior do ambiente de coleta de dados e algumas variáveis dependentes: comprimento da passada (CP), do passo de ultrapassagem (CPult), do penúltimo (P-2ult) e do último (P-1ult) passo antes da abordagem ao obstáculo.

As tentativas com IVD foram apresentadas no primeiro bloco. O participante iniciou a tarefa com os olhos fechados e somente foi permitido abri-los após o comando “vai”. Ainda, neste e nos dois blocos subsequentes, o participante foi instruído a iniciar a marcha logo após o comando “vai”.

As tentativas com IVE foram apresentadas no segundo bloco. O circuito eletrônico que controlou a frequência de mudança do status das lentes foi acionado manualmente, por um avaliador, ao mesmo tempo em que outro avaliador disse o comando “vai”. A fim de minimizar problemas de atraso, o acionamento do circuito obedeceu ao comando “um, dois, três, vai”. Desta forma, as informações visuais sobre o ambiente não estavam disponíveis antes do início da tarefa.

As tentativas com IVA foram apresentadas no terceiro bloco. O participante iniciou a tarefa com as lentes dos óculos em status opaco e somente foi permitido alterá-lo após o comando “vai”. Portanto, em todos os blocos experimentais, as informações visuais sobre o ambiente não estavam disponíveis antes do comando “vai”. Ainda, neste bloco, o participante recebeu a seguinte instrução: “o(a) senhor(a) pode abrir as lentes dos óculos onde (em

qualquer lugar da passarela), por quantas vezes e por quanto tempo desejar; no entanto, abraças somente quando necessário”.

Antes de cada bloco foram realizadas tentativas de prática (entre três e cinco) para a familiarização com a condição de visão. Foi dado um intervalo de descanso de 5min entre os blocos e sempre que solicitado pelo participante. Ainda, a fim de analisar o comportamento locomotor do dia-a-dia do paciente, a tarefa foi realizada em estado ON do medicamento.

4.3. Coleta e análise dos dados.

Para registro cinemático dos dados, 4 marcadores passivos, feitos de esferas de isopor de 1,5 cm de diâmetro e recobertos com papel reflexivo, foram afixados por velcro em uma calça de lycra preta bem justa à perna do participante, nos seguintes pontos anatômicos: Para o membro inferior direito, no quinto metatarso e face lateral do calcâneo; e para o membro inferior esquerdo, no primeiro metatarso e face medial do calcâneo. Ainda, um marcador passivo foi posicionado na base do obstáculo, o que permitiu o cálculo das variáveis relacionadas à ultrapassagem.

Duas câmeras digitais (marca Samsung, modelo SC-D364) foram posicionadas de modo a visualizar todos os marcadores, no plano sagital direito do participante, para capturar pelo menos uma passada completa antes do obstáculo e um passo depois dele. As imagens foram registradas a 60 Hz e a captura dessas imagens foi realizada por uma placa de captura de vídeo (marca Pinnacle, modelo Studio DV, versão 1.05.307), acoplada a um microcomputador, que as comprimiu utilizando um logaritmo de compressão (Ligos Indeo 5.10). Para maior reflexão e visualização dos marcadores, foram posicionados, ao lado das câmeras, dois holofotes com lâmpadas halógenas de 500W de potência. O procedimento videogramétrico foi realizado pelo software Digital Video for Windows (Dvideow - Laboratório de Instrumentação em Biomecânica – Unicamp, 1998 – versão 4.0).

A calibração do espaço tridimensional foi feita através de seis fios de prumos com marcas ou referências equidistantes entre si (3m x 1,7m x 1,3m), formando um grande cubo, que serviu para informar ao Dvideow, com exatidão, as medidas do espaço por onde o participante realizou a tarefa (Figura 3). Isto possibilitou a reconstrução tridimensional das trajetórias dos marcadores. Os dados foram analisados através de uma rotina escrita em linguagem Matlab (Versão 7.0 – Math Works, Inc.) e filtrados com um filtro do tipo passa-baixa, Butterworth, com frequência de corte definida por meio de análise residual.

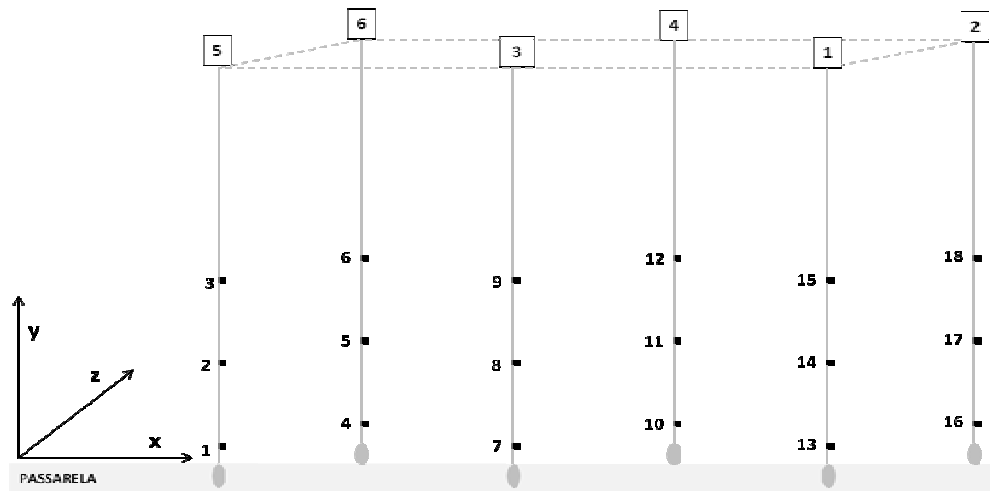


FIGURA 3. Sistema de calibração: Seis fios de prumo com suas respectivas referências.

Na condição IVA, o status das lentes dos óculos LCL foi registrado através de um diodo emissor de luz. Quando o participante apertava o botão para tornar o status das lentes transparente, o diodo acendia. O posicionamento deste diodo foi definido de forma a permitir sua visualização pelas duas câmeras.

As forças de reação do solo foram registradas a uma frequência de 200Hz. Os sinais analógicos de força foram digitalizados por um conversor analógico-digital e armazenados em um computador acoplado. Esses dados foram filtrados com o filtro Butterworth de 4ª ordem e com um filtro passa-baixa de 30 Hz e atraso de fase zero. Em seguida, os dados das componentes de força vertical e horizontal (ântero-posterior) foram normalizados pelo tempo de apoio (de 0 a 100%, com intervalos de 1%). A magnitude da força de reação do solo foi normalizada pelo peso corporal registrado na posição em pé parado.

O software AMTI NetForce foi utilizado para a aquisição dos dados digitais das plataformas. O tratamento dos dados e o cálculo das variáveis cinéticas foram realizados através de rotina específica escrita em linguagem Matlab (Versão 7.0 – Math Works, Inc.).

4.4. Variáveis dependentes

As variáveis dependentes que serão apresentadas a seguir foram calculadas apenas para as tentativas válidas. Entretanto, o número de contatos com o obstáculo foi considerado para análise e representa uma medida de sucesso da tarefa. O contato foi verificado por um avaliador experiente através de inspeção visual e, quando necessário, através das imagens registradas (disponíveis logo após cada tentativa realizada).

4.4.1. Variáveis cinemáticas: Fase de aproximação

As variáveis dependentes analisadas na passada completa anterior ao obstáculo, que se iniciou com o toque do calcanhar do pé esquerdo no solo e terminou com o próximo toque do pé esquerdo antes desta perna abordar o obstáculo, foram: comprimento, duração e velocidade da passada, cadência, e duração da fase de duplo suporte e de suporte simples. Estas variáveis também foram coletadas nas tentativas sem obstáculo, possibilitando comparações entre as duas situações no sentido de verificar a ocorrência de ajustes em parâmetros espaciais e temporais denotando estratégias adaptativas entre as condições e entre os grupos.

Comprimento da passada (CP – FIGURA 2) anterior à abordagem do obstáculo: foi calculado pela subtração dos valores dos marcadores no eixo X (horizontal no sentido ântero-posterior do movimento), que indicam a distância entre os subsequentes contatos dos marcadores do calcâneo (pé esquerdo) com o solo, na passada anterior à abordagem do obstáculo. Está expressa em centímetros (cm);

Duração da passada: expressa o tempo entre o primeiro contato com o solo do marcador do calcâneo esquerdo e o segundo contato do mesmo. Foi calculada a partir da diferença temporal entre os dois instantes e está expressa em segundos (s);

Velocidade da passada: foi calculada através da divisão do comprimento da passada pela sua duração da passada e está expressa em cm/s;

Cadência: expressa o número de passos em um minuto (passos/min). Foi calculada a partir da duração média dos passos realizados na passada da perna esquerda anterior ao obstáculo.

Porcentagem da fase de duplo suporte: expressa a porcentagem de tempo de uma passada em que o participante permaneceu sobre ambos os pés. Foi calculada com base na duração da passada.

Comprimento do penúltimo passo antes da abordagem ao obstáculo (P-2ult – FIGURA 2): calculado pela diferença das coordenadas em X entre o marcador do calcâneo do pé esquerdo e o marcador do calcâneo do pé direito, no penúltimo passo antes do obstáculo. Está expresso em centímetros (cm);

Comprimento do último passo antes da abordagem ao obstáculo (P-1ult – FIGURA 2): calculado pela diferença das coordenadas em X entre o marcador do calcâneo do pé direito e o marcador do calcâneo do pé esquerdo, no último passo antes do obstáculo. Está expresso em centímetros (cm).

4.4.2. Variáveis cinemáticas: Fase de ultrapassagem

As variáveis dependentes da fase de ultrapassagem estão descritas abaixo:

Comprimento (CPult – FIGURA 2) e largura do passo de ultrapassagem: o comprimento do passo de ultrapassagem foi calculado pela subtração dos valores dos pontos no eixo X do marcador da face lateral do calcâneo direito e da face medial do calcâneo esquerdo, no momento da ultrapassagem. A largura do passo de ultrapassagem representa a distância entre os marcadores dos calcâneos direito e esquerdo no sentido médio-lateral somada à largura do pé esquerdo, no momento em que este estava antes do obstáculo e o pé direito depois do obstáculo. As variáveis de comprimento e largura do passo de ultrapassagem estão expressas em centímetros (cm);

Distância horizontal pé obstáculo antes da ultrapassagem (DHPO) e depois do obstáculo (DHOP – FIGURA 4): a distância horizontal pé obstáculo corresponde ao valor obtido pela distância linear na coordenada X (horizontal) entre o marcador do metatarso, no momento em que este deixou o solo para a ultrapassagem, e o marcador do obstáculo. A distância horizontal obstáculo pé corresponde ao valor obtido pela distância, na coordenada X, entre o marcador do calcâneo ao entrar em contato com o solo, após a ultrapassagem, e o marcador do obstáculo;

Distância vertical pé obstáculo (DVPO – FIGURA 4): expressa a distância vertical entre o marcador do metatarso e a borda superior do obstáculo, no momento em que o pé estava sobre o obstáculo. As variáveis de distâncias horizontais antes e após o obstáculo e a distância vertical pé obstáculo foram calculadas para ambas as pernas (de abordagem e de suporte) e estão expressas em centímetros (cm).

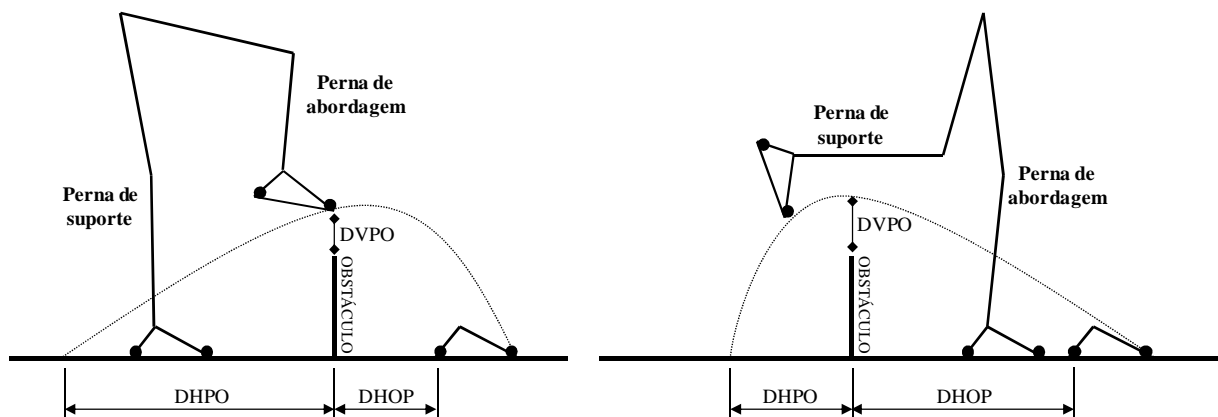


FIGURA 4. Variáveis dependentes da fase de ultrapassagem para ambas as pernas. DHPO: distância horizontal pé obstáculo; DVPO: distância vertical pé obstáculo; DHOP: distância horizontal obstáculo pé.

4.4.3. Variáveis cinéticas

As seguintes variáveis dependentes foram extraídas a partir das curvas força-tempo normalizadas (Figura 5):

Força vertical máxima após o contato do pé com o solo (*1° pico*; FIGURA 5A): representa a máxima magnitude da força vertical após o contato do pé com o solo e está expressa em peso corporal (PC).

Força vertical mínima durante a fase de suporte (FIGURA 5A): representa a mínima magnitude da força vertical entre o primeiro e o segundo pico e está expressa em peso corporal (PC).

Força vertical máxima anterior à perda de contato do pé com o solo (*2° Pico*; FIGURA 5A): representa a máxima magnitude da força vertical para propulsão antes da retirada do pé do solo e está expressa em peso corporal (PC).

Força horizontal máxima (*1° Pico*; FIGURA 5B): representa a máxima magnitude da força horizontal após o contato do pé com o solo e está expressa em peso corporal (PC).

Força horizontal máxima (*2° Pico*; FIGURA 5B): representa a máxima magnitude da força horizontal antes da retirada do pé do solo e está expressa em peso corporal (PC).

Além da magnitude dos picos de força, também foram calculados os *impulsos de frenagem e de propulsão* (FIGURA 5C) para as componentes verticais e horizontais de força de reação do solo. O corte entre frenagem e propulsão foi definido como o momento em que a força horizontal cruzou o zero. Os impulsos foram calculados como a área da curva de força pelo tempo de apoio e estão expressas em peso corporal segundo (PC.s).

Todas as variáveis cinéticas foram calculadas para as duas pernas. A plataforma de força posicionada antes do obstáculo coletou dados referentes à perna de suporte antes da ultrapassagem do obstáculo. A plataforma de força posicionada depois do obstáculo coletou dados referentes à perna de abordagem depois da ultrapassagem do obstáculo. Apenas as variáveis cinéticas da fase de frenagem da perna de suporte foram consideradas como pertencentes à fase de aproximação; todas as outras variáveis cinéticas foram consideradas como fase de ultrapassagem.

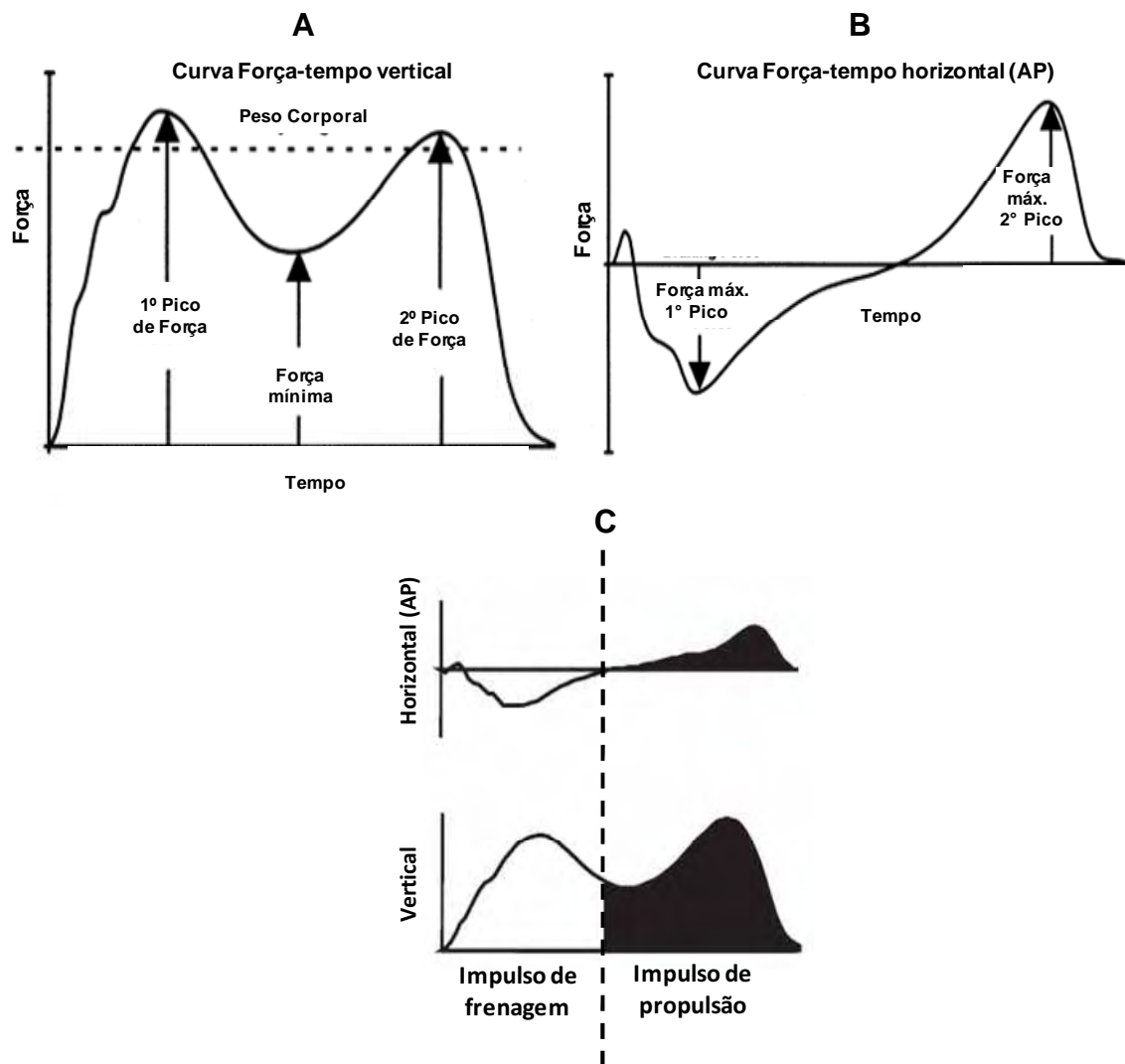


FIGURA 5. Curva força-tempo vertical (A) e horizontal (B) e representação dos impulsos de frenagem e propulsão (C).

4.4.4. Amostragem visual

Em relação à condição de amostragem visual autosselecionada, o presente estudo pretendeu descrever o padrão de autosseleção da informação visual. Para tal análise, a tarefa foi definida como iniciando após o comando “vai” e terminando no momento em que o pé direito deixou o solo após a ultrapassagem (segunda plataforma de força). As seguintes variáveis dependentes foram calculadas:

Tempo de execução da tarefa (TET): foi calculado a partir da diferença temporal entre o início e o final da tarefa acima descrita. O tempo de execução da tarefa foi utilizado para normalizar algumas das variáveis referentes à amostragem visual. Está expresso em segundos (s);

Número de amostragens visuais: foi calculado a partir da identificação do número de acionamentos do botão que controlou a mudança do status das lentes dos óculos durante a tarefa;

Duração total das amostragens visuais: corresponde à soma da duração de cada amostragem visual durante a tarefa;

Duração média da amostragem visual: foi calculada através da divisão da duração total de amostragem visual pelo número de amostragens. A duração média e a duração total estão expressas em porcentagem do tempo de execução da tarefa.

4.5. Análise estatística

Para comparar o comportamento locomotor de pacientes com DP e de idosos saudáveis durante a realização da tarefa, sob diferentes condições de informação visual e de obstáculo, foram empregadas oito MANOVAs e uma ANOVA.

Os dados referentes ao número de contatos com o obstáculo foram analisados através de uma ANOVA *three way* (2 grupos, 3 condições de informação visual e 2 condições de obstáculo), com medidas repetidas nos dois últimos fatores e testes de contraste.

