

**HENRIQUE DE ALENCAR GOMES**

**MARCHA, CAPACIDADE FUNCIONAL E RISCO DE QUEDAS EM INDIVÍDUOS  
COM GLAUCOMA PRIMÁRIO DE ÂNGULO ABERTO EM  
ESTÁGIOS INICIAL E MODERADO**

**PARÂMETROS TEMPORAIS E ESPACIAIS DA MARCHA DE IDOSAS  
BRASILEIRAS COMUNITÁRIAS**

**Universidade Federal de Minas Gerais**

**Belo Horizonte**

**2015**

**HENRIQUE DE ALENCAR GOMES**

**MARCHA, CAPACIDADE FUNCIONAL E RISCO DE QUEDAS EM INDIVÍDUOS**

**COM GLAUCOMA PRIMÁRIO DE ÂNGULO ABERTO**

**EM ESTÁGIOS INICIAL E MODERADO**

**PARÂMETROS TEMPORAIS E ESPACIAIS DA MARCHA DE IDOSAS**

**BRASILEIRAS COMUNITÁRIAS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação nível Doutorado da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito para obtenção do título de Doutor em Ciências da Reabilitação.

Área de concentração: Desempenho Motor e Funcional Humano.

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Renata Noce Kirkwood

Co-Orientador: Prof. Dr. Sebastião Cronemberger

**Universidade Federal de Minas Gerais**

**Belo Horizonte**

**2015**

G633m Gomes, Henrique de Alencar  
2015      Marcha, capacidade funcional e risco de quedas em indivíduos com glaucoma primário de ângulo aberto em estágios inicial e moderado / parâmetros temporais e espaciais da marcha de idosas brasileiras comunitárias. [manuscrito] / Henrique de Alencar Gomes – 2015  
144 f., enc.: il.

Orientadora: Renata Noce Kirkwood  
Coorientador: Sebastião Cronemberger

Tese (doutorado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.  
Bibliografia: f. 82-90

1. Acidentes por quedas - Teses. 2. Aptidão física em idosos – Teses. 3. Marcha - Teses. I. Kirkwood, Renata Noce. II. Cronemberger, Sebastião. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 612.76

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS EM REABILITAÇÃO  
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL  
SITE: [www.eeffto.ufmg.br/mreab](http://www.eeffto.ufmg.br/mreab) E-MAIL: [mesreab@eeffto.ufmg.br](mailto:mesreab@eeffto.ufmg.br) FONE: (31) 3409-4781/7395

ATA DE NÚMERO 47 (QUARENTA E SETE) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE TESE APRESENTADA PELO CANDIDATO HENRIQUE DE ALENCAR GOMES DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.

Aos 07 (sete) dias do mês de julho do ano de dois mil e quinze, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da Tese de Doutorado intitulada: **“MARCHA, CAPACIDADE FUNCIONAL E RISCO DE QUEDAS EM INDIVÍDUOS COM GLAUCOMA PRIMÁRIO DE ÂNGULO ABERTO EM ESTÁGIOS INICIAL E MODERADO / PARÂMETROS TEMPORAIS E ESPACIAIS DA MARCHA DE IDOSAS COMUNITÁRIAS BRASILEIRAS”**. A comissão examinadora foi constituída pelas seguintes Professores Doutores: Paula Lanna Pereira da Silva, Renata Noce Kirkwood, Renan Alves Resende, Mariana Asmar Alencar, Leani Souza Máximo Pereira sob a Presidência da primeira. Os trabalhos iniciaram-se às 13h30min com apresentação oral do candidato, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. Após avaliação, os examinadores consideraram o candidato **aprovado e apto a receber o título de Doutor após a entrega da versão definitiva da Tese**. Nada mais havendo a tratar, eu, Marilane Soares, secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação dos Departamentos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, lavrei a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada por mim e pelos membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 07 de julho de 2015.....

Professora Dra. Renata Noce Kirkwood <i>R. Noce Kirkwood</i>
Professora Dra. Paula Lanna Pereira da Silva <i>Paula Lanna P. da Silva</i>
Professor Dr. Renan Alves Resende <i>Renan Alves Resende</i>
Professora Dra. Mariana Asmar Alencar <i>Mariana Asmar Alencar</i>
Professora Dra. Leani Souza Máximo Pereira <i>Leani Souza Máximo Pereira</i>

Marilane Soares – SIAPE: 084190  
Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS  
DA REABILITAÇÃO / EEFFTO  
AV. ANTÔNIO CARLOS, Nº 6627 - CAMPOS UNIVERSITÁRIOS  
PAMPULHA - CEP 31270-901 - BH / MG

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS EM REABILITAÇÃO  
 DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL  
 SITE: [www.eeffto.ufmg.br/mreab](http://www.eeffto.ufmg.br/mreab) E-MAIL: [mreab@eeffto.ufmg.br](mailto:mreab@eeffto.ufmg.br) FONE/FAX: (31) 3409-4781

PARECER

Considerando que a Tese de Doutorado de HENRIQUE DE ALENCAR GOMES intitulada “MARCHA, CAPACIDADE FUNCIONAL E RISCO DE QUEDAS EM INDIVÍDUOS COM GLAUCOMA PRIMÁRIO DE ÂNGULO ABERTO EM ESTÁGIOS INICIAL E MODERADO / PARÂMETROS TEMPORAIS E ESPACIAIS DA MARCHA DE IDOSAS COMUNITÁRIAS BRASILEIRAS” defendidas junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível: Doutorado cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a Tese de doutorado, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Professora Dra. Renata Noce Kirkwood	<i>R. Noce Kirkwood</i>
Professora Dra. Paula Lanna Pereira da Silva	<i>Paula Lanna P. da Silva</i>
Professor Dr. Renan Alves Resende	<i>Renan Alves Resende</i>
Professora Dra. Mariana Asmar Alencar	<i>Mariana Asmar Alencar</i>
Professora Dra. Leani Souza Máximo Pereira	<i>Leani Souza Máximo Pereira</i>

Marilane Soares – SIAPE: 084190  
 Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
 COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS  
 DA REABILITAÇÃO - EEFFTO  
 AV. ANTÔNIO CARLOS, Nº 6627 - CAMPUS UNIVERSITÁRIO  
 PAMPULHA - CEP 31270-901 - BH / MG

**Aos meus queridos antepassados, pais e mães, irmãos e irmãs e familiares,  
pela fonte de inspiração na vida e por poder simplesmente vivenciar esta família!**

**Em especial, ao meu irmão Roberto, amigo e médico oftalmologista exemplar,  
pela concepção conjunta e apoio no desenvolvimento deste trabalho!**

**À Tatiana, por seu amor e apoio constantes  
e por ter a alegria de colher contigo o que plantamos juntos!**

**Aos queridos Hugo e Luiza, sobrinho e afilhada,  
pela renovação e inspiração na Vida!**

## AGRADECIMENTOS

Sempre a Deus, Fonte de Amor e Luz, pela Vida!

Aos meus antepassados, aos meus pais – Carlos, Márcia, Denise e Zé Antônio – e a todos os meus irmãos e irmãs, pelo amor, pela presença e pela alegria de cada conquista!

Em especial, ao meu irmão Roberto, médico oftalmologista, pela amizade, pelo exemplo de pessoa e profissional, e pelo apoio na concepção e desenvolvimento em conjunto deste trabalho interdisciplinar: um grande desafio para mim em particular!

À Tatiana, pelo amor, pelo apoio, pelo convívio, pela mulher, enfim pela sabedoria em lidar sempre com os desafios que esses anos dedicados ao Mestrado e ao Doutorado, dia a dia, trouxeram: você é especial demais mesmo!

À orientadora, Professora Renata Noce Kirkwood, com quem compartilhei esta trajetória acadêmica desde a graduação, meu Muito Obrigado! Agradeço por ter me feito passar por todos os desafios, os quais sabemos que não foram poucos e nem fáceis, sem me fazer desistir, mesmo no limite!

Ao co-orientador, Professor Sebastião Cronemberger, pelas “portas abertas” desde a discussão inicial da ideia da tese em seu consultório e pelo aprendizado ao longo desses anos!

Ao Fisioterapeuta e Doutorando, Bruno Moreira, pelo apoio, otimismo, e profissionalismo, presente na hora certa! Aos colegas do doutorado, pelo convívio e aprendizado!

Em especial, à Andréa Lopes: que sorte ter te conhecido! Pela identidade, afinidade, pela espiritualidade, pelo profissionalismo! Um exemplo difícil de explicar! Em especial, à Regina Moura, pela amizade, pelas oportunidades de aprendizagem, pelo tanto que é bom sempre te encontrar nos encontros e reencontros da vida! À Cele, por compartilhar em conversa os desafios que surgiram e as decisões tomadas nessa caminhada, pela vibração de alegria!

Às Professoras Leani Máximo, Paula Lanna e Lygia Lustosa, pelos direcionamentos, reflexões e críticas que certamente ampliaram o desenvolvimento deste trabalho e as possibilidades do meu crescimento!

Aos Professores e Funcionários do Departamento de Fisioterapia e ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, em especial à Marilane, pela disponibilidade em ajudar nas tantas vezes que precisei!

A todos os colegas do Hospital Cristiano Machado da Fundação Hospitalar do Estado de Minas Gerais, da portaria à Direção, pelo convívio diário e incentivo para a conclusão de mais esta etapa, mesmo com todo trabalho e envolvimento concomitante!

Aos amigos, Gustavo Satoshi e equipe (Estúdio 4Fun Trainer), Robson Parreira (Fit Academia) e Andréa Lopes e equipe (Instituto NeoFisio), pela amizade, pelo profissionalismo, pelo talento e por vibrarem com esta conquista! Sucesso!

Às funcionárias da perimetria, a todos residentes e preceptores de oftalmologia do Hospital São Geraldo e a todos os voluntários, muito obrigado!

A todos que ajudaram a escrever esta história, MINHA GRATIDÃO!



“O correr da vida embrulha tudo.  
A vida é assim: esquenta e esfria,  
aperta e daí afrouxa,  
sossega e depois desinquieta.  
O que ela quer da gente é coragem.”

(Guimarães Rosa)

## RESUMO

### **Estudo 1 – Parâmetros da marcha, mobilidade funcional e risco de queda em indivíduos com glaucoma primário de ângulo aberto inicial e moderado: um estudo transversal.**

O Glaucoma Primário de Ângulo Aberto (GPAA) destaca-se por ser uma das principais causas de cegueira irreversível no Brasil e no mundo. É tradicionalmente conhecido como uma doença que “cega silenciosamente” porque durante os seus estágios iniciais é geralmente assintomática. Contudo, achados recentes indicando deterioração precoce da qualidade visual nos estágios inicial e moderado têm sido evidenciados. Questiona-se se a disfunção visual dos estágios inicial e moderado poderiam influenciar negativamente em desfechos funcionais e de quedas em indivíduos com GPAA. O objetivo do presente estudo observacional foi investigar a influência do GPAA em estágios inicial e moderado nos parâmetros da marcha, mobilidade funcional e risco de queda em indivíduos adultos comunitários. Foram analisados dados de 67 participantes divididos em um grupo com GPAA (33) e um grupo controle (34). O risco de queda foi medido utilizando a forma curta do *Physiological Profile Assessment* constituído dos seguintes testes: sensibilidade ao contraste, propriocepção, força muscular de extensores de joelho, tempo de reação manual e oscilação postural sobre a espuma com olhos abertos. Parâmetros temporais e espaciais da marcha – velocidade, cadência, comprimento do passo, base de suporte, tempo de oscilação, tempo de apoio e tempo de duplo apoio – foram medidos usando o sistema GAITRite<sup>®</sup>. Medidas funcionais foram obtidas com o teste *Timed Up and Go* (TUG), o teste Sentado para de Pé por cinco repetições e o Índice de Marcha Dinâmica. Os dados dos grupos GPAA e controle foram apresentados como média e desvio-padrão para as variáveis contínuas e frequência absoluta e relativa para as variáveis categóricas. As características sociodemográficas, antropométricas, clínicas e oftalmológicas foram analisadas por meio da diferença das médias entre grupos com intervalo de confiança de 95% e pelo teste qui-quadrado. A Análise Componentes Principais (ACP) foi aplicada às 16 variáveis de

marcha, funcionais e do PPA. Os escores das componentes principais (CP) resultantes foram padronizados para escores-z (média de zero e desvio padrão de 1) e um intervalo de confiança de 95% foi realizado para determinar quais CP eram diferentes entre os grupos. Então, um escore global de CP foi obtido pelo somatório das CP identificadas significantes, dividindo pelo número total de CP, e calculando, conseqüentemente, um novo escore-z. Os escores globais de CP foram usados para comparação dos grupos, considerando a interpretação clínica das CP. Em seguida, uma Análise Multivariada de Variância foi realizada com as variáveis que mais contribuíram (coeficiente de ponderação  $\geq 0,30$ ) com as CP significantes para determinar quais variáveis eram diferentes entre os grupos controle e GPAA. Todos os testes foram analisados com um nível de significância de 0,05. Os grupos não apresentaram diferenças significativas quanto ao sexo, idade e índice de massa corporal. A ACP resultou em seis PC que, juntas, explicaram 81,2% da variação total. Dessas, PC1, PC3 e PC5 foram significativamente diferentes entre os grupos. PC1 foi responsável por 31,6% da variância e teve uma maior contribuição das variáveis oscilação total e área de oscilação. Por conseguinte, este componente representa o domínio de equilíbrio. PC3 explicou 18,9% da variância e teve uma maior contribuição das variáveis de sensibilidade ao contraste, propriocepção, tempo de reação manual e comprimento do passo. Este domínio foi nomeado reação. PC5 explicou 9,7% da variância e teve maior contribuição de Sentado para de Pé, TUG, força de extensão do joelho e tempo de duplo apoio. Este domínio foi nomeado mobilidade. Os escores globais das PCs apresentaram menores escores-z no grupo GPAA em todas as três PCs significativas (equilíbrio, reação e mobilidade), indicando pior desempenho do grupo GPAA em comparação ao grupo controle. Além disso, as variáveis de sensibilidade ao contraste, propriocepção e TUG, que contribuíram fortemente para as componentes significantes, também foram significativamente diferentes entre os grupos. O grupo GPAA teve um maior risco de quedas em comparação com o grupo controle, mas o número de

caidores e de quedas e o medo de quedas foram similares entre os grupos. Indivíduos com GPAA em estágios inicial e moderado apresentaram equilíbrio, reação e mobilidade reduzidos relacionados a déficits nos sistemas sensoriais e visuais, como campo visual, sensibilidade ao contraste e propriocepção reduzidos. De acordo com nosso conhecimento, este foi o primeiro estudo a aplicar o PPA em um grupo de indivíduos em estágios inicial a moderado de GPAA. Foi também o primeiro estudo capaz de identificar três importantes componentes – equilíbrio, reação e mobilidade – baseado em uma análise de redução de dados, em indivíduos com déficit visual. Os resultados deste estudo enfatizam a importância do diagnóstico precoce do glaucoma e o desenvolvimento de um programa de prevenção de quedas focado em manter e/ou melhorar desfechos funcionais nesta população.

Palavras-chave: Glaucoma de Ângulo Aberto; Pessoas com Deficiência Visual; Marcha; Limitação de Mobilidade; Análise de Componente Principal.

## **Estudo 2 – Dados normativos temporais e espaciais da marcha de uma amostra de idosas brasileiras comunitárias de Belo Horizonte.**

Tradicionalmente, a velocidade de marcha é o parâmetro de escolha para avaliar a marcha devido à sua relação com desfechos adversos em idosos. Contudo, a marcha é uma tarefa motora extremamente complexa que pode ser expressa por outros parâmetros temporais e espaciais, além da sua variabilidade. A maioria dos estudos está focada na velocidade da marcha, negligenciando esses outros parâmetros de marcha. Além disso, do nosso conhecimento, há uma carência de estudos normativos da marcha realizados com idosos brasileiros comunitários. O objetivo do presente estudo foi descrever valores normativos para a marcha obtidos a partir de uma amostra de idosas brasileiras comunitárias de Belo Horizonte e também realizar a análise de componentes principais (ACP) com *biplot* para auxiliar na interpretação das diferentes estratégias na marcha que podem ocorrer durante o

processo de envelhecimento. Um total de 305 idosas comunitárias independentes foram estratificadas em quatro grupos etários: 65-69 anos (N = 103), 70-74 anos (N = 95), 75-79 anos (N = 77) e  $\geq 80$  anos (N = 30). Idade, estatura e índice de massa corporal foram avaliados para descrever as características dos grupos. Parâmetros temporais e espaciais da marcha – velocidade, cadência, comprimento do passo, base de suporte, tempo de passo, tempo de oscilação, tempo de apoio e tempo de duplo apoio foram obtidos utilizando o sistema GAITrite<sup>®</sup>. Coeficiente de variação ( $CV = [\text{desvio-padrão}/\text{média}] \times 100$ ) foi usada como uma medida da variabilidade da marcha para os seguintes parâmetros: velocidade (% CV), comprimento do passo (% CV), base de suporte (% CV), tempo de passo (% CV), tempo de oscilação (% CV), tempo de apoio (CV%) e tempo de duplo apoio (% CV). As características antropométricas e os dados temporais e espaciais da marcha das participantes foram apresentados como média e desvio-padrão. A análise de Componentes Principais (ACP) seguida pela interpretação do gráfico biplot foram aplicadas aos 15 parâmetros temporais e espaciais da marcha. Os escores resultantes de cada CP foram padronizados para escores-z (média de zero e desvio padrão de 1) e um intervalo de confiança de 95% foi conduzido para determinar quais CP eram diferentes entre os grupos. Em seguida, a análise multivariada de variância (MANOVA) foi realizada para comparar as variáveis de maior contribuição em cada componente analisada e significativa, tendo os grupos de faixa etária como variável independente. Para as MANOVA significativas, realizou-se correção de Bonferroni. Finalmente, um biplot-ACP foi construído para auxiliar na interpretação entre as CP, os escores e as variáveis. Todos os dados foram analisados com nível de significância de 0,05. Um Intervalo de Confiança de 95% mostrou que apenas três componentes - ritmo, variabilidade e apoio - que juntos explicaram 74,2% da variância total na marcha foram diferentes entre os grupos. Os grupos mais velhos (75-79 e  $\geq 80$  anos) caminharam com velocidade, cadência e comprimento do passo abaixo da média e tempos de passo, apoio,

oscilação e duplo apoio acima da média. Além disso, o grupo de idade  $\geq 80$  anos apresentou a maior variabilidade da marcha em comparação com os outros grupos. O envelhecimento está associado à diminuição da velocidade da marcha e cadência e aumento dos tempos de passo e apoio e variabilidade, mas não está associado a alterações na base de suporte. Além disso, a biplot-ACP indica uma tendência para a diminuição do ritmo e aumento da variabilidade com o envelhecimento. Estas informações sobre os parâmetros temporais e espaciais da marcha poderão contribuir para os processos de avaliação e reabilitação de idosos.

Palavras-chave: Marcha; Feminino; Idoso; Análise de Componente Principal; Dados Normativos.

## ABSTRACT

### **Study 1 - Gait parameters, functional mobility and fall risk in individuals with early to moderate primary open angle glaucoma: a cross-sectional study**

Glaucoma stands out as one of the leading causes of irreversible blindness in Brazil and worldwide. Primary Open-Angle Glaucoma (POAG) is often called “the silent blinder” because, during the early to moderate stages of the disease, there are usually no noticeable symptoms. However, findings indicating early deterioration of visual quality have been evidenced in these early stages of glaucoma. It is unknown whether early visual dysfunctions due to POAG could have a negative influence on functional outcomes and falls in those individuals. The purpose of this observational study was to investigate the influence of early to moderate POAG on gait parameters, functional mobility and fall risk in community-dwelling adults. Data from 67 participants divided in a POAG group (33) and a control group (34) were analyzed. Fall risk was measured using the short form of the Physiological Profile Assessment composed of following tests contrast sensitivity, proprioception, muscle strength of knee extensors, manual reaction time and postural sway over the foam with open eyes. Spatiotemporal parameters of gait were measured using GAITRite® system. Functional measures were obtained with the Timed Up and Go (TUG) test, the Five-Repetition Sit-To-Stand test and the Dynamic Gait Index. Data from POAG and control groups were presented as mean and standard deviation for continuous variables and absolute and relative frequencies for categorical variables. Sociodemographic, anthropometric, clinical and ophthalmologic characteristics were analyzed by the means difference between groups with a 95% confidence interval and the chi-square test. The Principal Component Analysis (PCA) was applied to 16 gait, functional and PPA variables. The scores of the resulting principal components (PC) were standardized to z-scores (mean of zero and standard deviation of 1) and a 95% confidence interval was performed to determine which CP were different between groups.

Then, a global score was obtained by summing CP of the identified significant CP, dividing by the total number of CP, and calculating accordingly a new z-score. The CP global scores were used to compare the groups, considering the clinical interpretation of the CP. Then, a multivariate analysis of variance was performed with the primary contributing variables (weight coefficient  $\geq 0.30$ ) of significant CP to determine which variables were different between the control group and POAG. All tests were analyzed with a significance level 0.05. The groups showed no significant differences in gender, age and body mass index. Principal component analysis reduced the data and identified three components - balance, reaction and mobility - that were significantly different between groups. In addition, the variables contrast sensitivity, proprioception and the TUG test, which contributed heavily to the significant components, were also different between groups. The glaucoma group had a greater risk of falls compared to the control group, but number of fallers and number of falls in the past 12 months and fear of falling were similar between groups. Individuals in the early and moderate stages of POAG presented balance, mobility and reaction deficits and a higher risk of falling. According to our knowledge, this is the first study to apply the PPA in a group of individuals at the early and moderate stages of POAG. It is also the first study that was able to identify three important components - balance, reaction and mobility - based on a data reduction analysis, in individuals with visual deficit. The results of this study places emphasis on an early diagnosis of glaucoma and the development of a fall-prevention program focused on maintaining and/or improving balance, reaction and mobility performance in this population.

**Key-words:** Open-Angle Glaucoma; Visually Impaired Persons; Gait; Mobility Limitation; Principal Component Analysis.



## **Study 2 - Normative spatiotemporal gait data in Brazilian females' community-dwelling older adults**

Traditionally, gait velocity is the elected parameter used to assess gait due to the link to adverse outcomes in the elderly. However, gait is an extremely complex motor task that can be expressed by other spatiotemporal parameters and its variability. Most studies are focused on gait velocity, neglecting those other gait parameters. In addition, to our knowledge there is a lack of normative gait studies conducted in the community-dwelling older adults living in Brazil. The aim of this study was to provide normative values for the gait measurements obtained from a healthy Brazilian sample of Belo Horizonte community-dwelling elderly females between the ages of 65 to 89 years and to apply the Principal Component Analysis (PCA)-biplot approach to yield insight into different walking strategies that might occur during the aging process. A total of 305 independent community elderly were stratified into four age groups: 65-69 years (N = 103), 70-74 years (N = 95), 75-79 years (N = 77) and  $\geq 80$  years (N = 30). Age, height and body mass index were evaluated to describe the characteristics of the groups. Temporal and spatial gait parameters included velocity, cadence, stride length, support base, step time, swing time, support time and time dual support and were obtained using the GAITrite<sup>®</sup> system. Coefficient of variation (CV=[standard deviation/mean] $\times 100$ ) was used as a measure of gait variability for the following parameters: velocity (%CV), step length (%CV), base of support (%CV), step time (%CV), swing time (%CV), stance time (%CV) and double support time (%CV). The anthropometric characteristics and the spatiotemporal gait data of the participants were presented as mean and standard deviation. The principal component analysis (PCA) followed by interpretation of biplot approach were applied to 15 spatiotemporal parameters of gait. The resulting scores for each CP were standardized to z-scores (mean of zero and a standard deviation of 1) and a 95% confidence interval was performed to determine which CP were different among the groups.

Then, multivariate analysis of variance (MANOVA) was performed to compare the primary contributing variables in each analyzed and significant component, and the age groups as the independent variable. For significant MANOVA, was performed Bonferroni correction. Finally, a biplot-ACP was built to assist in interpretation between the CP, the scores and the variables. All tests were analyzed with a significance level 0.05. A 95% confidence interval showed that only three components - rhythm, variability and support - that together explained 74.2% of the total variance in gait were different among the groups. The older age groups (75-79 and  $\geq 80$  years) walked with lower than average velocity, cadence and step length and were above average for the variables stance, step, swing and double support time. In addition, the  $\geq 80$  years age group presented the highest gait variability compared to the other groups. Aging is associated with decreased gait velocity and cadence and increased stance, step time and variability, but not associated with changes in base of support. Moreover, the PCA-biplot indicates a trend towards decreased rhythm and increased variability with aging. This information about the spatial and temporal parameters of gait may contribute to the assessment and rehabilitation of the elderly.

Key-words: Gait; Female; Elderly; Principal Components Analysis; Normative data.

## LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

**ACP – Análise de Componentes Principais**

**ADREV - *Assessment of Disability Related to Vision***

**cm/s – centímetros/segundo**

**COEP – Comitê de Ética em Pesquisa**

**CP – Componente(s) Principal(is)**

**c.p.g. – Ciclos por grau**

**DEPE – Diretoria de Ensino, Pesquisa e Extensão**

**DGI – *Dynamic Gait Index* (Índice da Marcha Dinâmica)**

**DP – desvio-padrão**

**EEFFTO – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional**

***et al* – e colaboradores**

**GPAA – Glaucoma Primário de Ângulo Aberto**

**HSG – Hospital São Geraldo**

**IC 95% – Intervalo de confiança de 95%**

**IMC – Índice de Massa Corporal**

**Kg - Kilogramas**

**LADIRE – Laboratório de Dor e Inflamação em Reabilitação e Envelhecimento**

**LAM – Laboratório de Análise de Movimento**

**m – metros**

**MD – *Mean Defect***

**MANOVA – Análise Multivariada de Variância**

**MEEM – Mini Exame do Estado Mental**

**PPA – *Physiological Profile Assessment***

**s - segundos**

**SPSS – *Statistical Package for the Social Sciences***

**ST-DP – Teste Sentado para de pé por cinco vezes**

**TCLE – Termo de consentimento livre e esclarecido**

**TUG – Teste *Timed Up and Go***

**UBS – Unidade Básica de Saúde**

**UFMG – Universidade Federal de Minas Gerais**

## LISTA DE FIGURAS

<b>FIGURA 1 – Tabela logMAR ETDRS utilizada para acuidade visual.....</b>	<b>51</b>
<b>FIGURA 2 – Quadro de imagens do <i>Melbourne Edge Test</i> para sensibilidade ao contraste, mostrando os círculos bi-seccionados com diferentes contrastes e orientação das partes do círculo.....</b>	<b>59</b>
<b>FIGURA 3 – Posicionamento do voluntário do teste de propriocepção do PPA.....</b>	<b>60</b>
<b>FIGURA 4 – Posicionamento do voluntário no teste de força muscular de extensores de joelho do PPA.....</b>	<b>61</b>
<b>FIGURA 5 – Aparato e posicionamento para o teste de reação manual do PPA.....</b>	<b>62</b>
<b>FIGURA 6 – Aparato e posicionamento do voluntário no teste de oscilação postural sobre a espuma almofadada com os olhos abertos do PPA.....</b>	<b>64</b>
<b>FIGURA 7 – Classificação gráfica de risco de quedas geral gerada pelo PPA.....</b>	<b>69</b>

## SUMÁRIO

<b>CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO.....</b>	<b>23</b>
<b>1.1 REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>23</b>
<b>ESTUDO 1</b>	
1.1.1 Aspectos gerais do Glaucoma Primário de Ângulo Aberto.....	23
1.1.2 Glaucoma Primário de Ângulo Aberto e Marcha, Capacidade Funcional e Quedas.....	28
<b>ESTUDO 2</b>	
1.1.3 Parâmetros temporais e espaciais normativos da marcha em idosos comunitários.....	37
<b>1.2 OBJETIVOS DOS ESTUDOS.....</b>	<b>46</b>
1.2.1 Estudo 1.....	46
1.2.1.1 Objetivo geral.....	46
1.2.1.2 Objetivos específicos.....	46
1.2.2 Estudo 2.....	47
1.2.2.1 Objetivo geral.....	47
1.2.2.2 Objetivos específicos.....	47
<b>CAPÍTULO 2 – MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>48</b>
2.1 Estudo 1.....	48
2.1.1 Tipo de estudo e aspectos éticos.....	48
2.1.2 Amostra.....	48
2.1.3 Instrumentação.....	53
2.1.3.1 Dados Sócio-Demográficos, Clínicos, Oftalmológicos e Antropométricos.	53
2.1.3.2 Variáveis Temporais e Espaciais da Marcha.....	54
2.1.3.3 Testes Funcionais.....	55
2.1.3.3.1 Teste Sentado para de Pé por Cinco Vezes (ST-DP).....	55
2.1.3.3.2 Teste <i>Timed Up and Go</i> (TUG).....	56
2.1.3.3.3 Teste Dinâmico da Marcha – <i>Dynamic Gait Index</i> (DGI).....	57
2.1.3.4 Avaliação do risco de quedas: <i>Physiological Profile Assessment</i> (PPA).....	57
2.1.3.4.1 Teste visual de Sensibilidade ao Contraste.....	58

2.1.3.4.2	Propriocepção.....	60
2.1.3.4.3	Força muscular isométrica máxima de extensores de joelho.....	61
2.1.3.4.4	Teste de reação manual.....	62
2.1.3.4.5	Teste de oscilação postural sobre a espuma almofadada com olhos abertos.....	63
2.1.4	Procedimentos.....	64
2.1.5	Redução dos dados.....	66
2.1.5.1	Variáveis temporais e espaciais da marcha.....	66
2.1.5.2	Testes funcionais.....	67
2.1.5.3	Avaliação do risco de quedas: PPA.....	68
2.1.6	Análise estatística.....	69
2.1.6.1	Análise de componentes principais.....	70
2.2	Estudo 2.....	72
2.2.1	Tipo de estudo e aspectos éticos.....	72
2.2.2	Amostra.....	72
2.2.3	Instrumentação.....	73
2.2.3.1	Dados Antropométricos.....	73
2.2.3.2	Parâmetros temporais e espaciais da marcha.....	73
2.2.4	Procedimentos.....	74
2.2.5	Redução dos dados.....	75
2.2.6	Análise estatística.....	77
2.1.6.1	Análise fatorial de componentes principais.....	78
2.1.6.2	Biplot.....	80
 <b>CAPÍTULO 3 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>		<b>82</b>
 <b>CAPÍTULO 4 – ARTIGOS.....</b>		<b>91</b>
4.1	ARTIGO Estudo 1: <i>Gait parameters, functional mobility and fall risk in individuals with early to moderate primary open angle glaucoma: a cross-sectional study</i> .....	91
4.2	ARTIGO Estudo 2: <i>Normative spatiotemporal gait data in Brazilian females' community-dwelling older adults</i> .....	111

<b>CAPÍTULO 5 – CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>130</b>
<b>ANEXO A – Aprovação do COEP – Estudo 1.....</b>	<b>131</b>
<b>ANEXO B – Aprovação da DEPE – Estudo 1.....</b>	<b>132</b>
<b>ANEXO C – Mini Exame do Estado Mental.....</b>	<b>133</b>
<b>ANEXO D – Aprovação do COEP – Estudo 2.....</b>	<b>134</b>
<b>APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – Estudo 1.....</b>	<b>136</b>
<b>APÊNDICE B – Ficha de avaliação – Estudo 1.....</b>	<b>140</b>
<b>APÊNDICE C – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – Estudo 2.....</b>	<b>142</b>
<b>APÊNDICE D – Ficha de avaliação – Estudo 2.....</b>	<b>144</b>



## PREFÁCIO

A presente Tese de Doutorado foi elaborada de acordo com as normas estabelecidas pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais. A tese compreende dois trabalhos desenvolvidos desde a transferência de nível do Mestrado para o Doutorado: um relacionado aos aspectos funcionais decorrentes do Glaucoma Primário de Ângulo Aberto, e outro relacionado à apresentação de dados normativos de parâmetros temporais e espaciais da marcha de idosas comunitárias. Cinco capítulos estruturam a tese. O primeiro capítulo contém a Introdução que abrange a problematização do tema, revisão da literatura e os objetivos gerais e específicos dos dois trabalhos elaborados. No segundo capítulo, encontra-se a descrição detalhada dos métodos e materiais utilizados nos dois trabalhos. O terceiro capítulo contém as referências bibliográficas apresentadas de acordo com as normas da Associação Brasileira de Normas Técnicas e no quarto capítulo encontram-se os dois artigos científicos, produtos finais da Tese. O primeiro artigo intitulado *Gait parameters, functional mobility and fall risk in individuals with early to moderate primary open angle glaucoma: a cross-sectional study* foi redigido, formatado e submetido de acordo com as normas do periódico *Disability and Rehabilitation*. O segundo artigo intitulado *Normative spatiotemporal gait data in Brazilian females' community-dwelling older adults* foi redigido, formatado e submetido de acordo com as normas da Revista Brasileira de Fisioterapia. No quinto capítulo são apresentadas as considerações finais relacionadas aos resultados encontrados. Finalmente, estão incluídos os apêndices e anexos.

## **CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO**

### **1.1 REVISÃO DA LITERATURA**

#### **ESTUDO 1**

##### **1.1.1 Aspectos gerais do Glaucoma Primário de Ângulo Aberto**

O glaucoma refere-se a um grupo de doenças com manifestações clínicas diversas, porém caracterizado por perda progressiva das fibras neurais do nervo óptico e, conseqüentemente, perda irreversível da visão.<sup>1</sup> Glaucoma Primário de Ângulo Aberto (GPAA) ou glaucoma crônico simples é a forma da doença mais comum, representando 50 a 66% de todos os casos.<sup>2</sup> O GPAA difere das outras formas, como a congênita, de ângulo fechado, pigmentar e secundária, por apresentar ângulo iridocorneano aberto à gonioscopia (ausência de obstrução da rede trabecular pela periferia da íris) e perda crônica, lenta e progressiva do campo visual periférico e sensibilidade ao contraste, geralmente bilateral.<sup>1,2</sup>

O diagnóstico clínico de GPAA fundamenta-se nos seguintes elementos: seio cameral aberto e sem alterações; danos anatômicos (alterações características do disco óptico e/ou da camada de fibras nervosas) ou funcionais (campo visual e/ou sensibilidade ao contraste) indicativos de glaucoma.<sup>3</sup> No GPAA, ocorre destruição de feixes de axônios das células ganglionares da retina e da astroglia de sustentação.<sup>3,4</sup>

Dentre as doenças oftalmológicas, o GPAA destaca-se por ser uma das principais causas de cegueira irreversível no Brasil e no mundo.<sup>2,5</sup> Afeta aproximadamente 2% dos adultos com idade acima dos 40 anos e a sua prevalência aumenta drasticamente com a idade.<sup>6,7</sup> Estima-se que dos 80 milhões de pessoas que serão acometidos pelo glaucoma em 2020, 74% terão GPAA.<sup>6</sup> Estima-se ainda que a cegueira bilateral que acometeu 4,5 milhões de pessoas com GPAA em 2010 atinja 5,9 milhões de pessoas, nos próximos 10 anos.<sup>6</sup> No Brasil, há escassez de informações sobre a prevalência de glaucoma. Sakata *et al.* (2007)<sup>7</sup> examinaram 1.636 indivíduos brasileiros com idade acima de 40 anos. A prevalência de

glaucoma nesse grupo populacional foi de 3,4% (Intervalo de Confiança de 95% – IC95% 2,5–4,3) e GPAA em 2,4% (IC95% 1,7–3,2).<sup>7</sup> Uma importante preocupação tem sido a taxa de pacientes subdiagnosticados com GPAA que permanece alta, podendo atingir valores tão altos quanto 75% como no estudo de base populacional *Los Angeles Latino Eye Study*.<sup>8</sup>

O GPAA é uma doença multifatorial.<sup>4</sup> Apesar de existir intensa discussão acerca dos mecanismos etiológicos do glaucoma, vários fatores parecem contribuir para o seu desencadeamento.<sup>2,4</sup>

Embora não faça mais parte da definição de GPAA, a pressão intraocular é um dos fatores de risco mais consistentemente identificados dentre os associados ao glaucoma.<sup>4</sup> Em geral, uma pressão intraocular igual ou superior a 21 milímetros de mercúrio (hipertensão ocular) poderia repercutir na resistência vascular periférica ocular, no fluxo sanguíneo que irriga o nervo óptico, na ação de excitotoxinas e na regulação de neurotrofinas das células ganglionares da retina, predispondo ao, ou desencadeando o, GPAA.<sup>4</sup> Estas repercussões podem variar amplamente devido à susceptibilidade individual.<sup>2,4</sup> A idade mais avançada, o sexo masculino, o antecedente familiar positivo podem ser considerados outros importantes fatores de risco associados ao desenvolvimento do GPAA.<sup>2,9</sup>

Basicamente, o GPAA se caracteriza por uma fase inicial de pressão intraocular elevada, clinicamente assintomática, e com sua progressão, por lesão irreversível do nervo óptico acompanhada por redução do campo visual periférico.<sup>1,2,4</sup> Em seus estágios iniciais, indivíduos com GPAA podem apresentar perdas incipientes de campo visual e de sensibilidade ao contraste.<sup>1,2</sup>

A diminuição parcial ou ausência de percepção aos estímulos luminosos numa área dentro dos limites do campo visual normal ou relativamente normal denomina-se escotoma.<sup>3,10</sup> Os defeitos mais incipientes de campo visual no GPAA estão localizados quase sempre na região central (escotomas paracentrais isolados e escalão nasal) ou na periferia

nasal (escalão nasal).<sup>10</sup> Tais defeitos podem conectar-se à mancha cega, denominando-se escotoma arqueado de Bjerrum.<sup>10</sup> No glaucoma, a fixação visual é usualmente preservada por longo tempo, com boa acuidade visual.<sup>10</sup> Com a progressão da doença, pode haver corte na fixação, principalmente ao longo do meridiano horizontal do campo visual. Nos estágios avançados do glaucoma, com a destruição da quase totalidade dos axônios dos pólos superior e inferior da papila, o que se observa é a formação de ilhas residuais de visão: uma pequena ilha central e outra maior, temporal. Não raramente, ainda nesta fase, a acuidade visual está preservada.<sup>10</sup> O 3º Consenso Brasileiro de Glaucoma Primário de Ângulo Aberto (2009) sintetiza os defeitos típicos de campo visual glaucomatoso como escotoma paracentral (superior ou inferior), escotoma de Seidel (aumento da mancha cega), degrau nasal (superior ou inferior), escotoma arqueado (superior ou inferior).<sup>11</sup> Diante do fato de apenas 4,5% dos defeitos campimétricos no glaucoma manifestarem-se na periferia sem que haja alteração dentro dos 30º centrais, utilizam-se clinicamente testes perimétricos que exploram esses 30º centrais.<sup>10,11</sup>

Perdas incipientes de sensibilidade ao contraste são relatadas desde os estágios iniciais do GPAA.<sup>1,12</sup> Contraste pode ser definido como a razão da diferença de luminância de duas áreas adjacentes, e a quantidade de contraste que uma pessoa precisa para ver um determinado alvo é denominada limiar de contraste.<sup>13</sup> Este limiar apresenta importância em tarefas de detecção, de discriminação, de reconhecimento e de identificação.<sup>13,14</sup> O ambiente é composto por objetos de diferentes contrastes e tamanhos (frequências espaciais).<sup>14</sup> Em termos práticos, frequências espaciais baixas (menores que 5 ciclos por grau, c.p.g.) estão relacionadas à detecção de objetos grandes e poderia auxiliar, por exemplo, em evitar um atropelamento por um ônibus.<sup>14</sup> Frequências espaciais médias (de 2 a 6 c.p.g.) poderiam auxiliar a encontrar uma porta. Detalhes finos requerem a detecção de frequência espacial alta (maior que 10 c.p.g.), auxiliando, por exemplo, na leitura do número do ônibus.<sup>14</sup> Uma redução na sensibilidade ao

contraste para baixas e médias frequências espaciais reduziria a capacidade de detecção de objetos e layouts no ambiente sob condições de contraste reduzido, como em dias chuvosos, podendo comprometer a capacidade de orientação e a mobilidade.<sup>14</sup> A maioria das tarefas cotidianas requer frequências espaciais médias, que correspondem ao pico da função de sensibilidade ao contraste.<sup>14</sup> Erro de refração, a idade, o tamanho da pupila, a catarata, a maculopatia e o glaucoma são alguns dos fatores que podem causar redução desta função visual.<sup>13,14</sup>

A função de sensibilidade ao contraste se encontra diminuída em indivíduos com GPAA quando comparado com indivíduos normais, particularmente com estímulos de frequência espacial intermediária.<sup>15</sup> Há relatos também de diminuição dessa sensibilidade em pacientes com hipertensão ocular, e parte da perda parece ser reversível com o início da terapêutica.<sup>15</sup> Tem sido demonstrado que glaucoma humano e induzido experimentalmente parece haver uma predileção para perda de axônios das células do sistema M, que se projeta na camada magnocelular do corpo geniculado lateral e responde a estímulos de baixa frequência espacial, alta frequência temporal e acromáticos, envolvidos, portanto, na detecção de movimento.<sup>15</sup> No entanto, evidência recente parece indicar um processo de maior redução de sensibilidade do que um processo de seletividade dos sistemas M e P.<sup>16</sup> O sistema P que se projeta na camada parvocelular do corpo geniculado lateral parece estar envolvido principalmente em respostas de alta frequência espacial, baixa frequência temporal e resposta cromática, gerando, portanto, informação de acuidade, cor e forma.<sup>15</sup>

A sensibilidade reduzida de campo visual não é frequentemente percebida pelo paciente nos estágios iniciais do GPAA e pode permanecer assintomática até atingir a visão central nos estágios mais avançados.<sup>1,2</sup> Assim, geralmente a queixa de perda de campo visual é relatada apenas quando grande parte da lesão óptica irreversível já está estabelecida.

Por outro lado, indivíduos com GPAA em estágios iniciais podem apresentar uma disfunção na percepção visual associada à perda incipiente de sensibilidade ao contraste.<sup>12,17</sup> Hu *et al.* (2014)<sup>17</sup> investigaram recentemente os sintomas visuais relatados por 99 indivíduos (70±13,5 anos) com glaucoma (98% bilateral; 76% com GPAA; 91% com melhor AV corrigida de  $\geq 20/30$ ) e demonstraram que os sintomas mais comuns relatados pelos pacientes em estágios inicial e moderado foram “necessidade de mais luz”, “visão embaçada” e “ofuscada”. Esses achados indicam uma deterioração precoce da qualidade visual consistente com a diminuição da sensibilidade ao contraste evidenciada nos estágios iniciais do glaucoma.<sup>17</sup>

O GPAA é uma doença incurável, porém controlável.<sup>1-4</sup> O controle é baseado na redução da pressão intraocular a fim de se prevenir lesão no nervo óptico e o avanço da perda funcional visual.<sup>3</sup> O uso de drogas hipotensivas por meio de colírios antiglaucomatosos é o tratamento de primeira linha; em casos não responsivos, opta-se também pela conduta cirúrgica.<sup>1-3</sup>

Por ser conhecida como a doença que “cega silenciosamente”, o diagnóstico precoce e o tratamento imediato do glaucoma são essenciais.<sup>1</sup> Déficits incipientes na função visual de indivíduos com GPAA em estágios iniciais poderiam causar uma redução na capacidade de captação de informação do ambiente pelo sistema visual, podendo impactar na marcha e capacidade funcional de indivíduos glaucomatosos, predispondo-os conseqüentemente a quedas. Assim, sob a perspectiva preventiva, a abordagem do GPAA em seus estágios mais iniciais torna-se fundamental.

### **1.1.2 Glaucoma Primário de Ângulo Aberto na Marcha, Capacidade Funcional e Quedas**

O impacto do GPAA na marcha, capacidade funcional e quedas tem sido relatado na literatura.<sup>18-20</sup> A marcha é uma atividade funcional importante utilizada por indivíduos para se manterem ativos e capazes de realizar suas tarefas diárias. Parâmetros temporais e espaciais da marcha podem ser considerados marcadores funcionais, sendo úteis na identificação precoce de indivíduos em declínio funcional ou com histórico e medo de quedas.<sup>21,22</sup> Tem sido demonstrado que indivíduos com baixa visão (acuidade visual entre 6/18 e 3/60 ou campo visual menor que 20° no melhor olho com a melhor correção) apresentam menor velocidade de marcha e maior largura de passo quando comparados aos indivíduos controle. Os autores sugerem que essa estratégia reflete a importância da informação visual para o equilíbrio, particularmente para tarefas dinâmicas como a deambulação.<sup>23</sup>

Queixas funcionais relacionadas à marcha têm sido relatadas em glaucomatosos.<sup>20</sup> Nelson *et al.* (1999)<sup>20</sup> entrevistaram 63 indivíduos com glaucoma inicial a avançado (80% com GPAA), com média de 70 ( $\pm 14$ ) anos de idade, de 45 a 90 anos, e média de acuidade visual de 6/6, variando de 6/4 a 6/36. As queixas mais comumente relatadas foram agrupadas em quatro categorias: mobilidade em área externa, condições de ofuscamento e iluminação e atividades que demandam visão periférica, tarefas domésticas, e cuidados pessoais. Essas categorias corresponderam a 72% da variabilidade das respostas relatadas. “Dificuldade ao caminhar” e “dificuldade com diferentes níveis de iluminação” foram as queixas específicas mais comuns, com 49% queixando-se de dificuldade com degraus e 36% para atravessar a rua.<sup>20</sup>

O Projeto *Salisbury Eye Evaluation*, um estudo observacional de base populacional idosa, comparou a velocidade de marcha em quatro metros, velocidade para subir e descer escadas, velocidade de caminhada em circuito com obstáculos, número esbarrões em objetos

no circuito, e o equilíbrio (tandem e semitandem) de 1078 idosos com idade superior a 74 anos alocados em três grupos (controle, glaucoma unilateral e glaucoma bilateral).<sup>18</sup> Na análise não ajustada, os pesquisadores demonstraram que os idosos com glaucoma bilateral apresentaram o pior desempenho em todos os testes. Diferenças significativas de desempenho entre os grupos com glaucoma unilateral e controle não foram encontradas. Após análise de ajuste de variáveis de confusão, concluiu-se que idosos com glaucoma bilateral apresentaram velocidade de caminhada significativamente menor no circuito com obstáculos, além de apresentar maior número de esbarrões em objetos durante esse teste de mobilidade.<sup>18</sup> Além disso, apresentaram perda de campo visual mais grave no pior olho do que os indivíduos com glaucoma unilateral. Os pesquisadores sugeriram que é provável que a combinação de maior dano no disco óptico e campo visual e de bilateralidade da doença tenha resultado na limitação de mobilidade no grupo glaucoma bilateral e que a mobilidade pode não ser significativamente afetada até que o glaucoma se torne bilateral.<sup>18</sup> Achados similares de maior tempo para completar um circuito virtual e maior frequência de esbarrões também têm sido observados em indivíduos sem déficits visuais com constrição artificial do campo de visão por meio de óculos especiais.<sup>24</sup>

Turano *et al.* (1999)<sup>19</sup> também compararam a velocidade de marcha em 47 sujeitos com GPAA bilateral (65,1 ( $\pm$ 11,4) anos) e 47 com visão “normal” (60,2 ( $\pm$ 12,7) anos). O grupo com glaucoma apresentou defeitos leves a avançados de campo visual no olho com melhor campo visual. Velocidade de caminhada foi operacionalizada pelo tempo necessário em segundos para percorrer dois circuitos (29 metros cada), com e sem obstáculos. O número de acidentes decorrentes também foi registrado. Indivíduos com glaucoma apresentaram velocidade de caminhada significativamente menor em comparação ao grupo controle. Além disso, o número de indivíduos que sofreram esbarrões, tropeços ou problemas de orientação no circuito com obstáculos foi quase duas vezes maior no grupo glaucoma do que no grupo de



visão “normal”, mas a diferença não foi estatisticamente significativa.<sup>19</sup> A velocidade de caminhada foi correlacionada com o desvio médio da sensibilidade de campo visual do olho com pior campo visual e com sensibilidade ao contraste binocular (*Spearman's*  $\rho = 0,57$  e  $0,50$ , respectivamente;  $P < 0,01$ ).<sup>19</sup> Segundo os pesquisadores, a redução efetiva da sensibilidade ao contraste concomitante à perda de campo visual poderia limitar a capacidade de captação da informação de estereopsia (capacidade de perceber profundidade binocularmente). Assim, essas perdas de função visual impactariam na capacidade de execução segura do teste de mobilidade, reduzindo a velocidade de caminhada.<sup>19</sup>

Outros estudos também demonstram que o glaucoma afeta a capacidade funcional relacionada à mobilidade.<sup>25</sup> Popescu *et al.* (2011)<sup>25</sup> avaliaram a capacidade funcional por meio do TUG em 82 idosos ( $\geq 65$  anos) com glaucoma bilateral inicial a avançado (85% GPAA) em comparação a 73 idosos do grupo controle com “boa visão”. Os pesquisadores demonstraram que o grupo glaucoma apresentou pior capacidade funcional no teste *Timed Up and Go* (TUG) ( $13,0 \pm 6,2$  versus  $9,6 \pm 2,1$  segundos;  $P < 0,05$ ), levando em média 1,9 segundos a mais (IC95% 0,4 a 3,3) para completar a tarefa do que o grupo controle. Considerando as medidas visuais acuidade visual, sensibilidade ao contraste e campo visual, a relação entre glaucoma e desempenho no TUG foi explicada pelo campo visual no melhor olho ( $\beta = -0,13$ , IC95% -0,25 a -0,01). Segundo os pesquisadores, esse achado de pior capacidade de mobilidade funcional é coerente com a redução da captação de informação do ambiente para execução segura da tarefa provocada pela perda de sensibilidade de campo visual observada nos estágios mais avançados da doença.<sup>25</sup> Achados similares foram relatados por Haymes *et al.* (2007)<sup>26</sup>, que também demonstraram pior capacidade funcional no TUG do grupo de 48 indivíduos com glaucoma inicial a avançado ( $69 \pm 9$  anos) em comparação a 47 controles ( $67 \pm 7$  anos) ( $11 \pm 3$  versus  $10 \pm 2$  segundos;  $P = 0,01$ ), porém com resultados

esperados dentro da faixa etária de ambos grupos. Nesse estudo, o TUG foi usado como um teste de caracterização do perfil da amostra, não sendo realizadas análises de associação.<sup>26</sup>

Em outro estudo sobre a relação entre deficiência visual e capacidade funcional geral em 74 idosos comunitários independentes com idade de 74,2 ( $\pm 5,9$ ) anos com GPAA inicial avançada (91,9% bilateral), o status funcional foi operacionalizado por meio da avaliação do teste TUG, caminhada em 6 minutos, força isométrica de quadríceps e nível de atividade física auto-relatado pelo *Physical Activity Scale for the Elderly*.<sup>27</sup> Um índice do status funcional geral baseado no Z-escores de cada teste foi derivado a fim de capturar a funcionalidade física geral dos idosos participantes. Função visual foi operacionalizada por meio da acuidade visual monocular, da sensibilidade ao contraste e da perimetria computadorizada subdividida em campo total, superior e inferior. Análise bivariada ajustada pela idade e sexo mostrou correlações entre perda de campo visual e o índice de status funcional geral ( $r = 0,24$  a  $0,31$ ,  $p < 0,01$ ) e teste TUG ( $r = 0,23$ ,  $p < 0,05$ ), e entre a pontuação na escala de atividade física e sensibilidade ao contraste e perda de campo visual ( $r = 0,24$  a  $0,31$ ,  $p < 0,01$ ). Não foram encontradas associações entre as medidas de função visual e o teste de caminhada de 6 minutos ou força de membros inferiores.<sup>27</sup>

A análise fatorial gerou três fatores: medidas de sensibilidade ao contraste, campo visual superior e campo visual inferior, que representaram juntas 97,1% da variância total. Um desempenho ruim no fator campo inferior foi associado a pontuações piores no teste TUG, na força de quadríceps e no índice de status funcional geral.<sup>27</sup> Os pesquisadores especulam que a perda de função visual glaucomatosa poderia provocar restrição de atividade física devido às dificuldades na mobilidade, com declínios subsequentes na função física devido à inatividade. Além disso, sugerem que a associação entre perda de campo visual inferior e status funcional, ao invés do campo visual superior, mostra a importância desta região do campo visual para a mobilidade do indivíduo. Durante a marcha, indivíduos fixam

aproximadamente os dois passos a sua frente, e o campo visual inferior contribui com uma proporção maior de informação visual usada nos movimentos dos membros inferiores, no deslocamento dos pés e na detecção de obstáculos no ambiente.<sup>27</sup>

Os pesquisadores também encontraram que o fator “contraste” foi associado com menores pontuações no questionário de atividade física e no índice de status funcional geral, de maneira independente dos fatores campos visuais.<sup>27</sup> Ressaltaram, assim, a importância da função de sensibilidade ao contraste para o bom desempenho de mobilidade.<sup>27</sup>

De acordo com esses achados, a sensibilidade ao contraste é considerada um importante preditor de capacidade funcional em pacientes com glaucoma.<sup>28</sup> Com o objetivo de determinar quais aspectos da visão mais influenciam a capacidade funcional de pacientes com glaucoma, Richman *et al.* (2010)<sup>28</sup> avaliaram 192 indivíduos (média de idade de 67,2 anos; amplitude de 24 a 93 anos) com amplo espectro de perda de campo visual glaucomatoso, quanto às seguintes medidas visuais: acuidade visual, sensibilidade ao contraste, campo visual, estereopsia, Escala de Probabilidade de Dano de Disco e pressão intraocular. Além disso, esses indivíduos foram avaliados objetivamente quanto à função visual baseada em desempenho pelo *Assessment of Disability Related to Vision* (ADREV). O ADREV avalia o desempenho dos sujeitos de 0 a 7, sendo 7 “perfeitamente realizado”, com ambos os olhos abertos e com correção refrativa apropriada, e consta dos seguintes itens: leitura em iluminação reduzida, reconhecimento de expressão facial, detecção de movimento no computador, leitura de sinais à distância, encontrar objetivos grandes e pequenos em uma sala, percorrer um percurso com obstáculos, colocar hastes em orifícios de diferentes tamanhos, discar em um telefone de simulação, combinar meias. Os autores encontraram que, dentre todas as medidas visuais avaliadas, acuidade visual binocular ( $r = -0,79$ ;  $p < 0,001$ ) e sensibilidade ao contraste binocular ( $r = -0,80$ ;  $p < 0,001$ ) foram fortemente associadas com o desempenho no ADREV.<sup>28</sup>

Além das alterações na marcha e da perda de capacidade funcional relacionada à mobilidade relatada em indivíduos com GPAA, a perda de função visual decorrente do glaucoma pode impactar no controle postural e conseqüentemente no equilíbrio desses indivíduos, predispondo-os a quedas.