Todas as MANOVAs foram realizadas considerando os fatores de condição (obstáculo e/ou informação visual) como medidas repetidas e empregando testes de contraste. A média das três tentativas de cada condição foi considerada para análise. Os pressupostos da MANOVA foram testados através do teste de esfericidade (Mauchly) e do teste de igualdade das variâncias (Levene). Assim, para as variáveis que violaram os pressupostos, foram utilizados os valores referentes ao teste de Greenhouse-Geisser disponíveis na MANOVA:

- MANOVA 1 – três fatores (2 grupos, 3 condições de informação visual e 3 condições de obstáculo): variáveis cinemáticas espaciais da fase de aproximação e velocidade da passada. Fator grupo: DP (n=12) e controle (n=12); fator informação visual: IVD, IVE e IVA; fator obstáculo: SO, OB e OA. Estas variáveis não violaram os pressupostos da MANOVA.
- MANOVA 2 – três fatores (2 grupos, 3 condições de informação visual e 3 condições de obstáculo): variáveis cinemáticas temporais da fase de aproximação. Fator grupo: DP (n=12) e controle (n=12); fator informação visual: IVD, IVE e IVA; fator obstáculo: SO, OB e OA. A duração da passada e a cadência violaram os pressupostos da MANOVA.
- MANOVA 3 – três fatores (2 grupos, 3 condições de informação visual e 2 condições de obstáculo): variáveis cinemáticas da fase de ultrapassagem. Fator grupo: DP (n=12)

e controle (n=12); fator informação visual: IVD, IVE e IVA; fator obstáculo: OB e OA. Estas variáveis não violaram os pressupostos da MANOVA.

- MANOVA 4 – três fatores (2 grupos, 3 condições de informação visual e 3 condições de obstáculo): variáveis cinéticas da perna de suporte extraídas a partir da curva força-tempo vertical. Fator grupo: DP (n=11) e controle (n=11); fator informação visual: IVD, IVE e IVA; fator obstáculo: SO, OB e OA. A força vertical mínima, o impulso de frenagem vertical e o impulso de propulsão vertical violaram os pressupostos da MANOVA.
- MANOVA 5 – três fatores (2 grupos, 3 condições de informação visual e 3 condições de obstáculo): variáveis cinéticas da perna de suporte extraídas a partir da curva força-tempo horizontal. Fator grupo: DP (n=11) e controle (n=11); fator informação visual: IVD, IVE e IVA; fator obstáculo: SO, OB e OA. A força horizontal máxima 1º pico violou os pressupostos da MANOVA.
- MANOVA 6 – três fatores (2 grupos, 3 condições de informação visual e 2 condições de obstáculo): variáveis cinéticas da perna de abordagem extraídas a partir da curva força-tempo vertical. Fator grupo: DP (n=8) e controle (n=8); fator informação visual: IVD, IVE e IVA; fator obstáculo: OB e OA. Estas variáveis não violaram os pressupostos da MANOVA.
- MANOVA 7 – três fatores (2 grupos, 3 condições de informação visual e 2 condições de obstáculo): variáveis cinéticas da perna de abordagem extraídas a partir da curva força-tempo horizontal. Fator grupo: DP (n=8) e controle (n=8); fator informação visual: IVD, IVE e IVA; fator obstáculo: OB e OA. Estas variáveis não violaram os pressupostos da MANOVA.
- MANOVA 8 – dois fatores (2 grupos, 3 condições de obstáculo): variáveis de amostragem visual na condição autosselecionada. Fator grupo: DP (n=12) e controle (n=12); fator obstáculo: SO, OB e OA. A duração média da amostragem visual e o tempo de execução da tarefa violaram os pressupostos da MANOVA.

Alguns participantes não foram incluídos na análise das variáveis cinéticas devido ao posicionamento inadequado dos pés sobre as plataformas de força. Nestes casos, para manter análises com amostras de mesmo tamanho, o par do outro grupo também não foi incluído.

O nível de significância foi mantido em 0,05 para todas as análises e o programa SPSS 15.0 (SPSS, Inc.) foi utilizado para o tratamento estatístico.

5. RESULTADOS

Não foram identificadas diferenças significativas entre os grupos para idade ($t_{22}=0,104$; $p=0,918$), estatura ($t_{22}=0,243$; $p=0,811$) e massa corporal ($t_{22}=0,498$; $p=0,624$). Sendo assim, as variáveis dependentes cinemáticas não foram normalizadas.

Todos os participantes foram capazes de realizar o protocolo experimental. Entretanto, o número de contatos com o obstáculo foi considerado para análise. Foram registrados 38 contatos nos idosos com DP (IVD=2; IVE=33; IVA=3) e 15 nos idosos sadios (IVD=1; IVE=13; IVA=1). A TABELA 3 apresenta os valores médios e desvios padrão do número de contatos com o obstáculo realizados pelos dois grupos, nas condições de informação visual (informação visual dinâmica, estática e autosselecionada) e de obstáculo (sem obstáculo, obstáculo baixo e obstáculo alto).

A ANOVA evidenciou diferença entre os grupos, $F_{(1,132)}=5,733$, $p=0,018$, e entre as condições de informação visual, $F_{(1,132)}=19,583$, $p<0,001$. Ainda, a ANOVA apontou interação entre grupos e condições de informação visual, $F_{(1,132)}=3,717$, $p=0,027$.

TABELA 3. Valores médios e desvios padrão do número de contatos com o obstáculo dos idosos com DP e neurologicamente sadios nas condições de informação visual (dinâmica (IVD), estática (IVE) e autosselecionada (IVA)) e de obstáculo (baixo (OB) e alto (OA)).

Grupos	IVD		IVE		IVA	
	OB	OA	OB	OA	OB	OA
Parkinson	0±0	0,17±0,39	1,42±1,51	1,33±1,87	0,08±0,29	0,17±0,58
Controle	0±0	0,08±0,29	0,33±0,65	0,75±0,87	0±0	0,08±0,29

Quando comparados ao grupo controle e independente das condições de obstáculo e de informação visual, os idosos com DP apresentaram maior número de contatos com o obstáculo. A condição de informação visual estática apresentou maior número de contatos do que as condições de informação visual dinâmica e autosselecionada. Ainda, a interação entre grupos e condição de informação visual revelou que os participantes apresentaram valores médios similares nas condições de informação visual dinâmica e autosselecionada; entretanto,

os idosos com DP apresentaram maior número de contatos com o obstáculo do que o grupo controle na condição de informação visual estática.

Para facilitar a interpretação, os outros resultados são apresentados em cinco grupos: 1) Variáveis cinemáticas da fase de aproximação; 2) Variáveis cinemáticas da fase de ultrapassagem; 3) Variáveis cinéticas da perna de suporte; 4) Variáveis cinéticas da perna de abordagem; 5) Variáveis de informação visual.

5.1. Variáveis cinemáticas da fase de aproximação

As FIGURAS 6 e 7 apresentam os valores médios e desvios padrão das variáveis cinemáticas da fase de aproximação para os dois grupos (idosos neurologicamente sadios e com DP), nas condições de informação visual (dinâmica, estática e autosselecionada) e de obstáculo (sem obstáculo, obstáculo baixo e obstáculo alto). As TABELAS 4-6 apresentam os valores médios e desvios padrão destas variáveis de acordo com os efeitos observados na análise estatística.

Para as variáveis cinemáticas espaciais da fase de aproximação e a velocidade da passada, a MANOVA apontou diferença entre os grupos, Wilks' Lambda=0,525, $F(4,19)=4,295$, $p=0,012$, entre as condições de informação visual, Wilks' Lambda=0,111, $F(8,15)=15,039$, $p<0,001$, e entre as condições de obstáculo, Wilks' Lambda=0,328, $F(8,15)=3,839$, $p=0,012$; não foram evidenciadas interações entre os fatores. Para as variáveis temporais da fase de aproximação, a MANOVA apontou diferença entre as condições de informação visual, Wilks' Lambda=0,162, $F(6,17)=14,704$, $p<0,001$, e entre as condições de obstáculo, Wilks' Lambda=0,399, $F(6,17)=4,264$, $p=0,008$; não foi revelada diferença entre os grupos, Wilks' Lambda=0,779, $F(3,20)=1,887$, $p=0,164$, ou interação entre os fatores.

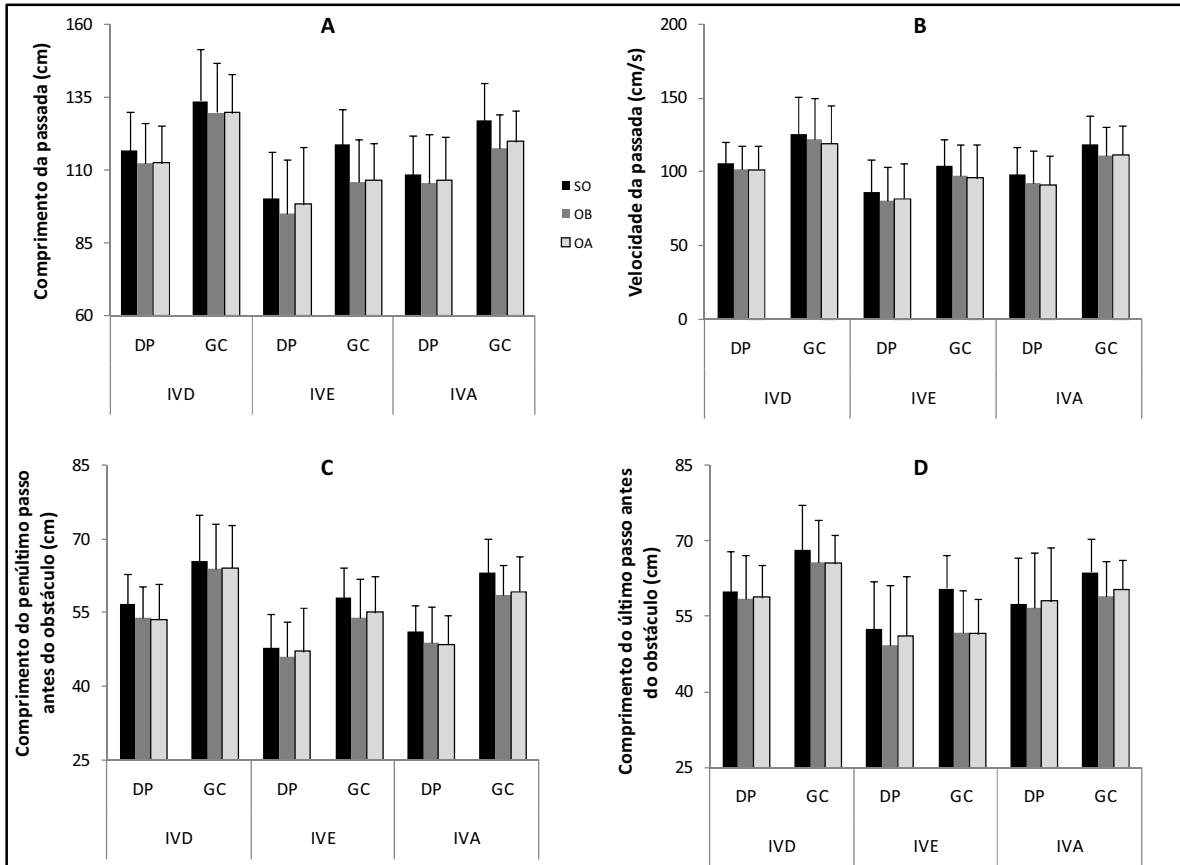


FIGURA 6. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinemáticas da fase de aproximação: comprimento (A) e velocidade da passada (B) e comprimento do penúltimo (C) e do último passo antes do obstáculo (D) dos idosos com DP e neurologicamente sadios (GC) nas condições de informação visual (dinâmica (IVD), estática (IVE) e autosselecionada (IVA)) e de obstáculo (sem obstáculo (SO), obstáculo baixo (OB) e obstáculo alto (OA)).

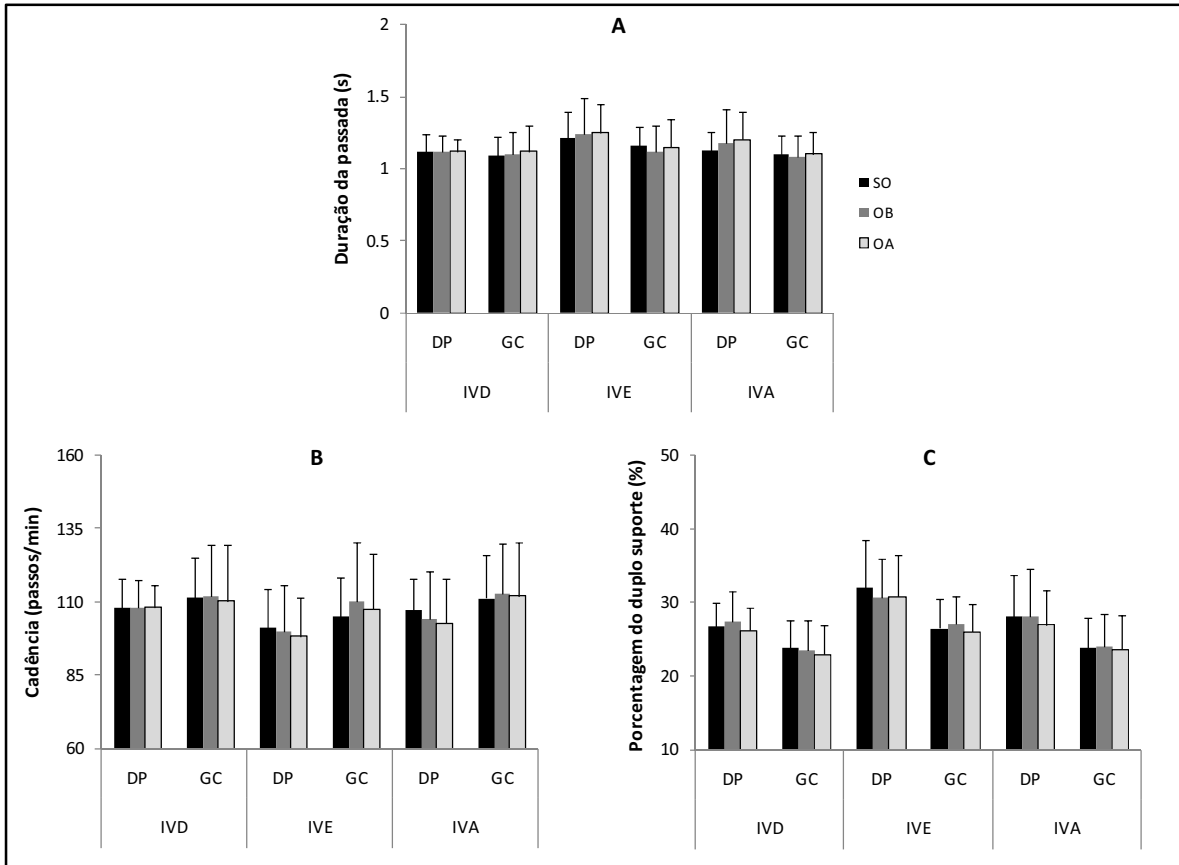


FIGURA 7. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinemáticas da fase de aproximação: duração da passada (A), cadência (B) e porcentagem do duplo suporte (C) dos idosos com DP e neurologicamente saudáveis (GC) nas condições de informação visual (dinâmica (IVD), estática (IVE) e autoselecionada (IVA)) e de obstáculo (sem obstáculo (SO), obstáculo baixo (OB) e obstáculo alto (OA)).

Análises univariadas para os grupos apontaram diferença para comprimento, $F_{(1,22)}=7,850$, $p=0,01$, e velocidade da passada, $F_{(1,22)}=5,104$, $p=0,034$, e comprimento do penúltimo passo antes da abordagem ao obstáculo, $F_{(1,22)}=14,521$, $p=0,001$. Análises univariadas para as condições de informação visual apontaram diferença para comprimento, $F_{(2,44)}=42,266$, $p<0,001$, duração, $F_{(1,4;30,9)}=9,169$, $p=0,002$, e velocidade da passada, $F_{(2,44)}=49,522$, $p<0,001$, cadência, $F_{(1,4;31,8)}=9,311$, $p=0,002$, porcentagem da fase de duplo suporte, $F_{(2,44)}=17,298$, $p<0,001$, e comprimento do penúltimo, $F_{(2,44)}=28,751$, $p<0,001$, e do último passo antes da abordagem ao obstáculo, $F_{(2,44)}=36,992$, $p<0,001$. Análises univariadas para as condições de obstáculo apontaram diferença para comprimento, $F_{(2,44)}=19,547$, $p<0,001$, e velocidade da passada, $F_{(2,44)}=27,213$, $p<0,001$, porcentagem da fase de duplo suporte, $F_{(2,44)}=7,735$, $p=0,001$, e comprimento do penúltimo, $F_{(2,44)}=16,078$, $p<0,001$, e do último passo antes da abordagem ao obstáculo, $F_{(2,44)}=13,401$, $p<0,001$.

Efeito de grupo (TABELA 4): Quando comparados ao grupo controle e independente das condições de obstáculo e de informação visual, os idosos com DP apresentaram menor

comprimento e velocidade da passada e comprimento do penúltimo passo antes da abordagem ao obstáculo.

TABELA 4. Valores médios e desvios padrão das variáveis dependentes da fase de aproximação que apresentaram efeito de grupo.

Variáveis dependentes	Grupos	
	Parkinson	Controle
Comprimento da passada (cm)	106,2±16,41	121±16,39
Velocidade da passada (cm/s)	93±21,07	111,5±23,89
Comprimento do penúltimo passo antes do obstáculo (cm)	50,4±7,46	60,2±8,46

Efeito de condição de informação visual (TABELA 5): Independente de grupo e da condição de obstáculo, na condição de informação visual dinâmica, os participantes apresentaram maior comprimento e velocidade da passada e comprimento do penúltimo e do último passo antes da abordagem ao obstáculo do que nas condições de informação visual estática e autosselecionada; e ainda, na condição de informação visual autosselecionada, os participantes apresentaram maiores valores médios destas variáveis do que na condição de informação visual estática. Para a duração da passada e a porcentagem da fase de duplo suporte, os participantes apresentaram maiores valores médios na condição de informação visual estática do que nas condições de informação visual dinâmica e autosselecionada; ainda, não houve diferença significativa entre as condições de informação visual dinâmica e autosselecionada. Para a cadência, os participantes apresentaram menores valores médios na condição de informação visual estática do que nas condições de informação visual dinâmica e autosselecionada; ainda, não houve diferença significativa entre as condições de informação visual dinâmica e autosselecionada.

TABELA 5. Valores médios e desvios padrão das variáveis dependentes da fase de aproximação que apresentaram efeito de condição de informação visual. IVD = informação visual dinâmica; IVE = estática; IVA = autosselecionada. P2ult = comprimento do penúltimo passo antes do obstáculo; P1ult = comprimento do último passo antes do obstáculo. ns = sem diferença significativa.

Variáveis dependentes	Condições de informação visual			Comparações		
	IVD	IVE	IVA	IVDxIVE	IVDxIVA	IVExIVA
Comprimento da passada (cm)	122,5±16,85	104,2±17,05	114,2±15,19	p<0,001	p<0,001	p<0,001
Duração da passada (s)	1,11±0,13	1,19±0,19	1,13±0,17	p=0,008	ns	p<0,001
Velocidade da passada (cm/s)	112,4±23,29	90,8±22,95	103,5±21,95	p<0,001	p=0,002	p<0,001
Cadência (passos/min)	109,7±13,26	103,7±16	108,4±15,45	p=0,004	ns	p<0,001
Porcentagem da fase de duplo suporte (%)	25,1±4	28,9±5,33	25,8±5,33	p<0,001	ns	p<0,001
P2ult (cm)	59,7±9,21	51,3±8,5	54,9±8,51	p<0,001	p=0,001	p=0,004
P1ult (cm)	62,8±8,49	52,8±9,82	59,3±8,64	p<0,001	p=0,008	p<0,001

Efeito de condição de obstáculo (TABELA 6): Independente de grupo e da condição de informação visual, os participantes apresentaram maior comprimento e velocidade da passada e comprimento do penúltimo e do último passo antes da abordagem ao obstáculo na condição sem obstáculo do que nas condições de obstáculo baixo e obstáculo alto; ainda, não houve diferença significativa entre as condições de obstáculo baixo e de obstáculo alto. Para a porcentagem da fase de duplo suporte, os participantes apresentaram menor valor médio na condição de obstáculo alto do que nas condições sem obstáculo e de obstáculo baixo; ainda, não houve diferença significativa entre as condições sem obstáculo e de obstáculo baixo.

TABELA 6. Valores médios e desvios padrão das variáveis dependentes da fase de aproximação que apresentaram efeito de condição de obstáculo. SO = sem obstáculo; OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto. P2ult = comprimento do penúltimo passo antes do obstáculo; P1ult = comprimento do último passo antes do obstáculo. ns = sem diferença significativa.

Variáveis dependentes	Condições de obstáculo			Comparações		
	SO	OB	OA	SOxOB	SOxOA	OBxOA
Comprimento da passada (cm)	117,6±17,77	111±18,55	112,2±17,08	p<0,001	p<0,001	ns
Velocidade da passada (cm/s)	106±23,51	100,4±25,14	100,3±24,16	p<0,001	p<0,001	ns
Porcentagem da fase de duplo suporte (%)	26,8±5,31	26,8±5,24	26,1±4,99	ns	p=0,003	p=0,004
P2ult (cm)	57,1±9,13	54,2±9,36	54,6±9,42	p<0,001	p=0,002	ns
P1ult (cm)	60,5±9,32	56,8±10,57	57,6±9,45	p=0,001	p=0,004	ns

5.2. Variáveis cinemáticas da fase de ultrapassagem

As FIGURAS 8 e 9 apresentam os valores médios e desvios padrão das variáveis cinemáticas da fase de ultrapassagem para os dois grupos (idosos neurologicamente saudáveis e com DP), nas condições de informação visual (dinâmica, estática e autosselecionada) e de obstáculo (baixo e alto). As TABELAS 7-8 apresentam os valores médios e desvios padrão destas variáveis de acordo com os efeitos observados na análise estatística.

Para essas variáveis, a MANOVA apontou diferença entre as condições de informação visual, Wilks' Lambda=0,096, $F_{(16,7)}=4,127$, $p=0,032$, e entre as condições de obstáculo, Wilks' Lambda=0,151, $F_{(8,15)}=10,522$, $p<0,001$. Não foi evidenciada diferença entre os grupos, Wilks' Lambda=0,515, $F_{(8,15)}=1,769$, $p=0,162$, ou interação entre os fatores.

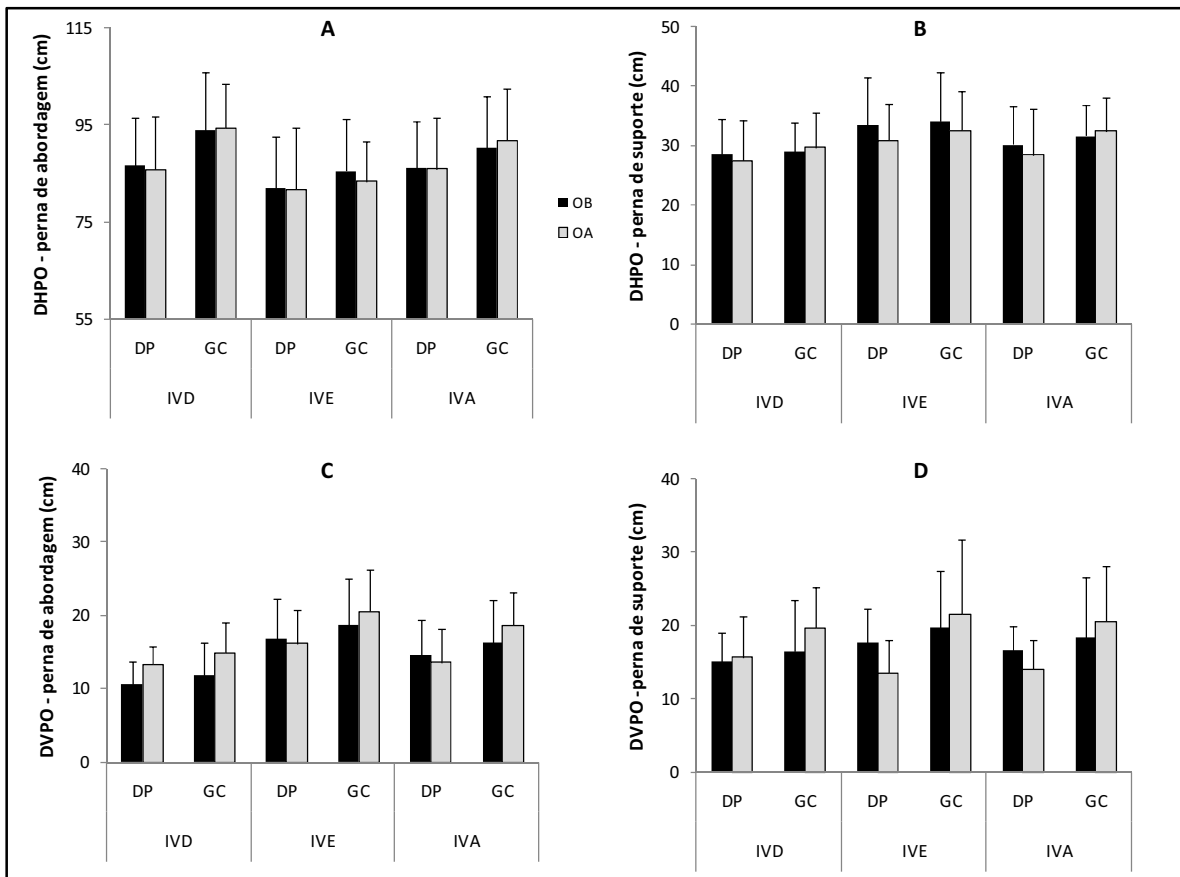


FIGURA 8. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinemáticas da fase de ultrapassagem: distância horizontal pé obstáculo (DHPO) da perna de abordagem (A) e de suporte (B) e distância vertical pé obstáculo (DVPO) da perna de abordagem (C) e de suporte (D) dos idosos com DP e neurologicamente saudáveis (GC) nas condições de informação visual (dinâmica (IVD), estática (IVE) e autosselecionada (IVA)) e de obstáculo (baixo (OB) e alto (OA)).

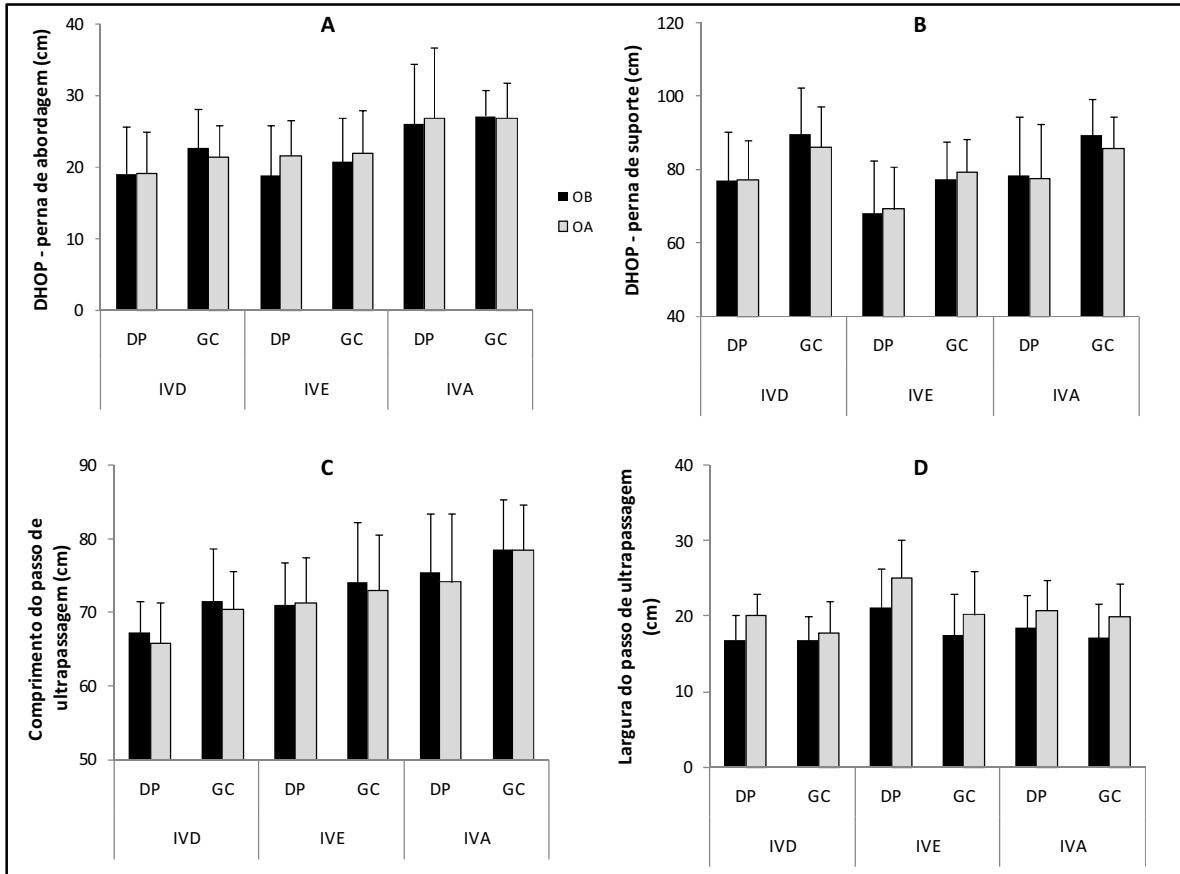


FIGURA 9. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinemáticas da fase de ultrapassagem: distância horizontal obstáculo pé (DHOP) da perna de abordagem (A) e de suporte (B) e comprimento (C) e largura do passo de ultrapassagem (D) dos idosos com DP e neurologicamente saudáveis (GC) nas condições de informação visual (dinâmica (IVD), estática (IVE) e autosselecionada (IVA)) e de obstáculo (baixo (OB) e alto (OA)).

Análises univariadas para as condições de informação visual apontaram diferença para distância horizontal pé obstáculo da perna de abordagem, $F(2,44)=10,815$, $p<0,001$, e de suporte, $F(2,44)=8,374$, $p=0,001$, distância vertical pé obstáculo da perna de abordagem, $F(2,44)=25,029$, $p<0,001$, distância horizontal obstáculo pé da perna de abordagem, $F(2,44)=14,039$, $p<0,001$, e de suporte, $F(2,44)=13,446$, $p<0,001$, e comprimento, $F(2,44)=28,587$, $p<0,001$, e largura do passo de ultrapassagem, $F(2,44)=8,335$, $p=0,001$. Análises univariadas para as condições de obstáculo apontaram diferença para largura do passo de ultrapassagem, $F(1,22)=50,929$, $p<0,001$, e tendência para distância vertical pé obstáculo da perna de abordagem, $F(1,22)=3,715$, $p=0,067$.

Efeito de condição de informação visual (TABELA 7): Independente de grupo e da condição de obstáculo, na condição de informação visual estática, os participantes apresentaram menor distância horizontal pé obstáculo da perna de abordagem e distância horizontal obstáculo pé da perna de suporte do que nas condições de informação visual dinâmica e autosselecionada. Para distância horizontal pé obstáculo da perna de suporte e

distância vertical pé obstáculo da perna de abordagem, os participantes apresentaram maiores valores médios na condição de informação visual estática do que nas condições de informação visual dinâmica e autosselecionada; ainda, os valores médios da distância vertical pé obstáculo da perna de abordagem foram maiores na condição de informação visual autosselecionada do que na de informação visual dinâmica. Para distância horizontal obstáculo pé da perna de abordagem e comprimento do passo de ultrapassagem, os participantes apresentaram maiores valores médios na condição de informação visual autosselecionada do que nas condições de informação visual dinâmica e estática; ainda, os valores médios do comprimento do passo de ultrapassagem foram maiores na condição de informação visual estática do que na de informação visual dinâmica. Para a largura do passo de ultrapassagem, os participantes apresentaram maiores valores médios na condição de informação visual estática do que na condição de informação visual dinâmica.

TABELA 7. Valores médios e desvios padrão das variáveis dependentes da fase de ultrapassagem que apresentaram efeito de condição de informação visual. IVD = informação visual dinâmica; IVE = estática; IVA = autosselecionada. ns = sem diferença significativa.

Variáveis dependentes	Condições de informação visual			Comparações		
	IVD	IVE	IVA	IVDxIVE	IVDxIVA	IVExIVA
Distância horizontal pé obstáculo da perna de abordagem (cm)	90,2±10,86	83,2±10,52	88,6±10,35	p<0,001	ns	p=0,02
Distância horizontal pé obstáculo da perna de suporte (cm)	28,7±5,72	32,7±7,14	30,7±6,38	p=0,005	ns	p=0,067
Distância vertical pé obstáculo da perna de abordagem (cm)	12,7±3,86	18,1±5,62	15,8±5,21	p<0,001	p=0,002	p=0,001
Distância horizontal obstáculo pé da perna de abordagem (cm)	20,6±5,64	20,8±5,99	26,8±6,95	ns	p=0,001	p=0,001
Distância horizontal obstáculo pé da perna de suporte (cm)	82,6±12,89	73,6±12,2	82,8±13,42	p<0,001	ns	p=0,001
Comprimento do passo de ultrapassagem (cm)	68,8±5,92	72,4±6,91	76,6±7,72	p=0,003	p<0,001	p=0,004
Largura do passo de ultrapassagem (cm)	17,9±3,58	21±5,87	19,1±4,38	p=0,002	ns	ns

Efeito de condição de obstáculo (TABELA 8): Independente de grupo e da condição de informação visual, os participantes apresentaram maior distância vertical pé obstáculo da perna de abordagem e largura do passo de ultrapassagem na condição de obstáculo alto do que na de obstáculo baixo.

TABELA 8. Valores médios e desvios padrão das variáveis dependentes da fase de ultrapassagem que apresentaram efeito de condição de obstáculo. OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto.

Variáveis dependentes	Condições de obstáculo	
	OB	OA
Distância vertical pé obstáculo da perna de abordagem (cm)	14,8±5,69	16,2±5,02
Largura do passo de ultrapassagem (cm)	18±4,52	20,7±4,83

5.3. Variáveis cinéticas da perna de suporte

As FIGURAS 10 e 11 apresentam os valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas da perna de suporte para os dois grupos (idosos neurologicamente saudáveis e com DP), nas condições de informação visual (dinâmica, estática e autosselecionada) e de obstáculo (sem obstáculo, obstáculo baixo e obstáculo alto). As TABELAS 9-10 apresentam os valores médios e desvios padrão destas variáveis de acordo com os efeitos observados na análise estatística.

Para as variáveis cinéticas verticais da perna de suporte, a MANOVA apontou diferença entre as condições de informação visual, Wilks' Lambda=0,114, $F_{(10,11)}=8,553$, $p=0,001$, e entre as condições de obstáculo, Wilks' Lambda=0,021, $F_{(10,11)}=51,614$, $p<0,001$. Não foi evidenciada diferença entre os grupos, Wilks' Lambda=0,606, $F_{(5,16)}=2,084$, $p=0,121$, ou interação entre os fatores. Para as variáveis cinéticas horizontais da perna de suporte, a MANOVA apontou diferença entre as condições de informação visual, Wilks' Lambda=0,159, $F_{(8,13)}=8,597$, $p<0,001$, e entre as condições de obstáculo, Wilks' Lambda=0,037, $F_{(8,13)}=41,964$, $p<0,001$, e interação entre condição de informação visual e de obstáculo, Wilks' Lambda=0,06, $F_{(16,5)}=4,913$, $p=0,044$. Não foi evidenciada diferença entre os grupos, Wilks' Lambda=0,656, $F_{(4,17)}=2,232$, $p=0,109$.

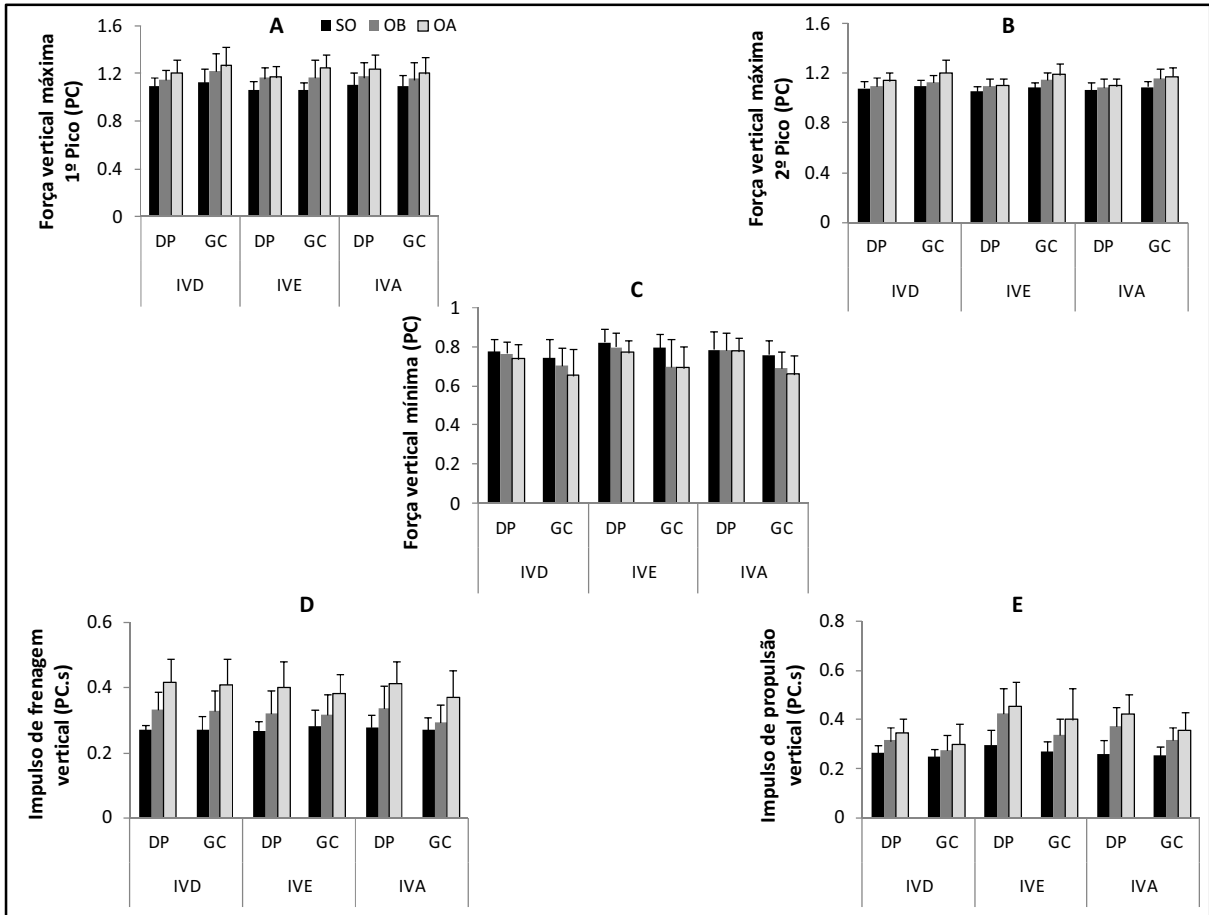


FIGURA 10. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas verticais da perna de suporte: força vertical máxima 1º pico (A) e 2º pico (B), força vertical mínima (C) e impulso de frenagem (D) e de propulsão vertical (E) dos idosos com DP e neurologicamente sadios (GC) nas condições de informação visual (dinâmica (IVD), estática (IVE) e autosselecionada (IVA)) e de obstáculo (sem obstáculo (SO), obstáculo baixo (OB) e obstáculo alto (OA)).