Queda pode ser definida como um evento não intencional que tem como resultado a mudança de posição do indivíduo para um nível mais baixo em relação à sua posição inicial.<sup>29</sup> O controle postural é uma tarefa complexa, que envolve a detecção e utilização de informação pelos múltiplos sistemas perceptuais e é fundamental para a manutenção do equilíbrio do indivíduo.<sup>30</sup> À medida que forças desestabilizadoras perturbam o corpo, são necessárias informações que especifiquem mudanças na orientação postural.<sup>31</sup> Assim, tem sido considerado que as informações capturadas pelos sistemas perceptuais vestibular, somatossensorial e visual são fundamentais para o controle postural.<sup>30,31</sup>

O sistema vestibular, por meio de células ciliadas e de neurônios vestibulares, permite a detecção da posição da cabeça em relação ao corpo.<sup>32</sup> O sistema somatossensorial, por meio da capacidade de detecção de mudanças no comprimento e tensão musculares pelos fusos musculares e órgãos tendinosos de Golgi e do limiar de detecção de vibração pelos receptores cutâneos e de pressão permitem a percepção dos movimentos dos segmentos corporais e do corpo como um todo, captando as informações necessárias para o controle postural e a locomoção segura no ambiente.<sup>33,34</sup>

O sistema visual é um dos componentes da tríade de postura e locomoção de Wade e Jones (1997)<sup>35</sup>, formada também pelos sistemas vestibular e somatossensorial, e atua não apenas para “esclarecer o que de fato pode ser visto”, mas como um captador de informação que é gerada pelo movimento do indivíduo no ambiente. Disfunções visuais poderiam acarretar uma dificuldade de o indivíduo distinguir alvos e perceber mudanças no ambiente, predispondo-o a quedas.<sup>36</sup>

Tais disfunções visuais são fatores geralmente negligenciados como causa de quedas e incapacidade funcional.<sup>37</sup> Uma recente revisão da literatura com o objetivo de investigar a relação entre a redução da visão funcional e a ocorrência de quedas em idosos demonstrou uma relação positiva entre a presença de déficits visuais, principalmente da acuidade visual, e a ocorrência de quedas e de outros preditores, como deficiência do controle postural e limitação da mobilidade.<sup>37</sup> Por outro lado, Macedo *et al.* (2008)<sup>38</sup> concluíram a partir de outra revisão da literatura que a avaliação da acuidade visual pode não ser suficiente para identificar indivíduos em risco de quedas e incapacidade funcional, e outras medidas relacionadas à função visual, como sensibilidade ao contraste, devem ser importantemente consideradas.<sup>38</sup>

Associações significativas entre glaucoma e quedas têm sido mostradas na literatura.<sup>27,36</sup> Em um estudo prospectivo de um ano de seguimento com o objetivo de examinar os preditores visuais de quedas entre 71 idosos comunitários com GPAA inicial a avançado ( $73,9 \pm 5,7$  anos), Black *et al.* (2011)<sup>27</sup> demonstraram que 44% relataram uma ou mais quedas e 20% duas ou mais quedas. Maior deficiência de campo visual foi associada significativamente com maiores taxas de quedas, independente da idade e do sexo ( $p < 0,016$ ). Nos modelos multivariados incluindo todos os fatores visuais (acuidade, contraste, campo superior, e campo inferior), o campo visual inferior foi o único fator visual associado significativamente com quedas (razão de taxas, 1,57; IC 95% 1,06 a 2,32;  $p < 0,024$ ), mesmo após ajustes para variáveis de confusão. Esses achados destacam a importância do campo visual inferior para a deambulação segura no ambiente e para o risco de quedas em indivíduos com GPAA.<sup>27</sup>

Com o objetivo de relatar associações de deficiência visual e as principais causas de perda visual com quedas, o estudo de base populacional *The Singapore Malay Eye Study* avaliou 3266 adultos com idade igual ou superior a 40 anos.<sup>36</sup> Dentre as medidas de função visual, apenas acuidade visual apresentada foi examinada. Os pesquisadores demonstraram

que ter diagnóstico de glaucoma (n=21) aumentou o risco de queda em mais de quatro vezes mais chance nos últimos 12 meses (razão de chance, 4,2; IC 95% 1,2-12,3) após ajuste para acuidade visual. Esse achado indica que outras medidas de função visual, além da acuidade visual, devem explicar o risco aumento de quedas em glaucomatosos.<sup>36</sup>

A perda de função visual pelo GPAA poderia também contribuir para a perda da capacidade de manutenção do corpo em equilíbrio em compensação a demandas instáveis do ambiente, o que poderia predispor indivíduos glaucomatosos ao risco aumentado de quedas.<sup>39-</sup>

<sup>41</sup> Com o objetivo de investigar o efeito da deficiência visual glaucomatosa sobre a oscilação postural de idosos com GPAA inicial a avançado, Black *et al.* (2008)<sup>39</sup> avaliaram 54 voluntários com idade acima de 65 anos (média de  $74,4 \pm 5,8$  anos) em um oscilômetro, que consiste em um cinto preso à cintura do indivíduo com uma haste conectada até o solo<sup>40</sup>. Este dispositivo usado frequentemente na avaliação do risco de quedas em idosos fornece uma medida clínica simples válida da oscilação corporal ao registrar o movimento corporal com uma caneta presa à extremidade dessa haste em uma mesa posicionada atrás do sujeito. Oscilação postural foi calculada como o logaritmo da área total de oscilação, determinada pelo produto da amplitude máxima antero-posterior e latero-lateral. Sob a condição de olhos abertos sobre superfície rígida, houve associação significativa entre a deficiência visual glaucomatosa, medida pela maior perda de campo visual binocular, e a oscilação postural nos idosos avaliados ( $r = 0,34$ ;  $P < 0,05$ ). Interessantemente, sob a condição de olhos abertos sobre superfície instável, o efeito da perda de campo visual sobre a oscilação postural foi consideravelmente mais forte ( $r = 0,51$ ;  $P < 0,01$ ), explicando aproximadamente 20% de sua variância, quando comparado com quase 8% da variância sobre superfície rígida.<sup>39</sup> Os pesquisadores sugeriram, a partir desse achado, que uma maior contribuição da visão para o controle postural parece ser necessária para manter o equilíbrio do corpo em compensação a

demandas instáveis do ambiente que reduzem informação para outros sistemas de equilíbrio, como o somatossensorial.<sup>39</sup>

Shabana *et al.* (2005)<sup>40</sup> também compararam a oscilação postural em um grupo de 35 pacientes com GPAA inicial a avançado (mediana de 48 anos e amplitude de 42 a 61 anos) e 21 sujeitos de controle (mediana de 52 anos e amplitude de 40 a 66 anos)<sup>41</sup>. Os sujeitos permaneciam sobre uma plataforma de força localizada à frente de um anteparo com estímulo visual de padrão aleatório e capaz de registrar a trajetória e a velocidade do centro de pressão dos pés. Nesse estudo em contraste com o de Black *et al.* (2008),<sup>39</sup> não foram encontradas diferenças entre grupos na oscilação postural, baseada em medidas de velocidades de oscilação na plataforma de força.<sup>40</sup> Para explicar tais achados, os autores demonstraram que o grupo GPAA, com idade relativamente jovem, apresentou uma menor contribuição visual devido à doença, mas compensada com maior contribuição somatossensorial para a estabilidade postural, quando comparados ao controle.<sup>40</sup>

A contraposição entre as contribuições visual e somatossensorial para o controle postural observada nos estudos de Black *et al.* (2008)<sup>39</sup> e Shabana *et al.* (2005)<sup>40</sup> foi investigada no estudo de Kotecha *et al.* (2012).<sup>41</sup> Diferenças na estabilidade postural entre 24 sujeitos com glaucoma inicial a avançado ( $65,9 \pm 5,5$  anos) e 24 sujeitos controle ( $68,3 \pm 5,2$  anos) foram examinadas por meio de uma plataforma de força nas condições olhos abertos ou fechados, em superfície rígida ou instável. Apesar de não terem sido encontradas diferenças significativas entre os grupos na estabilidade postural, o grupo glaucoma apresentou uma contribuição visual reduzida e correlacionada à gravidade do dano de campo visual, porém compensada por uma contribuição somatossensorial aumentada, à semelhança dos achados de Shabana *et al.* (2005)<sup>40</sup>. Os pesquisadores sugerem que outro fator, como a adaptação neuromuscular compensativa, poderia existir para compensar o déficit visual através do melhor uso da contribuição somatossensorial.<sup>41</sup>

Estudos têm demonstrado que os impactos negativos do GPAA na marcha, capacidade funcional e quedas estão associados com as disfunções visuais condizentes com os estágios mais avançados da doença, particularmente com a perda de campo visual.<sup>18,19,25,26</sup> Considerando a irreversibilidade dos danos provocados pelo GPAA, a abordagem diagnóstica precoce e terapêutica preventiva torna-se essencial. Além disso, ressalta-se que déficits visuais são fatores geralmente negligenciados como causa de quedas,<sup>37</sup> principalmente diante de uma doença como o GPAA conhecida clinicamente como a doença que “cega silenciosamente”.<sup>1</sup> Questiona-se, portanto, se indivíduos com GPAA bilateral em seus estágios mais iniciais com disfunção visual incipiente poderiam também apresentar alterações na marcha, limitação de mobilidade e instabilidade postural, e, portanto, risco aumentado de quedas. Assim, sob a perspectiva preventiva, um melhor entendimento de como o GPAA bilateral em estágios mais iniciais afeta a marcha e a capacidade funcional do indivíduo, podendo predispor a mais quedas, torna-se essencial no processo de delineamento de programas de atenção integral à saúde e prevenção de quedas.

## **ESTUDO 2**

### **1.1.3 Parâmetros temporais e espaciais normativos da marcha em idosos comunitários**

A marcha é uma atividade motora complexa que envolve o sincronismo dos membros inferiores movendo o corpo à frente em uma base estável.<sup>42</sup> Uma regulação dinâmica durante a marcha é essencial para um desempenho seguro e eficiente em várias atividades cotidianas do idoso.<sup>43</sup> A análise da marcha é parte integral da avaliação fisioterápica e gerontológica e tem sido usada para determinar características típicas de doenças neurológicas e ortopédicas em idosos e para avaliar mudanças associadas com o processo de envelhecimento.<sup>44-46</sup> Além disso, programas de reabilitação de idosos geralmente incluem um treinamento de marcha ou tem como variável resposta algum parâmetro da marcha.



O ciclo da marcha é definido como o intervalo entre o contato inicial de um pé no solo e o próximo contato inicial do mesmo pé no solo.<sup>42</sup> É composto pelas fases de apoio e oscilação, correspondentes a 60% e 40% no adulto, respectivamente. A fase de apoio é o intervalo entre o contato inicial e final do mesmo pé no solo e a fase de oscilação é o intervalo entre a retirada do pé do solo e o contato inicial do mesmo pé no solo.<sup>42</sup>

Dentre as medidas mais usadas clinicamente na análise de marcha pela sua importância, rapidez e praticidade, destacam-se os parâmetros temporais e espaciais, como a velocidade da marcha, o comprimento do passo e da passada, a cadência, dentre outros.<sup>47,48</sup> Tais parâmetros têm sido associados com capacidade funcional, auto relato de saúde, fragilidade e a sua quantificação tem sido útil na identificação precoce de indivíduos com histórico e medo de quedas tão bem como na documentação de alterações da marcha de idosos.<sup>21,22</sup>

Diferenças entre os parâmetros temporais e espaciais da marcha em grupos idosos comparados a adultos jovens ou mesmo a grupos clínicos específicos têm sido relatadas na literatura.<sup>21,22,49</sup> Comparativamente a estudos com adultos jovens, o idoso apresenta uma velocidade de marcha significativamente menor.<sup>49</sup> Kerrigan *et al.* (2000)<sup>49</sup> investigaram a marcha de 16 idosos ( $77,0 \pm 7,8$  anos) com história de pelo menos duas quedas nos últimos seis meses e de 23 idosos ( $73,2 \pm 5,6$  anos) sem história de quedas. A velocidade da marcha dos idosos caidores foi significativamente menor do que dos idosos não caidores ( $0,89 \pm 0,22$  versus  $1,21 \pm 0,12$  m/s,  $p < 0,001$ ). Resultados similares foram também encontrados em um grupo de 23 idosos com medo de quedas em comparação a 72 idosos sem medo de quedas avaliados pela *Modified Falls Efficacy Scale* ( $0,88 \pm 0,33$  versus  $1,27 \pm 0,23$  m/s,  $p < 0,05$ ).<sup>50</sup>

O comprimento do passo, distância entre contatos iniciais sucessivos de pés opostos, e o tamanho da passada, distância entre contatos iniciais consecutivos de um mesmo pé, são usualmente medidos em metros e têm sido documentados como reduzidos em idosos

comparativamente a adultos jovens e idosos com medo de quedas.<sup>21,49,50</sup> Além disso, idosos caidores, com medo de quedas e com baixo desempenho físico apresentam menores tamanhos de passo e passada do que os idosos hágeis.<sup>49-51</sup> Similarmente, o aumento da largura da base de suporte, distância horizontal entre os dois pés, tem sido associado com instabilidades na marcha e com queda ou medo de cair em idosos.<sup>50,52</sup>

A fase de duplo apoio ou o período de tempo em que ambos os membros estão em contato com o solo corresponde percentualmente na marcha normal a 20%, sendo 10% no duplo apoio inicial e 10% no duplo apoio terminal.<sup>42</sup> Semelhantemente à largura da base de suporte, um aumento percentual nesse marcador também tem sido associado às quedas e ao medo de cair.<sup>50,52</sup> A cadência, ou número de passos por minuto, tem sido documentada em idosos com resultados controversos comparativamente aos adultos jovens, ora sem diferença significativa,<sup>49</sup> ora com diferença significativa.<sup>53</sup>

A avaliação dos padrões dos parâmetros temporais e espaciais da marcha humana revela flutuações entre e intra-passadas, mesmo em condições ambientais estáveis.<sup>54</sup> Tradicionalmente, a variabilidade da marcha era considerada “ruído aleatório” e as análises de marcha excluía tais “ruídos” e focavam apenas nos valores de médias das passadas.<sup>55</sup> No entanto, estudos da dinâmica da marcha têm revelado que a análise da variabilidade da marcha fornece uma visão importante para o entendimento da regularidade e controle de movimentos coordenados de membros inferiores e tronco ao andar.<sup>54,55</sup> Em condições saudáveis, flutuações que se manifestam com baixa variabilidade passada-passada geralmente refletem uma marcha rítima e estável, condizente com a acurácia e a confiabilidade dos sistemas que regulam a marcha, enquanto que alta variabilidade passada-passada reflete um padrão de marcha instável.<sup>54</sup>

A análise da magnitude das flutuações passada-passada tem sido considerada na compreensão da fisiologia da marcha,<sup>56</sup> uma vez que avalia mudanças relacionadas à idade e a

condições patológicas<sup>57,58</sup> e serve como uma medida de status funcional e de mobilidade em idosos.<sup>59</sup> Callisaya *et al.* (2010)<sup>59</sup> investigaram a relação entre envelhecimento e variabilidade da marcha em uma amostra de base populacional de idosos e observaram que idade está linearmente associada com maior variabilidade temporal e espacial da marcha para ambos os sexos, com exceção da variabilidade do tempo de passo que apresentou associação curvilínea em idosos. Além disso, mostraram que a diminuição da velocidade de marcha com o envelhecimento parece mediar a associação entre idade e os parâmetros de variabilidade temporal da marcha, sugerindo que, em velocidades mais lentas da marcha, o automatismo temporal da marcha pode estar deficiente, resultando em consistência diminuída entre cada passo.<sup>59</sup>

A variabilidade da marcha é considerado um parâmetro clínico relevante, principalmente em indivíduos que sofrem quedas recorrentes, idosos frágeis ou com doenças neuro-degenerativas como Parkinson e Alzheimer.<sup>57,58</sup> Schaafsma *et al* (2003)<sup>57</sup> mostraram que variabilidade do tempo da passada foi significativamente associado com frequência de quedas e que este parâmetro da marcha significativamente melhorou em resposta à Levodopa, tanto em caidores quanto não caidores, mas permaneceu aumentada em caidores quando comparados com não caidores. Nakamura *et al* (1996)<sup>58</sup> demonstraram que o número de quedas e a variabilidade do comprimento da passada foram significativamente maiores em pacientes no estágio moderado de Alzheimer do que no estágio inicial. Além disso, quando se compararam os parâmetros de marcha de caidores e não caidores pela gravidade da demência, uma diferença significativa foi observada apenas na variabilidade do comprimento da passada.<sup>58</sup>

Fatores fisiológicos que afetam a dinâmica da marcha incluem controle neural, função muscular e controle postural.<sup>55</sup> Contudo, alterações mais sutis na fisiologia básica incluindo alterações cardiovasculares e psicológicas podem também influenciar na variabilidade da

marcha.<sup>60,61</sup> Hausdorff *et al.* (1994)<sup>60</sup> relataram aumento significativo da variabilidade na cadência em indivíduos com insuficiência cardíaca congestiva quando comparados com idosos sem a doença e com adultos saudáveis. Em uma recente meta-análise, Ayoubi *et al.* (2015)<sup>61</sup> demonstraram que medo de quedas em idosos está associado significativamente com aumento na variabilidade da marcha.

Os parâmetros temporais e espaciais da marcha representam aspectos sobrepostos do sistema locomotor, conseqüentemente, várias medidas dos parâmetros estão altamente relacionadas entre si.<sup>54</sup> Análise biomecânica dos mecanismos da marcha revela uma relação complexa entre velocidade da marcha e variabilidade da marcha. Alguns estudos têm falhado em demonstrar uma relação entre os parâmetros,<sup>62</sup> enquanto outros têm demonstrado uma relação não-linear.<sup>63</sup> Um estudo com idosos saudáveis e idosos com Parkinson revelou que a variabilidade do tempo da passada aumentou em velocidades baixas (0,2 a 0,6 m/s) comparada a velocidades moderadas (0,8 a 1,4 m/s).<sup>64</sup> Beauchet *et al.* (2009)<sup>63</sup> demonstraram em adultos jovens que quando a velocidade de marcha é diminuída a partir do ritmo habitual auto selecionado, a variabilidade do tempo da passada aumentou de uma forma curvilínea ( $p < 0,001$ ). Tem sido sugerido que variabilidade baixa ocorre em velocidades que são ótimas mecanicamente e requerem um consumo mínimo de energia a fim de manter a locomoção.<sup>54</sup>

No entanto, estudos sugerem que alterações na variabilidade da passada são um reflexo do comprometimento do sistema nervoso central, e não simplesmente uma manifestação de velocidade de marcha lenta.<sup>58,65</sup> Investigações sobre a função executiva no controle locomotor de indivíduos com a doença de Alzheimer demonstraram uma associação significativa entre o aumento da variabilidade da passada durante as tarefas cognitivamente desafiantes, enquanto nenhuma diferença foi notada na velocidade da marcha.<sup>65</sup> Maki *et al.* (1997)<sup>46</sup> em uma coorte de indivíduos idosos com e sem histórico de quedas observaram que, enquanto a velocidade da marcha foi associada ao “medo de cair”, esse parâmetro não foi

associado com risco de queda. Por outro lado, a variabilidade da passada foi o melhor preditor independente de risco de queda, mesmo não associada ao medo de cair.<sup>46</sup>

As quedas podem ter consequências graves de saúde em idosos, devido às lesões resultantes, limitações de mobilidade, incapacidade, perda de independência e medo de cair.<sup>66</sup> Para o delineamento de intervenções com enfoque na prevenção de quedas, é fundamental determinar os fatores de risco para quedas e identificar marcadores sensíveis para avaliar o risco de queda. Estudos prévios que investigaram a relação entre o risco de queda e mobilidade demonstram que as medidas de variabilidade da marcha podem ser utilizadas para identificar prospectivamente idosos em risco elevado de queda<sup>81-83</sup>.

Hausdorff *et al.* (2001) demonstraram que em um grupo de idosos comunitários variabilidade da marcha aumentada estava associada a risco aumentado de quedas futuras e a outros fatores como força de membros inferiores, equilíbrio, velocidade de marcha, status funcional e vitalidade.<sup>67</sup> Concordando com esses achados, Verghese *et al.* (2009)<sup>68</sup> demonstraram que medidas de variabilidade da marcha como tempo de oscilação e comprimento da passada também foram considerados preditores de quedas em idosos. Assim, medidas de variabilidade da marcha podem proporcionar uma abordagem mais abrangente da dinâmica da marcha relacionada ao aumento de instabilidade. Estes resultados destacam a importância de utilizar medidas de variabilidade da marcha em prever o risco de queda, além de outras medidas de avaliação tradicionais.

A realização de uma tarefa secundária à marcha parece também aumentar a variabilidade da marcha. Aumento da variabilidade da marcha durante uma tarefa dupla tem sido observada em idosos propensos a quedas devido a declínio cognitivo.<sup>54,69</sup> Springer *et al.* (2006)<sup>69</sup> mostraram que a tarefa dupla aumentou significativamente a variabilidade passada a passada em idosos caídores, enquanto não se observou alteração na variabilidade de marcha de não caídores e adultos jovens. Esses achados sugerem que variabilidade aumentada da

marcha em idosos caidores possa ser indicativa de déficits nas regiões corticais associadas com a função executiva, resultando em alta variabilidade da marcha e risco aumentado de quedas.<sup>69</sup>

A associação de variabilidade da marcha e fragilidade tem sido documentada com resultados controversos.<sup>56,70</sup> Montero-Odasso *et al.* (2011)<sup>56</sup> investigaram a associação de fragilidade definida pelos critérios do *Cardiovascular Health Study* e variabilidade da marcha em idosos comunitários e mostraram que variabilidade aumentada passada a passada estava significativamente associada ao status de fragilidade. Por outro lado, Moe-Nilssen e Helbostad (2005),<sup>70</sup> em um estudo conduzido com idosos “aptos” e frágeis comunitários, mostraram que idosos frágeis se diferenciaram dos “aptos” por apresentarem maior variabilidade na aceleração do tronco entre as passadas, e não por medidas de variabilidade da marcha, como largura de passo. Assim, a variabilidade da marcha pode servir como um parâmetro clinicamente sensível e relevante na avaliação da mobilidade e do risco de queda, além de ser considerado um bom marcador discriminante em populações vulneráveis e saudáveis.<sup>55-61</sup>

A variabilidade dos parâmetros temporais e espaciais da marcha pode ser quantificada utilizando-se o desvio padrão (DP), uma medida de dispersão a partir do valor da média. No entanto, parâmetros com médias de valores maiores tendem a variar mais e alterações no valor da média do parâmetro a ser analisado podem influenciar fortemente as medidas de DP. Além disso, o DP é também dependente da unidade de medição.<sup>54</sup>

A fim de controlar isso, a variabilidade da marcha pode também ser quantificada usando o coeficiente de variação (CV) que é a relação do DP pela média multiplicada por 100% ( $CV = [(DP/média) \times 100\%]$ ). O CV é ajustado pela média e, portanto, útil para comparar o grau de variação, mesmo se as médias sejam drasticamente diferentes e tenham uma amplitude de valores.<sup>54</sup> Além disso, o CV é uma medida padronizada que permite a

comparação das variáveis temporais e espaciais da marcha em diferentes unidades.<sup>54</sup> Montero-Odasso *et al.* (2009)<sup>71</sup> demonstraram que em uma amostra de idosos a confiabilidade teste-reteste do CV, medido pelo coeficiente intraclassa (ICC), foi “excelente” (=0,80 a 0,97) para várias variáveis temporais e espaciais da marcha tanto em condição de tarefa simples quanto de tarefa dupla.

Dentre os sistemas eletrônicos de medição dos parâmetros temporais e espaciais da marcha, o sistema GAITRite<sup>®</sup> fornece uma medida válida e confiável da marcha em várias populações, incluindo a idosa.<sup>72,73</sup> O tapete GAITRite<sup>®</sup> com sensores de pressão embutidos é capaz de medir com precisão parâmetros da marcha temporais e espaciais e pode registrar várias passadas, o que é fundamental na investigação das flutuações passada-passada.

Dados normativos dos parâmetros temporais e espaciais de idosos comunitários têm sido propostos na literatura e considerados úteis para as tomadas de decisão clínica em programas de reabilitação, para julgamentos clínicos de declínio funcional e para estabelecimento e comparação de banco de dados populacionais específicos.<sup>74,75</sup> No entanto, há falta de consenso quanto aos valores de referência devido aos critérios de seleção e à padronização do método de avaliação dos parâmetros temporais e espaciais da marcha.<sup>74-76</sup> Além disso, os dados disponíveis na literatura referem-se a estudos estrangeiros, o que dificulta a comparação e a interpretação do desempenho apresentado por idosos comunitários brasileiros.

O envelhecimento da população mundial é um fenômeno caracterizado pela feminização da velhice, ou seja, por uma predominância do sexo feminino.<sup>77</sup> Além disso, quando comparado ao sexo masculino, mulheres apresentam maior risco de quedas e maior prevalência de fragilidade, tornando-se essencial o desenvolvimento de estudos específicos para esse grupo em vulnerabilidade.<sup>77,78</sup>

O Brasil apresenta uma mudança rápida na estrutura etária de sua população caracterizada pelo envelhecimento vigente, devido ao acelerado e sustentado declínio das taxas de fecundidade e mortalidade nos últimos 50 anos.<sup>78</sup> Esse processo, acompanhado pelo aumento da prevalência de doenças crônico-degenerativas, das taxas de incapacidade funcional e morbidade, resulta em maiores gastos públicos nos serviços de saúde.<sup>77,78</sup> Acompanhando a tendência mundial, o Brasil também segue o processo de feminização da velhice.<sup>77</sup>

Segundo o censo demográfico de 2010, a população brasileira apresentava 190.755.199 milhões de pessoas, sendo que 51% de mulheres e 49% de homens.<sup>79</sup> De acordo com a Política Nacional do Idoso e o Estatuto do Idoso, o contingente de pessoas idosas que tem 60 anos ou mais é de aproximadamente 10,8% da população total. Desse total, as mulheres representam 55,5% da população idosa brasileira e 61% do contingente de idosos acima de 80 anos.<sup>79</sup> Isso indica a maior expectativa de vida das mulheres que, em média, vivem 8 anos a mais que os homens.<sup>77</sup>

A predominância do sexo feminino entre os idosos brasileiros e, sobretudo, entre os idosos acima de 80 anos, reforça que sejam elas as maiores dependentes de cuidados com repercussões importantes nas demandas por políticas públicas.<sup>77</sup> Atualmente, a maioria dessas mulheres é viúva, sem ou com pouca experiência de trabalho no mercado formal, com reduzido grau de escolaridade e apresentam as piores condições de saúde.<sup>77</sup> Assim, aquisição de novas informações sobre dados normativos da marcha de idosas comunitárias brasileiras possibilitará um maior entendimento das características de deambulação dessa população, além de contribuir para programas direcionados para a prevenção ou reabilitação de desfechos adversos relacionados à marcha.



## **1.2 OBJETIVOS DOS ESTUDOS**

### **1.2.1 Estudo 1**

#### **1.2.1.1 Objetivo geral**

O objetivo deste estudo foi analisar e comparar os parâmetros temporais e espaciais da marcha, mobilidade funcional e risco de quedas entre um grupo de indivíduos com GPAA em estágios inicial e moderado e um grupo controle.

#### **1.2.1.2 Objetivos específicos**

- 1) Caracterizar o perfil sociodemográfico, antropométrico, clínico e oftalmológico de um grupo de indivíduos com diagnóstico de glaucoma;
- 2) Descrever a distribuição de frequência de estadiamento de GPAA no grupo glaucoma;
- 3) Comparar a os parâmetros temporais e espaciais da marcha (velocidade da marcha, cadência, comprimento do passo, tempo do passo, tempo de oscilação, tempo de duplo apoio e base de suporte) e capacidade funcional avaliada por meio do, TUG, ST-DP e DGI entre os grupos glaucoma e controle;
- 4) Comparar o risco de quedas avaliada por meio do PPA entre os grupos glaucoma e controle.

## **1.2.2 Estudo 2**

### **1.2.2.1 Objetivo geral**

O objetivo deste estudo foi descrever os parâmetros espaciais e temporais da marcha de uma amostra de idosas brasileiras comunitárias de Belo Horizonte com idade igual ou superior a 65 anos de idade.

### **1.2.2.2 Objetivos específicos**

- 1) Caracterizar o perfil antropométrico e clínico do grupo de idosas comunitárias;
- 2) Descrever os parâmetros temporais e espaciais que melhor caracterizam o desempenho da marcha apresentado pelas idosas comunitárias;
- 3) Comparar os parâmetros temporais e espaciais que melhor caracterizam a marcha das idosas comunitárias entre os grupos definidos por faixa etária;
- 4) Realizar análise pela abordagem Biplot para obter conhecimento sobre as diferenças de estratégias que podem ocorrer durante o processo de envelhecimento.

## **CAPÍTULO 2 – MATERIAIS E MÉTODOS**

### **2.1 Estudo 1**

#### **2.1.1 Tipo de estudo e aspectos éticos**

Foi conduzido um estudo observacional transversal aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) (ANEXO A) e pela Diretoria de Ensino, Pesquisa e Extensão do Hospital das Clínicas da UFMG (HC/UFMG) (ANEXO B). Os participantes foram instruídos a respeito dos objetivos da pesquisa, foram também informados de que a participação neste estudo de pesquisa era completamente voluntária, e caso concordassem em participar, assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE A).

As coletas foram realizadas no período de outubro de 2012 a dezembro de 2013 no Hospital São Geraldo (HSG) do HC/UFMG e nos Laboratórios de Análise de Movimento (LAM) e de Dor, Inflamação em Reabilitação e Envelhecimento (LADIRE) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da UFMG. O HSG é uma das unidades funcionais do complexo hospitalar do HC/UFMG especializada em oftalmologia, tendo como uma das suas subespecialidades o Glaucoma.

#### **2.1.2 Amostra**

A amostra do presente projeto foi constituída por pacientes do Ambulatório do Serviço de Glaucoma do HSG, anexo do HC/UFMG, que formou o grupo Glaucoma, e por indivíduos da comunidade sem glaucoma que formou o grupo Controle. Ambos os grupos foram pareados quanto ao sexo, à idade e ao Índice de Massa Corporal (IMC).

Os critérios gerais de inclusão para os dois grupos foram:

- Idade igual ou superior a 18 anos;
- Assinatura do TCLE;

Os critérios gerais de exclusão para os dois grupos foram:

- Apresentar déficit cognitivo avaliado pela versão adaptada à população brasileira do minixame do estado mental (MEEM)<sup>80</sup> (ANEXO C);
- Diagnóstico de diabetes mellitus, labirintopatias, e de doenças oftalmológicas (como retinopatias, degeneração macular, uveítes, estrabismo) e neurológicas (como Acidente Vascular Encefálico, Parkinson, demências);
- Cirurgia oftalmológica incisional nos últimos 3 meses;
- Presença de sequelas motoras devido a doenças reumáticas, ortopédicas e/ou neurológicas;
- Tratamento fisioterápico para membros inferiores há pelo menos três meses;
- Histórico de tratamento de câncer por quimioterápicos ou radioterápicos;
- Histórico de trauma ou intervenções cirúrgicas nas articulações do tornozelo, joelho e quadril no último ano;
- Uso de dispositivo de auxílio de locomoção;
- Presença de desvios posturais acentuados na coluna ou deformidades graves nos pés;
- Auto relato de sintomas de dormência ou formigamento em membros inferiores;
- Auto relato de sintomas algícos principalmente em tronco e membros inferiores;
- Uso de drogas psicotrópicas, como as antidepressivas, antiepilépticas, antipsicóticas, antiparkinsonianas.

Durante os atendimentos ambulatoriais do Serviço de Glaucoma do HSG, os pacientes do grupo GPAA foram avaliados e encaminhados por médico especialista a partir da triagem baseada nos critérios de inclusão e exclusão gerais e específicos. Para este grupo, foram recrutados indivíduos da comunidade de ambos os sexos com os seguintes critérios de inclusão:

- Diagnóstico médico de GPAA;

- Estar matriculado no Serviço de Glaucoma do HSG.

O diagnóstico oftalmológico para GPAA fundamentou-se nos critérios do II Consenso da Sociedade Brasileira de Glaucoma Primário de Ângulo Aberto de 2005:<sup>3</sup>

- Seio camerular aberto e sem alterações;
- Danos anatômicos com alterações características do disco óptico e/ou da camada de fibras nervosas;
- Danos funcionais com alterações de campo visual indicativos de glaucoma.

Os critérios específicos de exclusão para o grupo GPAA foram:

- Apresentar em qualquer um dos olhos condição neuropática óptica não glaucomatosa;
- Opacidade cristalina com suspeita de acarretar baixa acuidade visual ou com indicação cirúrgica;
- Glaucoma em estadiamento 0 binocular (hipertensão ocular, ausência de perda de campo visual) ou 5 monocular ou binocular (apenas percepção de luz ou cegueira) de acordo com o sistema de estadiamento do glaucoma de Mills *et al.*<sup>81</sup>

Para o grupo Controle, foram recrutados indivíduos da comunidade de ambos os sexos com os seguintes critérios específicos de inclusão:

- Ausência de história de glaucoma ou cegueira na família (parentes consanguíneos);
- Ausência de queixas visuais clínicas e funcionais associadas;
- Relato de visita ao oftalmologista no último ano;
- Uso de lentes corretivas atualizadas.

Foram convidados para a formação do grupo Controle acompanhantes, cônjuges e pessoas indicadas pelos pacientes do grupo GPAA que preenchessem os critérios de inclusão e exclusão acima descritos.

As medidas de função visual foram coletadas no HSG para ambos os grupos que incluíam acuidade visual e campo visual, sendo a última medida exclusivamente para o grupo GPAA.

A medida da acuidade visual foi realizada pelo pesquisador desse trabalho por meio da tabela logMAR ETDRS (*Early Treatment of Diabetic Retinopathy Study*, 1985).<sup>82</sup> Este teste clínico prático, de baixo custo e rápido de ser realizado consiste na apresentação da tabela transiluminada com optotipos (letras, ou “E” para iletrados) de alto contraste e de tamanho crescente dispostos em linhas. Cada linha contém cinco letras ou “E” em diferentes disposições. Os optotipos e as linhas apresentam espaçamento proporcional e o aumento do tamanho do optotipo ao longo da tabela apresenta progressão logarítmica<sup>82</sup> (Figura 1).

**Figura 1. Tabela logMAR ETDRS utilizada para acuidade visual.**



**Fonte: arquivo pessoal.**

Os voluntários permaneciam assentados, com suas lentes corretivas habituais, de frente para a tabela que se encontrava suspensa por um pedestal de um metro de altura. A distância entre o voluntário e a tabela era de quatro metros. O teste iniciava sempre com o indivíduo com os dois olhos abertos, seguido de apenas o olho direito aberto e apenas o olho esquerdo, nesta ordem. O limiar de acuidade visual era obtido ao solicitar que o voluntário lesse todos os optotipos do topo da tabela até que uma linha fosse perdida. Registrou-se a

menor linha que o voluntário lia corretamente três ou mais letras. Para cada letra perdida, adiciona-se 0,02 logMAR de perda na acuidade visual.<sup>82</sup>

Os resultados dos testes de acuidade visual são geralmente expressos em forma de fração, cujo numerador representa a distância na qual o paciente encontra-se do optotipo e o denominador, a linha que se vê nessa distância. Os resultados da acuidade visual do presente estudo foram convertidos no logaritmo do Ângulo Mínimo de Resolução (LogMAR), que é o logaritmo na base 10 do inverso da fração da acuidade. Define-se acuidade LogMAR como o tamanho da letra da menor linha que o indivíduo pode ler três ou mais letras, adicionando-se 0,02 para cada letra perdida nessa linha.<sup>82</sup> A Classificação Internacional de Doenças da Organização Mundial de Saúde adota a seguinte classificação da acuidade visual: amplitude de visão normal: 20/12 a 20/25 (logMAR = -0,2 a 0,1); deficiência leve: 20/32 a 20/63 (logMAR = 0,2 a 0,5); deficiência moderada: 20/80 a 20/160 (logMAR = 0,6 a 0,9); deficiência grave: 20/200 a 20/400 (logMAR maior que 1,0).<sup>82</sup>

Para as medidas de campo visual, os dados foram obtidos diretamente do prontuário dos voluntários triados pelo oftalmologista. Os exames eram recentes com taxas de falso-positivo e falso negativo e fator de confiabilidade inferiores a 15%.<sup>82</sup> A principal medida coletada foi *mean defect* (MD). O MD significa a perda média total do campo visual corrigida pela idade do indivíduo, indicando a sensibilidade geral do campo visual. Os exames de perimetria computadorizada foram realizados no perímetro Octopus 1-2-3 (Interzeag AG, Schlieren, Suíça) no HSG do HC/UFMG por funcionária técnica capacitada. Foram obtidas apenas as medidas de campo visual realizadas nos últimos seis meses à data da coleta.

Nesse exame, os indivíduos foram avaliados com refração atualizada no programa padrão de Glaucoma G1X com estratégia *Dynamic*, em que 59 pontos com distribuição específica dentro dos 30 graus centrais são examinados monocularmente. Esse programa é dividido em duas fases. Na primeira fase, há um processo escalonado alterando a intensidade

da luz no estímulo 4/2/1 dB. Nessa fase, os índices MD e LV são obtidos. Na segunda fase, a partir da sensibilidade obtida na primeira fase, o programa reanalisa os mesmos pontos da retina previamente avaliados, alterando a intensidade em 2/1 dB. Nessa fase, são realizados ajustes de correção no LV para as flutuações de resposta entre as fases. Os voluntários do grupo GPAA com exames de perimetria com mais de seis meses de realização foram reexaminados pela funcionária técnica capacitada para os exames no HSG do HC/UFMG.

Para fins de categorização do estadiamento do glaucoma, o seguinte sistema proposto por Mills *et al* (2006)<sup>81</sup> foi adotado a partir do MD do melhor olho, coletado dos exames de campo visual computadorizados anexos nos prontuários dos pacientes: Estágio 0 (hipertensão ocular/indicativo de glaucoma, MD  $\leq -0,8$ ); Estágio 1 (glaucoma inicial, MD -0,7 a +4,4); Estágio 2 (glaucoma moderado, MD +4,5 a +9,5); Estágio 3 (glaucoma avançado, MD +9,5 a +15,3); Estágio 4 (glaucoma grave; MD +15,4 a +23,1); Estágio 5 (glaucoma terminal/cegueira; MD  $\geq +23,2$ ). Indivíduos com estágios 0 e 5 foram em qualquer um dos olhos excluídos deste estudo. Cada olho foi categorizado segundo o estágio de glaucoma separadamente e a classificação binocular foi definida como a de menor estágio entre os dois olhos.<sup>17,82</sup>

### **2.1.3 Instrumentação**

#### **2.1.3.1 Dados Sócio-Demográficos, Clínicos, Oftalmológicos e Antropométricos**

Primeiramente, foi aplicado um questionário estruturado contendo os seguintes dados sócio-demográficos e clínicos (APÊNDICE B):

- Idade, sexo, profissão/ocupação, escolaridade;
- Histórico de cirurgias;
- Ano do diagnóstico do glaucoma, grau de severidade do glaucoma, tratamentos do glaucoma (terapia farmacológica e cirurgias);



- Número de medicamentos usados regularmente nos últimos três meses;
- Auto-relato da presença ou ausência no último ano de comorbidades diagnosticadas por um médico (doença do coração, hipertensão arterial, artrite/ reumatismo, doença pulmonar crônica, depressão, osteoporose);
- Número de quedas no último ano.

O número de quedas no último ano foi registrado a partir da seguinte pergunta contida no questionário estruturado: “O(a) senhor(a) sofreu quedas nos últimos 12 meses? Quantas (em caso afirmativo)?”. A definição de queda operacionalizada para esta pergunta foi um evento não intencional que tem como resultado a mudança de posição do indivíduo para um nível mais baixo em relação à sua posição inicial.<sup>29</sup>

A estatura de cada participante foi medida com a régua antropométrica contida na balança eletrônica do LAM da EEEFTO/UFMG. A seguinte padronização foi usada para todas as mensurações: participante em ortostatismo, com os calcanhares juntos, costas eretas e braços estendidos ao lado do corpo; sem calçado e/ou chapéu; cabeça alinhada a fim de evitar a elevação ou abaixamento do queixo.<sup>83</sup>

A massa corporal foi medida por meio da balança eletrônica. Com o peso igualmente distribuído entre os dois pés, o indivíduo posicionava-se em pé no centro da balança, usando o mínimo de roupa possível e sem os calçados.<sup>83</sup> O IMC foi calculado pela divisão da massa corporal pelo quadrado da estatura ( $\text{Kg/m}^2$ ).

### **2.1.3.2 Variáveis Temporais e Espaciais da Marcha**

As variáveis espaciais e temporais da marcha foram avaliadas pelo sistema eletrônico portátil GAITRite<sup>®</sup> (MAP/CIR INK, Haverton, PA, USA), que é composto por um tapete emborrachado eletrônico de 5,74 metros de comprimento, por 92 centímetros de largura e 0,6 cm de espessura, conectado a um microcomputador. O tapete possui 13.824 sensores

embutidos que delimitam uma área ativa com 4,88 metros de comprimento. Estes sensores captam a pressão mecânica relativa de cada pé à medida que a participante deambulava sobre a área ativa. O sistema captura a geometria e a configuração relativa de cada contato do pé com o solo, por meio de algoritmos, em função do tempo.

Uma vez que a impressão plantar era formada, a mesma era dividida em áreas quadriláteras, o que permitia a identificação de regiões plantares do pé e o centróide de cada região. A partir dessas regiões e dos centróides, as relações espaciais e temporais de cada impressão plantar foram calculadas. O sistema permite deambulação com calçados usuais. As medidas fornecidas pelo GAITRite<sup>®</sup> apresentam validade e confiabilidade como relatado na literatura.<sup>72,73</sup>

### **2.1.3.3 Testes funcionais**

Os seguintes testes funcionais foram coletados dos voluntários de ambos os grupos: ST-DP, TUG, e DGI. Estes testes refletem medidas de independência e mobilidade funcional, comumente usadas na prática clínica e em estudos com desfecho de quedas.<sup>84-88</sup>

#### **2.1.3.3.1 Teste Sentado para de Pé (ST-DP)**

O Teste ST-DP avalia a habilidade de fazer a transferência de sentado para de pé e tem sido demonstrada estar associada ao equilíbrio e à força muscular do indivíduo, sendo usado como um indicador de controle postural, risco de quedas e incapacidade em idosos.<sup>84,85</sup> O teste consiste de levantar-se e assentar por cinco vezes de uma cadeira, tão rápido quanto possível, com os braços cruzados sobre o tórax e com os pés em contato com o chão durante todo o teste. Utilizou-se uma cadeira sem braços e com altura de 40 ou 44 centímetros a fim de apoiar apropriadamente os pés dos voluntários no chão.

O tempo da tarefa foi mensurado pelo acionamento do cronômetro assim que o voluntário retirava as costas do recosto da cadeira e desativado com o contato das costas no recosto após cinco repetições. Os participantes realizaram o teste por duas vezes, sendo uma para familiarização e outra como mensuração para análise de dados, com período de descanso entre eles.

O Teste Sentado para de Pé varia entre os estudos de acordo com o número de repetições, de uma a cinco repetições.<sup>84,85</sup> Tiedemann (2006) evidenciou que o teste realizado com cinco repetições tem maior poder de discriminar indivíduos com e sem história de quedas, em relação aos testes realizados com número menor de repetições.<sup>86</sup> Em um estudo prospectivo foi evidenciado que o tempo de execução igual ou superior a 12 segundos indica um risco relativo de 1,68 para a ocorrência de duas ou mais quedas no próximo ano.<sup>86</sup>

#### **2.1.3.3.2 Teste *Timed Up and Go* (TUG)**

O teste TUG é um teste utilizado clinicamente para avaliar mobilidade funcional e equilíbrio e consiste em levantar de uma cadeira sem auxílio das mãos, deambular por três metros, retornar à cadeira, e assentar novamente.<sup>87</sup> Utilizou-se uma cadeira sem braços e com altura de 40 ou 44 centímetros a fim de apoiar apropriadamente os pés dos voluntários no chão.

O tempo de execução do teste foi mensurado pelo acionamento do cronômetro assim que o voluntário retirava as costas do recosto da cadeira e desativado com o contato das costas no recosto da cadeira. Os voluntários foram solicitados a andar o mais rápido possível com segurança, porém sem correr.<sup>87</sup>

Um teste inicial foi permitido para familiarização com o teste. Em seguida, dois novos testes foram realizados com um período de descanso entre eles. A média destes dois testes foi

usada como resultado final para análise de dados. Todos os ensaios foram acompanhados pelo pesquisador imediatamente atrás e ao lado de cada voluntário por motivo de segurança.

O teste possui validade concorrente de moderada a alta quando correlacionado com a velocidade da marcha ( $r = -0,61$ ) e com a escala de equilíbrio de Berg ( $r = -0,81$ ). Apresenta confiabilidade teste-reteste considerada boa ( $r = 0,93$ ) e confiabilidade intra e inter-examinadores com CCI de 0,99.<sup>87</sup>

#### **2.1.3.3.3 Teste Dinâmico da Marcha – *Dynamic Gait Index (DGI)***

O teste DGI foi usado para operacionalizar o perfil de habilidades do voluntário em modificar as respostas da marcha às demandas de situações comuns do cotidiano.<sup>88</sup> O DGI se propõe a mensurar o déficit de equilíbrio dinâmico por meio de testes baseados no desempenho qualitativo observacional em oito tarefas: marcha em superfície plana, mudança de velocidade da marcha, marcha com movimentos horizontais da cabeça, marcha com movimentos verticais da cabeça, marcha com giro em torno do próprio eixo, passar por cima de obstáculos, contornar obstáculos, e subir e descer degraus.<sup>88</sup>

O DGI foi adaptado para o Brasil e apresentou propriedades clinimétricas satisfatórias, obtendo correlação muito forte inter-examinadores ( $r = 0,95$ ) e intra-examinadores ( $r = 0,93$ ).<sup>88</sup> É um teste em escala de fácil administração que apresenta oito itens, sem subescalas. A pontuação é baseada no desempenho (normal, 3; comprometimento leve, 2; comprometimento moderado, 1; e comprometimento grave, 0) e varia de 0 a 24, com maiores pontuações indicando maior independência e adaptabilidade para marcha.<sup>88</sup>

#### **2.1.3.4 Avaliação do risco de quedas: *Physiological Profile Assessment (PPA)***

A PPA foi desenvolvida pelo Grupo de Pesquisa de Quedas e Equilíbrio de *Prince of Wales* do Instituto de Pesquisa Médica, Sidnei, Austrália.<sup>89</sup> A PPA contempla um conjunto de

testes da visão, senso de posição periférica, força muscular, tempo de reação e oscilação postural, que podem ser administrados rapidamente e em ambiente clínico ou laboratorial. Os resultados são usados para diferenciar pessoas que estão em risco de quedas das que não estão em risco baseado em um banco de dados comparativos internacional.<sup>89</sup> A validade e confiabilidade da PPA para avaliação do risco de quedas e para programas de intervenção em saúde e de Fisioterapia já foram investigadas e apresentaram resultados satisfatórios.<sup>89</sup> O PPA, por meio de seu escore composto, tem revelado confiabilidade intra-examinador boa de 0,55 e inter-examinador de 0,69 na literatura.<sup>90</sup>

A abordagem preconizada pela PPA baseia-se na premissa de que a manutenção do equilíbrio depende da interação de múltiplos sistemas sensoriais, motores e integrativos, propiciando visão, força muscular, reação a perturbações, função vestibular, senso de posição periférica adequadas às demandas do ambiente. A funcionalidade de cada um desses fatores fisiológicos declina com o avanço da idade e as deficiências em cada um desses fatores estão associadas com aumento do risco de quedas.<sup>89</sup>

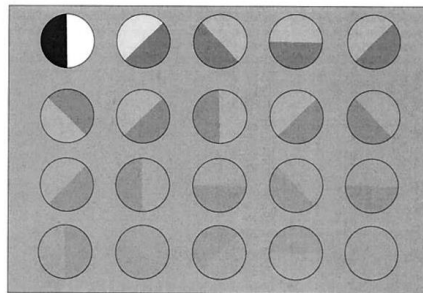
A forma curta da PPA constitui-se dos seguintes testes: sensibilidade ao contraste, propriocepção, força muscular de extensores de joelho, tempo de reação manual e oscilação postural sobre a espuma com olhos abertos.<sup>89</sup>

#### **2.1.3.4.1 Teste visual de Sensibilidade ao Contraste**

A sensibilidade ao contraste foi avaliada usando o *Melbourne Edge Test*. Para a avaliação usa-se um quadro com 20 imagens circulares de 25 milímetros de diâmetro, biseccionados, de forma que cada metade do círculo possui um contraste diferente e uma orientação diferente (Figura 2). As partes do círculo são apresentadas nas orientações horizontal, vertical, 45° para a esquerda e 45° para a direita. O teste usa um método de apresentação de 4 alternativas com escolha forçada, ou seja, até a obtenção de uma resposta

errada. Um cartão de resposta contendo os quatro tipos de orientação é fornecido para informação do voluntário.<sup>89</sup>

**Figura 2. Quadro de imagens do *Melbourne Edge Test* para sensibilidade ao contraste, mostrando os círculos bi-seccionados com diferentes contrastes e orientação das partes do círculo.**



**Fonte: Lord *et al.*, 2003.<sup>89</sup>**

O teste foi realizado em um cômodo com luz fluorescente e cortinas fechadas. O voluntário sentava-se à mesa e o quadro de imagens do *Melbourne Edge Test* era posicionado a aproximadamente 45 graus em relação à superfície da mesa e a uma distância dos olhos de 50 cm, semelhante à postura de ler um livro. Os voluntários realizaram o teste com os olhos abertos usando suas lentes corretivas habituais para curtas distâncias ou óculos de leitura, bi/multifocais, se aplicáveis. As instruções repassadas a cada voluntário foram: “Este teste mede o quanto do sombreado você vê em cada círculo. Eu quero que você olhe para esse quadro, mas tente não tocar, por favor. Olhe para os círculos um de cada vez e me diga como a linha atravessa o círculo. Aponte a associação correta para cada uma das linhas no círculo neste cartão de respostas.” Permitia-se tempo suficiente aos voluntários para que apontassem a resposta de cada imagem no cartão de resposta, forçando o indivíduo a fazer suas escolhas até que cometessem um erro.<sup>89</sup>

A imagem com o menor contraste corretamente identificada era registrada como a sensibilidade ao contraste do sujeito em unidades de decibéis (dB), onde 1 dB é igual ao contraste  $10\log_{10}$ , e este valor era usada para análise de risco de quedas na PPA. O *Melbourne Edge Test* é um teste usado para determinação do pico da sensibilidade ao contraste, que

normalmente ocorre entre dois e seis ciclos por grau, com uma rápida diminuição na sensibilidade nas altas frequências espaciais. Ciclo por grau é usado para medir quão bem um indivíduo pode ver detalhes de um objeto ou quantas linhas pode-se distinguir em um grau de campo visual. O pico da função de sensibilidade ao contraste tem sido mostrado ser um preditor confiável de probabilidade aumentada de quedas, com ICC de 0,81 relatado na literatura.<sup>89</sup>

#### 2.1.3.4.2 Propriocepção

A propriocepção (senso de posição) foi avaliada por meio da tarefa de alinhamento de membros inferiores, ou seja, o quão próximo cada voluntário conseguia alinhar os háluces (Figura 3). Nesse teste, o ponto medial das articulações distais do primeiro metatarso foi marcado com uma caneta para indicar o ponto exato do alinhamento.<sup>89</sup>

**Figura 3. Posicionamento do voluntário do teste de propriocepção do PPA.**



**Fonte: Lord *et al.*, 2003.<sup>89</sup>**

O voluntário permanecia assentado numa cadeira padrão sem braços e com os olhos fechados, era solicitado a alinhar os háluces. Uma prancha de acrílico transparente (60x60x1 centímetros) era colocada entre as pernas do voluntário. A prancha funciona como um transferidor, dividida em ângulos de dois graus, tal como uma régua. O participante era

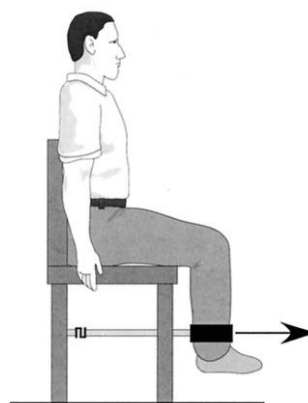
solicitado a alinhar os háluces em torno de 45° de flexão de joelho, evitando-se as máximas amplitudes.<sup>89</sup>

O teste era administrado o mais rápido possível de modo que os resultados não fossem influenciados por cansaço nos membros inferiores. Após dois treinos do teste, o voluntário executava cinco tentativas e os resultados de cada tentativa era registrado. A média das tentativas medida em graus foi usada para análise do risco de quedas no PPA. Esse teste apresenta confiabilidade de 0,50.<sup>89</sup>

#### 2.1.3.4.3 Força muscular isométrica máxima de extensores de joelho

O teste de força muscular avalia a força isométrica máxima de extensores de joelho do membro inferior dominante na posição sentada. O membro inferior dominante foi determinado a partir da pergunta: “Qual perna você chutaria uma bola?”. A força foi medida em quilogramas por meio de um dinamômetro preso numa faixa e velcro ao tornozelo e na parte traseiro da cadeira (figura 4).<sup>89</sup>

**Figura 4. Posicionamento do voluntário no teste de força muscular de extensores de joelho do PPA.**



**Fonte: Lord *et al.*, 2003.<sup>89</sup>**

O voluntário foi solicitado a assentar-se nessa cadeira com a faixa presa à perna a aproximadamente 10 centímetros do tornozelo, com quadris e joelhos flexionados a 90 graus. Após um ensaio de apresentação e descanso para a realização do teste, solicitou-se a extensão

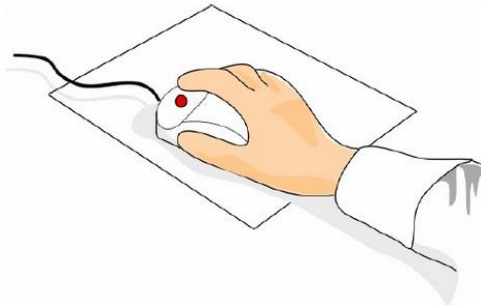


com força máxima do joelho por dois a três segundos, estimulado verbalmente pelo avaliador. O resultado da força em quilogramas era registrado e foi usado para análise de risco de quedas na PPA.<sup>89</sup>