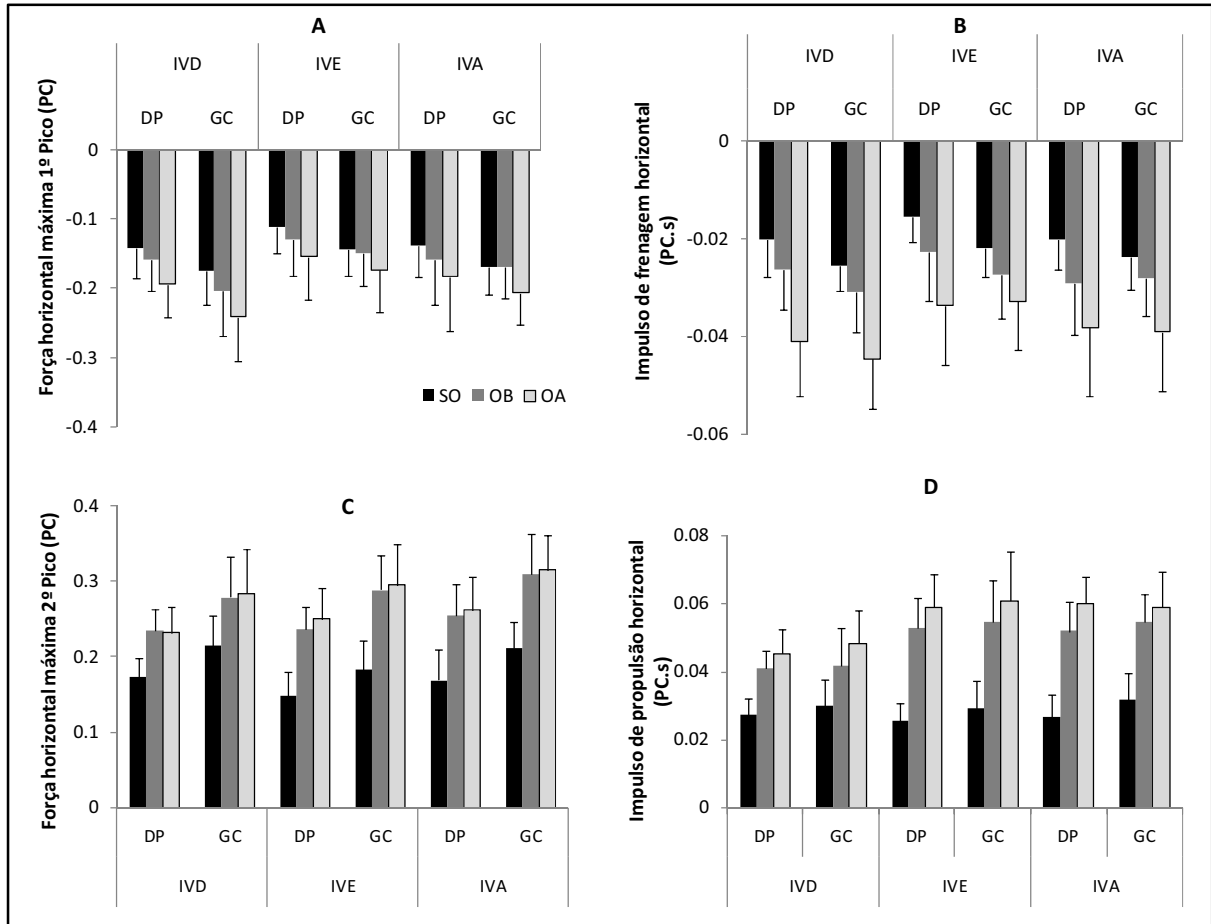


FIGURA 11. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas horizontais da perna de suporte: força horizontal máxima 1º pico (A) e 2º pico (C) e impulso de frenagem (B) e de propulsão horizontal (D) dos idosos com DP e neurologicamente sadios (GC) nas condições de informação visual (dinâmica (IVD), estática (IVE) e autosselecionada (IVA)) e de obstáculo (sem obstáculo (SO), obstáculo baixo (OB) e obstáculo alto (OA)).

Análises univariadas para as condições de informação visual apontaram diferença para força vertical máxima 2º pico, $F_{(2,40)}=3,974$, $p=0,027$, força vertical mínima, $F_{(1,4;28,6)}=7,546$, $p=0,005$, impulso de propulsão vertical, $F_{(1,7;33,2)}=33,241$, $p<0,001$, força horizontal máxima 1º pico, $F_{(1,6;31,2)}=19,483$, $p<0,001$, e 2º pico, $F_{(1,40)}=10,179$, $p<0,001$, impulso de frenagem horizontal, $F_{(1,40)}=13,094$, $p<0,001$, e impulso de propulsão horizontal, $F_{(1,40)}=26,464$, $p<0,001$. Análises univariadas para as condições de obstáculo apontaram diferença para força vertical máxima, 1º pico, $F_{(2,40)}=54,819$, $p<0,001$, e 2º pico, $F_{(2,40)}=26,172$, $p<0,001$, força vertical mínima, $F_{(1,8;36,9)}=15,311$, $p<0,001$, impulso de frenagem vertical, $F_{(1,6;32,6)}=101,138$, $p<0,001$, impulso de propulsão vertical, $F_{(1,5;30,4)}=55,115$, $p<0,001$, força horizontal máxima 1º pico, $F_{(1,6;32,6)}=26,69$, $p<0,001$, e 2º pico, $F_{(2,40)}=179,183$, $p<0,001$, impulso de frenagem horizontal, $F_{(2,40)}=65,773$, $p<0,001$, e impulso de propulsão horizontal, $F_{(2,40)}=165,713$, $p<0,001$. Análises univariadas para interação entre condições de visão e de obstáculo

apontaram diferença para força horizontal máxima 2º pico, $F_{(4,80)}=12,34$, $p<0,001$, e impulso de propulsão horizontal, $F_{(4,80)}=12,95$, $p<0,001$.

Efeito de condição de informação visual (TABELA 9): Independente de grupo e da condição de obstáculo, na condição de informação visual estática, os participantes apresentaram maior força vertical mínima e impulso de propulsão vertical do que nas condições de informação visual dinâmica e autosselecionada; ainda, o valor médio do impulso de propulsão vertical foi menor na condição de informação visual dinâmica do que na de informação visual autosselecionada. Para força horizontal máxima 1º pico e impulso de frenagem horizontal, os participantes apresentaram menores valores médios na condição de informação visual estática do que nas condições de informação visual dinâmica e autosselecionada. Para força horizontal máxima 2º pico, os participantes apresentaram maiores valores médios na condição de informação visual autosselecionada do que nas condições de informação visual dinâmica e estática. Para impulso de propulsão horizontal, os participantes apresentaram menores valores médios na condição de informação visual dinâmica do que nas condições de informação visual autosselecionada e estática. Para força vertical máxima 2º pico, os participantes apresentaram maiores valores médios na condição de informação visual dinâmica do que na condição de informação visual estática.

TABELA 9. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas da perna de suporte que apresentaram efeito de condição de informação visual. IVD = informação visual dinâmica; IVE = estática; IVA = autosselecionada. ns = sem diferença significativa.

Variáveis dependentes	Condições de informação visual			Comparações		
	IVD	IVE	IVA	IVDxIVE	IVDxIVA	IVExIVA
Força vertical máxima 2º pico (PC)	1,125±0,08	1,112±0,075	1,114±0,074	p=0,023	ns	ns
Força vertical mínima (PC)	0,733±0,097	0,766±0,102	0,744±0,097	p=0,007	ns	p=0,002
Impulso de propulsão vertical (PC.s)	0,291±0,064	0,364±0,11	0,329±0,087	p<0,001	p<0,001	p=0,001
Força horizontal máxima 1º pico (PC)	-0,185±0,06	-0,145±0,052	-0,171±0,057	p<0,001	ns	p<0,001
Força horizontal máxima 2º pico (PC)	0,236±0,055	0,234±0,067	0,254±0,067	ns	p=0,01	p=0,002
Impulso de frenagem horizontal (PC.s)	-0,032±0,012	-0,026±0,01	-0,03±0,012	p<0,001	ns	p=0,003
Impulso de propulsão horizontal (PC.s)	0,039±0,01	0,047±0,018	0,047±0,015	p<0,001	p<0,001	ns

Efeito de condição de obstáculo (TABELA 10): Independente de grupo e da condição de informação visual, os participantes apresentaram maior força vertical máxima 1º pico e 2º pico, impulso de frenagem e de propulsão vertical, força horizontal máxima 1º pico e impulso de frenagem e de propulsão horizontal na condição de obstáculo alto do que nas condições de

obstáculo baixo e sem obstáculo; ainda, para estas variáveis, os valores médios foram maiores na condição de obstáculo baixo do que na condição sem obstáculo. Para força vertical mínima, os participantes apresentaram maior valor médio na condição sem obstáculo do que nas condições de obstáculo baixo e alto. Para força horizontal máxima 2º pico, os participantes apresentaram menor valor médio na condição sem obstáculo do que nas condições de obstáculo baixo e alto.

TABELA 10. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas da perna de suporte que apresentaram efeito de condição de obstáculo. SO = sem obstáculo; OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto. ns = sem diferença significativa.

Variáveis dependentes	Condições de obstáculo			Comparações		
	SO	OB	OA	SOxOB	SOxOA	OBxOA
Força vertical máxima 1º pico (PC)	1,089±0,092	1,17±0,126	1,223±0,121	p<0,001	p<0,001	p<0,001
Força vertical máxima 2º pico (PC)	1,079±0,05	1,12±0,071	1,152±0,086	p<0,001	p<0,001	p=0,004
Força vertical mínima (PC)	0,784±0,08	0,742±0,101	0,718±0,104	p=0,006	p<0,001	ns
Impulso de frenagem vertical (PC.s)	0,272±0,038	0,32±0,062	0,398±0,071	p<0,001	p<0,001	p<0,001
Impulso de propulsão vertical (PC.s)	0,265±0,046	0,339±0,085	0,38±0,1	p<0,001	p<0,001	p=0,001
Força horizontal máxima 1º pico (PC)	-0,147±0,045	-0,162±0,056	-0,193±0,064	p=0,065	p<0,001	p<0,001
Força horizontal máxima 2º pico (PC)	0,184±0,041	0,267±0,049	0,273±0,054	p<0,001	p<0,001	ns
Impulso de frenagem horizontal (PC.s)	-0,022±0,007	-0,027±0,009	-0,038±0,012	p<0,001	p<0,001	p<0,001
Impulso de propulsão horizontal (PC.s)	0,028±0,006	0,05±0,01	0,056±0,011	p<0,001	p<0,001	p<0,001

Interação entre condições de informação visual e de obstáculo (FIGURA 12): Em relação à interação observada entre condições de informação visual e de obstáculo para a força horizontal máxima 2º pico, na condição sem obstáculo, os participantes apresentaram maiores valores médios para as condições de informação visual dinâmica e autosselecionada do que para a condição de informação visual estática; ainda, nas condições de obstáculo baixo e alto, não houve diferença entre as condições de informação visual. Para o impulso de propulsão horizontal, nas condições de obstáculo baixo e alto, os participantes apresentaram maiores valores médios para as condições de informação visual estática e autosselecionada do que para a condição de informação visual dinâmica; ainda, na condição sem obstáculo, não houve diferença entre as condições de informação visual.

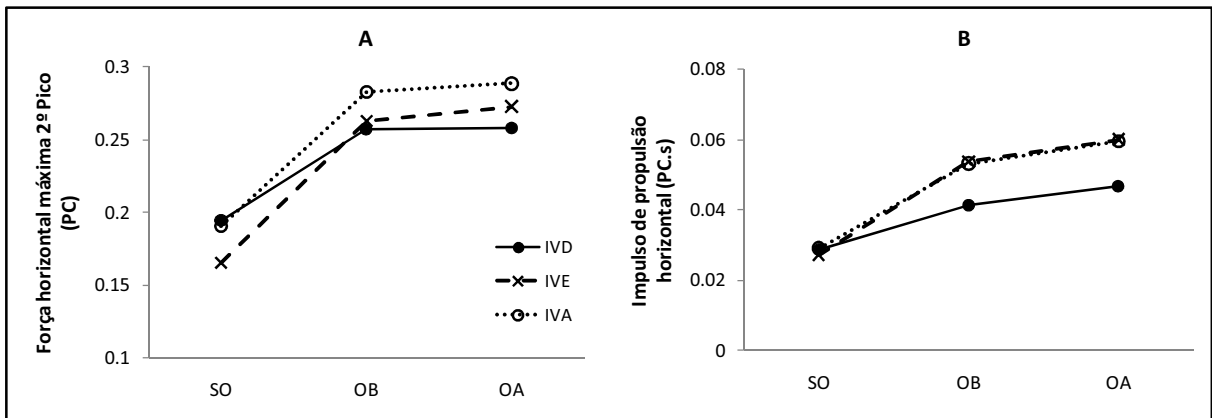


FIGURA 12. Valores médios das variáveis cinéticas da perna de suporte que apresentaram interação entre condições de informação visual e de obstáculo. (A) Força horizontal máxima 2º Pico e (B) Impulso de propulsão horizontal. SO = sem obstáculo; OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto.

5.4. Variáveis cinéticas da perna de abordagem

As FIGURAS 13 e 14 apresentam os valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas da perna de abordagem para os dois grupos (idosos neurologicamente saudáveis e com DP), nas condições de informação visual (visual dinâmica, estática e autosselecionada) e de obstáculo (obstáculo baixo e obstáculo alto). As TABELAS 11-13 apresentam os valores médios e desvios padrão destas variáveis de acordo com os efeitos observados na análise estatística.

Para as variáveis cinéticas verticais da perna de abordagem, a MANOVA apontou diferença entre as condições de informação visual, Wilks' Lambda=0,066, $F_{(10,5)}=7,07$, $p=0,022$, e entre as condições de obstáculo, Wilks' Lambda=0,157, $F_{(5,10)}=10,749$, $p=0,001$. Não foi evidenciada diferença entre os grupos, Wilks' Lambda=0,710, $F_{(5,10)}=0,816$, $p=0,564$, ou interação entre os fatores. Para as variáveis cinéticas horizontais da perna de abordagem, a MANOVA apontou diferença entre as condições de informação visual, Wilks' Lambda=0,016, $F_{(8,7)}=53,573$, $p<0,001$, e entre as condições de obstáculo, Wilks' Lambda=0,307, $F_{(4,11)}=6,217$, $p=0,007$, e tendência de diferença entre os grupos, Wilks' Lambda=0,472, $F_{(4,11)}=3,072$, $p=0,063$. Não foram evidenciadas interações entre os fatores.

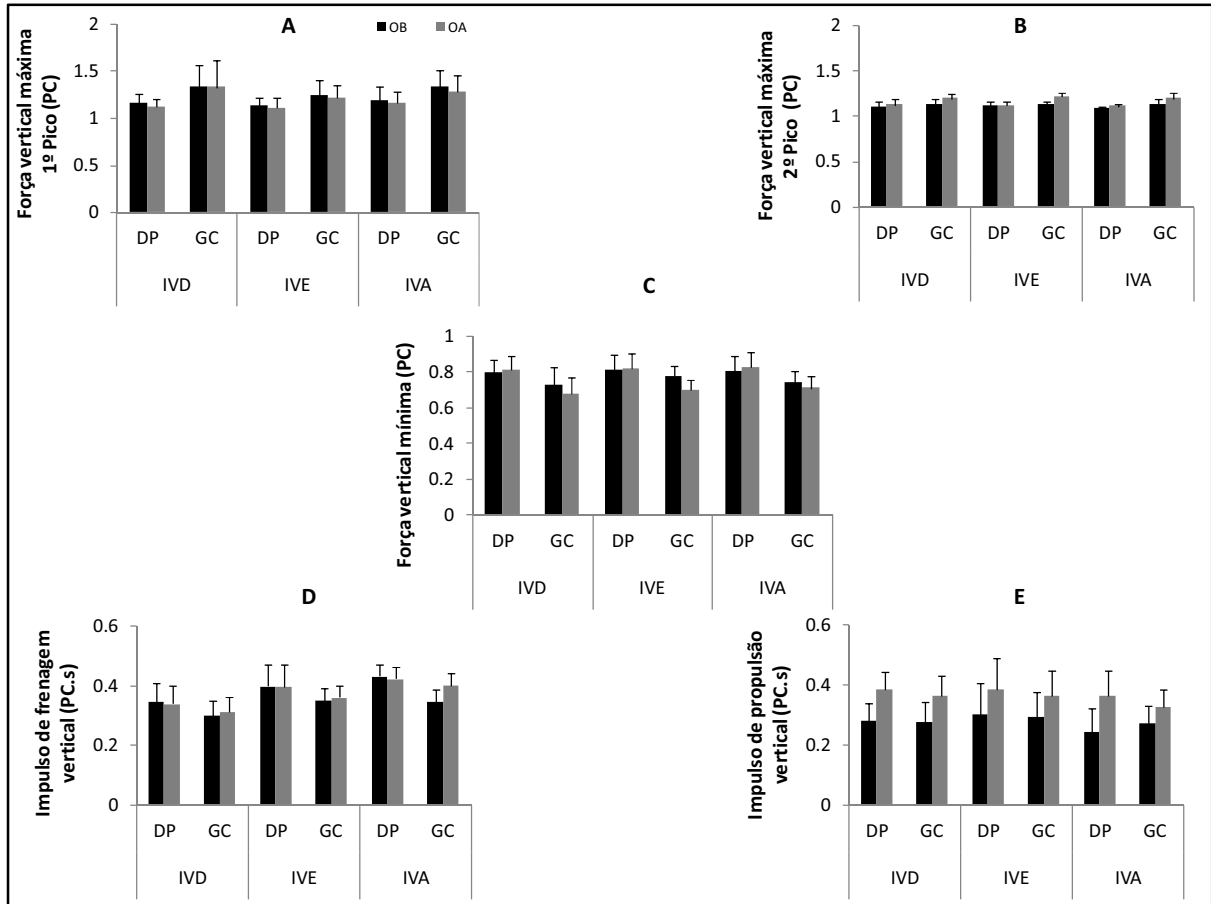


FIGURA 13. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas verticais da perna de abordagem: força vertical máxima 1º pico (A) e 2º pico (B), força vertical mínima (C) e impulso de frenagem (D) e de propulsão vertical (E) dos idosos com DP e neurologicamente saudáveis (GC) nas condições de informação visual (dinâmica (IVD), estática (IVE) e autosselecionada (IVA)) e de obstáculo (baixo (OB) e alto (OA)).

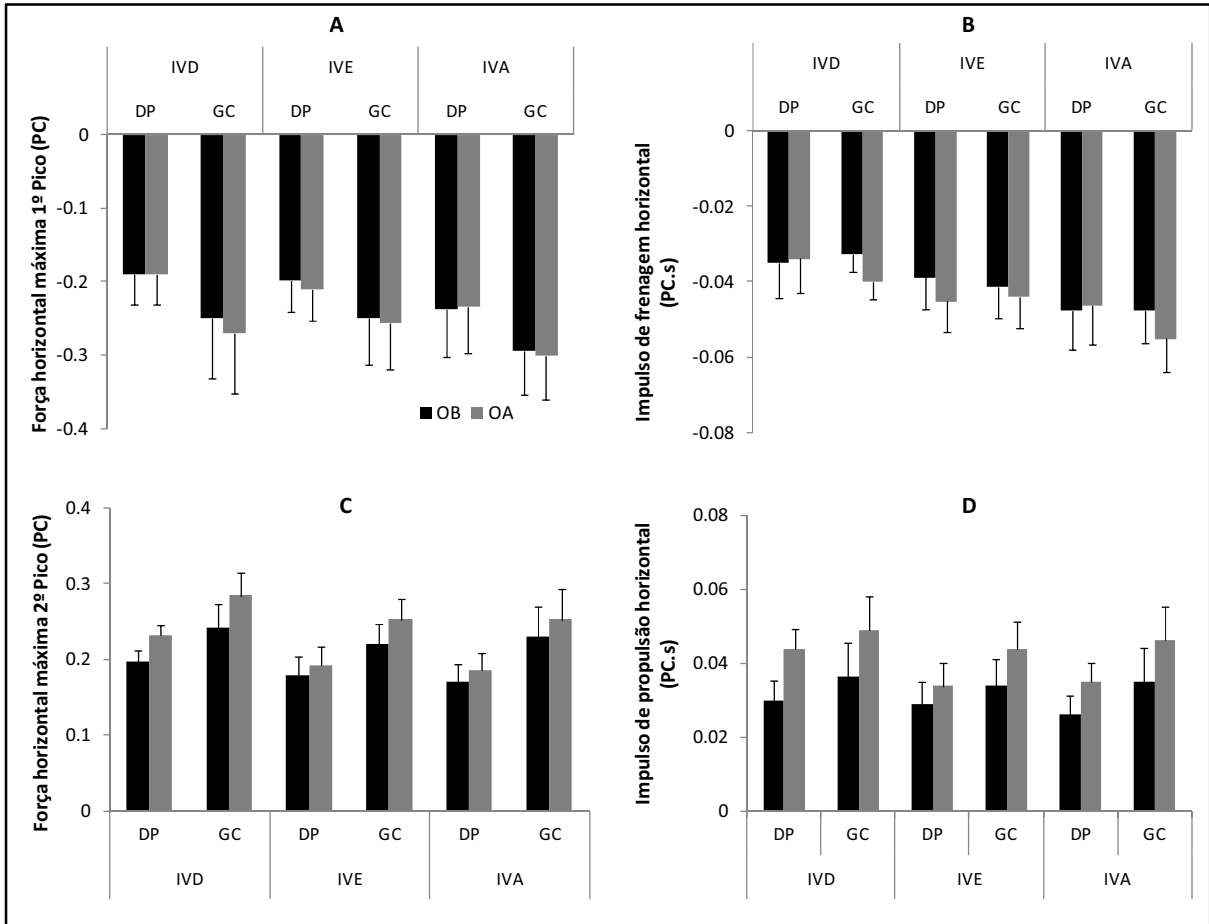


FIGURA 14. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas horizontais da perna de abordagem: força horizontal máxima 1º pico (A) e 2º pico (C) e impulso de frenagem (B) e de propulsão horizontal (D) dos idosos com DP e neurologicamente sadios (GC) nas condições de informação visual (dinâmica (IVD), estática (IVE) e autosselecionada (IVA)) e de obstáculo (baixo (OB) e alto (OA)).