#### 2.1.3.4.4 Tempo de reação manual

O tempo de reação manual é um teste que consiste em medir a rapidez de resposta a um estímulo visual. Esta resposta de reação manual foi avaliada em milissegundos usando um cronômetro eletrônico manual acoplado a um mouse com uma luz como estímulo para reação e um botão de resposta (Figura 5).<sup>89</sup>

**Figura 5. Aparato e posicionamento para o teste de reação manual do PPA.**



**Fonte: Lord *et al.*, 2003.**

O teste era iniciado com o acionamento manual do cronômetro eletrônico. Após o acionamento, este dispositivo apresenta um atraso variável de um a cinco segundos para aparecimento do estímulo luminoso que é concomitante ao início da contagem do tempo para resposta. O teste terminava com o acionamento do botão de resposta do mouse pelo voluntário o mais rápido possível.<sup>89</sup>

Assentados confortavelmente com os antebraços apoiados sobre a mesa e o segundo dedo da mão dominante sobre o interruptor do mouse, cada voluntário recebeu a seguinte instrução: “Este é um teste da reação da sua mão. Quando esta luz vermelha no mouse acender eu quero que você aperte o botão da direita o mais rápido que você conseguir. Para que você não perca tempo, você pode colocar o dedo levemente sobre o botão do mouse”. O

teste foi realizado no período da tarde no LADIRE com as luzes fluorescentes apagadas a fim de diminuir a iluminação local. Os voluntários usaram suas lentes corretivas habituais para o teste.<sup>89</sup>

Foram realizadas cinco tentativas como prática do teste, seguidas de 10 tentativas de mensuração. Tentativas notavelmente lentas (acima de 150 a 200 milissegundos acima do tempo dos ensaios da prática) ou rápidas (abaixo de 150 milissegundos, “queimando a largada”) foram descartadas. A média de 10 ensaios satisfatórios em milissegundos foi calculada e usada para análise de risco de quedas na PPA. Este teste apresenta ICC de 0,69 relatado na literatura.<sup>89</sup>

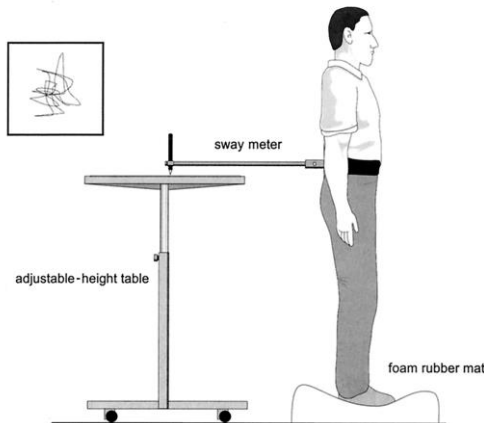
#### **2.1.3.4.5 Teste de oscilação postural sobre a espuma almofadada com olhos abertos**

A oscilação postural foi avaliada usando um oscilômetro que mede os deslocamentos do corpo. O oscilômetro consiste em um cinto atado a uma haste de 40 centímetros de comprimento com uma caneta verticalmente conectada na outra extremidade. Este aparato era atado posteriormente ao voluntário por meio do cinto com velcro. Uma mesa de altura ajustável foi colocada atrás de cada voluntário de tal modo que a caneta ficasse perpendicular à folha milimetrada de registro e a haste paralela ao chão. Durante o teste, o voluntário mantinha-se em posição ortostática sobre uma espuma almofadada com os olhos abertos, os pés descalços e o oscilômetro preso à cintura. (Figura 6).<sup>89</sup>

Cada voluntário recebeu a seguinte instrução dada pelo examinador: “Este é um teste de equilíbrio. Eu colocarei uma cinta (o oscilômetro) ao redor da sua cintura.” O voluntário foi orientado a pisar sobre a espuma almofadada e manter os pés posicionados com uma base de suporte da largura dos quadris. O oscilômetro e a mesa de altura ajustável foram adequadamente posicionados para cada voluntário e nova instrução foi repassada: “Agora

fique sem mexer por 30 segundos. Olhe ligeiramente para baixo e não fale. Eu estou em pé bem aqui ao seu lado e posso te segurar se você perder o equilíbrio”.<sup>89</sup>

**Figura 6. Aparato e posicionamento do voluntário no teste de oscilação postural sobre a espuma almofadada com os olhos abertos do PPA.**



**Fonte: Lord *et al.*, 2003.**

Após as instruções, um cronômetro era acionado pelo examinador ao contato da caneta à folha milimetrada de registro e desativado com a retirada da caneta após 30 segundos de duração do teste. Os deslocamentos anteroposterior e latero-lateral de cada voluntário registrados na folha milimetrada durante o período do teste eram posteriormente medidos em milímetros e foram usados na análise de risco de quedas da PPA. Os voluntários realizaram uma vez o teste, usando suas lentes corretivas habituais. Este teste apresenta ICC de 0,57 relatado na literatura.<sup>89</sup>

#### **2.1.4 Procedimentos**

As medidas de função visual foram coletadas no HSG do HC/UFMG. As medidas da PPA foram coletadas no LADIRE/UFMG, e os testes funcionais e os parâmetros temporais e espaciais da marcha foram coletados no LAM/UFMG.

Uma triagem inicial para elegibilidade dos voluntários foi realizada pelo pesquisador desse estudo e por médico especialista do HSG. Aqueles voluntários que se disponibilizaram e que atenderam aos critérios de inclusão e exclusão foram convidados para participar do estudo. Após receberem informações detalhadas a respeito dos procedimentos do estudo, e em caso de acordo, assinaram o TCLE (APÊNDICE A).

Após a assinatura do TCLE, foi agendada nova visita no prazo de até uma semana ao HSG para a triagem do estado mental pelo MEEM (ANEXO B), aplicação do questionário estruturado (APÊNDICE B) e coleta dos dados de acuidade visual e campo visual computadorizado. Dessa forma, evitou-se que os voluntários estivessem sob efeito de colírios midríaticos e anestésicos utilizados nos exames de rotina no Ambulatório do Serviço de Glaucoma do HSG.

Após a visita agendada ao HSG, foi agendada visita ao LAM e LADIRE da EEFPTO/UFMG. Esta etapa da coleta constitui-se na coleta dos dados antropométricos e na realização dos testes da PPA, dos testes de mobilidade funcional e equilíbrio e dos dados temporais e espaciais da marcha. Os participantes realizaram os testes do PPA em sala reservada do LADIRE conforme protocolo e os outros testes no corredor livre do LAM com as luzes acesas, no período da tarde, com os seus calçados usuais e com as lentes corretivas habituais.

Para a avaliação da marcha no sistema GAITRite<sup>®</sup>, os participantes foram instruídos a andar sobre o tapete, em velocidade habitual. Inicialmente, foi realizada familiarização com o instrumento. O tapete possui uma distância efetiva ativa de 4,88 metros no tapete. Foram delimitados dois metros antes e após esta distância ativa do tapete para as fases de aceleração e de desaceleração. Estas distâncias foram demarcadas por cones no chão antes e após o tapete, delimitando os pontos de partida e de chegada de cada coleta. Foi coletado o mínimo de seis voltas para cada indivíduo.

Em seguida, foram realizados os seguintes testes na ordem apresentada: TUG, DGI e o ST-DP. Foi proposto verbalmente pelo examinador um período de descanso entre os testes para cada voluntário. A duração do descanso foi condicionada à percepção de cansaço de cada participante. A duração aproximada para cada coleta para todos os testes no LAM e LADIRE era de 60 minutos.

## **2.1.5 Redução dos dados**

### **2.1.5.1 Variáveis temporais e espaciais da marcha**

Para este estudo, velocidade da marcha, cadência, comprimento do passo, base de suporte, tempos de oscilação, de passo e duplo apoio foram definidas de acordo com o fabricante do sistema GAITRite®:

1. A velocidade da marcha expressa em m/s foi obtida após a divisão da distância percorrida (eixo longitudinal do centro do calcanhar da primeira impressão plantar ao centro do calcanhar da última impressão plantar) pelo tempo de deambulação (tempo gasto entre o primeiro contato da primeira e última impressão plantar);
2. A cadência foi definida pelo número de passos dados dividido pelo tempo em minutos decorrido entre o primeiro e o último contato no tapete;
3. O comprimento do passo foi medido ao longo do comprimento do tapete, do centro do calcanhar da impressão plantar em questão ao centro do calcanhar da impressão plantar prévia do pé oposto e expresso em centímetros (cm);
4. A base de suporte (largura da base) foi definida como a distância em centímetros do centro do calcanhar de uma impressão plantar à linha de progressão formada pelas duas impressões plantares do pé oposto.

5. O tempo de oscilação foi definido como o tempo gasto entre o último contato da atual impressão plantar ao primeiro contato da próxima impressão plantar do mesmo pé e expresso em segundos.

6. O tempo do passo foi determinado pelo tempo gasto entre o primeiro contato de um pé ao primeiro contato do pé oposto e expresso em segundos;

7. O tempo de duplo apoio foi definido como o tempo gasto entre o contato de calcanhar de uma impressão plantar e a retirada de artelhos da impressão plantar oposta e expresso em segundos.

O *software* do GAITRite<sup>®</sup> calcula as variáveis para cada passo direito e esquerdo a partir das áreas quadriláteras e centroides de cada impressão plantar identificada pelos sensores de pressão. Cada uma das seis coletas registradas foi processada separadamente. Neste processamento, separaram-se primeiro os passos direitos dos esquerdos por uma linha média. Em seguida, cada impressão plantar foi identificada por uma cor que indicava o membro inferior em questão: rosa para o esquerdo, e verde para o direito, o que permite o cálculo das variáveis temporais e espaciais da marcha. Todo este processo foi repetido separadamente para cada uma das seis coletas.

Uma vez identificadas os passos e impressões plantares de todas as coletas, os dados são compilados e gravados em um único arquivo que representa a somatória de todas as seis voltas coletadas. Em seguida, os dados foram transferidos para uma planilha em Excel para análise.

#### **2.1.5.2 Testes funcionais**

O ST-DP foi realizado duas vezes, sendo uma familiarização e outra para análise. O TUG foi realizado três vezes, sendo uma familiarização e a média das duas outras usadas para

análise. O escore total DGI-Brasil varia de 0 a 24 pontos, com maiores pontuações indicando maior independência e adaptabilidade para marcha.<sup>88</sup>

### 2.1.5.3 Avaliação do risco de quedas: PPA

As variáveis relacionadas ao PPA (sensibilidade ao contraste visual, propriocepção, força muscular de extensores de joelho, tempo de reação manual e oscilação postural sobre a espuma com os olhos abertos) foram analisadas pelo limiar de sensibilidade ao contraste, em graus, quilogramas, segundos e milímetros, respectivamente, conforme protocolo da avaliação.<sup>89</sup>

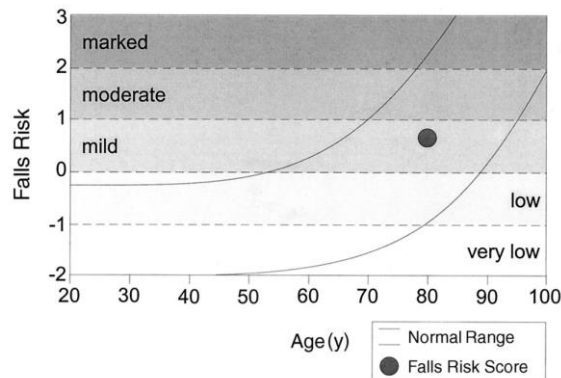
Os dados foram analisados por *software* próprio do PPA que avalia o desempenho de cada indivíduo em cada um dos cinco testes em relação a um banco de dados normativos internacionais compilados no programa, considerando sexo e idade.<sup>89,90</sup> Baseado nesse desempenho, o PPA computa um escore padronizado de risco de queda individual derivado da análise de função discriminante de dados de estudos populacionais, com uma acurácia preditiva de quedas de 75%.<sup>89</sup> A função discriminante foi composta de escores ponderados para cada um dos componentes dos fatores de risco independentes correspondentes aos testes da PPA. Esses pesos (coeficientes de correlação canônica) foram -0,33 para sensibilidade ao contraste visual; 0,20 para propriocepção de membros inferiores; -0,16 para força muscular de extensores de joelho; 0,47 para tempo de reação manual; e 0,51 para oscilação postural sobre a espuma com os olhos abertos.<sup>89</sup>

Esse escore de risco de quedas padronizado na PPA para cada indivíduo varia de -2,0 a 3,0. A partir desse escore, uma classificação de risco de quedas em relação a indivíduos de mesma idade e sexo é gerada (figura 7):

- -2,0 a -1,0: Risco de quedas baixíssimo (*very low*);
- -1,0 a 0,0: Risco de quedas baixo (*low*);

- 0,0 a 1,0: Risco de quedas leve (*mild*);
- 1,0 a 2,0: Risco de quedas moderado (*moderate*);
- 2,0 a 3,0: Risco de quedas elevado (*marked*).

**Figura 7. Classificação gráfica de risco de quedas geral gerada pelo PPA.**



**Fonte: Lord et al., 2003.<sup>89</sup>**

Em seguida, calcula-se a média do risco de quedas para cada grupo.<sup>89</sup>

### 2.1.6 Análise estatística

Os dados dos grupos glaucoma e controle foram apresentados como média e desvio-padrão para as variáveis contínuas e frequência absoluta e relativa para as variáveis categóricas. As características sociodemográficas, antropométricas, clínicas e oftalmológicas foram analisadas por meio da diferença das médias entre grupos com intervalo de confiança de 95% e pelo teste qui-quadrado ( $\chi^2$ ).

A Análise Componentes Principais (ACP) foi aplicada às 16 variáveis de marcha, funcionais e do PPA. Os escores das componentes principais (CP) resultantes foram padronizados para escores-z (média de zero e desvio padrão de 1) e um intervalo de confiança de 95% foi realizado para determinar quais CP eram diferentes entre os grupos.<sup>91</sup> Então, um escore global de CP foi obtido pelo somatório das CP identificadas significantes, dividindo pelo número total de CP, e calculando, conseqüentemente, um novo escore-z. Os escores



globais de CP foram usados para comparação dos grupos, considerando a interpretação clínica das CP.

Em seguida, uma Análise Multivariada de Variância (MANOVA) foi realizada com as variáveis que mais contribuíram (coeficiente de ponderação  $\geq 0,30$ ) com as CP significantes para determinar quais variáveis eram diferentes entre os grupos controle e GPAA.

Todos os testes foram analisados usando o programa *Statistical Package for the Social Sciences* 22.0 (SPSS Inc., Chicago, IL) e *MatLab Student version* (R2011a) com um nível de significância de 0,05.

#### **2.1.6.1 Análise de componentes principais**

A ACP foi usada em um conjunto de dados correlacionados multidimensionais,  $Y$ , representado por  $n$  observações dos sujeitos sobre as  $p$  variáveis. No presente estudo, a matriz de dados  $Y$   $n \times p$  consistiu de  $n = 67$  observações sobre  $p = 16$  variáveis de marcha, funcionais e do PPA descritas anteriormente. O objetivo da ACP é reduzir a dimensionalidade dos dados, transformando as variáveis correlacionadas em variáveis não correlacionadas transformadas linearmente, condensando assim a informação contida em diversas variáveis originais em um conjunto menor, com perda mínima de informação. O primeiro passo da análise foi dar a todas as variáveis a mesma importância, padronizando-as para ter média 0 e variância 1. As variáveis padronizadas constituíram a matriz de análise, que foi então transformada em uma matriz de covariância por meio de uma combinação linear para determinar a variação da distribuição ou como as variáveis covariam.<sup>92</sup>

As componentes não correlacionadas extraídas são chamadas de CP e são estimadas a partir de autovetores da matriz de covariância das variáveis originais.<sup>93</sup> Na matriz de covariância, os elementos diagonais são os autovalores e as colunas são cargas vetoriais (autovetores) das CP. Os autovalores correspondem à medida da variação associada com cada

componente ou a porcentagem que cada componente explica. As CP estão alinhadas de acordo com sua contribuição decrescente de explicação da variância.

A falta de correlação entre as CP significa que cada CP mede uma característica diferente de variância dos dados originais.<sup>92</sup> Como o novo conjunto de CP está classificado em ordem decrescente de variação explicada, é possível identificar a maior contribuição a partir das características de variância dos dados originais, portanto, é possível interpretar o significado clínico de cada CP com base na ponderação relativa das variáveis originais.<sup>94</sup>

Além das CP, a análise também fornece um conjunto de escores que representam a distância de cada indivíduo está do escore médio, ou a composição das CP em relação à amostra. Como já descrito, realizou-se a padronização dos escores das CP para escores-z e um intervalo de confiança de 95% para determinar quais CP diferenciam os grupos, seguida da obtenção do escore global de CP e da realização da MANOVA, com nível de significância de 0,05.

## **2.2 Estudo 2**

### **2.2.1 Tipo de Estudo e Aspectos Éticos**

Foi conduzido um estudo observacional do tipo transversal advindos de estudos aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (Parecer 0081.1.410.000-09A) (ANEXO D). Este estudo envolveu idosas que participaram voluntariamente após lerem, afirmarem ter compreendido e assinarem o TCLE (APÊNDICE C).

### **2.2.2 Amostra**

O presente estudo selecionou por conveniência uma amostra composta por 305 mulheres idosas residentes em Belo Horizonte e região metropolitana recrutadas da comunidade e de duas Unidades Básicas de Saúde (UBS) da Regional Nordeste de Belo Horizonte (UBS São Marcos e UBS Cachoeirinha) em grupos de convivência da terceira idade, grupos de atividade física e por demanda voluntária a partir de divulgação realizada pelas próprias idosas que haviam participado do estudo. As 305 idosas foram divididas em quatro grupos estratificados por idade: grupo 1, idosas entre 65 e 69 anos; grupo 2, entre 70 e 74 anos; grupo 3, entre 75 e 79 anos; e grupo 4, com 80 anos ou mais de idade.

Os critérios de inclusão do estudo foram: ser do sexo feminino; ter idade igual ou superior a 65 anos; residir na comunidade; ter capacidade para marcha independente (sem assistência humana ou uso de dispositivo mecânico de auxílio à locomoção).

Os critérios de exclusão do estudo foram ter déficit cognitivo avaliado pela versão adaptada à população brasileira do MEEM, usando os pontos de corte baseados no grau de escolaridade<sup>80</sup> (ANEXO C); apresentar distúrbio vestibular sintomático caracterizado por queixa de tontura, zumbido ou instabilidade postural; presença de sequelas motoras devido a doenças reumáticas, ortopédicas e/ou neurológicas; auto relatar dor intensa na coluna ou membros inferiores; idosas sob tratamento fisioterápico para membros inferiores há pelo

menos três meses; idosas sob tratamento de câncer, exceto o de pele; ter sofrido trauma ou intervenções cirúrgicas nas articulações do tornozelo, joelho e quadril no último ano; presença de desvios posturais acentuados na coluna ou deformidades graves nos pés; possuir deficiência visual não corrigida por lentes.

### **2.2.3 Instrumentação**

#### **2.2.3.1 Dados Antropométricos**

A massa corporal foi medida através de uma balança eletrônica portátil. Com o peso igualmente distribuído entre os dois pés, a idosa posicionava-se em pé no centro da balança, usando o mínimo de roupa possível e sem os calçados.<sup>83</sup> A estatura de cada idosa foi medida por meio de uma fita métrica inelástica fixa à parede e perpendicular ao chão. A seguinte padronização foi usada para todas as mensurações: idosa em ortostatismo, com os calcanhares juntos, costas eretas e braços estendidos ao lado do corpo; sem calçado e/ou chapéu; cabeça alinhada a fim de evitar a elevação ou abaixamento do queixo.<sup>83</sup> O IMC foi calculado pela divisão da massa corporal pelo quadrado da estatura ( $\text{Kg/m}^2$ ).

#### **2.2.3.3 Parâmetros temporais e espaciais da marcha**

Os parâmetros espaciais e temporais da marcha foram avaliados por um tapete sistema eletrônico portátil GAITRite<sup>®</sup> (MAP/CIR INK, Haverton, PA, USA), que é composto por um tapete emborrachado eletrônico de 5,74 metros de comprimento, por 92 centímetros de largura e 0,6 cm de espessura, conectado a um microcomputador. O tapete possui 13.824 sensores embutidos que delimitam uma área ativa com 4,88 metros de comprimento. Esses sensores captam a pressão mecânica relativa de cada pé à medida que a participante deambulava sobre a área ativa. O sistema captura a geometria e a configuração relativa de cada impressão plantar, por meio de algoritmos, em função do tempo. Uma vez que a

impressão plantar é formada, a mesma é dividida em áreas quadriláteras, o que permitia a identificação de regiões plantares do pé e o centróide de cada região. A partir dessas regiões e dos centróides são calculadas as relações espaciais e temporais de cada impressão plantar. O sistema permite deambulação com calçado usual e dispositivos de auxílio à locomoção. As medidas fornecidas pelo GAITRite<sup>®</sup> apresentam validade e confiabilidade como relatado na literatura, com alta validade concorrente quando comparado ao padrão-ouro, o sistema tridimensional de análise de movimento<sup>79</sup>, e excelente confiabilidade teste-reteste em idosos.<sup>72,73</sup>

#### **2.2.4 Procedimentos**

A coleta dos dados foi realizada por doutorandos do curso de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da UFMG e ocorreu em duas Unidades Básicas de Saúde vinculadas à UFMG (UBS São Marcos e Cachoeirinha), pertencentes à Regional Nordeste de Belo Horizonte, para as residentes nessas comunidades e no LAM da EEEFTO/UFMG para as demais participantes.

As voluntárias passaram por uma triagem inicial e aquelas que se disponibilizaram e que atenderam aos critérios de inclusão e exclusão foram convidadas para participar do estudo. Após receberem informações detalhadas a respeito dos procedimentos do estudo e concordarem em participar, assinaram o TCLE (APÊNDICE C).

A avaliação foi realizada em duas etapas em um único dia. Inicialmente, foi realizada a avaliação de triagem do estado mental pelo MEEM (ANEXO C), seguida de coleta dos dados antropométricos.

Em seguida foi realizado o teste de marcha no sistema de marcha GAITRite<sup>®</sup> que capta todos os parâmetros temporais e espaciais. Para tal, as participantes foram instruídas a andar sobre o tapete, com seus calçados usuais, em velocidade habitual. Inicialmente, foi

realizada familiarização com o instrumento. Cada participante foi acompanhada imediatamente atrás e ao lado do tapete, para aumentar a segurança em casos de instabilidade.

A partir da distância efetiva ativa de 4,88 metros no tapete, foram delimitadas as fase de aceleração e de desaceleração constituídas, cada uma por dois metros. Estas distâncias eram demarcadas por cones no chão antes e após o tapete, delimitando os pontos de partida e de chegada de cada coleta. Foram realizadas um mínimo de seis caminhadas (voltas) para cada idosa, com o objetivo de se obter seis coletas. Em cada coleta foram armazenadas aproximadamente seis passadas, sendo três do membro inferior direito e três do membro inferior esquerdo. Apesar de permitido um período de repouso em caso de sensação de cansaço, não houve registro desta solicitação por qualquer participante. A coleta de dados do presente estudo ocorreu no período de dezembro de 2008 a junho de 2010, e a duração média para cada coleta foi de aproximadamente 30 minutos.

### **2.2.5 Redução dos dados**

Os parâmetros espaço-temporais da marcha foram processados utilizando o *software* próprio do sistema GAITRite<sup>®</sup> para a edição das impressões plantares. Este *software* calcula os parâmetros da marcha para cada passo direito e esquerdo a partir das áreas quadriláteras e dos centróides de cada impressão plantar identificada pelos sensores de pressão presentes na área ativa do tapete<sup>78</sup>. Cada uma das seis voltas registradas foi processada separadamente. Neste processamento, separaram-se primeiro os passos direitos dos esquerdos por uma linha média. Em seguida, separaram-se cada impressão plantar de um mesmo lado, ou seja, o pé direito do primeiro contato inicial é separado do pé direito do segundo contato inicial e assim sucessivamente. Cada impressão plantar foi identificada por uma cor que indicava o membro inferior em questão: rosa para o esquerdo, e verde para o direito, o que permitiu o cálculo das

variáveis temporais e espaciais da marcha. Todo este processo foi repetido separadamente para cada uma das seis coletas.

Nos casos de impressão plantar com registro parcial, essa impressão foi eliminada da análise. Após o processamento de cada uma das seis voltas coletadas, o recurso do *software* denominado *Manually Add Walks to Tests* uniu os seis testes criando um arquivo único com todas as passadas juntas denominado *Test*. Ou seja, os arquivos são agrupados em um único arquivo passando ser a somatória de todas as seis voltas coletadas, contendo dados do membro inferior direito e esquerdo. Uma vez processados os dados, os mesmos foram exportados e armazenados em planilhas do *Microsoft Excel*, e a média e os desvios-padrão dos parâmetros obtidos<sup>65</sup>.

Para o presente estudo, foram investigadas 15 variáveis temporais e espaciais da marcha, sendo sete variáveis relacionadas à variabilidade da marcha. As variáveis espaciais comprimento do passo e base de suporte, as variáveis temporais cadência, tempos de passo, apoio, oscilação, duplo apoio, e a variável espaço-temporal velocidade da marcha foram definidas operacionalmente a seguir de acordo com a descrição disponível no manual do fabricante:

#### *Parâmetros espaciais*

Comprimento do passo (cm): distância ântero-posterior do calcanhar de uma impressão plantar ao calcanhar da impressão plantar oposta;

Base de suporte (cm): distância lateral do centro do calcanhar de uma impressão plantar à linha de progressão formada por duas impressões plantares consecutivas do pé oposto;

#### *Parâmetros temporais*

Cadência (passos/min): número de passos por minuto;

Tempo de passo (s): tempo decorrido desde o contato inicial de um pé para o contato inicial do pé oposto;

Tempo de apoio (s): a fase de apoio é o intervalo de sustentação de peso de cada ciclo da marcha iniciada no contato do calcanhar e terminando na retirada dos dedos do mesmo pé; tempo de apoio é o tempo decorrido entre o contato inicial e o último contato de uma única impressão plantar;

Tempo de oscilação (s): a fase de balanço é iniciada com a retirada dos dedos do pé do solo e termina com o contato inicial do mesmo pé; o tempo de oscilação é o tempo decorrido entre o último contato da presente impressão plantar ao contato inicial da próxima impressão plantar do mesmo pé;

Tempo de duplo apoio (s): Duplo apoio ocorre quando ambos os pés estão em contato com o solo ao mesmo tempo; tempo de duplo apoio é a soma do tempo decorrido durante dois períodos de duplo apoio no ciclo da marcha;

#### *Parâmetros espaço-temporais*

Velocidade da marcha (cm/s): calculado dividindo-se a distância percorrida pelo tempo deambulação;

#### *Variabilidade dos parâmetros da marcha*

Para o presente estudo, investigou-se a variabilidade dos seguintes parâmetros da marcha: velocidade, comprimento do passo, base de suporte, tempo do passo, tempo de oscilação, tempo de apoio e tempo de duplo apoio. O %CV foi usado para refletir a variabilidade de cada um dos parâmetros e pode ser determinado pela divisão do DP pela média multiplicada por 100%. O %CV é uma medida padronizada que permite a comparação das variáveis temporais e espaciais da marcha em diferentes unidades.

### **2.2.6 Análise estatística**

As características antropométricas e os dados das variáveis temporais e espaciais da marcha das participantes foram apresentados como média e desvio-padrão. A análise de



Componentes Principais (ACP) seguida pela interpretação do gráfico biplot foram aplicadas aos 15 parâmetros temporais e espaciais da marcha. Os escores resultantes de cada CP foram padronizados para escores-z (média de zero e desvio padrão de 1) e um intervalo de confiança de 95% foi conduzido para determinar quais CP eram diferentes entre os grupos. Em seguida, a Análise Multivariada de Variância (MANOVA) foi realizada para comparar as variáveis de maior contribuição em cada componente analisada e significativa, tendo os grupos de faixa etária (65-69 anos; 70-74 anos; 75-79 anos; igual ou superior a 80 anos) como variável independente. Para as MANOVA significativas, realizou-se correção de Bonferroni. Finalmente, um biplot-ACP foi construído para auxiliar na interpretação entre as CP, os escores e as variáveis. Todos os dados foram analisados com nível de significância de 0,05 por meio do programa *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS – versão 19).

#### **2.2.6.1 Análise de Componentes Principais**

Os dados temporais e espaciais da marcha foram analisados por meio da ACP. A ACP é uma abordagem estatística usada para descrever a variabilidade original de um vetor aleatório  $X$ , em um número menor de variáveis aleatórias denominadas componentes principais, com perda mínima de informação.<sup>92</sup> Uma segunda vantagem da análise de CP, além da redução dos dados preservando a maior parte da informação, está no fato que a partir das componentes identificadas, calculam-se os seus escores para cada elemento amostral. Os escores representam a distância que cada indivíduo da amostra está em relação à cada CP. Conseqüentemente, esses escores por serem não correlacionados podem ser usados em outros tipos de análise estatística, como na análise de variância ou análise discriminante, facilitando a comparação entre amostras.<sup>92</sup>

O primeiro passo da análise foi dar a todas as variáveis a mesma importância; portanto, as variáveis foram padronizadas para ter média zero e variância um. As 305

observações e as 15 variáveis originais padronizadas (velocidade, cadência, comprimento do passo, base de suporte, tempo do passo, tempo de oscilação, tempo de apoio, tempo de duplo apoio, variabilidade dos dados de velocidade, comprimento do passo, base de suporte, tempo do passo, tempo de oscilação, tempo de apoio e tempo de duplo apoio) estavam contidas em uma matriz de análise. Esta matriz foi então transformada em uma matriz de covariância por meio de uma combinação linear para determinar a variação da distribuição ou como as variáveis covariam.<sup>93,94</sup> Em seguida, a matriz de covariância foi transformada em CP pelo método de decomposição em valor singular, que transforma as variáveis padronizadas correlacionadas em CP não correlacionadas que são realinhadas na direção da variação máxima dos dados.<sup>92</sup> Assim, transforma-se uma matriz de dados altamente dimensional em um grupo de dados alternativos de menor dimensão, sem perder informação dos dados originais.

Na matriz de covariância, os elementos diagonais são os autovalores e as colunas são os autovetores ou cargas vetoriais das CP.<sup>92</sup> Os autovalores correspondem à medida da variação associada com cada componente ou a porcentagem que cada componente explica. Uma importante propriedade dos autovalores é que a soma de sua variância é igual à soma da variância das variáveis originais. Portanto, de certo modo, as CP representam toda a variação dos dados originais.<sup>92,93</sup> As CP estão alinhadas de acordo com sua contribuição sucessiva. Como cada CP está estruturada de acordo com a importância de cada variável para aquela CP específica, é possível interpretar as primeiras CP baseado nos pesos das variáveis nas CP. Quanto maior o peso, mais influência aquela variável específica tem na CP, indicando a direção da quantidade máxima de variação daquela CP específica.<sup>92</sup> No presente estudo, apenas variáveis cuja contribuição foi maior ou superior a 0.30 foram usadas para descrever a CP. Portanto, cada CP representa uma característica especial dos dados, permitindo ao pesquisador interpretar o seu significado clínico.<sup>92</sup>

O critério da percentagem de variância total explicada determina que a obtenção das CP deva ocorrer até que uma percentagem acumulada  $x$  de variância tenha sido explicada. Em estudos conduzidos com variáveis da marcha, o critério da percentagem total tem sido aplicado, sendo 80 a 90% as percentagens mínima de variância explicada requerida.<sup>92,94</sup>

### 2.2.6.2 Biplot

Na sequência, um biplot da ACP foi construído para interpretar a estrutura das CP. O biplot é uma projeção de uma matriz de dados multidimensional que exhibe simultaneamente tanto as observações quanto as variáveis da matriz, em que as observações são mostradas como pontos e as variáveis são mostradas como vetores.<sup>95</sup> De uma maneira em geral, os eixos do biplot representam as duas componentes com maior variância explicativa da matriz em estudo (CP1 x CP2), os vetores representam as variáveis e suas relações com as componentes representadas, a origem dos vetores corresponde a média para todas as variáveis e os escores médios dos grupos em estudos são representados por símbolos.<sup>96</sup>

A interpretação do biplot envolve a observação do comprimento, da proximidade e direção dos vetores das variáveis. O comprimento do vetor aproxima-se da variância da variável original, onde vetores mais longos indicam maior variância.<sup>95,96</sup> Vetores com comprimentos pequenos significam a variância é pequena, além de ser uma indicação que a variável não está bem representada no espaço bidimensional das representadas.<sup>22,96</sup>

O ângulo relativo entre dois vetores de variáveis representa a correlação entre essas variáveis; quanto mais próximo os vetores estão um do outro ( $< 90^\circ$ ), maior a correlação (De Wit, 2009; Le Roux, 2005). Vetores perpendiculares (ângulo de  $90^\circ$  ou  $270^\circ$ ) significam que as variáveis têm uma pequena ou nenhuma correlação, enquanto vetores colineares com ângulos de  $0^\circ$  ou  $180^\circ$  refletem uma correlação de 1 ou -1, respectivamente.

A direção dos vetores em relação aos eixos indica a componente que cada variável está mais fortemente relacionada. Ressalta-se que o sinal das variáveis em qualquer CP é arbitrário. Então, se todos os sinais na componente forem invertidos, a variância e a ortogonalidade não mudarão. Portanto, a interpretação permanecerá a mesma.

Outra importante característica que pode ser extraída do biplot da ACP é a proximidade espacial ou distância entre grupos e destes com as variáveis.<sup>22,96</sup> A proximidade das variáveis com cada grupo e quando a projeção perpendicular de cada grupo está na direção do vetor das variáveis indicam valores médios maiores para esse grupo nessas variáveis específicas. Entretanto, se a projeção perpendicular está na extensão (direção oposta) do vetor das variáveis, o valor médio para esse grupo nessas variáveis específicas é menor. Além disso, a projeção dos grupos nos vetores das variáveis representadas na dimensão mostra qual variável é a mais importante na separação dos grupos. Portanto, o biplot da ACP é uma ferramenta importante para determinar as características gerais dos dados.<sup>22,96</sup>

No presente estudo, o biplot da ACP tem seus eixos representados pelas duas componentes com explicação de variância mais alta e que foram estatisticamente diferentes entre os grupos, e os pontos foram representados pela média das pontuações de cada um dos grupos. Para simplificar a interpretação das CP, apenas as variáveis de contribuição primária foram consideradas e plotadas; ou variáveis com valor de carga vetorial acima de 0,3.<sup>92</sup>

### 3. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. COLEMAN, A. L. Glaucoma. *Lancet*, v. 354, p. 1803-1810, Nov. 1999.
2. FLANAGAN, J. G. Glaucoma update: epidemiology and new approaches to medical management. *Ophthalmic Physiol Opt*, v. 18, n. 2, p. 126-132, Mar. 1998.
3. MELLO, P. A. A.; JÚNIOR, C. M. 2º Consenso Brasileiro de Glaucoma Primário de Ângulo Aberto. São Paulo: PlanMark, 2005. 44p.
4. MARIGO, F. A.; CRONEMBERGER, S.; CALIXTO, N. Neuroproteção: situação atual no glaucoma. *Arq Bras.Oftalmol.*, 64, n. 2, p. 167-171, Mar. 2001.
5. SALOMAO, S. R.; MITSUHIRO, M. R.; BELFORT, J. R. Visual impairment and blindness: an overview of prevalence and causes in Brazil. *An Acad Bras Cienc*, 81, n. 3, p. 539-549, Sept. 2009.
6. QUIGLEY, H. A.; BROMAN, A. T. The number of people with glaucoma worldwide in 2010 and 2020. *Br J Ophthalmol*, 90, n. 3, p. 262-267, Mar. 2006.
7. SAKATA, K. *et al.* Prevalence of glaucoma in a South brazilian population: Projeto Glaucoma. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, v. 48, n. 11, p. 4974-4979, Nov. 2007.
8. VARMA, R.; YING-LAI, M.; FRANCIS, B. A.; NGUYEN, B. B.; DENEEN, J.; WILSON, M. R.; AZEN, S. P.; LOS ANGELES LATINO EYE STUDY GROUP. Prevalence of open-angle glaucoma and ocular hypertension in Latinos: the Los Angeles Latino Eye Study. *Ophthalmology*, v. 111, n. 8, p. 1439-1448, Ago. 2004.
9. DIAS, J. F. P. Glaucoma primário de ângulo aberto. In: DIAS, J. F. P.; DE ALMEIDA, H. G. Glaucoma. 2 ed. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2000. p. 147-154.
10. DE ALMEIDA, H. M.; DE FIGUEIREDO, C. L. Glaucoma. In: DIAS, J. F. P.; IMAMURA, P. M. Campo visual. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 1992. p. 177-208.
11. PARANHOS JUNIOR, A.; OMI, C. A.; PRATA JUNIOR, J. A. 3º Consenso Brasileiro de Glaucoma Primário de Ângulo Aberto. São Paulo: BestPoint, 2009. 96p.
12. HAWKINS, A. S.; SZLYK, J. P.; ARDICKAS, Z.; ALEXANDER, K. R.; WILENSKY, J. T. Comparison of contrast sensitivity, visual acuity, and Humphrey visual field testing in patients with glaucoma. *J Glaucoma*, v. 12, n. 2, p. 134-138, Abr. 2003.
13. OWSLEY, C. Contrast sensitivity. *Ophthalmol Clin N Am*, v. 16, p. 171– 177, 2003.
14. WOODS, R. L.; WOOD, J. M. The role of contrast sensitivity charts e contrast letter charts in clinical practice. *Clin Exp Optom*, v. 78, n. 2, p. 43-57, 1995.
15. NICOLELA, M T. Sensibilidade ao contraste. In: DIAS, J. F. P.; DE ALMEIDA, H. G. Glaucoma. 2 ed. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2000. p. 112-116.

16. MCKENDRICK, A. M.; GEOFF P. S.; MARK J. W.; *et al.* Contrast Sensitivity Changes Due to Glaucoma and Normal Aging: Low-Spatial-Frequency Losses in Both Magnocellular and Parvocellular Pathways. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 48: p. 2115–2122, 2007.
17. HU, C. X.; ZANGALLI, C.; HSIEH, M.; GUPTA, L.; WILLIAMS, A. L.; RICHMAN, J.; SPAETH, G. L. What do patients with glaucoma see? Visual symptoms reported by patients with glaucoma. *Am J Med Sci*, v. 385, n. 5, p. 403-409, Nov. 2014.
18. FRIEDMAN, D. S.; FREEMAN, E.; MUNOZ, B.; JAMPEL, H. D.; WEST, S. K. Glaucoma and mobility performance: the Salisbury Eye Evaluation Project. *Ophthalmology* 114, n. 12, p. 2232-2237, Dez. 2007.
19. TURANO, K. A.; RUBIN, G. S.; QUIGLEY, H. A. Mobility performance in glaucoma. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, v. 40, n. 12, p. 2803-2809, Nov. 1999.
20. NELSON, P.; ASPINALL, P.; PAPASOULIOTIS, O.; WORTON, B.; O'BRIEN, C. Quality of life in glaucoma and its relationship with visual function. *J Glaucoma*, v. 12, n. 2, p. 139-150, Abr. 2003.
21. KIRKWOOD, R. N.; DE SOUZA MOREIRA, B.; VALLONE, M. L.; MINGOTI, S. A.; DIAS, R. C.; SAMPAIO, R. F. Step length appears to be a strong discriminant gait parameter for elderly females highly concerned about falls: a cross-sectional observational study. *Physiotherapy*, v. 97, n. 2, p. 126-131, Jun. 2011.
22. MOREIRA, B. S.; SAMPAIO, R. F.; KIRKWOOD, R. N. Spatiotemporal gait parameters and recurrent falls in community-dwelling elderly women: a prospective study. *Braz J Phys Ther*, v. 19, n. 1, p. 61-69, Jan-Fev. 2015.
23. TOMOMITSU, M. S. V.; ALONSO, A. C.; MORIMOTO, E.; BOBBIO, T. G.; GREVE, J. M. D. Static and dynamic postural control in low-vision and normal-vision adults. *Clinics (Sao Paulo)*, v. 68, n. 4., p. 517-521, Abr. 2013.
24. HASSAN, S. E.; HICKS, J. C.; LEI, H.; TURANO, K. A. What is the minimum field of view required for efficient navigation? *Vision Research*, v. 47, p. 2115–2123, 2007.
25. POPESCU, M. L.; BOISJOLY, H.; SCHMALTZ, H.; KERGOAT, M. J.; ROUSSEAU, J.; MOGHADASZADEH, S.; DJAFARI, F.; FREEMAN, E. E. Age-related eye disease and

mobility limitations in older adults. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, v. 52, n. 10, p. 7168-7174, Set. 2011.

26. HAYMES SA, LEBLANC RP, NICOLELA MT, CHIASSON LA, CHAUHAN BC. Risk of falls and motor vehicle collisions in glaucoma. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, v. 48, n. 3, p. 1149-1155, Mar. 2007.

27. BLACK, A. A.; WOOD, J. M.; LOVIE-KITCHIN, J. E. Inferior visual field reductions are associated with poorer functional status among older adults with glaucoma. *Ophthalmic Physiol Opt*, v. 31, n. 3, p. 283-91, Mai. 2011.

28. RICHMAN, J.; LORENZANA, L. L.; LANKARANIAN, D.; DUGAR, J.; MAYER, J.; WIZOV, S. S.; SPAETH, G. L. Importance of Visual Acuity and Contrast Sensitivity in Patients With Glaucoma. *Arch Ophthalmol*, v. 128, n. 12, p. 1576-1582, 2010.

29. SHUMWAY-COOK, A.; BRAUER, S.; WOOLLACOTT, M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther*, v. 80, n.9, p. 896-903, 2000.

30. MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. Change-in-support balance reactions in older persons: an emerging research area of clinical importance. *Neurol Clin*, v. 23, n. 3, p. 751-783, vi-vii, Ago. 2005.

31. CLARK, S.; RILEY, M. A. Multisensory information for postural control: sway-referencing gain shapes center of pressure variability and temporal dynamics. *Exp Brain Res*, v. 176, p. 299-310, 2007.

32. RAUCH, S. D.; VELAZQUEZ-VILLASENŐR, L.; DIMITRI, P. S.; MERCHANT, S. N. Decreasing Hair Cell Counts in Aging Humans. *Ann N Y Acad Sci*, v. 942, p. 220-227, Out. 2001.

33. PROSKE, U.; GANDEVIA, S. C. The Proprioceptive Senses: Their Roles in Signaling Body Shape, Body Position and Movement, and Muscle Force. *Physiol Rev*, v. 92, p. 1651–1697, Out. 2012.

34. ERA, P.; JOKELA, J.; SUOMINEN, H.; *et al.* Correlates of vibrotactile thresholds in men of different ages. *Acta Neurologica Scandinavica*, v. 74. p. 210-217, 1986.

35. WARREN, W. H.; KAY, B. A. The role of central and peripheral vision in postural control during walking. *Perception & Psychophysics*, v. 61, n. 7, p. 1356-1368, 1999.
36. LAMOREUX, E. L.; CHONG, E.; WANG, J. J.; SAW, S. M.; AUNG, T.; MITCHELL, P.; WONG, T. Y. Visual impairment, causes of vision loss, and falls: The Singapore Malay Eye Study. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, v. 49, n. 2, p. 528-533, Fev. 2008.
37. DIAS, R. C.; SILVA, J. R.; DE OLIVEIRA, J. C.; AMARAL, P. H. S. Visão funcional e quedas no idoso: uma revisão da literatura. *Geriatrics & Gerontologia*, v. 2, n. 1, p. 25-31, 2008.
38. DE MACEDO, B. G.; PEREIRA, L. S. M.; GOMES, P. F.; *et al.* Impacto das alterações visuais nas quedas, desempenho funcional, controle postural e no equilíbrio dos idosos: uma revisão de literatura. *Rev Bras Geriatr Gerontol*, 11, n. 3, p. 419-432, 2008.
39. BLACK, A. A.; WOOD, J. M.; LOVIE-KITCHIN, J. E.; NEWMAN, B. M. Visual Impairment and Postural Sway among Older Adults with Glaucoma. *Optom Vis Sci*, v. 85, p. 489-497, 2008.
40. SHABANA, N.; CORNILLEAU-PÉRÈS, V.; DROULEZ, J.; GOH, J. C. H.; LEE, G. S. M.; CHEW, P. T. K. Postural stability in primary open angle glaucoma. *Clinical and Experimental Ophthalmology*, v. 33, p. 264-273, 2005.
41. KOTTECHA, A.; RICHARDSON, G.; CHOPRA, R.; FAHY, R. T. A.; GARWAY-HEATH, D. F.; RUBIN, G. S. Balance control in glaucoma. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, v. 53, p. 7795-7801, 2012.
42. PERRY, J. Análise da Marcha. Manole. 2005.
43. PRINCE, F. *et al.* Gait in the elderly. *Gait.Posture*, v. 5, p. 128-135, 1997.
44. MACFARLANE, P. A.; LOONEY, M. A. Walkway length determination for steady state walking in young and older adults. *Res Q Exerc Sport*, v. 79, n. 2, p. 261-267, Jun. 2008.
45. JYLHA, M. *et al.* Walking difficulty, walking speed, and age as predictors of self-rated health: the women's health and aging study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, v. 56, n. 10, p. M609-M617, Oct. 2001.



46. MAKI, B. E. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *J Am Geriatr Soc*, v. 45, n. 3, p. 313-320, Mar. 1997.
47. CERNY, K. A clinical method of quantitative gait analysis. Suggestion from the field. *Phys Ther*, v. 63, n. 7, p. 1125-1126, July 1983
48. ROBINSON, J. L.; SMIDT, G. L. Quantitative gait evaluation in the clinic. *Phys Ther*, v. 61, n. 3, p. 351-353, Mar. 1981.
49. KERRIGAN, D. C. *et al.* Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 79, n. 3, p. 317-322, Mar. 1998.
50. CHAMBERLIN, M. E. *et al.* Does fear of falling influence spatial and temporal gait parameters in elderly persons beyond changes associated with normal aging? *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, v. 60, n. 9, p. 1163-1167, Sept. 2005
51. GRAF, A. *et al.* The effect of walking speed on lower-extremity joint powers among elderly adults who exhibit low physical performance. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 86, n. 11, p. 2177-2183, Nov. 2005.
52. KREBS, D. E. *et al.* Is base of support greater in unsteady gait? *Phys Ther*, v. 82, n. 2, p. 138-147, Fev. 2002.
53. JUDGE, J. O. *et al.* Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, v. 51, n. 6, p. M303-M312, Nov. 1996.
54. HAUSDORFF, J. M. Gait variability: methods, modeling and meaning. *J Neuroeng Rehabil*, v. 20, p. 2-19, Jul. 2005.
55. HAUSDORFF, J. M.; PENG, C. K.; LADIN, Z.; WEI, J. Y.; GOLDBERGER, A. L. Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait. *J Appl Physiol*, v. 79, p. 349-358, 1995.
56. MONTERO-ODASSO, M.; MUIR, S. W.; HALL, M.; DOHERTY, T. J.; KLOSECK, M.; BEAUCHET, O.; *et al.* Gait variability is associated with frailty in community-dwelling older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, v. 66, n. 5, p. 568-576. 2011.

57. SCHAAFSMA, J. D.; GILADI, N.; BALASH, Y.; BARTELS, A. L.; GUREVICH, T.; HAUSDORFF, J. M. Gait dynamics in parkinson's disease: Relationship to parkinsonian features, falls and response to levodopa. *J Neurol Sci*, v. 212, n. 1-2, p. 47-53. 2003.
58. NAKAMURA, T.; MEGURO, K.; SASAKI, H. Relationship between falls and stride length variability in senile dementia of the alzheimer type. *Gerontology*, v. 42, n. 2, p. 108-113, 1996.
59. CALLISAYA, M. L.; BLIZZARD, L.; SCHMIDT, M. D.; MCGINLEY, J. L.; SRIKANTH, V. K. Ageing and gait variability—a population-based study of older people. *Age Ageing*, v. 39, n. 2, p. 191-197. 2010.
60. HAUSDORFF, J. M.; FORMAN, D. E.; LADIN, Z.; GOLDBERGER, A. L.; RIGNEY, D. R.; WEI, J. Y. Increased Walking Variability in Elderly Persons with Congestive Heart Failure. *J Am Geriatr Soc*, v. 42, n. 10, p. 1056-1061, Oct. 1994.
61. AYOUBI, F.; LAUNA, Y.; ANNWEILER, C.; BEAUCHET, O. Fear of falling and gait variability in older adults: a systematic review and meta-analysis. *J Am Med Dir Assoc*, v. 16, n. 1, p. 14-19, Jan. 2015.
62. KANG, H. G.; DINGWELL, J. B. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait Posture*, v. 27, n. 4, p. 572-577. 2008.
63. BEAUCHET, O.; ANNWEILER, C.; LECORDROCH, Y.; ALLALI, G.; DUBOST, V.; HERRMANN, F. R.; *et al.* Walking speed-related changes in stride time variability: Effects of decreased speed. *J Neuroeng Rehabil*, v. 6, n. 32. 2009.
64. VAN EMMERIK, R. E.; WAGENAAR, R. C.; WINOGRODZKA, A.; WOLTERS, E. C. Identification of axial rigidity during locomotion in parkinson disease. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 80, n. 2, p. 186-191, 1999.
65. SHERIDAN, P. L.; SOLOMONT, J.; KOWALL, N.; HAUSDORFF, J. M. Influence of executive function on locomotor function: Divided attention increases gait variability in alzheimer's disease. *J Am Geriatr Soc*, v. 51, n. 11, p. 1633-1637. 2003.
66. TINETTI, M. E. Factors associated with serious injury during falls by ambulatory nursing home residents. *J Am Geriatr Soc*, v. 35, n. 7, p. 644-648. 1987.

67. HAUSDORFF, J. M.; RIOS, D. A.; EDELBERG, H. K. Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 82, n. 8, p. 1050-1056. 2001.
68. VERGHESE, J.; HOLTZER, R.; LIPTON, R.B.; WANG, C. Quantitative Gait Markers and Incident Fall Risk in Older Adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, v. 64A, n. 8, p. 896-901. 2009.
69. SPRINGER, S.; GILADI, N.; PERETZ, C.; YOGEV, G.; SIMON, E. S.; HAUSDORFF, J. M. Dual-tasking effects on gait variability: The role of aging, falls, and executive function. *Mov Disorders*, v. 21, n. 7, p. 950-957. 2006.
70. MOE-NILSSEN, R.; HELBOSTAD, J. L. Interstride trunk acceleration variability but not step width variability can differentiate between fit and frail older adults. *Gait Posture*, 21, n. 2, p. 164-170, Fev. 2005.
71. MONTERO-ODASSO, M.; CASAS, A.; HANSEN, K. T.; BILSKI, P.; GUTMANIS, I.; WELLS, J. L.; *et al.* Quantitative gait analysis under dual-task in older people with mild cognitive impairment: A reliability study. *J Neuroeng Rehabil*, v. 6, n. 1, p. 35-41. 2009
72. BILNEY, B. *et al.* Concurrent related validity of the GAITRite walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait Posture*, v. 17, n. 1, p. 68-74, Fev. 2003.
73. MENZ, H. B. *et al.* Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait Posture*, v. 20, n. 1, p. 20-25, Ago. 2004.
74. OH-PARK, M.; HOLTZER, R; XUE, X.; VERGHESE J. Conventional and robust quantitative gait norms in community-dwelling older adults. *J Am Geriatr Soc*. V. 58, n. 8, p. 1512-1518, Ago. 2010.
75. BOHANNON, R. W. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. *Age Ageing*, v. 26, n. 1, p. 15-19, Jan. 1997.
76. NOVAES, R. D.; MIRANDA, A. S.; DOURADO, V. Z. Usual gait speed assessment in middle-aged and elderly Brazilian subjects. *Braz J Phys Ther*, v. 15, n. 2, p. 117-22, Mar-Abr. 2011.

77. KUCHEMANN, B. A. Envelhecimento populacional, cuidado e cidadania: velhos dilemas e novos desafios. *Rev Sociedade Estado*, v. 27, n. 1, p. 165-180, Jan-Abr. 2012.
78. CARVALHO, J. A.; GARCIA, R. A. The aging process in the Brazilian population: a demographic approach. *Cad Saude Publica*, v. 19, n. 3, p. 725-733, Mai. 2003.
79. INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA – IBGE. Sinopse do Senso Demográfico de 2010. Rio de Janeiro, 2011.
80. BERTOLUCCI, P. H.; *et al.* The Mini-Mental State Examination in a general population: impact of educational status. *Arq Neuropsiquiatr*, v. 52, n. 1, p. 1-7, Mar. 1994.
81. MILLS, R. P. *et al.* Categorizing the stage of glaucoma from pre-diagnosis to end-stage disease. *Am J Ophthalmol*, v. 141, n. 1, p. 24-30, Jan. 2006.
82. WORLD HEALTH ORGANIZATION. Consultation on development of standards for characterization of vision loss and visual functioning. Geneva, Set. 2003.
83. COELHO, A. K. *et al.* Prevalence of undernutrition in elderly patients hospitalized in a geriatric unit in Belo Horizonte, MG, Brazil. *Nutrition*, v. 22, n. 10, p. 1005-1011, Oct. 2006.
84. BOHANNON, R. W. Measurement of Sit-to-Stand Among Older Adults. *Topics Geriatr Rehabil*, v. 28, n. 1, p. 11-16, 2012.
85. WHITNEY, S. L.; WRISLEY, D. M.; MARCHETTI, G. F.; GEE, M. A.; REDFERN, M. S.; FURMAN, J. M. Clinical Measurement of Sit-to-Stand Performance in People With Balance Disorders: Validity of Data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test. *Phys Therapy*, v. 85, n. 10, p. 1034-1045, Out. 2005.
86. TIEDEMANN, A. The development of a validated falls risk assessment for use in clinical practice. 2006. 244f. Tese (Doctor of Philosophy). University of New South Wales, 2006.
87. PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*, v. 39, n.2, p. 142-148, 1991.
88. DE CASTRO, S. M.; PERRACINI, M. R.; GANANÇA, F. F. Versão Brasileira do Dynamic Gait Index. *Rev Bras Otorrinol*, v. 72, n. 6, p. 817-825, 2006.
89. LORD, S. R.; MENZ, H. B.; TIEDEMANN, A. A physiological profile approach to falls risk assessment and prevention. *Phys Ther*, v. 83, p. 237-252; 2003.