Análises univariadas para os grupos apontaram diferença para força horizontal máxima 1º pico, $F_{(1,14)}=5,352$, $p=0,036$, e 2º pico, $F_{(1,14)}=13,121$, $p=0,003$, e impulso de propulsão horizontal, $F_{(1,14)}=6,753$, $p=0,021$. Análises univariadas para as condições de informação visual apontaram diferença para força vertical máxima 1º pico, $F_{(2,28)}=3,322$, $p=0,05$, impulso de frenagem vertical, $F_{(2,28)}=25,637$, $p<0,001$, impulso de propulsão vertical, $F_{(2,28)}=4,668$, $p=0,018$, força horizontal máxima 1º pico, $F_{(2,28)}=8,973$, $p=0,001$, e 2º pico, $F_{(2,28)}=13,917$, $p<0,001$, impulso de frenagem horizontal, $F_{(2,28)}=22,096$, $p<0,001$, e impulso de propulsão horizontal, $F_{(2,28)}=4,94$, $p=0,015$. Análises univariadas para as condições de obstáculo apontaram diferença para força vertical máxima 1º pico, $F_{(1,14)}=13,795$, $p=0,002$, impulso de propulsão vertical, $F_{(1,14)}=51,851$, $p<0,001$, força horizontal máxima 2º pico, $F_{(1,14)}=12,789$, $p=0,003$, impulso de frenagem horizontal, $F_{(1,14)}=8,06$, $p=0,013$, e impulso de propulsão horizontal, $F_{(1,14)}=25,198$, $p<0,001$. Ainda, foi revelada tendência para força vertical máxima 2º pico, $F_{(1,14)}=4,138$, $p=0,061$.

Efeito de grupo (TABELA 11): Independente das condições de informação visual e de obstáculo, os idosos com DP apresentaram menor força horizontal máxima 1º pico e 2º pico e impulso de propulsão horizontal do que o grupo controle.

TABELA 11. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas da perna de abordagem que apresentaram efeito de grupo.

Variáveis dependentes	Grupos	
	Parkinson	Controle
Força horizontal máxima 1º pico (PC)	-0,209±0,051	-0,270±0,069
Força horizontal máxima 2º pico (PC)	0,192±0,034	0,246±0,047
Impulso de propulsão horizontal (PC.s)	0,033±0,009	0,041±0,011

Efeito de condição de informação visual (TABELA 12): Independente de grupo e da condição de obstáculo, na condição de informação visual autosselecionada, os participantes apresentaram maior impulso de frenagem vertical e horizontal e força horizontal máxima 1º pico do que nas condições de informação visual estática e dinâmica; ainda, para impulso de frenagem vertical e horizontal, os valores médios foram maiores na condição de informação visual estática do que na condição de informação visual dinâmica. Para força horizontal máxima 2º pico e impulso de propulsão horizontal, os valores médios foram maiores na condição de informação visual dinâmica do que na de informação visual estática; ainda, para a força horizontal máxima 2º pico, foi observado maior valor médio na condição de informação visual dinâmica do que na de informação visual autosselecionada. Para força vertical máxima 1º pico, os participantes apresentaram maior valor médio na condição de informação visual autosselecionada do que na de informação visual estática. Por fim, para impulso de propulsão vertical, os participantes apresentaram menor valor médio na condição de informação visual autosselecionada do que na de informação visual estática.

TABELA 12. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas da perna de abordagem que apresentaram efeito de condição de informação visual. IVD = informação visual dinâmica; IVE = estática; IVA = autosselecionada. ns = sem diferença significativa.

Variáveis dependentes	Condições de informação visual			Comparações		
	IVD	IVE	IVA	IVDxIVE	IVDxIVA	IVExIVA
Força vertical máxima 1º pico (PC)	1,234±0,212	1,174±0,134	1,243±0,165	ns	ns	p=0,007
Impulso de frenagem vertical (PC.s)	0,325±0,064	0,377±0,068	0,401±0,068	p=0,004	p<0,001	p=0,012
Impulso de propulsão vertical (PC.s)	0,327±0,084	0,337±0,097	0,303±0,086	ns	ns	p=0,007
Força horizontal máxima 1º pico (PC)	-0,224±0,072	-0,228±0,057	-0,267±0,066	ns	p=0,004	p=0,008
Força horizontal máxima 2º pico (PC)	0,238±0,048	0,210±0,047	0,209±0,049	p=0,001	p=0,002	ns
Impulso de frenagem horizontal (PC.s)	-0,035±0,008	-0,043±0,009	-0,049±0,009	p=0,009	p<0,001	p=0,029
Impulso de propulsão horizontal (PC.s)	0,04±0,01	0,035±0,01	0,036±0,01	p=0,031	ns	ns

Efeito de condição de obstáculo (TABELA 13): Independente de grupo e da condição de informação visual, os participantes apresentaram maior força vertical máxima 2º pico, impulso de propulsão vertical, força horizontal máxima 2º pico e impulso de frenagem e de propulsão horizontal na condição de obstáculo alto do que na condição de obstáculo baixo. Para a força vertical máxima 1º pico, os participantes apresentaram maior valor médio na condição de obstáculo baixo do que na condição de obstáculo alto.

TABELA 13. Valores médios e desvios padrão das variáveis cinéticas da perna de abordagem que apresentaram efeito de condição de obstáculo. OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto.

Variáveis dependentes	Condições de obstáculo	
	OB	OA
Força vertical máxima 1º pico (PC)	1,233±0,168	1,201±0,181
Força vertical máxima 2º pico (PC)	1,116±0,05	1,16±0,108
Impulso de propulsão vertical (PC.s)	0,279±0,075	0,366±0,082
Força horizontal máxima 2º pico (PC)	0,205±0,038	0,233±0,056
Impulso de frenagem horizontal (PC.s)	-0,04±0,009	-0,044±0,011
Impulso de propulsão horizontal (PC.s)	0,032±0,008	0,042±0,01

5.5. Variáveis de informação visual

A FIGURA 15 apresenta os valores médios e desvios padrão das variáveis de informação visual para os dois grupos (idosos neurologicamente saudáveis e com DP), nas condições de obstáculo (sem obstáculo, obstáculo baixo e obstáculo alto). As TABELAS 14 e 15 apresentam os valores médios e desvios padrão destas variáveis de acordo com os efeitos observados na análise estatística.

Para essas variáveis, a MANOVA apontou diferença entre os grupos, Wilks' Lambda=0,727, $F(4,67)=6,305$, $p<0,001$, e entre as condições de obstáculo, Wilks' Lambda=0,246, $F(8,63)=24,143$, $p<0,001$. Ainda, a MANOVA apontou interação entre grupos e condição de obstáculo, Wilks' Lambda=0,654, $F(8,63)=4,171$, $p<0,001$.

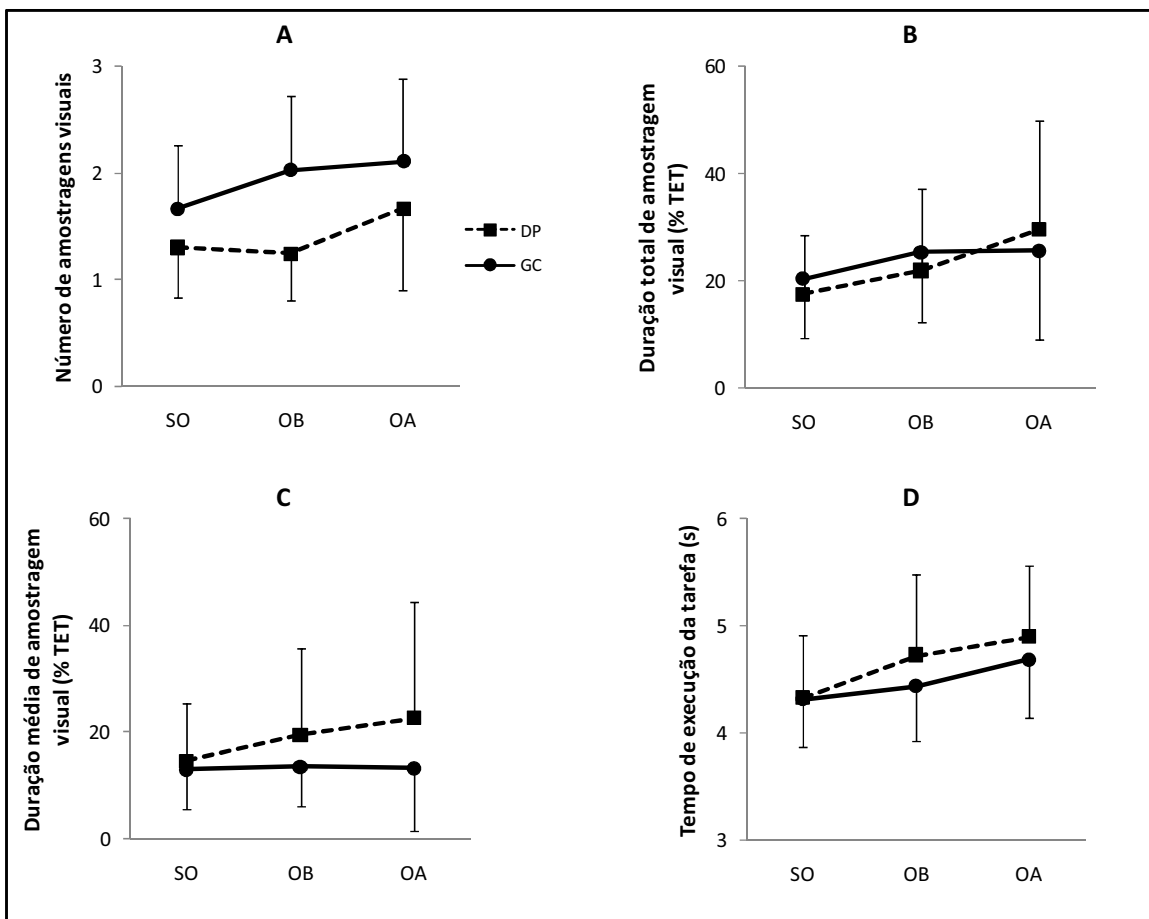


FIGURA 15. Valores médios e desvios padrão das variáveis de informação visual: número de amostragens visuais (A), duração total (B) e duração média de amostragem visual (D) e tempo de execução da tarefa (C) dos idosos com DP e neurologicamente saudáveis (GC) nas condições sem obstáculo (SO), obstáculo baixo (OB) e obstáculo alto (OA). TET = tempo de execução da tarefa.

Análises univariadas para os grupos apontaram diferença para número de amostragens visuais, $F(1,70)=19,045$, $p<0,001$, e duração média de amostragem visual, $F(1,70)=4,838$,

$p=0,031$. Análises univariadas para as condições de obstáculo apontaram diferença para número de amostragens visuais, $F_{(2,140)}=14,066$, $p<0,001$, duração total de amostragem visual, $F_{(2,140)}=13,294$, $p<0,001$, e tempo de execução da tarefa, $F_{(1,8;124,8)}=69,041$, $p<0,001$. Análises univariadas para interação entre grupos e condição de obstáculo indicaram diferença para número de amostragens visuais, $F_{(2,140)}=4,134$, $p=0,018$, e tempo de execução da tarefa, $F_{(1,8;124,8)}=6,392$, $p=0,003$, e tendência para duração total de amostragem visual, $F_{(2,140)}=2,962$, $p=0,055$.

Efeito de grupo (TABELA 14): Quando comparados ao grupo controle e independente das condições de obstáculo, os idosos com DP apresentaram menor número de amostragens visuais e maior duração média de amostragem visual.

TABELA 14. Valores médios e desvios padrão das variáveis dependentes de informação visual que apresentaram efeito de grupo.

Variáveis dependentes	Grupos	
	Parkinson	Controle
Número de amostragens visuais	1,4±0,6	1,9±0,71
Duração média de amostragem visual (%TET)	18,9±17,07	13,3±8,99

Efeito de condição de obstáculo (TABELA 15): Independente de grupo, os participantes apresentaram maior número de amostragens visuais, duração total de amostragem visual e tempo de execução da tarefa na condição de obstáculo alto do que nas condições sem obstáculo e de obstáculo baixo. Ainda, para duração total de amostragem visual e tempo de execução da tarefa, os valores médios foram maiores na condição de obstáculo baixo do que na condição sem obstáculo.

TABELA 15. Valores médios e desvios padrão das variáveis dependentes de informação visual que apresentaram efeito de condição de obstáculo. SO = sem obstáculo; OB = obstáculo baixo; OA = obstáculo alto.

Variáveis dependentes	Condições de obstáculo			Comparações		
	SO	OB	OA	SOxOB	SOxOA	OBxOA
Número de amostragens visuais	1,49±0,56	1,64±0,7	1,89±0,8	ns	$p<0,001$	$p=0,004$
Duração total de amostragem visual (%TET)	19±11,01	23,6±14,26	27,6±18,51	$p=0,008$	$p<0,001$	$p=0,05$
Tempo de execução da tarefa (s)	4,3±0,52	4,6±0,66	4,8±0,61	$p<0,001$	$p<0,001$	$p<0,001$

Interação entre grupos e condição de obstáculo (FIGURA 15): Em relação à interação significativa observada entre grupos e condição de obstáculo, os grupos apresentaram tempo de execução da tarefa similar na condição sem obstáculo; nas condições de obstáculo, os idosos com DP apresentaram maior valor médio do que os idosos do grupo controle. Para o número de amostragens visuais, os idosos com DP apresentaram maior valor médio na condição de obstáculo alto do que nas condições sem obstáculo e de obstáculo baixo; os idosos do grupo controle apresentaram maiores valores médios nas condições de obstáculo (baixo e alto) do que na condição sem obstáculo. Para a duração total de amostragem visual, os idosos com DP apresentaram aumento linear dos valores médios entre as condições (sem obstáculo, obstáculo baixo e obstáculo alto); os idosos do grupo controle apresentaram maiores valores médios nas condições de obstáculo no caminho (baixo e alto) do que na condição sem obstáculo

6. DISCUSSÃO

O presente estudo analisou o papel da visão no controle locomotor durante a ultrapassagem de obstáculos de diferentes alturas em idosos com DP e idosos saudáveis. Mais especificamente, comparou os perfis cinemáticos e cinéticos do comportamento locomotor de idosos com DP e de idosos saudáveis durante o andar livre e a ultrapassagem de obstáculos de diferentes alturas sob condições de amostragem de informação visual dinâmica, estática e autosselecionada. Ainda, verificou se existe diferença entre os padrões autosselecionados de amostragem visual de idosos com DP e idosos saudáveis.

De maneira geral, os resultados revelaram que as manipulações experimentais, do terreno e da disponibilidade de informação visual, foram eficazes em provocar modificações no comportamento motor dos participantes, tanto nos parâmetros cinemáticos como nos cinéticos. Efeitos de condição de obstáculo e/ou de informação visual foram observados em todas as análises estatísticas realizadas. Portanto, o comportamento locomotor de idosos com DP e neurologicamente saudáveis é influenciado pela informação visual disponível e pelas restrições do terreno. Ainda, foi observado efeito de grupo em alguns parâmetros específicos, o que sugere a influência da DP.

Os resultados do presente estudo são discutidos em quatro tópicos: 1) Número de contatos com o obstáculo; 2) Fase de aproximação; 3) Fase de ultrapassagem; 4) Variáveis de informação visual. Nos tópicos da fase de aproximação e de ultrapassagem, perguntas específicas foram formuladas para dirigir a discussão dos resultados.

6.1. Número de contatos com o obstáculo

Galna et al. (2009) sugeriram, em uma revisão sistemática, que os estudos sobre ultrapassagem de obstáculo devem reportar a frequência e a natureza da ocorrência de contatos com o obstáculo, uma vez que os achados da literatura ainda são inconclusivos sobre este aspecto. Para a análise de contatos com o obstáculo no presente estudo, foi considerada

apenas a frequência de ocorrência nas diferentes condições experimentais para ambos os grupos; a perna que realizou o contato não foi considerada.

Nesta análise, foi observado maior valor médio para os idosos com DP (análise entre grupos) e para a condição de informação visual estática (análise entre condições de informação visual). A interação entre grupo e informação visual revelou que os participantes apresentaram valores médios similares nas condições de informação visual dinâmica e autosselecionada; entretanto, os idosos com DP apresentaram maior valor médio do que o grupo controle na condição de informação visual estática. Por outro lado, a altura do obstáculo não foi determinante para o número de contatos, pois não foi observado efeito de condição de obstáculo.

No que diz respeito ao sucesso da tarefa, esses resultados sugerem que os idosos com DP são mais dependentes da informação visual dinâmica do que o grupo controle. Ainda, assim como os idosos do grupo controle, os idosos com DP não precisam amostrar continuamente o ambiente para realizar a tarefa com sucesso. Estes achados concordam com estudos anteriores realizados com adultos jovens e idosos saudáveis (THOMSON 1980; 1983; PATLA et al., 1996a; PATLA, 1997). Independente dos fatores grupo e obstáculo, o maior número de contatos na condição de anulação do fluxo óptico confirma as evidências de Van Dieen et al. (2005), ao demonstrar que a visão está relacionada aos déficits observados durante a ultrapassagem de obstáculos.

É importante também considerar que caso a condição de informação visual autosselecionada apresentasse características de tarefa dupla (andar e apertar um botão), poder-se-ia observar aumento no número de contatos com o obstáculo. Entretanto, os valores similares de contato com o obstáculo entre as condições de informação visual dinâmica e autosselecionada podem indicar que ou esta condição experimental não pode ser caracterizada como tarefa dupla ou que o sucesso da tarefa não é influenciado pela característica de tarefa dupla.

Por fim, estudos que não manipularam a informação visual disponível não relataram contatos com o obstáculo em idosos (McFAYDEN & PRINCE, 2002; HAHN & CHOU, 2004; BROWN et al., 2005; HAHN et al., 2005). O presente estudo observou um pequeno número de contatos na condição de informação visual dinâmica – apenas três participantes (dois idosos com DP e um idoso saudável). Assim, pode-se considerar que há concordância entre os estudos quanto ao número de contatos quando não há restrição no fluxo óptico.

6.2. Fase de aproximação

6.2.1. A DP influencia o comportamento locomotor na fase de aproximação do obstáculo?

Os resultados revelaram que a DP influenciou as variáveis espaciais e a velocidade da passada, mas a DP não afetou as variáveis temporais. Inicialmente, os parâmetros cinemáticos espaciais, temporais e espaço-temporal do andar de idosos com DP, observados no presente estudo, são similares aos previamente relatados para o andar livre em pacientes com medicação efetiva (BLIN, FERRANDEZ & SERRATRICE, 1990; MORRIS et al., 1996a; MORRIS et al., 1996b; LEWIS et al., 2000; PIERUCCINI-FARIA, 2006; VITÓRIO et al., 2009). Na comparação entre os grupos, independente de condição de informação visual e de obstáculo, não foram reveladas diferenças para as variáveis cinemáticas temporais da fase de aproximação. Portanto, os parâmetros temporais do andar não foram influenciados pela DP. Estes resultados concordam com estudos anteriores que também não observaram diferenças entre idosos com DP e idosos neurologicamente saudáveis (BOND & MORRIS, 2000; SOFUWA et al., 2005, CRENNNA et al., 2007; YANG et al., 2008).

Especificamente sobre a cadência e o tempo gasto em duplo suporte, os dados da literatura são ainda controversos. A maioria dos estudos mostra que pacientes com DP apresentam valores similares aos de indivíduos controle. Os resultados do presente estudo reforçam tais referenciais e sugerem que o controle destes parâmetros permanece intacto nos estágios iniciais da DP (MORRIS et al., 1994; BEHRMAN et al., 1998; BOND & MORRIS, 2000; LEWIS et al., 2000; MORRIS et al., 2005; OLMO & CUDEIRO, 2005; SOFUWA et al., 2005; CRENNNA et al., 2007; YANG et al., 2008). Para a cadência, seu controle permanece intacto na DP mesmo em tarefas com restrições ambientais (restrição da largura e da altura da passarela sobre a qual os participantes andaram – CAETANO et al., 2009).

A bradicinesia e a hipometria observadas na DP também foram evidenciadas nos resultados do presente estudo. Os menores valores médios dos idosos com DP para comprimento e velocidade da passada e comprimento do penúltimo passo antes do obstáculo reforçam os referenciais teóricos acerca dos efeitos da DP sobre o andar humano (BLIN et al., 1990; MORRIS et al., 1994; BEHRMAN et al., 1998; ZIJLSTRA et al., 1998; BOND & MORRIS, 2000; LEWIS et al., 2000; MORRIS et al., 2005; OLMO & CUDEIRO, 2005; SOFUWA et al., 2005; CARPINELLA et al., 2007; CRENNNA et al., 2007; YANG et al., 2008; VITÓRIO et al., 2009). Ainda, é importante ressaltar que a velocidade da passada foi alterada em função de ajustes no comprimento da passada, uma vez que a duração da passada não apresentou diferença significativa entre os grupos. Estes resultados concordam com os

déficits na regulação do comprimento da passada observados em pacientes com DP em tarefa que exigiu o aumento da velocidade do andar (MORRIS et al., 1994), revelando o problema fundamental na hipocinesia do andar dos pacientes com DP. A hipocinesia na DP pode ocorrer em função de alterações no comportamento das unidades motoras (GLENDINNING & ENOKA, 1994). Assim, estudos futuros deveriam utilizar a ferramenta eletromiográfica para obter informações relevantes sobre os padrões da ativação muscular e esclarecer os mecanismos envolvidos na hipocinesia.

Independente da condição de obstáculo e de informação visual, os dois grupos apresentaram comportamento cinemático e cinético semelhante no último passo antes do obstáculo. O parâmetro cinemático (comprimento) e os parâmetros cinéticos (as variáveis das componentes verticais e horizontais da força de reação do solo da perna de suporte, correspondentes à frenagem, são consideradas como parte da fase de aproximação) apresentaram valores similares entre os grupos. Martin & Marsh (1992) sugeriram que o comprimento do passo influencia as características das componentes da força de reação do solo. Desta forma, estas similaridades indicam que idosos com DP e idosos saudáveis modulam o último passo antes da ultrapassagem de forma semelhante.

A análise estatística não evidenciou interações significativas entre grupo e condição de informação visual para as variáveis dependentes da fase de aproximação. Estes achados sugerem que o controle visual do andar foi similar entre idosos com DP e idosos neurologicamente saudáveis e, portanto, os idosos com DP não foram mais dependentes das informações visuais dinâmicas do que o grupo controle. Isso contradiz a maior dependência das informações visuais dinâmicas observada por Azulay et al. (1999) em idosos com DP. Entretanto, algumas diferenças metodológicas podem explicar esta contradição. No presente estudo, os participantes estavam em estado ON do medicamento quando foram avaliados e, no estudo de Azulay et al. (1999), estavam em jejum do medicamento por pelo menos 12h. Além disso, a amostra de Azulay et al. (1999) foi composta por idosos em estágios mais avançados da DP.

As diferenças metodológicas apontadas sugerem duas possíveis explicações para a interpretação da contradição entre os estudos: i) a reposição da dopamina diminui a dependência da informação visual dinâmica nos idosos com DP; ii) o avanço da DP torna os pacientes mais dependentes da informação visual dinâmica para o controle da locomoção. Tais suposições devem ser objeto de estudos futuros para a correta explicação desta contradição.

6.2.2. A disponibilidade de informação visual afeta o comportamento locomotor durante a fase de aproximação?

Para o melhor entendimento dos efeitos de condição de informação visual, é necessário considerar que as condições de informação visual estática e autosselecionada representaram uma perturbação ao controle do andar. A condição de informação visual estática teve o intuito de anular as informações de fluxo óptico e a de informação visual autosselecionada apresentou momentos intermitentes de oclusão da visão (a informação visual esteve disponível em menos de 25% do tempo de execução da tarefa). A análise qualitativa da ocorrência de abertura dos óculos revelou que todos os participantes, independente do grupo e da condição de obstáculo, disponibilizaram informação visual na fase de aproximação. Obter informação visual nesta fase é fundamental para a realização de ajustes nos parâmetros do andar que determinam o sucesso da ultrapassagem do obstáculo (PATLA et al., 1996a; 1996b; PATLA, 1998). Ainda, ajustes dos comprimentos dos passos na fase de aproximação são necessários para garantir adequada margem de segurança sobre o obstáculo (PATLA, 1997; 1998; MOHAGHEGHI et al., 2004). Assim, os efeitos de condição de informação visual nas variáveis dependentes durante a aproximação do obstáculo eram esperados.

Todas as variáveis cinemáticas de aproximação apresentaram efeito de informação visual. Portanto, as variáveis cinemáticas analisadas foram influenciadas pela informação visual disponível. O conjunto das mudanças nos parâmetros cinemáticos é entendido como uma ou mais estratégias para a realização da tarefa quando esta informação foi perturbada. Entretanto, a informação visual influenciou as variáveis espaciais e a velocidade da passada de maneira diferente que as variáveis temporais e podem ser interpretadas como estratégias conservadoras.

As variáveis espaciais e a velocidade da passada foram menores na condição de informação visual estática do que na condição de informação visual dinâmica; com a autosseleção da informação visual, tais variáveis aumentaram, mas não a ponto de se equipararem aos valores observados na condição de informação visual dinâmica. Estes resultados revelam que a autosseleção da informação visual perturbou menos o controle locomotor do que a anulação do fluxo óptico. Esses resultados reforçam a importância da informação visual dinâmica para o controle do andar humano (PATLA, 1998; DE RUGY, 2002; FRENZ et al., 2003; SCHUBERT et al., 2003) e sugerem que o controle dos parâmetros espaciais e da velocidade da passada é dependente da contínua disponibilidade de informação visual dinâmica em idosos. Por outro lado, os participantes reduziram a cadência e aumentaram a duração da passada e a porcentagem do duplo suporte entre a condição de

informação visual dinâmica e estática. E, quando os participantes autosselecionaram a informação visual, os valores médios destas variáveis retornaram ao nível observado na condição de informação visual dinâmica. Estes resultados sugerem que a disponibilidade contínua de informação visual dinâmica não é necessária para o controle dos parâmetros temporais em idosos.

Considerando conjuntamente os resultados das variáveis cinemáticas espaciais (e da velocidade da passada) e temporais do andar, é possível afirmar que: i) os participantes adotaram um comportamento locomotor mais conservador quando o fluxo óptico foi anulado, o que está de acordo com os resultados de Menuchi (2005) envolvendo adultos jovens; ii) a informação visual dinâmica é importante no controle locomotor de idosos e somente o controle dos parâmetros espaciais e da velocidade da passada necessita de contínua disponibilidade desta informação.

As variáveis cinéticas de frenagem da perna de suporte também apontaram para um comportamento locomotor mais conservador quando o fluxo óptico foi anulado, o que não foi observado na condição de informação visual autosselecionada. Entretanto, apenas variáveis da componente horizontal da força de reação do solo confirmaram tal comportamento. Menores valores foram observados para força horizontal máxima 1º pico e impulso de frenagem horizontal na condição de informação visual estática, que são coerentes com a menor velocidade da passada observada nesta condição. Em outras palavras, por estarem andando mais lentamente, os participantes necessitam gerar menos força para frear o movimento no momento de contato da perna de suporte com o solo, quando a informação visual foi externamente disponibilizada. Assim, é possível afirmar que a anulação do fluxo óptico também influencia o controle das variáveis cinéticas da componente horizontal da perna de suporte em idosos.

6.2.3. A presença e a altura do obstáculo influenciam o comportamento locomotor durante a fase de aproximação?

A comparação entre as condições de obstáculo revelou que os participantes, independente de grupo e de condição de informação visual, modularam alguns parâmetros do andar de acordo com a restrição do terreno, o que concorda com estudos anteriores (PATLA, 1991; PATLA et al., 1996b; PATLA, 1997; PATLA, 2003; PIERUCCINI-FARIA, 2006; PIERUCCINI-FARIA et al., 2006; VITÓRIO, 2006; VITÓRIO et al., 2009). Assim, os resultados deste estudo evidenciam a necessidade de ajustes para otimizar o controle do

movimento para uma ultrapassagem bem sucedida, caracterizando que estratégias adaptativas foram empregadas de acordo com a restrição do terreno.

A presença de um obstáculo no caminho foi responsável pela diminuição nas amplitudes das variáveis cinemáticas espaciais e na velocidade da passada. Entretanto, a altura do obstáculo não influenciou tais parâmetros. Estes resultados concordam com os dados de Pieruccini-Faria (2006), envolvendo idosos com DP e grupo controle, e caracterizam a estratégia usada como sendo conservadora na aproximação de uma perturbação iminente. A interpretação destes resultados sugere que ajustes no padrão de locomoção podem ser observados com dois passos de antecedência à ultrapassagem. Estes resultados encontram suporte no estudo de Patla & Vickers (2003), que observaram que as estratégias empregadas por adultos jovens na fase de aproximação utilizaram o mecanismo de controle prospectivo. Ainda, ou a altura do obstáculo não representa informação relevante para o ajuste dos parâmetros do andar na fase de aproximação, ou a diferença de altura entre o obstáculo baixo e o alto não foi suficiente para influenciar estes parâmetros do andar dos participantes. Assim, novos estudos devem utilizar outras alturas de obstáculo para esclarecer este aspecto e, também, analisar um maior número de passos antes do obstáculo, com o intuito de identificar se idosos com DP e sadios realizam ajustes para a ultrapassagem antes do local analisado no presente estudo.

Não foi revelado efeito de condição de obstáculo para duração da passada e cadência. Assim, é possível afirmar que tais parâmetros não foram influenciados pela presença do obstáculo no caminho ou pela sua altura. Em desacordo com estes resultados, Caetano e colaboradores (CAETANO, 2007; CAETANO et al., 2009) observaram alterações na duração da passada e na cadência em função de restrições ambientais em idosos com DP e idosos sadios. Em sua dissertação de mestrado, Caetano (2007) restringiu em 19 cm a largura da passarela na qual os participantes andaram. Nesta condição experimental, foi observado aumento da duração da passada e diminuição da cadência em relação ao andar livre de restrições ambientais. Para a autora, estas alterações representaram uma estratégia mais cautelosa no andar, com o objetivo de reduzir o risco de instabilidade numa condição experimental de maior demanda ambiental. Em conjunto, os resultados do presente estudo e os de Caetano e colaboradores (CAETANO, 2007; CAETANO et al., 2009) revelam que a presença de um obstáculo no caminho não é capaz de alterar a duração da passada e a cadência em idosos, enquanto que a restrição da largura da passarela tem esta capacidade. Assim, o ato de se aproximar de um obstáculo representa uma tarefa menos complexa e perturbadora do que o andar sobre uma superfície restrita em largura.

Em relação às componentes verticais e horizontais de força de reação do solo da perna suporte, todas as variáveis dependentes de frenagem apresentaram efeito de condição de obstáculo. Na presença do obstáculo, estas variáveis dependentes apresentaram maiores valores médios quando comparados com o andar livre. Ainda, os valores médios foram maiores na condição de obstáculo alto do que na de obstáculo baixo. Assim, é possível afirmar que: i) os parâmetros cinéticos de frenagem são influenciados tanto pela presença como pela altura do obstáculo; ii) os participantes freiam mais o movimento na condição de maior perturbação ao controle do equilíbrio (obstáculo alto); iii) os parâmetros cinéticos de frenagem confirmam os dados cinemáticos, reforçando a utilização da estratégia mais conservadora.

Alguns aspectos devem ser considerados para a compreensão da utilização de estratégias conservadoras durante a realização de tarefas mais complexas e perturbadoras: o medo de cair e a necessidade de se adaptar às exigências da tarefa. Um componente essencial do medo de cair é a percepção do risco de lesões como um resultado da instabilidade (BLOEM, STEIJNS & SMITS-ENGELSMAN, 2003). Brown & Frank (1997), ao estudarem o controle da postura ereta, observaram que o medo de cair contribuiu para uma resposta postural mais cautelosa no controle do centro de massa. McKenzie & Brown (2004) observaram que o medo de cair (induzido pelo andar sobre uma superfície estreita e elevada) influenciou as características cinemáticas da ultrapassagem de obstáculo, onde os participantes diminuíram o comprimento e a velocidade da passada e a velocidade do centro de massa do corpo. Quanto à adaptação à tarefa, o movimento do idoso não pode ser visto sem o contexto das restrições próprias do envelhecimento. A estratégia conservadora para o controle do equilíbrio em tarefas de maior demanda ambiental pode ser encarada como uma forma adaptativa de prevenção de tropeços e quedas, frequentes em idosos.

6.3. Fase de ultrapassagem

Para a fase de ultrapassagem, é importante ressaltar que a análise estatística considerou, no fator obstáculo, dois níveis (OB e OA) para as variáveis cinemáticas e para as variáveis cinéticas da perna de abordagem e três níveis (SO, OB e OA) para as variáveis cinéticas da perna de suporte. Isto porque o presente estudo considerou importante verificar as diferenças nas componentes de força de reação do solo da perna de suporte entre o andar livre e a ultrapassagem de obstáculos de diferentes alturas.

6.3.1. A DP influencia o comportamento locomotor durante a fase de ultrapassagem?

Independente das condições de obstáculo e de informação visual, não foram identificadas diferenças significativas entre os grupos para as variáveis cinemáticas da fase de ultrapassagem. Assim, estas variáveis da fase de ultrapassagem não foram influenciadas pela DP. Estes resultados contradizem os achados de Vitório et al. (2009), que observaram menores distâncias horizontais antes e depois do obstáculo e, conseqüentemente, menor comprimento do passo de ultrapassagem nos idosos com DP. Os autores discutiram os resultados apontando que a hipometria, característica da DP, influenciou a ultrapassagem de obstáculos.

Diferenças na composição do grupo de idosos com DP podem explicar esta contradição. O estudo de Vitório et al. (2009) utilizou uma amostra composta por pacientes em estágios mais avançados da DP (VITÓRIO et al., 2009: estágio 1,5 (n=4), estágio 2 (n=5), estágio 3 (n=3); presente estudo: estágio 1 (n=5), estágio 1,5 (n=5), estágio 2 (n=1), estágio 2,5 (n=1)). Assim, é possível sugerir que o estágio da DP está associado com o desempenho na ultrapassagem de obstáculo. Nos estágios iniciais, o planejamento e o emprego das estratégias adaptativas ainda estão preservados e, portanto, são semelhantes aos empregados por idosos saudáveis. Para esclarecer tal sugestão, estudos futuros devem utilizar amostras maiores que permitam comparações entre os estágios da DP.

Em relação às distâncias verticais pé obstáculo, os dados do presente estudo confirmaram os achados de Vitório et al. (2009), que também não observaram diferenças entre idosos com DP e idosos saudáveis. Portanto, ambos os estudos sugerem que a margem de segurança adotada sobre o obstáculo está preservada na DP, independente do estágio da doença.

Considerando os resultados da comparação entre grupos da fase de aproximação, é possível sugerir que a estratégia empregada pelos idosos com DP foi eficaz em garantir ajustes acurados e similares aos de idosos saudáveis durante a ultrapassagem. Galna et al. (2009) sugeriram que o andar mais lento durante a aproximação poderia fornecer mais tempo para ajustes no posicionamento do pé antes do obstáculo. Ainda, é importante ressaltar que o último passo da fase de aproximação não apresentou diferenças entre os grupos, tanto nos parâmetros cinemáticos (comprimento do passo e distância horizontal pé obstáculo da perna de suporte) como nos parâmetros cinéticos (variáveis de frenagem). Neste mesmo passo, mas no momento da retirada do pé da perna de suporte (fase de propulsão), não houve diferença entre os grupos para as variáveis cinéticas de propulsão, o que é coerente com as variáveis cinemáticas analisadas. Assim, a distância de posicionamento e a aplicação de força no

contato e na retirada do pé da perna de suporte antes do obstáculo são parâmetros fundamentais para a ultrapassagem de obstáculos e estão preservados na DP. Em acordo com esta afirmação, Chou & Draganich (1998) verificaram que o posicionamento adequado do pé da perna de suporte antes do obstáculo é determinante para o sucesso da ultrapassagem, uma vez que observaram maior número de contatos quando o posicionamento do pé ocorreu mais próximo do obstáculo.

Em relação às variáveis cinéticas da perna de abordagem, os idosos com DP apresentaram menores valores médios para força horizontal máxima 1º pico e 2º pico e para o impulso de propulsão horizontal. Os resultados da força horizontal máxima 1º pico sugerem que os idosos com DP frearam menos a aterrissagem da perna de abordagem após a ultrapassagem do obstáculo – é possível que os idosos com DP tenham apresentado menor velocidade da perna de abordagem durante a fase de balanço no passo de ultrapassagem. Entretanto, estes resultados devem ser interpretados com cautela, uma vez que as outras variáveis cinéticas da fase de frenagem não apresentaram diferenças entre os grupos. Os resultados das variáveis cinéticas de propulsão da perna de abordagem revelam que os idosos com DP apresentaram menor propulsão do que os idosos saudáveis para a continuidade da locomoção após a ultrapassagem, o que confirma os achados sobre déficits na realização de movimentos sequenciais na DP (BENECKE et al., 1987; STELMACH et al., 1987; AGOSTINO et al., 1992; ROY et al., 1993; SMILEY-OYEN et al., 2007; PARK & STELMACH, 2009).

Por fim, a não observação de interação entre os fatores grupo e condição de informação visual sugere que o controle visual da fase de ultrapassagem foi similar entre idosos com DP e idosos saudáveis. Portanto, no que se refere às estratégias adaptativas empregadas nas tentativas com sucesso, assim como na fase de aproximação, os idosos com DP não foram mais dependentes das informações visuais dinâmicas na fase de ultrapassagem, o que discorda de Azulay et al. (1999). Novamente a explicação para tal contradição está baseada nas diferenças metodológicas entre os estudos, já apresentadas para a fase de aproximação.

6.3.2. A disponibilidade de informação visual afeta o comportamento locomotor durante a fase de ultrapassagem?

As variáveis cinemáticas de ultrapassagem foram alteradas em função da disponibilidade das informações visuais. A anulação do fluxo óptico provocou alteração em mais variáveis relacionadas à negociação com o obstáculo do que a autoseleção de

informação visual. Estes resultados revelam que a condição de informação visual estática foi mais perturbadora à realização da ultrapassagem, o que concorda com os resultados referentes ao número de contatos com o obstáculo. Assim, as estratégias adaptativas empregadas por idosos são dependentes da informação visual dinâmica e tais achados corroboram os estudos que verificaram a importância do fluxo óptico para a locomoção humana (DE RUGY, 2002; FRENZ et al., 2003; SCHUBERT et al., 2003).

Os participantes apresentaram maior comprimento e largura do passo de ultrapassagem na condição de informação visual estática do que na condição de informação visual dinâmica. Estes resultados revelam a necessidade de uma base de suporte maior para o controle do centro de massa quando o fluxo óptico foi anulado. Em relação à distância horizontal pé obstáculo (FIGURA 16A), os participantes apresentaram valores médios menores para a perna de abordagem e maiores para a perna de suporte quando o fluxo óptico foi anulado. Não houve diferença entre as condições de informação visual dinâmica e autosseleccionada para ambas as pernas. Estes resultados diferem dos observados por Menuchi (2005) em adultos jovens, que encontrou diferença entre a amostragem visual dinâmica e estática na distância horizontal pé obstáculo apenas para a perna de abordagem – maior quando o fluxo óptico foi anulado. Em conjunto, estes resultados confirmam a maior perturbação imposta pela informação visual estática na ultrapassagem e sugerem que o fluxo óptico é importante para o ajuste do posicionamento dos pés antes do obstáculo e para aumentar a estabilidade na ultrapassagem. Ainda, pode-se inferir que adultos jovens e idosos controlam a distância final de aproximação de maneira diferente quando o fluxo óptico é anulado.

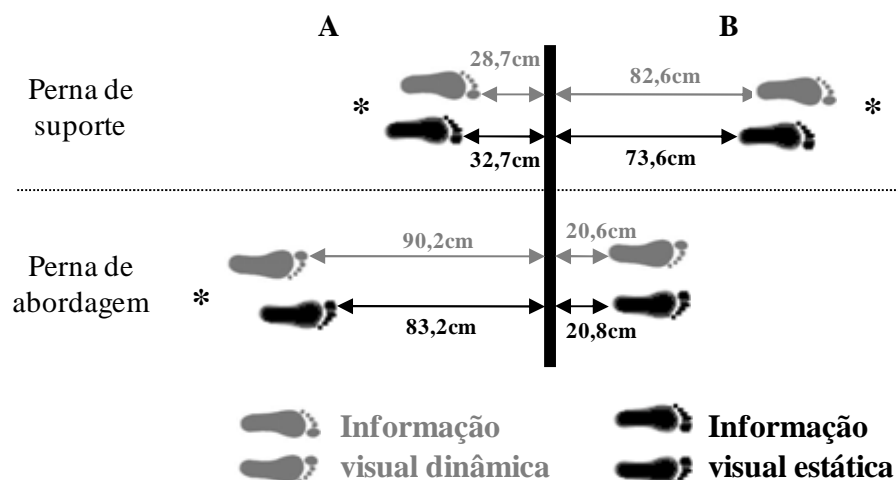


FIGURA 16. Ilustração do posicionamento dos pés da perna de abordagem e de suporte antes (A) e após (B) o obstáculo nas condições de informação visual dinâmica e estática. * = diferença significativa entre informação visual dinâmica e estática.