90. SAMPAIO, N. R.; ROSA, N. M. D. B.; GODOY, A. P. S.; PEREIRA, D. S.; HICKS, C.; LORD, S. R.; PEREIRA, L. S. M. Reliability Evaluation of the Physiological Profile Assessment to Assess Fall Risk in Older People. *J Gerontol Geriat Res*, v. 3, n. 5, p. 1-4; 2014.
91. VERLINDEN, V. J.; VAN DER GEEST, J. N.; HOFMAN, A.; IKRAM, M. A. Cognition and gait show a distinct pattern of association in the general population. *Alzheimers Dement*, v. 10, p. 328-35. 2014.
92. JOLLIFFE, I. T. Principal Component Analysis. 1 vol. 2 ed. New York: Springer, 2004:1-487.
93. DELUZIO, K. J.; WYSS, UP.; ZEE, B.; COSTIGAN, P.; SORBIE, C. Principal component models of knee kinematics and kinetics: Normal vs. pathological gait patterns. *Hum Mov Science*, v. 16, p. 201-217. 1997.
94. ASTEPHEN, J. L.; DELUZIO, K. J. Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique. *Clin Biomech*, v. 20, n. 2, p. 209-217. 2005.
95. GABRIEL, K. R. The biplot graphic display of matrices with application to principal component analysis. *Biometrika*, v. 58, n. 3, p. 453-467. 1971.
96. KIRKWOOD, R. N.; BRANDON, S. C.; MOREIRA, B. S.; DELUZIO, K. J. Searching for stability as we age: The PCA-Biplot approach. *Int J Stats Med Res*, v. 2, p. 255-262. 2013.

## **CAPÍTULO 4 – ARTIGOS**

### **4.1 ARTIGO Estudo 1: Parâmetros da marcha, mobilidade funcional e risco de queda em indivíduos com glaucoma primário de ângulo aberto inicial e moderado: um estudo transversal.**

**Title:** Gait parameters, functional mobility and fall risk in individuals with early to moderate primary open angle glaucoma: a cross-sectional study.

**Authors:**

1. Henrique de Alencar Gomes (henriquedealencargomes@yahoo.com.br)
2. Bruno de Souza Moreira (brunosouzamoreira@gmail.com)
3. Rosana Ferreira Sampaio (rosana.sampaio@pq.cnpq.br)
4. Sheyla Rossana Cavalcanti Furtado (sheyla.furtado@gmail.com)
5. Sebastião Cronemberger (secronem@gmail.com)
6. Roberto de Alencar Gomes (robertoalencar79@gmail.com)
7. Renata Noce Kirkwood (renata.kirkwood@gmail.com)

Graduate Program in Rehabilitation Science, Department of Physical Therapy,  
Universidade Federal de Minas Gerais, Minas Gerais, Brazil.

**Correspondence author:**

Renata Noce Kirkwood  
renata.kirkwood@gmail.com

**Abbreviated title:** Functional mobility and falls in Glaucoma

**Source(s) of support:** None.

**Acknowledgements:** None

**Competing interests:** None

**Background:** Decreased visual quality and contrast sensitivity have been evidenced in the early and moderate stages of glaucoma. It is unknown whether early visual dysfunctions due to primary open angle glaucoma could have a negative influence on functional outcomes and falls. Therefore the aim of this study was to investigate the influence of early to moderate primary open angle glaucoma on gait parameters, functional mobility and fall risk.

**Design:** Cross-sectional study.

**Setting:** Community-dwelling adults.

**Population:** Data from 67 participants divided in a group with primary open angle glaucoma (33) and a control group (34) were analyzed.

**Main outcomes measures:** Fall risk was measured using the short form of the Physiological Profile Assessment. Spatiotemporal parameters of gait were measured using the GAITRite system. Functional measures were obtained with the TUG test, the Five-Repetition Sit-To-Stand test and the Dynamic Gait Index. Principal component analysis and MANOVA were used to analyze the data.

**Results:** Principal component analysis reduced the data and identified three components - balance, reaction and mobility - that were significantly different between groups. In addition, the variables contrast sensitivity, proprioception and the TUG test, which contributed heavily to the significant components, were also different between groups. Number of fallers and number of falls in the past 12 months and fear of falling were similar between groups. However, the glaucoma group presented significantly higher risk of falling compared to the control group.

**Conclusions:** Individuals in the early and moderate stages of primary open glaucoma presented balance, mobility and reaction deficits that contribute to the increased risk of falling. The results of this study places emphasis on an early diagnosis of glaucoma and the development of a fall-prevention program focused on maintaining and / or improving balance, reaction and mobility performance in this population.

## Introduction

Glaucoma stands out as one of the leading causes of irreversible blindness.<sup>1</sup> Of the 80 million people that will be affected in 2020, 74% will develop the primary open angle glaucoma (POAG), and 5.9 million of those will progress into bilateral blindness.<sup>2</sup> The POAG is associated with a slow clogging of the drainage canals, resulting in increased intraocular pressure that gradually damages the optic nerve.<sup>1,2</sup>

Individuals with POAG reported "difficulty walking" especially when associated with "different lighting levels", "steps" and "when crossing streets"<sup>3</sup>. Turano *et al.*<sup>4</sup> showed that on average POAG individuals (65±11 years) walk 10% slower when compared to healthy individuals about the same age (60±12 years). Similarly, Friedman *et al.*<sup>5</sup> found that elderlies with bilateral POAG (≥74 years) walked 0.04 m/s slower and had 1.65 more accidents during the trials when compared to healthy elderlies. Studies have also demonstrated that POAG individuals also performed significantly worse at the *Timed Up and Go* test (TUG)<sup>6</sup>, and have shown an increased risk of falls.<sup>7,8</sup> These findings have been associated with visual dysfunction consistent with the most advanced stages of the disease with visual field losses and lower sensitivity to contrast.<sup>3-6</sup>

POAG is often called "the silent blinder" because, during the early to moderate stages of the disease, there are usually no noticeable symptoms.<sup>9</sup> However, findings indicating early deterioration of visual quality with decreased sensitivity to contrast have been evidenced in these early stages of glaucoma.<sup>10,11</sup> It is unknown whether early visual dysfunctions due to POAG could have a negative influence on functional outcomes and falls in those individuals. The impact of age-related eye disease on mobility is an important area of research, given the aging of the population and the importance of mobility in the prevention of disability and mortality. Therefore, the goal of this initial study was to investigate the influence of glaucoma



on gait parameters, functional mobility and fall risk of individuals in the early to moderate stages of POAG.

## **Material and Methods**

### **Participants**

A total of 67 individuals, divided into two groups – POAG and control – paired by sex, age and body mass index (BMI) participated in this study. Diagnostic of bilateral POAG was given by a medical doctor specialized in ophthalmology and included: open and unchanged irido-corneal angle and anatomical damage of the optic disc and the nerve fiber layer and functional damage with changes indicative of glaucomatous visual field. Binocular visual acuity was measured using the Early Treatment Diabetic Retinopathy Study (EDTRS) chart with the participant's habitual refractive correction. The recent Mean Defect (MD) data of the visual field of each eye with best-corrected visual acuity using the Octopus 1-2-3 (Interzeag AG, Schlieren, Switzerland) G1X Program (Dynamic Strategy) were collected from medical records of participants with glaucoma. All participants with glaucoma were stratified by the severity of glaucomatous damage into 1 of 5 stages using the Octopus MD score of their better eye: 0.7 to +4.4 dB (early glaucoma), +4.5 to +9.4 dB (moderate glaucoma), +9.5 to +15.3 dB (advanced glaucoma), +15.4 to +23.1 dB (severe glaucoma) and  $\geq 23.2$  dB (end-stage glaucoma).<sup>12</sup> The exclusion criteria for both groups included past or present central or peripheral neurological disorders, musculoskeletal disease that could affect physical performance, significant visual, auditory and vestibular impairment and treatment with drugs that could influence the study results. In addition, participants of the control had no history of glaucoma or blindness in the family and a recent and normal ocular eye exam provided by their own ophthalmologist.

Anthropometric, clinical and ophthalmologic characteristics were obtained using a structured questionnaire that included sex, age (years), BMI (Kg/m<sup>2</sup>), comorbidities, number

of medication, number of falls and total of number of falls in the past 12 months and fear of falling (yes/no). The present study was approved by the Ethical Research Committee of the Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brazil (n° 0603.0.203.000-11, protocol 186/11). All participants provided informed consent before participation.

### **Gait Assessment**

Participants were asked to walk over a pressure-sensitive mat (GAITRite<sup>®</sup>, MAP/CIR INK, Haverton, PA, USA) at their self-selected pace. The pressure mat is 5.74 m long and 1.0m wide and contains a grid of 48x288 pressure sensors arranged 1.27cm apart. The reliability of the GAITRite<sup>®</sup> system has been reported elsewhere<sup>13,14</sup>. Spatial-temporal gait parameters were measured using the GAITRite<sup>®</sup> software and included: velocity (cm/s), cadence (steps/min), step length (cm), base of support (cm), swing time (s), stance time (s) and double support time (s) as defined by the GAITRite<sup>®</sup> manual. Participants started walking 2m before the mat and continued 2m past the mat for acceleration and deceleration. Six trials with good data quality, and an average of three strides per trial, were saved for each subject's data analysis.

### **Functional Assessment**

The functional tests were conducted following the gait assessment. The Five-Repetition Sit-To-Stand test (5-STST) involved sitting down and standing up five times from a standing position as quickly as possible without using one's arms and the time taken, in seconds, was the score recorded.<sup>15</sup> The TUG test was measured at the participant's comfortable pace and included basic mobility skills such as rising from a chair, walking 3 m, turning, returning to the chair and sitting down.<sup>16</sup> The average of three trials in seconds was used in data analysis. The Dynamic Gait Index-Brazil (DGI-Brazil) measured the dynamic balance in eight tasks: gait on a level surface, change in gait speed, gait with horizontal head turns, gait with vertical head turns, gait and pivot turn, step over obstacle, step around

obstacles and steps. The DGI-Brazil total score ranges from 0 to 24 points, with higher scores indicating greater independence and adaptability to gait.<sup>17</sup>

### **Fall Risk**

Fall risk was determined using the fall risk index score from the Physiological Profile Assessment (PPA) short-form (Prince of Wales Medical Research Institute, Sydney, New South Wales, Australia), which contains five validated measures of physiological function.<sup>18</sup> The PPA protocol has been described in detail elsewhere.<sup>18</sup> Briefly, edge contrast sensitivity was binocularly assessed using the Melbourne Edge Test with near-distance or distance glasses where applicable (24=excellent; 20-23=good; 16-19=fair; 1-15=poor). Proprioception was measured using a lower-limb matching task in the sitting position, with errors recorded using a protractor inscribed on a vertical clear acrylic sheet placed between the legs (<2°=good; 2-4°=fair; >4°=poor).<sup>18</sup> Knee extension strength of the dominant limb was assessed isometrically using a spring gauge while participants were seated with the hips and knees flexed to 90°. Hand reaction time was measured using a hand-held electronic timer and a light as the stimulus and depression of a switch by the finger as the response (<200ms=excellent; 200-250ms=good; 250-300ms=fair; >300ms=poor).<sup>18</sup> Postural sway (maximal anterior-posterior and lateral displacement and sway area) was measured using a sway meter recording displacements of the body at the level of the pelvis. Testing was performed with participants standing on a foam rubber mat with their eyes open.<sup>18</sup>

The overall fall risk score was calculated using web-based software that combines all the results from the five tests described above. These tests have been previously selected from discriminant function analyses and have been shown to discriminate fallers from non-fallers. Fall risk scores can be interpreted as follows: -2.0 to -1.0 very low risk; -1.0 to 0.0 low risk; 0.0 to 1.0 mild risk; 1.0 to 2.0 moderate risk; 2.0 to 3.0 marked risk.<sup>18</sup>

## Data Analysis

Anthropometric and clinical data were analyzed using measures of central tendency and dispersion for continuous variables and frequency distribution for categorical variables. A 95% confidence interval of the difference between groups was conducted on continuous variables and the Chi-square test on dichotomous variables.

Principal component analysis (PCA) was performed on a set of 16 variables (gait, functional and PPA measures). The goal of PCA was to reduce the dimensionality of the data by transforming the correlated variables into linearly transformed uncorrelated variables.<sup>19</sup> The extracted uncorrelated principal components (PC) are estimated from eigenvectors of the covariance matrix of the original variables. The lack of correlation between the PCs means that each PC measures a different feature of variance within the original data.<sup>20,21</sup> Therefore, it is possible to interpret the clinical meaning of each PC based on the relative weighting of the original variables.<sup>20,22</sup> In the present study, only variables with contribution  $\geq 0.30$  were considered in the analyses.

In addition to the PCs, the analysis also gives a set of scores that represents the distance each individual is from the mean score. The resultant PC scores were standardized to  $z$ -scores (mean of zero and standard deviation of 1) and a 95% confidence interval was conducted to determine which PCs were different between the groups. A global PC score was then obtained by summing the identified significant PCs, dividing by the total number of PCs, and subsequently calculating a new  $z$ -score.<sup>23</sup> The global PC scores were used to compare descriptively the groups within the clinical interpretation of the PCs.

Following, a MANOVA analysis was conducted with the primary contributing variables (weight coefficient  $\geq 0.30$ ) of the significant PC to determine which variables were different between the control and POAG groups. All tests were analyzed using SPSS 22.0 (SPSS Inc., Chicago, IL) and MatLab (R2011a) with a 0.05 significance level.

## RESULTS

Population characteristics are presented in Table 1. Twenty-nine individuals from the POAG group were in the initial stage of the disease and the remainder in the moderate stage. Table 2 describes the gait variables, functional tests and the PPA profile of the groups. Fall risk was analyzed independently and the POAG group presented significantly higher fall risk ( $0.57\pm 0.82$ ) compared to the control group ( $0.07\pm 0.82$ ) (difference between groups = 0.50; 95% CI = 0.10 to 0.90). Number of fallers, number of falls and fear of falling were similar between groups.

**Table 1.** Anthropometric, clinical and ophthalmologic characteristics of POAG and control groups at baseline (N=67).

Variables	POAG N=33	Control N=34	POAG - Control (95% CI) <i>p</i> -value
<b>Anthropometrics</b>			
Female (%)	22 (66.7%)	27 (79.4%)	0.239†
Male (%)	11 (33.3%)	7 (20.6%)	
Age (years)	68.4±8.0	69.3±7.9	-0.9 (-4.8 to 3.0)
BMI (Kg/m <sup>2</sup> )	26.8±5.2	26.1±4.8	0.7 (-1.7 to 3.1)
<b>Clinical</b>			
Comorbidities	1.2±1.1	1.0±0.9	0.2 (-0.3 to 0.7)
Number of systemic medication	2.4±2.4	1.7±1.6	0.7 (-0.3 to 1.7)
Number (%) of fallers in the last 12 months	13 (39.4%)	7 (20.6%)	0.093†
Total Number of falls in the last 12 months	0.61±0.93	0.26±0.62	0.4 (-0.03 to 0.7)
Fear of Falling – yes (%)	8 (24.2%)	3 (8.8%)	0.089†
<b>Ophthalmologic</b>			
Binocular visual acuity (logMAR)	0.07±0.18	0.01±0.02	0.06 (0.00 to 0.12)
Mean Defect – MD (dB)			
Eye with poorer MD	6.3±3.7	NA	NA
Eye with better MD	4.8±1.8		
Glaucoma Staging based on MD			
Stage 0, n (%)	0.0 (0.0%)		
Stage 1, n (%)	29 (87.9%)		
Stage 2, n (%)	4 (12.1%)		
Stage 3, n (%)	0.0 (0.0%)	NA	NA
Stage 4, n (%)	0.0 (0.0%)		
Stage 5, n (%)	0.0 (0.0%)		

NOTE: Values are mean±standard deviation or percentage or difference between groups (95% confidence interval) or *p*-value. Abbreviations: POAG, Primary Open-Angle Glaucoma; BMI, body mass index; Kg/m<sup>2</sup>, Kilograms per square meter; CI95%, 95% confidence interval; logMAR, logarithm of the minimum angle of resolution; MD, Mean Defect; dB, decibels. †Chi-square test; NA non applicable.

**Table 2.** Spatial and temporal parameters of gait, functional tests and PPA measures of the POAG and control groups (N=67).

Variables	POAG N=33	Control N=34
<b>Gait Spatial-Temporal Parameters</b>		
Velocity (cm/s)	127.6±17.8	126.3±13.8
Cadence (steps/min)	116.0±9.5	117.5±7.9
Step length (cm)	66.0±6.9	64.5±5.4
Base of support (cm)	7.7±2.4	7.1±2.0
Swing time (s)	0.42±0.03	0.41±0.03
Stance time (s)	0.62±0.06	0.62±0.05
Double support time (s)	0.20±0.04	0.21±0.04
<b>Functional Tests</b>		
TUG (s)	7.0±0.6	6.4±0.8
5-STST (s)	10.7±1.3	10.1±1.9
DGI (total score)	23.1±1.1	23.8±0.8
<b>Physiological Profile Assessment (PPA)</b>		
Visual contrast sensitivity (dB)	19.5±2.5	21.0±1.2
Hand reaction time (s)	0.27±0.04	0.25±0.04
Proprioception (°)	2.0±1.4	1.1±0.6
Sway (mm)	98.6±35.9	96.8±27.2
Knee extension strength (Kg)	22.0±5.4	22.2±3.0
Sway area (mm <sup>2</sup> )	504.8± 334.2	488.0±252.8
<b>Fall Risk (PPA)</b>		
	0.57±0.82	0.07±0.82
Very low risk	0 (0%)	4 (11.8%)
Low risk	5 (15.2%)	8 (23.5%)
Mild risk	22 (66.7%)	20 (58.8%)
Moderate risk	4 (12.1%)	2 (5.9%)
Marked risk	2 (6.0%)	0 (0%)

NOTE: Values are mean±standard deviation.

Abbreviations: POAG, Primary Open-Angle Glaucoma; TUG, timed up and go test; DGI, dynamic gait index-Brazil; FRSTST, five repetitions sit-to-stand test; cm, centimeter; cm/s, centimeter/second; s, seconds; dB, decibels; °, degrees; mm, millimeters; Kg, Kilograms; mm<sup>2</sup>, square millimeters; PPA, Physiological Profile Assessment.

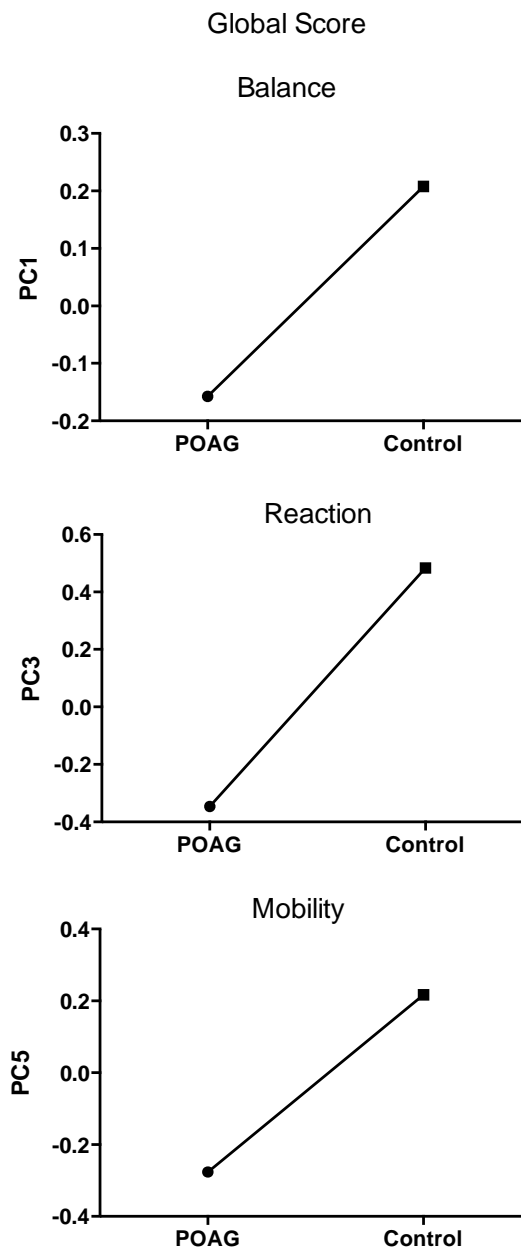
PCA resulted in six PCs with eigenvalues >1.0 and that together explained 81.2% of the total variance. The 95% confidence interval of the  $z$ -scores showed that the scores from the PC1, PC3 and PC5 were significantly different between groups. PC1 accounted for 31.6% of the variance and was heavily loaded by the variables sway and area; therefore this component represents the domain balance. PC3 explained 18.9% of the variance and had a higher contribution from the variables contrast sensitivity, proprioception, hand reaction time and step length. This domain was named reaction. PC5 explained 9.7% of the variance and was loaded with sit-to-stand, TUG, knee extension strength and double support time. This

domain was named mobility (Table 3). The global PC scores showed lower  $z$ -scores in POAG group in all three significant PCs (balance, reaction and mobility), indicating worse performance of the POAG group compared to the control group (Figure 1).

**Table 3.** Weight coefficients showing the contribution of the variables in each significant principal component and the percentage of total variance.

Variables with higher contribution	Significant PCs		
	PC1	PC3	PC5
<b>Balance</b>			
Sway	0.34		
Sway area	0.34		
<b>Reaction</b>			
Contrast sensitivity		-0.44	
Proprioception		0.33	
Hand reaction time		0.38	
Step length		0.43	
<b>Mobility</b>			
5-STTS			0.64
TUG			0.38
Knee extension strength			0.31
Double support time			-0.33
<b>% of total variance</b>	<b>31.6</b>	<b>18.9</b>	<b>9.7</b>

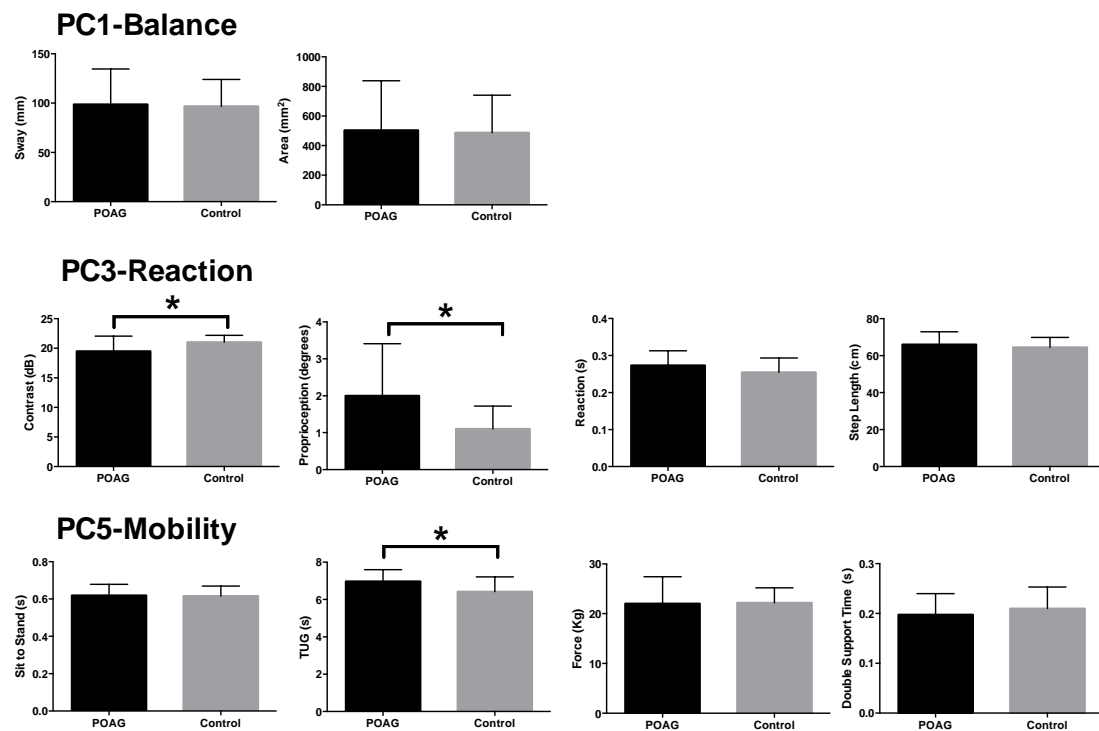
Abbreviations: TUG, timed up and go test; 5-STTS, five repetitions sit-to-stand test.



**Figure 1.** Global scores of PC1, PC3 and PC5 comparison between the POAG (N=33) and control (N=34) groups. A higher z-score on the global score corresponds with better performance in balance, reaction and mobility.

MANOVA results showed that the Hotelling test was significant in the primary contributing variables investigated ( $T=0.42$ ,  $F(8.58)=3.06$ ,  $p=0.006$ ). The univariate tests showed that the POAG group had significantly worse proprioception ( $p=0.001$ ), more time spent on TUG ( $p=0.002$ ) and lower visual contrast sensitivity ( $p=0.002$ ) compared to the control group (Figure 2).





**Figure 2.** Comparison between groups (N=67) of the variables with greater contribution to the significant PCs.

## DISCUSSION

The purpose of this initial study was to investigate the influence of primary open angle glaucoma on gait parameters, functional mobility and fall risk of individuals in the early to moderate stages of the disease. Despite the “silent” feature of the POAG, the PC analysis was able to identify three components - balance, reaction and mobility - with significantly worse performance from the glaucoma group. Proprioception, TUG and contrast sensitivity, variables that contributed heavily to these domains, were also significantly different between the groups. In addition, 78.8% of the glaucoma individuals have a mild to moderate risk of falling. Therefore, early to moderate stages of bilateral glaucoma are associated to deficits on stability, reaction and functional mobility that might contribute to the likelihood of falling in this group of community-dwelling adults studied.

Balance is the ability to control equilibrium and is challenged continually by the force of gravity, perturbations from movements and interactions with the ambient.<sup>24</sup> The maintenance of balance is controlled by information from several sensory systems; however, deficit in visual information has been shown to increase postural sway in individuals with glaucoma.<sup>25-27</sup> Black *et al.*<sup>25</sup> using a sway meter observed an association of increased postural sway, both in firm and foam surfaces, in a group of community-dwelling elderly ( $\geq 65$  years) with glaucomatous visual field loss. Similarly, Kotecha *et al.*<sup>26</sup> and Lord *et al.*<sup>27</sup> reported that poor visual field compromises visual feedback for balance control in glaucoma and normal vision patients, but only when proprioception or the somatosensory system is compromised. These findings highlight the importance of the visual system in the control of balance when proprioception is compromised.

In our study, proprioception was challenged with a foam rubber mat as the participant stood on it with their eyes opened. When standing on a firm surface balance is maintained by a combination of the vestibular, visual and sensory systems, but when the sensory system is challenged the eyes play an important role assisting stability.<sup>24</sup> In a similar situation, even with their eyes opened, glaucoma patients had greater instability because of visual field sensitivity dysfunction.<sup>26</sup> The POAG group presented a significant decrease in contrast sensitivity (19.5dB x 21.0dB) and a proprioception angle classified as fair (2.0-4.0 fair) that was also significantly higher than the control group. Although the variables sway and area were similar between groups, the component labelled balance was significantly different between groups. It is important to highlight that the structure of the component is formed by the contribution of all the variables, in this case 16 variables, with some variables contributing more than the others; in addition, the confidence interval were applied on the scores, which is the distance each subject is from the mean score of the component. Therefore, it is plausible

to affirm that early to moderate stages of glaucoma individuals presented balance problems that might be related to a deficit in both the sensory and visual systems.