Para a distância vertical pé obstáculo da perna de abordagem, os participantes apresentaram menores valores médios na condição de informação visual dinâmica do que nas condições de informação visual estática e autosselecionada. Estes resultados concordam com os achados em adultos jovens (MENUCHI, 2005); ou seja, o controle deste parâmetro parece similar em idosos e adultos jovens quando o fluxo óptico é anulado. Ainda, os participantes apresentaram maior distância vertical pé obstáculo da perna de abordagem na condição de informação visual estática do que na condição de informação visual autosselecionada. Assim, é possível afirmar que o fluxo óptico é importante para o controle do parâmetro em questão e que o ajuste é mais preciso na autosseleção da informação visual do quando há disponibilidade de informação visual estática. Para a perna de suporte, não foi observado efeito de informação visual na distância vertical pé obstáculo. Este resultado era esperado, uma vez que a perna de suporte não está dentro do campo visual quando sobre o obstáculo. Portanto, a manipulação da informação visual não influenciou a margem de segurança sobre o obstáculo adotada para a perna de suporte.

A distância horizontal obstáculo pé da perna de abordagem não foi influenciada pela anulação do fluxo óptico (FIGURA 16B), o que revela que o controle deste parâmetro não é dependente da informação visual de movimento em idosos. Entretanto, este parâmetro aumentou quando a informação visual foi autosselecionada. É possível especular que os participantes estivessem sem informação visual disponível no momento do posicionamento do pé da perna de abordagem após a ultrapassagem na condição de informação visual autosselecionada (os participantes autosselecionaram a informação visual para a fase de ultrapassagem em apenas 47% das tentativas). Utilizando um sistema de rastreamento do olhar na tarefa de ultrapassar obstáculo, Patla & Vickers (1997) observaram que os participantes fixaram o olhar de forma intermitente no obstáculo somente na fase de aproximação. Assim, ajustes *on-line* guiados pela visão não puderam contribuir para a acurácia do controle da distância horizontal obstáculo pé da perna de abordagem e, para evitar tropeços, os participantes aumentaram esta distância (priorizando o fator segurança em detrimento ao maior gasto energético). Para a perna de suporte, os participantes apresentaram menores valores médios na condição de informação visual estática do que nas outras duas condições (FIGURA 16B). Estes resultados sugerem que idosos dependem das informações de fluxo óptico para o controle da distância de aterrissagem da perna de suporte.

Em relação às componentes verticais e horizontais de força de reação do solo da perna suporte, as variáveis dependentes de propulsão e a força vertical mínima apresentaram efeito de condição de informação visual. Os participantes apresentaram maiores valores para os

impulsos de propulsão vertical e horizontal na condição de informação visual estática do que na de informação visual dinâmica. Estes achados estão de acordo com a maior distância horizontal pé obstáculo da perna de suporte observada quando o fluxo óptico foi anulado – o fato da perna de suporte estar mais afastada do obstáculo requereu maior propulsão para a ultrapassagem. Para a força vertical mínima, o maior valor observado na condição de informação visual estática sugere que, nesta condição experimental, os participantes estavam se movendo mais lentamente e com menor aceleração da perna de abordagem. A literatura é consistente em mostrar que, em menores velocidades do andar, maiores valores de força vertical mínima são registrados (BARELA & DUARTE, 2006). Estes resultados revelam que as variáveis dependentes de propulsão e a força vertical mínima são influenciadas pela disponibilidade de informação visual.

As variáveis cinéticas da perna de abordagem também foram alteradas em função da informação visual disponível. Entretanto, não foi evidenciada diferença significativa entre a condição de informação visual dinâmica e estática para a força vertical e horizontal máxima 1º pico. A autosseleção da informação visual apresentou maior valor médio do que as outras condições experimentais para a força horizontal máxima 1º pico. Estes resultados revelam que a aplicação de forças no momento da aterrissagem do pé da perna de abordagem depois do obstáculo não foi alterada pela anulação do fluxo óptico, mas foi alterada pela autosseleção da informação visual.

Os dados referentes aos impulsos de frenagem da perna de abordagem revelaram que os participantes frearam mais o movimento na condição de informação visual autosselecionada do que nas outras duas condições. Ainda, frearam mais o movimento na condição de informação visual estática do que na condição de informação visual dinâmica. Estes resultados revelam que ambas as condições de manipulação da informação visual perturbaram a ultrapassagem de obstáculo e exigiram controle específico de frenagem pela perna de abordagem.

Apenas a condição de informação visual estática comprometeu o impulso de propulsão da perna de abordagem depois do obstáculo; ainda, comprometeu apenas o impulso de propulsão horizontal, que apresentou menor valor médio em relação à condição de informação visual dinâmica. Estes resultados revelam que, para a continuidade da locomoção após a ultrapassagem, os participantes apresentaram menor propulsão quando o fluxo óptico foi anulado. Dessa forma, o andar pode ter sido mais lento entre o obstáculo e o final da passarela nesta condição experimental.

6.3.3. A altura do obstáculo influencia o comportamento locomotor durante a fase de ultrapassagem?

Independente de grupo e de condição de informação visual, a comparação entre as condições de obstáculo revelou que os participantes modularam alguns parâmetros da fase de ultrapassagem em função da restrição do terreno, o que concorda com estudos anteriores (PIERUCCINI-FARIA, 2006; PIERUCCINI-FARIA et al., 2006; VITÓRIO, 2006; VITÓRIO et al., 2009). Assim, estratégias adaptativas foram empregadas e evidenciadas de acordo com a restrição do terreno.

As variáveis referentes às distâncias de posicionamento dos pés antes e depois da ultrapassagem não foram alteradas em função da altura do obstáculo, o que confirma os achados da literatura. O posicionamento do pé antes da ultrapassagem do obstáculo tem mostrado forte consistência em adultos jovens, idosos e até mesmo em idosos com DP (CHEN et al., 1991; PATLA & RIETDYK, 1993; CHOU & DRAGANICH, 1996; 1998; AUSTIN et al., 1999; GONÇALVES et al., 2000; MOHAGHEGHI et al., 2004; VITÓRIO et al., 2009). Estudos com adultos jovens também têm mostrado consistência na distância de posicionamento do pé após o obstáculo (AUSTIN et al., 1999). Entretanto, em idosos com DP e idosos saudáveis, Vitório et al. (2009), observaram menor distância de posicionamento do pé da perna de abordagem após o obstáculo alto. Uma diferença metodológica importante que pode contribuir para a explicação desta contradição é a diferença nas características do obstáculo: Vitório et al. (2009) utilizaram obstáculos de madeira e o presente estudo utilizou obstáculos de espuma. Assim, a altura de um obstáculo de espuma não influenciou a distância de posicionamento do pé da perna de abordagem após o obstáculo, enquanto que a altura de um obstáculo de madeira influenciou. É importante considerar que o contato do pé com um obstáculo de madeira teria consequências mais graves do que o contato com um obstáculo de espuma. Como a ultrapassagem do obstáculo alto gera mais instabilidade, é possível que os participantes do estudo de Vitório et al. (2009) diminuíssem a trajetória da perna de abordagem até o chão para alcançá-lo o quanto antes e retomar o equilíbrio em duplo suporte.

Em relação à distância vertical pé obstáculo, apenas a perna de abordagem foi influenciada pela altura do obstáculo. Foi observado maior valor médio na condição de obstáculo alto, o que está de acordo com a literatura específica (PIERUCCINI-FARIA et al., 2006; VITÓRIO et al., 2009). Portanto, a perna de suporte não foi influenciada pela altura do obstáculo. Em estudo que manipulou a altura do obstáculo em adultos jovens e idosos, Lu et al. (2006) observaram que a distância vertical pé obstáculo da perna de abordagem aumentou com a altura do obstáculo apenas nos idosos. A maior elevação da perna de abordagem sobre

o obstáculo alto sugere uma estratégia adaptativa com prioridade para o fator segurança (evitar contato com o obstáculo), pois a maior elevação da perna provoca maior instabilidade durante a ultrapassagem.

No presente estudo, a maior instabilidade durante a ultrapassagem do obstáculo alto foi confirmada pela largura do passo de ultrapassagem, o que concorda com Vitório et al. (2006). Os participantes apresentaram maior largura do passo de ultrapassagem na condição de obstáculo alto do que na de obstáculo baixo. Chou et al. (2003) observaram resultados similares em estudo que manipulou a altura do obstáculo em idosos com distúrbios de equilíbrio e idosos saudáveis. O fato dos participantes terem adotado maior largura do passo sobre o obstáculo alto sugere que, nesta condição, foi necessária uma maior base de suporte para o controle do equilíbrio corporal.

As variáveis cinéticas de propulsão das componentes de força de reação do solo vertical e ântero-posterior da perna de suporte também apresentaram efeito de obstáculo. Nesta análise, foram identificadas alterações em função da presença e da altura do obstáculo. Como esperado, os participantes apresentaram maior impulso de propulsão vertical e horizontal da perna de suporte na presença do obstáculo do que durante o andar livre; ainda, apresentaram maiores valores médios destas variáveis na condição de obstáculo alto do que na de obstáculo baixo. Os dados de força vertical e horizontal máxima 2º pico apresentaram o mesmo comportamento que os impulsos de propulsão. Portanto, os impulsos de propulsão e as forças máximas aplicadas no momento da retirada do pé do solo aumentaram em função da necessidade de elevação da perna de suporte – quanto mais alto o obstáculo, maior é a elevação da perna para a ultrapassagem. Em relação à força vertical mínima da perna de suporte, os resultados revelaram maiores valores médios durante o andar livre do que na presença do obstáculo. Estes achados sugerem que os participantes aceleraram mais a perna de abordagem para ultrapassar o obstáculo do que para o andar livre, o que é coerente com o movimento requerido pela tarefa. Em acordo, Pieruccini-Faria et al. (2006) observaram maior velocidade vertical e horizontal da perna durante a ultrapassagem do obstáculo alto do que do obstáculo baixo, em idosos com DP. Ainda, é possível que a diferença entre as alturas selecionadas para este estudo não tenha sido suficiente para apontar mudança entre a condição de obstáculo alto e a de obstáculo baixo nesta variável dependente.

Efeitos da altura do obstáculo também foram observados para as variáveis cinéticas da perna de abordagem. A menor força vertical máxima 1º pico observada no momento de contato do pé após o obstáculo alto sugere que, nesta condição, os participantes controlaram mais a aterrissagem do pé. Este aspecto é confirmado pelo maior impulso de frenagem

horizontal observado na condição de obstáculo alto – os participantes frearam mais o movimento após a ultrapassagem do obstáculo alto do que do obstáculo baixo. Em relação à fase de propulsão da perna de abordagem, importante para a continuidade da locomoção após a ultrapassagem, todas as variáveis dependentes apresentaram maiores valores na condição de obstáculo alto do que na de obstáculo baixo. Assim, por terem freado mais o movimento após a ultrapassagem do obstáculo alto, os participantes precisaram de maior propulsão para a continuidade do andar. Em relação à força vertical mínima da perna de abordagem, os resultados revelaram que a altura do obstáculo não influenciou esta variável dependente, o que concorda com resultados observados em adultos jovens (BEGG et al., 1998) e com os resultados da perna de suporte no presente estudo.

6.4. Variáveis de informação visual

Os grupos apresentaram tempo de execução da tarefa similar na condição sem obstáculo; enquanto que, nas condições de obstáculo, os idosos com DP apresentaram maior valor médio do que os idosos do grupo controle. Por esse motivo, fez-se necessária a normalização da duração total e média de amostragem visual pelo tempo de execução da tarefa. Para a correta interpretação desses dados, é importante lembrar que o ponto de início da tarefa foi individualizado (distância equivalente a quatro passos do obstáculo). Como o comprimento da passada durante a fase de aproximação foi menor nos idosos com DP, é possível afirmar que estes percorreram uma distância menor durante a tarefa. Ainda, é importante considerar a lentidão para o início da ação motora, própria da DP. Portanto, esses resultados reforçam a característica de bradicinesia na marcha (BLIN et al., 1990; MORRIS et al., 1994; BEHRMAN et al., 1998; ZIJLSTRA et al., 1998; BOND & MORRIS, 2000; LEWIS et al., 2000; MORRIS et al., 2005; OLMO & CUDEIRO, 2005; SOFUWA et al., 2005; CARPINELLA et al., 2007; CRENNAN et al., 2007; YANG et al., 2008) e de acinesia de indivíduos com DP.

Dados descritivos do presente estudo concordam com os achados de Patla et al. (1996a) sobre maior demanda visual durante a aproximação ao obstáculo do que durante a ultrapassagem. A informação visual foi autosselecionada, na fase de aproximação, em 100% das tentativas e, na fase de ultrapassagem, em 47% das tentativas. Estes resultados confirmam o importante papel da informação visual no controle prospectivo da locomoção.

Independente das condições de obstáculo, os idosos com DP apresentaram menor número de amostragens visuais e maior duração média de amostragem visual do que os idosos do grupo controle. Em outras palavras, os idosos com DP apertaram o botão que controlava as

lentes menos vezes, entretanto, mantiveram este botão apertado por mais tempo. Estes resultados sugerem que a bradicinesia influenciou o padrão de autosseleção de amostragem de informação visual.

Na análise entre as condições de obstáculo, o obstáculo alto requereu mais informação visual para o sucesso na tarefa. Entretanto, a tendência de interação entre grupos e condição de obstáculo para a duração total de amostragem mostrou que os grupos apresentaram valores médios similares nas condições sem obstáculo e de obstáculo baixo; na condição de obstáculo alto, o valor médio foi maior para os idosos com DP. Estes resultados sugerem que os idosos com DP necessitaram de mais informação visual apenas para a ultrapassagem do obstáculo alto. Entretanto, o número de contatos com o obstáculo não foi diferente entre os grupos nesta condição. Como o obstáculo alto é mais perturbador ao controle motor, os participantes com maiores restrições individuais (idosos com DP) amostraram o ambiente por mais tempo para obter sucesso na tarefa. Este maior tempo de amostragem pode ser explicado pelos déficits no processamento de informações visuais que ocorrem em pessoas com DP (RUIZ-SANCHEZ DE LEON & FERNÁNDEZ-GUINEA, 2005).

7. CONCLUSÃO

Com base nos resultados observados, pode-se concluir que:

- Em relação ao número de contatos com o obstáculo, os idosos com DP foram mais dependentes da informação visual dinâmica do que o grupo controle. Assim como os idosos saudáveis, os idosos com DP não precisaram amostrar continuamente o ambiente para realizar a tarefa com sucesso. Ainda, a altura do obstáculo não foi determinante para o número de contatos observado;
- A DP comprometeu somente alguns parâmetros locomotores. Na fase de aproximação, a DP influenciou apenas as variáveis cinemáticas espaciais e a velocidade da passada, o que revelou um comportamento locomotor com características de hipometria e bradicinesia nos idosos com DP. O controle dos parâmetros temporais do andar e os ajustes (cinemáticos e cinéticos) realizados no último passo antes do obstáculo parecem preservados em estágios iniciais da DP. Na fase de ultrapassagem, a DP influenciou apenas a propulsão da perna de abordagem para a continuidade da locomoção depois do obstáculo, o que confirmou os déficits na realização de movimentos sequenciais na DP. As outras variáveis de força de reação do solo e as variáveis cinemáticas da negociação com o obstáculo apontaram que idosos em estágios iniciais da DP e idosos saudáveis empregaram estratégias similares durante a ultrapassagem. Quanto ao controle visual da locomoção, os idosos com DP não foram mais dependentes da informação visual dinâmica do que os idosos saudáveis, tanto na fase de aproximação como na de ultrapassagem;
- Informações de fluxo óptico são importantes para o controle da locomoção humana. Em relação à disponibilidade de informação visual, a anulação do fluxo óptico foi a condição que mais perturbou o controle da locomoção dos idosos. Tal condição requereu estratégias adaptativas conservadoras tanto na fase de aproximação como na de ultrapassagem. Ainda, alguns parâmetros do andar não requerem controle visual contínuo;

- A manipulação do terreno interferiu nas variáveis cinéticas e cinemáticas. Na fase de aproximação, as variáveis cinemáticas do andar dos idosos foram influenciadas pela presença, mas não pela altura do obstáculo. Por outro lado, as variáveis cinéticas da fase de frenagem da perna de suporte foram influenciadas tanto pela presença como pela altura do obstáculo. Na fase de ultrapassagem, o obstáculo alto representou a condição mais perturbadora e, conseqüentemente, de maior demanda para o controle do equilíbrio. Os ajustes realizados em ambas as fases revelaram estratégias adaptativas realizadas de acordo com a exigência da tarefa;
- A associação entre as características da DP e a altura do obstáculo influenciou a amostragem visual autosseleccionada. A bradicinesia influenciou o padrão de autosseleção de amostragem de informação visual. Ainda, a condição de obstáculo alto requereu mais informação visual do que as outras condições de terreno para o sucesso na tarefa. Por fim, os idosos com DP precisaram de mais informação visual do que o grupo controle apenas para a ultrapassagem do obstáculo alto.

8. REFERÊNCIAS

- AGOSTINO, R.; BERARDELLI, A.; FORMICA, A.; ACCORNERO, N.; MANFREDI, M. Sequential arm movements in patients with Parkinson's disease, Huntington's disease and dystonia. **Brain**, Oxon, v.115, p.1481-1495, 1992.
- ALMEIDA, O. Mini exame do estado mental e o diagnóstico de demência no Brasil. **Arquivos de Neuropsiquiatria**, São Paulo, v.56, p.605-612, 1998.
- ALMEIDA, Q.J.; FRANK, J.S.; ROY, E.A.; JENKINS, M.E.; SPAULDING, S.; PATLA, A.E.; JOG, M.S. An evaluation of sensorimotor integration during locomotion toward a target in Parkinson's disease. **Neuroscience**, Kidlington, v.134(1), p.283-293, 2005.
- AUSTIN, G.P.; GARRETT, G.E.; BOHANNON, R.W. Kinematic analysis of obstacle clearance during locomotion. **Gait & Posture**, Amsterdam, v.10(2), p.109-120, 1999.
- AZULAY, J.P.; MESURE, S.; AMBLARD, B.; BLIN, O.; SANGLA, I.; POUGET, J. Visual control of locomotion in Parkinson's disease. **Brain**, Oxon, v.122, p.111-120, 1999.
- AZULAY, J.P.; MESURE, S.; BLIN, O. Influence of visual cues on gait in Parkinson's disease: Contribution to attention or sensory dependence? **Journal of the Neurological Sciences**, Detroit, v.248, p.192-195, 2006.
- BARBEAU, A. Biomechanical aging in Parkinson's disease. IN: AMADOCCI, L.; DAVISON, A.N.; ANTUONO, P. **Aging of the Brain and Dementia**. Eds, New York: Raven, p.275-285, 1980.
- BARELA, A.M.F.; DUARTE, M. **Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana**. São Paulo: Laboratório de Biofísica-USP, 2006. Disponível em <<http://lob.iv.fapesp.br>>. Acesso em 21-04-2006.
- BEGG, R.K.; SPARROW, W.A.; LYTHGO, N.D. Time-domain analysis of foot-ground reactions force in negotiating obstacles. **Gait & Posture**, Amsterdam, v.7(2), p.99-109, 1998.
- BEHRMAN, A.L.; TEITELBAUM, P.; CAURAUGH, J.H. Verbal instructions sets to normalize the temporal and spatial gait variables in Parkinson's disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, London, v.65, p.580-582, 2005.
- BENECKE, R.; ROTHWELL, J.C.; DICK, J.P.R.; DAY, B.L.; MARSDEN, CD. Disturbance of sequential movements in patients with Parkinson's disease. **Brain**, Oxon, v.110, p.361-79, 1987.

- BERARDELLI, A.; ROTHWELL, J.C.; THOMPSON, P.D.; HALLET, M. Pathophysiology of bradykinesia in Parkinson's disease. **Brain**, Oxon, v.124, p.2131-2146, 2001.
- BLIN, O; FERRANDEZ, A.M; SERRATRICE, G. Quantitative analysis of gait in Parkinson's patients: increased variability in stride length. **Journal of the Neurological Sciences**, Detroit, v.98, p.91-97, 1990.
- BLIN, O; FERRANDEZ, A.M.; PAILHOUS, J.; SERRATRICE, G. Dopa-sensitive and Dopa resistant gait parameters in Parkinson's disease. **Journal of the Neurological Sciences**, Detroit, v.103, p.1-54, 1991.
- BLOEM, B.R.; STEIJNS, J.A.G.; SMITS-ENGELSMAN, B.C. An update on falls. **Current Opinion in Neurology**, London, v.16, p.15-26, 2003.
- 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**, Chicago, v.81, p.110-116, 2000.
- 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. **The Journal of Clinical Pharmacology**, Towson, v.1, p.13-24, 1990.
- BRONSTEIN, A.M.; HOOD, J.D.; GREY, M.A.; PANAGI, C. Visual control of balance in cerebellar and parkinsonian syndromes. **Brain**, Oxon, v.113(3), p.767-779, 1990.
- BROWN, L.A; FRANK, J.S. Postural compensations to the potential consequences of instability: kinematics. **Gait & Posture**, Amsterdam, v.6, p.89-97, 1997.
- BROWN, L.A.; MCKENZIE, N.C.; DOAN, J.B. Age-dependent differences in the attentional demands of obstacle negotiation. **Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical**, v.60(7), p.924-7, 2005.
- BRUCKI, S.M.; NITRINI, R.; CARAMELLI, P.; BERTOLUCCI, P.H.; OKAMOTO, I.H. Suggestions for utilization of the mini-mental state examination in Brazil. **Arquivos de Neuropsiquiatria**, São Paulo, v.61(3B), p.777-81, 2003.
- CAETANO, M.J.D. **Equilíbrio dinâmico em idosos com doença de Parkinson. 2007. 92f. Dissertação de Mestrado** – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro.
- CAETANO. M.J.D.; GOBBI, L.T.B.; SÁCHEZ-ARIAS, M.R.; STELLA, F.; GOBBI, S. Effects of postural threat on walking features of Parkinson's disease patients. **Neuroscience Letters**, San Diego, v.452(2), p.136-40, 2009.
- CARPINELLA, I.; CRENNNA, P.; CALABRESE, E.; RABUFFETTI, M.; MAZZOLENI, P.; NEMNI, R.; FERRARIN, M. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, Baltimore, v.15(4), p.543-551, 2007.
- CHEN, H.-C.; ASHTON-MILLER, J.A.; ALEXANDER, N.B.; SCHULTZ, A.B. Stepping over obstacles: Gait patterns of healthy young and old adults. **Journal of Gerontology**, Washington DC, v.46, p.M196-203, 1991.

CHOU, L.S.; DRAGANICH, L.F. Effects of obstacle height and proximity on temporal-distance measurements and on kinematics of the trailing limb. **In Proceedings of 20th Annual Meeting of The American Society of Biomechanics**, Atlanta, p.137-138, 1996.

CHOU, L.S.; DRAGANICH, L.F. Placing the trailing foot closer to an obstacle reduces flexion of the hip, knee, and ankle to increase the risk of tripping. **Journal of Biomechanics**, New York, v.31, p.685-691, 1998.

CHOU, L.S.; KAUFMAN, K.R.; HAHN, M.E.; BREY, R.H. Medio-lateral motion of the center of mass during obstacle crossing distinguishes elderly individuals with imbalance. **Gait & Posture**, Amsterdam, v.18(3), p.125-133, 2003.

CRENNA, P.; CARPINELLA, I.; RABUFFETTI, M.; CALABRESE, E.; MAZZOLENI, P.; NEMNI, R.; FERRARIN, M. The association between impaired turning and normal straight walking in Parkinson's disease. **Gait & Posture**, Amsterdam, v.26(2), p.172-178, 2007.

DEMIRCI M.; GRILL S.; McSHANE L.; HALLET M. A mismatch between kinesthetic and visual perception in Parkinson's disease. **Annals of Neurology**, San Francisco, v.41, p.781-788, 1997.

DE RIJK, M.C.; TZOURIO, C.; BRETHER, M.M.; DARTIGUES, J.F.; AMADUCCI, L.; LOPEZ-POUSA, S.; MANUBENS-BERTRAN, J.M.; ALPÉROVITCH A.; ROCCA, W.A. Prevalence of parkinsonism and Parkinson's disease in Europe: the EUROPARKINSON Collaborative Study. European Community Concerted Action on the Epidemiology of Parkinson's disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, London, v.62, p.10-15, 1997.

DE RUGY, A.; MONTAGNE, G.; BUEKERS, M.J.; LAURENT, M. Temporal information for spatially constrained locomotion. **Experimental Brain Research**, New York, v.146 (2), p.129-141, 2002.

DIETZ, V. Proprioception and locomotor disorders. **Nature Reviews Neuroscience**, London, v.3, p.781-790, 2002.

FAHN, S.; ELTON, R. Members of the UPDRS. Development Comitee. The unified Parkinson's disease rating scale. In: FAHN, S.; MARSDEN, C.D.; CALNE, D.B.; GOLDSTEIN M. (eds.) **Recent Developments in Parkinson's disease**, v.2, Florham Park NJ: Mcmillan Health Care Information, p.153-163, 1987.

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

FERRANDEZ, A.M.; BLIN, O. A comparison between the effect of intentional modulations and the action of L-dopa on gait in Parkinson's disease. **Behavioural Brain Research**, v.45 (2), p.177-183, 1991.

FERRARIN, M.; RABUFFETTI, M.; TETTAMANTI, M.; PIGNATTI, C., MAURO, A.; ALBANI, G. Effect 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**, London, v.5(3), 2008.

- FORSSBERG, H.; JOHNEL, B.; STEG, J. Is parkinsonian gait caused by a regression to an immature walking pattern? **Advances in Neurology**, v.40, p.375-379, 1984.
- FRENZ, H.; BREMMER, F.; LAPPE, M. Discrimination of travel distances from 'situated' optic flow. **Vision Research**, San Diego, v.43(20), p.2173-2183, 2003.
- GALNA, B.; PETERS, A.; MURPHY, A.T.; MORRIS, M.E. Obstacle crossing deficits in older adults: A systematic review. **Gait & Posture**, Amsterdam, v.30, p.270-5, 2009.
- GIBSON, J.J. **The perception of the visual world**. Boston: Houghton-Mifflin, 1950.
- GIBSON, J.J. **The senses considered as perceptual system**. Boston: Houghton-Mifflin, 1966.
- GIBSON, J.J. **The ecological approach to visual perception**. Boston: Houghton-Mifflin, 1979.
- GLENDINNING, D.S.; ENOKA, R.M. Motor unit behavior in Parkinson's disease. **Physical Therapy**, Alexandria, v.74, p.61-70, 1994.
- GLICKSTEIN, M.; STEIN, J. Paradoxical movement in Parkinson's disease. **Trends in Neurosciences**, London v.14, p.80-82, 1991.
- GOBBI, L.T.B.; PATLA, A. Desenvolvimento da locomoção em terrenos irregulares: proposta de um modelo teórico. In: PELLEGRINI, A. M. (Org.). **Coletânea de Estudos: Comportamento Motor I**. São Paulo: Movimento, p.29-44, 1997.
- GONÇALVES, C.T.; MORAES, R.; GOBBI, L.T.B. Efeito da perturbação vestibular transitória na transposição de obstáculos. **Motriz**, Rio Claro, v.6(2), p.57-63, 2000.
- GRIMBERGEN Y.A.M.; MUNNEKE M.; BLOEM B. Falls in Parkinson's disease. **Current Opinion in Neurology**, London, v.17(4), p.405-415, 2004.
- GUYTON, A.C. **Neurociência básica: anatomia e fisiologia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993.
- HAHN, M.F.; CHOU, L.S. Can motion of individual body segments identify instability in the elderly? **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.18(8), p.737-744, 2003.
- HAHN, M.E.; CHOU, L.S. Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing. **Journal of Biomechanics**, New York, v.37(6), p.837-44, 2004.
- HAHN, M.E.; LEE, H.J.; CHOU, L.S. Increased muscular challenge in older adults during obstructed gait. **Gait & Posture**, Amsterdam, v.22(4), 356-61, 2005.
- HOEHN, M.M.; YAHR, M.D. Parkinsonism: onset, progression and mortality. **Neurology**, Baltimore, v.17, p.573-581, 1967.
- 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**, Chicago, v.79(3), p.317-322, 1998.

KLOCKGETHER, T.; BORUTTA, M.; RAPP, H.; SPIEKER, S.; DICHGANS, J. A defect of kinesthesia in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, Hoboken, v.10(4), p.460-465, 1995.

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

LEE, D.N. A theory of visual control braking based on information about time-to-collision. **Perception**, v.5(4), p.437-459, 1976.

LEE, D.N. LISHMAN, J.R. THOMSON, T.A. Regulation of gait in long jumping. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, Washington DC, v.8, p.448-459, 1982.

LEE, D.N.; YOUNG, D.S. Gearing action to the environment. **Experimental Brain Research**, New York, v.15, p.217-230, 1986.

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

LU T-W.; CHEN H-L.; CHEN S-C. Comparisons of the lower limb kinematics between young and older adults when crossing obstacles of different heights. **Gait & Posture**, Amsterdam, v.23(4), p.471-479, 2006.

LUTZ, W.; SANDERSON, W; SCHERBOV, S. The end of world population growth. **Nature**, v. 412(6846), p.543-545, 2001.

MARTIN, M.; MARSH, A. P. Step length and frequency effects on ground reaction forces during walking. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 25, p. 1237-1239, 1992.

MCFAIDEN, B.J.; PRINCE, F. Avoidance and accommodation of surface height changes by healthy, community-dwelling, young, and elderly men. **Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical**, Washington DC, v.57(4), p.B166-74, 2002.

McKENZIE, N.C.; BROWN, L.A. Obstacle negotiation kinematics: age-dependent effects of postural threat. **Gait & Posture**, Amsterdam, v.19, p.226-234, 2004.

MENUCHI, M.R.T.P. **Locomoção visualmente guiada na transposição de obstáculos: Efeitos de amostras visuais estáticas e dinâmicas**. 2005. 92f. Dissertação de Mestrado – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro.

MOGHAL, S.; RAJPUT, A.H.; D'ARCY, C.; RAJPUT, R. Prevalence of movement disorders in elderly community residents. **Neuroepidemiology**, v.13(4), p.175-178, 1994.

MOHAGHEGHI, A.A.; MORAES, R.; PATLA, A.E. The effects of distant and on-line visual information on the control of approach phase ant step over an obstacle during locomotion. **Experimental Brain Research**, New York, v.155(4), p.459-468, 2004.

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 Psychiatry**, London, v.54(12), p.1532-1534, 1994a.

- MORRIS, M. E.; IANSEK, R.; MATYAS, T. A.; SUMMERS, J. J. The pathogenesis of gait hypokinesia in Parkinson's disease. **Brain**, Oxon, v.117, p.1169-1181, 1994b.
- MORRIS, M.E.; IANSEK, R. Characteristics of motor disturbance in Parkinson's disease and strategies for movement rehabilitation. **Human Movement Science**, Amsterdam, v.15, p.649-669, 1996.
- MORRIS, M.E.; MATIAS, T.A.; IANSEK, R.; SUMMERS, J.J. Temporal stability of gait in Parkinson's disease. **Physical Therapy**, Alexandria, v.76(7), p.763-789, 1996.
- MORRIS, M.; IANSEK, R.; MATYAS, T.; SUMMERS, J. Abnormalities in the stride length-cadence relation in parkinsonian gait. **Movement Disorders**, Hoboken, v.13, p.61-69, 1998.
- MORRIS, E. M.; HUXHAM, F.; MCGINLEY, J.; DODD, K.; IANSEK, R. The biomechanics and motor control of gait in Parkinson disease. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.16(6), p.459-470, 2001.
- MORRIS, M.; IANSEK, R.; MCGINLEY, J.; MATYAS, T.; HUXHAM, F. Three-Dimensional Gait Biomechanics in Parkinson's disease: Evidence for a Centrally Mediated Amplitude Regulation Disorder. **Movement Disorders**, Hoboken, v.20, p.40-50, 2005.
- MURRAY, M.P.; SEPIC, S.B.; GARDNER, G.M.; DOWES, W.J. Walking patterns of men with Parkinsonism. **American Journal of Physical Medicine**, v.57(6), p.278-294, 1978.
- NEWELL, K.M. Constrains on the development of coordination. In: WADE, M.G.; WHITING, W.T.A. (Eds.), **Motor development in children: Aspects of coordination and control**, Dordrecht: Martinus Nijhoff, p.341-360, 1986.
- 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**, Abingdon, v.31 (3), p.185-192, 1999.
- NUTT, G.J. Motor fluctuations and dyskinesia in Parkinson's disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, Kidlington, v.8(2), p.101-108, 2001.
- OBESO J.A.; RODRIGUEZ-OROZ M.; LANCIAGO J.L.; ARTIEDA J.; GONZALO N.; OLANOW W. Pathophysiology of the basal ganglia in Parkinson's disease. **Trends in Neuroscience**, London, v.23(10 Suppl), p.S8-S19, 2000.
- OLMO, M.F.; CUDEIRO, F. Temporal variability of gait in Parkinson disease: effects of a rehabilitation programme based on rhythmic sound cues. **Parkinsonism and Related Disorders**, Kidlington, v.11, p.25-33, 2005.
- OSTROSKY, K.M.; VANSWEARINGEN, J.M.; BURDETT, R.G.; GEE, Z. A comparison of gait characteristics in young and old subjects. **Physical Therapy**, Alexandria, v.74(7), 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**, Hoboken, v.13(6), p.900-6, 1998.

PARK, J.H.; STELMACH, G.E. Integration deficiencies associated with continuous limb movement sequences in Parkinson's disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, Kidlington, v.15(9), p.682-87, 2009.

PATLA, A.E. Visual control of human locomotion. In: Patla, A.E. (ed) **Adaptability of human gait: implications for the control of locomotion**. Amsterdam: Elsevier, p.55-97, 1991.

PATLA, A. E. Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. **Gait & Posture**, Amsterdam, v.4, p.54-59, 1997.

PATLA, A. E. How is human gait controlled by vision? **Ecological Psychology**, v.10, p.287-302, 1998.

PATLA, A.E. Strategies for dynamic stability during human locomotion: Contribution of visual, vestibular and kinesthetic inputs to maintaining balance in complex environments. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, Piscataway, v.22(2), p.48-52, 2003.

PATLA, A.E.; ADKIN, A.; MARTIN, C.; HOLDEN, R.; PRENTICE, S. Characteristics of voluntary visual sampling of the environment for safe locomotion over different terrains. **Experimental Brain Research**, New York, v.112(3), p.513-522, 1996a.

PATLA, A.E.; PRENTICE, S.D.; GOBBI, L.T.B. Visual control of obstacle avoidance during locomotion: strategies in young children, young and older adults. In FERRANDEZ, A.-M.; TEASDALE, N. (Eds.), **Changes in Sensori-Motor Behavior in Aging**. Amsterdam: Elsevier, p.257-277, 1996b.

PATLA, A.E.; RIETDYK, Visual control of limb trajectory over obstacles: effect of obstacle height and width. **Gait & Posture**, Amsterdam, v.1, p.45-60, 1993.

PATLA, A.E.; VICKERS, J.N. Where and when do we look as we approach and step over an obstacle in the travel path? **Neuroreport**, Philadelphia, v.8(17), p.3661-3665, 1997.

PATLA, A.E.; VICKERS, J.N. How far ahead do we look when required to step on specific locations in the travel path during locomotion? **Experimental Brain Research**, New York, v.148, p.133-138, 2003.

PIERUCCINI-FARIA, F. **Efeito da levodopa sobre a cinemática da locomoção adaptativa de idosos com doença de Parkinson**. 2006. Dissertação de Mestrado – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro.

PIERUCCINI-FARIA, F.; MENUCHI, M.R.T.P.; VITÓRIO, R.; GOBBI, L.T.B.; STELLA, F.; GOBBI, S. Parâmetros cinemáticos da marcha com obstáculos em idosos com doença de Parkinson, com e sem efeito da Levodopa: um estudo piloto. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v.10(2), p.243-249, 2006.

REGAN, D.; BEVERLEY, K. How do we avoid confounding the direction we are looking and the direction we are moving. **Science**, Washington DC, v.215 (4529), p.194-196, 1982.

ROY, E.A.; SAINT-CYR, J.; TAYLOR, A.; LANG, A. Movement sequencing disorders in Parkinson's disease. **International Journal of Neuroscience**, v.73(3-4), p.183-94, 1993.

- RUIZ-SÁNCHEZ DE LEÓN, J.M.; FERNÁNDEZ-GUINEA, S. Proceso visuoperceptivo en la enfermedad de Parkinson: de la retina a la corteza frontal, **Revista de Neurología**, Barcelona, v.40, n.5, p.557-562, 2005.
- SAITO, M.; MARAYUAMA, M.; IKEUCHI, K.; KONDO, H.; ISHIKAWA, A.; YUASA, T.; TSUJI, S. Autosomal recessive juvenile parkinsonism. **Brain & Development**, Makiko Kaga, v.22, p.S115-S117, 2000.
- SCHUBERT, M.; BOHNER, C.; BERGER, W.; SPRUNDEL, M.; DUYSSENS, J.E. The role of vision in maintaining heading direction: effects of changing gaze and optic flow on human gait. **Experimental Brain Research**, New York, v.150(2), p.163-173, 2003.
- SCHUBERT, M.; PROKOP, T.; BROCKE, F.; BERGER W. Visual kinesthesia and locomotion in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, Hoboken, v.20(2), p.141-150, 2004.
- SCHENKMAN, M.L.; CLARK, K.; XIE, T.; KUCHIBATLA, M.; SHINBERG, M.; RAY, L. Spinal movement and performance of standing reach task in participants with and without Parkinson's disease. **Physical Therapy**, Alexandria, v.81(8), p.1400-11, 2001.
- SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M.H. **Controle Motor: teoria e aplicações práticas**. Barueri, SP: Manole, 2003.
- SIEGEL, K.L.; METMAN, L.V. Effects of bilateral posteroventral pallidotomy on gait of subjects with Parkinson disease. **Archives of Neurology**, Chicago, v.57(2), p.198-204, 2000.
- SMILEY-OYEN, A.L.; LOWRY, K.A.; KERR, J.P. Planning and control of sequential rapid aiming in adults with Parkinson's disease. **Journal of Motor Behavior**, Washington DC, v.39, p.103-14, 2007.
- SOFUWA, O.; NIEUWBOER, A.; DESLOOVERE, K.; WILLEMS, A.M.; CHAVRET, F.; JONKERS, I. Quantitative gait analysis in Parkinson's disease: Comparison with a healthy control group. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, Philadelphia, v.86(5), p.1007-1013, 2005.
- SPARROW, W.A.; SHINKFIELD, A.J.; CHOW, S.; BEGG, R.K. Characteristics of gait in steps over obstacles. **Human of Movement Science**, Amsterdam, v.25, p.605-622, 1996.
- STELMACH, G.E.; WORRINGHAM, C.J.; STRAND, E.A. The programming and execution of movement sequences in Parkinson's disease. **International Journal of Neuroscience**, v.36, p.55-6, 1987.
- THOMSON, J.A. How do we use visual information to control locomotion. **Trends in Neuroscience**, London, v.3, p.247-250, 1980.
- THOMSON, J.A. Is continuous visual control necessary in visually guided locomotion? **Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance**, Washington DC, v.9(3), p.427-443, 1983.
- VAN DEN EEDEN, S.K.; TANNER, C.M.; BERNSTEIN, A.L.; FROSS, R.D.; LEIMPETER, A.; BLOCH, D.A.; NELSON, L.M. Incidence of Parkinson's disease:

Variation by age, gender, and race/ethnicity. **American Journal of Epidemiology**, Oxford, v.157(11), p.1015-1022, 2003.

VAN DIEEN, J.H.; PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M.F. Age-related intrinsic limitations in preventing a trip and regaining balance after a trip. **Safety Science**, v.43(7), p.437–53, 2005.

VITÓRIO, R. **Análise do comportamento locomotor de idosos com doença de Parkinson na ultrapassagem de obstáculo**. 2006. 52f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro.

VITÓRIO, R.; PIERUCCINI-FARIA, F.; SILVEIRA, C.R.A.; CAETANO, M.J.D.; GOBBI, L.T.B.; STELLA, F. Marcha com obstáculos em indivíduos idosos com doença de Parkinson. In: III Congresso Brasileiro de Comportamento Motor, 2006, Rio Claro. **Anais do III Congresso Brasileiro de Comportamento Motor**, Rio Claro, 2006.

VITÓRIO, R.; PIERUCCINI-FARIA, F.; STELLA, F.; GOBBI, S.; GOBBI, L.T.B. Effects of obstacle height on obstacle crossing in mild Parkinson's disease. **Gait & Posture**, Amsterdam, 2009. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.09.011

WARREN, W.H.Jr.; YOUNG, D.S.; LEE, D.N. Visual control of step length during running over irregular terrain. **Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance**, Washington, v.12(3), p.259-266, 1986.

WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; FRANK, J. S.; WALT, S. E. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. **Physical Therapy**, Alexandria, v.70(6), p.340-348, 1990.

YANG, Y.R.; LEE, Y.Y.; CHENG, S.J.; LIN, P.Y.; WANG, R.Y. Relationships between gait and dynamic balance in early Parkinson's disease. **Gait & Posture**, Amsterdam, v.27(4), p.611-615, 2008.

ZIJLSTRA, W.; RUTGERS, A.W.F.; Van WEERDEN, T.W. Voluntary and involuntary adaptation of gait in Parkinson's disease. **Gait & Posture**, Amsterdam, v.7, p.53-63, 1998.