The most common complaints reported by individuals at the initial and moderate stages of POAG are the "need for light", "blurred vision" and "overshadowed", which indicates dysfunction in contrast sensitivity.<sup>10</sup> Therefore, glaucoma individuals face every day challenges while walking and during other activities due to difficulties in the identification of targets, obstacles and different layouts in the environment.<sup>28</sup> In a population-based study with 2520 elderlies with visual impairment and age-related eye diseases, West *et al.*<sup>29</sup> found that contrast sensitivity loss contributes independently to decrements in mobility tasks, such as going up and down the stairs, and the TUG test. Reduced mobility, as observed in the present study, increases the likelihood of falls, functional dependency and mortality.<sup>30,31</sup> Our results are in agreement with studies that found association between glaucoma and decreased mobility performance.<sup>4,5,7</sup> Turano *et al.*<sup>4</sup>, in a study conducted in 47 individuals with POAG, found a decrease in 10% in gait velocity compared to the normal-vision group and that complex paths tended to slower even more both groups. Similarly, Black *et al.*<sup>7</sup> showed that elderlies with POAG spent more time performing the TUG test compared to a control group. Our findings also revealed reduced mobility of the POAG group when performing the TUG test but failed to demonstrate differences in the gait parameters. It is possible that complex paths, as investigated by the previous studies, is more challenging for individuals with visual deficits, especially early to moderate stages of glaucoma. Supporting that statement, Klein *et al.*<sup>32</sup> suggested that the visual demands are superficial when simple tasks, such as walking in a straight line, are elicited and that physical factors are more important. Similarly, Geruschat and Turano<sup>33</sup> showed that walking in a corridor free of obstacles was the task of smaller visual and mental demands in individuals with POAG compared to the conditions of walking in areas with pedestrians, or moving up and down stairs. Although cautious gait in individuals

with visual deficits have been reported, most studies investigated glaucoma on its later stages or other types of eyes diseases.<sup>30,34,35</sup> Wood *et al.*<sup>34</sup> demonstrated that reduced contrast sensitivity in individuals with macular degeneration related to age was also associated with slower walking velocity, reduced stride length and increased step width. Similarly, Patel *et al.*<sup>30</sup> in a population-based study of 1504 elderlies ( $\geq 72$  years old) found that decreased mobility measured by preferred gait velocity was associated with visual field loss. It is possible that the incipient loss of visual field and contrast sensitivity at the earlier and moderate stages of glaucoma are insufficient to generate adaptive gait patterns, even with reduced mobility as observed in the POAG group. Nevertheless, these results show how important it is for individuals with glaucoma and clinicians to be aware of these deficits in order to minimize or even prevent further balance and mobility deficits that would culminate in falls.

The rationale to label the second component reaction is the opposite association of contrast sensitivity (negative sign – Table 3) with proprioception, hand reaction time and step length (positive sign – Table 3). The PC showed that when contrast sensitivity decreases, proprioception, step length and hand reaction time increases. It appears that visual inputs might influence body reactions. Although the average hand reaction time of the POAG group was slightly higher compared to the control group, the result failed to show significance. Slower reaction time has been associated to postural instability and falls.<sup>27</sup> Richman *et al.*<sup>36</sup> reported that in individuals with glaucoma deficits, visual acuity and contrast sensitivity were strongly associated with reduced performance in visual tasks such as reading with reduced light, recognition of facial expression, reading signs at a distance, finding large and small targets in a room, bypassing an obstacle, putting rods in holes of different sizes and dialing a telephone. In addition, individuals with POAG are more prone to car accidents than individuals with normal vision.<sup>37,38</sup>

It is important to highlight the relationship between contrast sensitivity and step length. It has been demonstrated that reduction in step length affects gait stability by increasing the instability of the head and pelvis.<sup>39</sup> However, the pattern presented by the POAG group was different; a trend towards a longer step length (not significant) was observed. It has been demonstrated that individuals that walk with the inferior visual field blocked tend to increase flexion of the head in an attempt to improve their central vision and be able to adjust the step in relation to the environment. Inferior visual field contributes to the major proportion of visual information used in the movements of the lower limbs, foot placement and obstacle detection.<sup>35</sup> However, we lack this information and any assumption would be inadequate. Nevertheless, future studies should add this information to be able to understand the effects of inferior visual field loss on step length and other gait parameters.

A large body of evidence suggests that older adults with vision problems, such as glaucoma, are more likely to experience falls than those with normal vision.<sup>7,8,37,40</sup> A retrospective study conducted on 489 elderly with glaucoma ( $\geq 65$  years) found that individuals with a loss of 40% or more of their visual field were more prone to falls in the previous year.<sup>40</sup> Black *et al.*<sup>7</sup> showed that a loss of visual field, particularly in the inferior region, in individuals with POAG ( $\geq 60$  years) was highly associated with the incidence of falls (57%). Similarly, Haymes *et al.*<sup>37</sup> found that the number of falls in the previous year was significantly higher in glaucoma individuals (35%) compared to a control group (13%). The evidence linking contrast sensitivity and visual field loss with fear of falling is inconclusive. Turano *et al.*<sup>4</sup> failed to find an association between glaucoma and a fear of falling. On the contrary, Ramulu *et al.*<sup>41</sup> reported that loss of visual field from glaucoma was associated with a fear of falling. In our study, risk of falling assessed with the PPA showed that 78.8% of the POAG individuals had a mild to moderate risk for falling. Although there were more POAG individuals with a fear of falling and a history of falls these data failed to show significance. It

is important to highlight that the fear of falling is a multifactorial phenomenon, making it difficult to establish or identify all the factors that could unleash it. Yet, the results from the present study confirm that individuals at the early and moderate stages of glaucoma are at mild and moderate risk of falling.

The strength of this study was the visual measures used to identify individuals at the early and moderate stages of the bilateral POAG. Maybe due to the tight screening process, we were only able to find a small sample in the time frame of the study. This might have compromised some of the true differences we were expected to observe. However, we considered this to be a primary investigation project and our goal is to expand the sample for a future and more robust study.

## **Conclusion**

According to our knowledge, this is the first study to apply the PPA in a group of individuals at the early and moderate stages of POAG. It is also the first study that was able to identify three important components - balance, reaction and mobility - based on a data reduction analysis, in individuals with visual deficit. The results of this study places emphasis on an early diagnosis of glaucoma and the development of a fall-prevention program focused on maintaining and/or improving balance, reaction and mobility performance in this population.

## **References**

1. Salomão SR, Mitsuhiro MR, Belfort JR. Visual impairment and blindness: an overview of prevalence and causes in Brazil. *An Acad Bras Ciênc.* 2009; 81:539-549.
2. Quigley HA, Broman AT. The number of people with glaucoma worldwide in 2010 and 2020. *Br J Ophthalmol.* 2006; 90:262-267.
3. Nelson P, Aspinall P, Papasouliotis O, Worton B, O'Brien C. Quality of life in glaucoma and its relationship with visual function. *J Glaucoma.* 2003; 12:139-150.
4. Turano KA, Rubin GS, Quigley HA. Mobility performance in glaucoma. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1999; 40:2803-2809.

5. Friedman DS, Freeman E, Munoz B, Jampel HD, West SK. Glaucoma and mobility performance: the Salisbury Eye Evaluation Project. *Ophthalmology*. 2007; 114:2232-2237.
6. Popescu ML, Boisjoly H, Schmaltz H, Kergoat MJ, Rousseau J, Moghadaszadeh S, *et al*. Age-related eye disease and mobility limitations in older adults. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2011; 52:7168-7174.
7. Black AA, Wood JM, Lovie-Kitchin JE. Inferior visual field reductions are associated with poorer functional status among older adults with glaucoma. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2011; 31:283-291.
8. Tanabe S, Yuki K, Ozeki N, Shiba D, Tsubota K. The association between primary open-angle glaucoma and fall: an observational study. *Clin Ophthalmol*. 2012; 6:327-331.
9. Coleman AL. Glaucoma. *Lancet*. 1999; 354:1803-1810.
10. Hu CX, Zangalli C, Hsieh M, Gupta L, Williams AL, Richman J, *et al*. What do patients with glaucoma see? Visual symptoms reported by patients with glaucoma. *Am J Med Sci*. 2014; 348:403-409.
11. Wilensky JT, Hawkins A. Comparison of contrast sensitivity, visual acuity, and Humphrey visual field testing in patients with glaucoma. *Trans Am Ophthalmol Soc*. 2001; 99:213-217.
12. Mills RP, Budenz DL, Lee PP, Noecker RJ, Walt JG, Siegartel LR, *et al*. Categorizing the stage of glaucoma from pre-diagnosis to end-stage disease. *Am J Ophthalmol*. 2006; 141:24-30.
13. Menz HB, Latt MD, Tiedemann A, Mun SK, Lord SR. Reliability of the GAITRite((R)) walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait Posture*. 2004; 20:20-25.
14. Bilney B, Morris M, Webster K. Concurrent related validity of the GAITRite walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait Posture*. 2003; 17:68-74.
15. Whitney SL, Wrisley DM, Marchetti GF, Gee MA, Redfern MS, Furman JM. Clinical measurement of sit-to-stand performance in people with balance disorders: validity of data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test. *Phys Ther*. 2005; 85:1034-1045.
16. Herman T, Giladi N, Hausdorff JM. Properties of the 'timed up and go' test: more than meets the eye. *Gerontology*. 2011; 57:203-210.
17. De Castro SM, Perracini MR, Gananca FF. Dynamic Gait Index--Brazilian version. *Braz J Otorhinolaryngol*. 2006; 72:817-825.
18. Lord SR, Menz HB, Tiedemann A. A physiological profile approach to falls risk assessment and prevention. *Phys Ther*. 2003; 83:237-252.
19. Jolliffe, IT. *Principal Component Analysis*. 1 vol. 2 ed. New York: Springer, 2004:1-487.

20. Kirkwood RN, Brandon SC, Moreira BS, Deluzio KJ. Searching for stability as we age: The PCA-Biplot approach. *Int J Stats Med Res*. 2013;2:255-262.
21. Deluzio KJ, Wyss UP, Zee B, Costigan P, Sorbie C. Principal component models of knee kinematics and kinetics: Normal vs. pathological gait patterns. *Hum Mov Science*. 1997; 16:201-217.
22. Moreira BS, Sampaio RF, Kirkwood RN. Spatiotemporal gait parameters and recurrent falls in community-dwelling elderly women: a prospective study. *Braz J Phys Ther*. 2015; 19:61-69.
23. Verlinden VJ, van der Geest JN, Hofman A, Ikram MA. Cognition and gait show a distinct pattern of association in the general population. *Alzheimers Dement*. 2014; 10:328-335.
24. Maki BE, McIlroy WE. Change-in-support balance reactions in older persons: an emerging research area of clinical importance. *Neurol Clin*. 2005; 23:751-vii.
25. Black AA, Wood JM, Lovie-Kitchin JE, Newman BM. Visual impairment and postural sway among older adults with glaucoma. *Optom Vis Sci*. 2008; 85:489-497.
26. Kotecha A, Richardson G, Chopra R, Fahy RT, Garway-Heath DF, Rubin GS. Balance control in glaucoma. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2012; 53:7795-7801.
27. Lord SR, Clark RD, Webster IW. Visual acuity and contrast sensitivity in relation to falls in an elderly population. *Age Ageing*. 1991; 20:175-181.
28. Crossland MD. The role of contrast sensitivity measurement in patients with low vision. *Optometry in Practice*. 2004;5(105-114).
29. West SK, Rubin GS, Broman AT, Munoz B, Bandeen-Roche K, Turano K. How does visual impairment affect performance on tasks of everyday life? The SEE Project. *Salisbury Eye Evaluation*. *Arch Ophthalmol*. 2002; 120:774-780.
30. Patel I, Turano KA, Broman AT, Bandeen-Roche K, Munoz B, West SK. Measures of visual function and percentage of preferred walking speed in older adults: the Salisbury Eye Evaluation Project. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2006; 47:65-71.
31. Hirvensalo M, Rantanen T, Heikkinen E. Mobility difficulties and physical activity as predictors of mortality and loss of independence in the community-living older population. *J Am Geriatr Soc*. 2000; 48:493-498.
32. Klein BE, Moss SE, Klein R, Lee KE, Cruickshanks KJ. Associations of visual function with physical outcomes and limitations 5 years later in an older population: the Beaver Dam eye study. *Ophthalmology*. 2003; 110:644-650.
33. Gerasch DR, Turano KA. Estimating the amount of mental effort required for independent mobility: persons with glaucoma. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2007; 48:3988-3994.



34. Wood JM, Lacherez PF, Black AA, Cole MH, Boon MY, Kerr GK. Postural stability and gait among older adults with age-related maculopathy. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2009; 50:482-487.
35. Marigold DS, Patla AE. Visual information from the lower visual field is important for walking across multi-surface terrain. *Exp Brain Res.* 2008; 188:23-31.
36. Richman J, Lorenzana LL, Lankaranian D, Dugar J, Mayer J, Wizov SS, *et al.* Importance of visual acuity and contrast sensitivity in patients with glaucoma. *Arch Ophthalmol.* 2010; 128:1576-1582.
37. Haymes SA, LeBlanc RP, Nicolela MT, Chiasson LA, Chauhan BC. Risk of falls and motor vehicle collisions in glaucoma. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2007; 48:1149-1155.
38. Szlyk JP, Mahler CL, Seiple W, Edward DP, Wilensky JT. Driving performance of glaucoma patients correlates with peripheral visual field loss. *J Glaucoma.* 2005; 14:145-150.
39. Latt MD, Menz HB, Fung VS, Lord SR. Walking speed, cadence and step length are selected to optimize the stability of head and pelvis accelerations. *Exp Brain Res.* 2008; 184:201-209.
40. Glynn RJ, Seddon JM, Krug JH, Jr., Sahagian CR, Chiavelli ME, Campion EW. Falls in elderly patients with glaucoma. *Arch Ophthalmol.* 1991; 109:205-210.
41. Ramulu PY, van Landingham SW, Massof RW, Chan ES, Ferrucci L, Friedman DS. Fear of falling and visual field loss from glaucoma. *Ophthalmology.* 2012; 119:1352-1358.

## 4.2 ARTIGO Estudo 2: Dados normativos temporais e espaciais da marcha de idosas comunitárias brasileiras.

**Title:** Normative spatiotemporal and variability gait data in Brazilian females' community-dwelling older adults.

**Authors:**

Renata Noce Kirkwood\*, Henrique de Alencar Gomes, Rosana Ferreira Sampaio, Sheyla Rossana Cavalcanti Furtado, Bruno de Souza Moreira

Graduate Program in Rehabilitation Science, Department of Physical Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais, Minas Gerais, Brazil.

**\*Correspondence author:**

E-mail address: renata.kirkwood@gmail.com

**Abbreviated title:** Normative gait parameters in Brazilian females

**Key words:** Gait; Female; Elderly; Principal components, Normative data

**Word Count:** 250 (Abstract)  
3493 (Abstract, Introduction, Method, Results, Discussion)

**References:** 34

**Tables:** 3

**Figures:** 2

**Ethics approval:** The Ethics Committee of the Municipality of Belo Horizonte, Minas Gerais under process number 0081.1.410.000-09A approved this study. All participants gave written informed consent before data collection began.

**Source(s) of support:** None

**Acknowledgements:** None

**Competing interests:** None

## Abstract

**Background:** Gait is an extremely complex motor task; therefore, normative data should encompass as many gait parameters as possible.

**Objective:** To provide normative values for gait measurements obtained from a healthy Brazilian group of community-dwelling elderly females between the ages of 65 to 89 years and to apply the PCA-biplot analysis to yield insight into different walking strategies that might occur during the aging process.

**Method:** 305 elderly community-dwelling females living in Brazil were stratified in four age groups: 65-69 years (N=103), 70-74 years (N=95), 75-79 years (N=77) and  $\geq 80$  years (N=30). Age, height and BMI were assessed to describe the characteristics of the groups. Gait spatiotemporal and variability data were obtained using the GAITrite system. Principal component analysis, followed by MANOVA and the PAC-biplot approach were used to analyze the data.

**Results:** 95% CI showed that only three components – rhythm, variability and support - together explained 74.2% of the total variance in gait that were different among the groups. The older groups (75-79 and  $\geq 80$  years) walked with lower than average velocity, cadence and step length and were above average for the variables stance, step, swing and double support time and the  $\geq 80$  year age group presented the highest gait variability compared to the other groups.

**Conclusion:** Aging is associated with decreased gait velocity and cadence and increased stance, step time and variability, but not associated with changes in base of support. In addition, the PCA-biplot indicates a trend towards decreased rhythm and increased variability with aging.

## Introduction

The normal aging process is associated with changes to the nervous, muscular and skeletal systems that affect the ability of a person to walk efficiently <sup>1</sup>. These changes, specifically in the elderly population, have been associated with greater immobility, risk of falls, dementia and even mortality <sup>2-5</sup>. One approach to understand gait dysfunction is to assess and compare the results with reference values <sup>6-9</sup>. Traditionally, gait velocity is the elected variable used to assess gait due to the link of lower gait velocity to adverse outcomes in the elderly <sup>10,11</sup>. However, gait is an extremely complex motor task that can be expressed from parameters other than velocity, such as cadence, base of support, step length, swing, stance and double support times. In addition, gait variability, defined as a fluctuation in gait parameters during a stride, is an important indicator of impaired mobility in the elderly <sup>12,13</sup>. Most studies are focused on gait velocity, neglecting the other gait parameters <sup>14,15</sup>. Gait should also be recognized in facets apart from gait velocity. In addition, to our knowledge there is a lack of normative gait studies conducted in the community-dwelling older adults living in Brazil. The few studies found described the effect of aging on gait velocity <sup>14,15</sup>.

The problems that arise from gathering many gait parameters is the data dimensionality, temporal dependence and the high variability among these variables<sup>16</sup>. Therefore, the need for reduction and orthogonality is critical. One approach that has been successfully used in a large and correlated number of variables is Principal Component Analysis (PCA) <sup>17,18</sup>. PCA addresses these questions by reducing data dimensionality and maximally preserving data variance, in addition to generating a small set of orthogonal new variables <sup>16</sup>. This new set of variables, or components, represents a weighted linear combination of the original variables, which holds clinical features that can be interpreted and compared between groups. Moreover, the structure of the components can be interpreted

using the PCA-biplot approach, which is a graphic display that gives insight into relationships, trends and clusters between the variables and groups in the study<sup>17,18</sup>.

Therefore, the purpose of this article is twofold: to provide normative values for gait measurements obtained from a healthy Brazilian group of community-dwelling elderly females, between the ages of 65 to 89 years and to apply the PCA-biplot analysis to yield insight into different walking strategies that might occur during the aging process.

## **Methods**

### **Participants**

A convenience sample of 305 elderly women was recruited from the community and from two primary care units in the city of Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil. The inclusion criteria were as follow: females, age  $\geq 65$  years and an ability to walk independently without assistive devices. The exclusion criteria were cognitive impairment detectable by the Mini-Mental State Examination<sup>19</sup>, visual impairments, postural and motor sequel that could affect gait. The sample was stratified into four age groups: 65-69 years (N=103), 70-74 years (N=95), 75-79 years (N=77) and  $\geq 80$  years (N=30). Anthropometric data included height (cm), mass (kg) and body mass index ( $\text{kg}/\text{m}^2$ ). The ethical committee from the municipality approved the study (0081.1.410.000-09A) and a written informed consent was obtained prior to data collection.

### **Gait Assessment**

Spatiotemporal gait parameters and variability measures were collected at preferred walking speed using a 5.74 m computerized carpet (GAITRite<sup>®</sup>, CIR Systems Inc., Havertown, PA). Participants performed six walks beginning and stopping two meters before and after the carpet to allow for the acceleration and deceleration phases. Data was combined to a single test, sampled at 120Hz and processed using the system software and included: velocity (cm/s), cadence (steps/min), step length (cm), base of support (cm), step time (s),

swing time (s), stance time (s) and double support time (s) as defined by the GAITRite® manual. Coefficient of variation ( $CV = [\text{standard deviation}/\text{mean}] \times 100$ ) was used as a measure of gait variability for the following parameters: velocity (%CV), step length (%CV), base of support (%CV), step time (%CV), swing time (%CV), stance time (%CV) and double support time (%CV).

### **Data Analysis**

Anthropometric data were presented using measures of central tendency and dispersion. PCA summarized the variation in a multi-correlated data (15 gait variables) to a set of uncorrelated components. The extracted uncorrelated principal components (PC) are equal to the number of variables and are estimated from eigenvectors of the covariance matrix of the original variables<sup>20</sup>. The PCs are the linear combination of the 15 standardized variables and are presented in decreased order of importance<sup>18,21</sup>. The lack of correlation between the PCs means that each PC measures a different feature of variance within the original data<sup>18</sup>. The relative weighting of the original variables in each component contributes to the clinical interpretation of each PC and the sign indicates the nature of the correlation between the variable and the PC<sup>18,22,23</sup>. Variables with a contribution  $\geq 0.30$  were considered for the interpretation.

The analysis also gives a set of scores that represents the distance each individual is from the mean score of each component<sup>18,24,25</sup>. The resultant PC scores were standardized to z scores (mean of zero and standard deviation of 1) and a 95% confidence interval (CI) was conducted to determine which PCs were different between the groups.

Following, a MANOVA analysis was conducted with the primary contributing variables (weight coefficient  $\geq 0.30$ ) of the significant components – indicated by the 95% CI – to determine which variables were different between the groups. A post hoc Bonferroni correction was conducted for multiple comparisons.

A PCA-biplot was built to interpret the relationship between the PCs, the scores and the variables<sup>18</sup>. The PCA-biplot has its axes represented by the PC loadings, the average of the PC scores of each groups represented by symbols and the variables represented by vectors scaled to have a unit length in the original dimensional space. Interpretation involves understanding how the groups are represented in this 2-PC model and what each PC means in terms of the original variables. The length of the variable's vectors indicates its relative variance and the direction with respect to the axes indicate the PC to which each variable is mostly strongly related. When the projection of the observation (perpendicular line from the observation to the variable vector) falls in the direction of the variable, it means that the group has a higher than average value for that specific variable; when it is in the opposite direction of the vector, the value is lower than average<sup>17</sup>. All tests were analysed using SPSS 22.0 (SPSS Inc., Chicago, IL) and MatLab (R2011a) with a 0.05 significance level.

## **Results**

Characteristics of the study groups are summarized in Table 1 and the reference values of the variables for the different age groups are shown in Table 2. PCA resulted in four components, with eigenvalues greater than one that explained 81.7% of the total variance (Table 3). PC1 explained 43.2% and was heavily loaded with the variables velocity and cadence going in a positive direction and stance and step time going in opposite direction. Therefore, this component was labeled rhythm since changes in either pair of variables would affect the repeated pattern of the gait cycle. PC2 explained 19.1% and was loaded only with gait variability data, all going in the same positive direction (velocity, step time, stance time and double support time); thus the dimension was named variability. PC3, with 11.9% of variance explained, was labelled support due to the weight contribution of the variables' base of support and base of support variability going in opposite directions. Therefore, an increase in base of support length decreases base of support variability and the opposite is true. The

last component PC4 explained 7.5% and was loaded with the variables double support time and variability and swing time; therefore this component was named phases. The 95% CI of the PC's showed that only three components – rhythm, variability and support – together explained 74.2% of the total variance were different among the groups. Therefore, the remainder of the analysis were conducted only on the significant components.

**Table 1: Anthropometric characteristics of the groups (N = 305).**

	<b>Group</b>	<b>Group</b>	<b>Group</b>	<b>Group</b>
<b>Anthropometrics</b>	<b>65-69 years</b>	<b>70-74 years</b>	<b>75-79 years</b>	<b>≥ 80 years</b>
	<b>N=103</b>	<b>N=95</b>	<b>N=77</b>	<b>N=30</b>
<b>Age (years)</b>	67.3±1.3	72.0±1.4	76.7±1.4	82.7±2.5
<b>Height (cm)</b>	154.4±5.9	153.7±6.1	152.4±7.6	151.3±6.6
<b>BMI (Kg/m<sup>2</sup>)</b>	27.7±4.4	27.5±4.2	27.5±4.8	25.7±4.0

BMI = body mass index.



**Table 2: Normative data by group (Mean  $\pm$  SD and Range) of the gait parameters investigated in the study.**

<b>Gait Parameter</b>	<b>Group 65-69 years N=103</b>	<b>Group 70-74 years N=95</b>	<b>Group 75-79 years N=77</b>	<b>Group <math>\geq</math> 80 years N=30</b>
<b>Velocity (cm/s)</b>	128.5 $\pm$ 18.4	121.4 $\pm$ 18.2	115.1 $\pm$ 18.5	105.4 $\pm$ 23.4
<b>Range</b>	85.4-168.9	64.5-171.2	73.6-158.1	65.7-155.9
<b>Cadence (steps/min)</b>	119.6 $\pm$ 9.1	118.4 $\pm$ 10.0	115.5 $\pm$ 10.0	113.0 $\pm$ 11.8
<b>Range</b>	98.0-142.6	92.1-148.0	94.0-137.9	87.6-134.2
<b>Step Length (cm)</b>	63.1 $\pm$ 6.2	61.4 $\pm$ 6.3	59.6 $\pm$ 6.7	55.5 $\pm$ 7.8
<b>Range</b>	48.5-77.7	42.0-72.2	0.44-73.2	39.0-71.9
<b>Base of Support (cm)</b>	7.5 $\pm$ 2.3	7.8 $\pm$ 2.4	7.6 $\pm$ 2.8	8.1 $\pm$ 2.5
<b>Range</b>	2.3-14.9	2.0-13.0	2.4-17.5	2.0-13.0
<b>Step Time (s)</b>	0.50 $\pm$ 0.04	0.51 $\pm$ 0.04	0.52 $\pm$ 0.05	0.54 $\pm$ 0.06
<b>Range</b>	0.42-0.61	0.41-0.65	0.44-0.64	0.45-0.69
<b>Swing Time (s)</b>	0.42 $\pm$ 0.04	0.41 $\pm$ 0.03	0.40 $\pm$ 0.05	0.42 $\pm$ 0.04
<b>Range</b>	0.35-0.51	0.52-0.52	0.34-0.51	0.36-0.58
<b>Stance Time (s)</b>	0.60 $\pm$ 0.05	0.61 $\pm$ 0.06	0.63 $\pm$ 0.06	0.65 $\pm$ 0.08
<b>Range</b>	0.48-0.74	0.49-0.85	0.53-0.81	0.52-0.80
<b>Double of Support Time (s)</b>	0.20 $\pm$ 0.04	0.21 $\pm$ 0.04	0.22 $\pm$ 0.05	0.22 $\pm$ 0.05
<b>Range</b>	0.07-0.31	0.14-0.40	0.16-0.38	0.12-0.35
<b>Velocity (%CV)</b>	4.9	5.3	5.3	6.0
<b>Mean SD (cm/s)</b>	3.9 $\pm$ 1.3	4.4 $\pm$ 1.8	4.7 $\pm$ 1.8	6.0 $\pm$ 3.7
<b>Step Length (%CV)</b>	2.0	2.0	2.3	2.5
<b>Mean SD (cm)</b>	3.1 $\pm$ 1.4	3.3 $\pm$ 1.2	4.0 $\pm$ 1.7	4.6 $\pm$ 2.2
<b>Base of Support (%CV)</b>	2.1	2.1	2.4	2.5
<b>Mean SD (cm)</b>	31.3 $\pm$ 16.3	30.6 $\pm$ 18.7	37.3 $\pm$ 28.5	38.8 $\pm$ 35.1
<b>Step Time (%CV)</b>	0.01	0.02	0.02	0.02
<b>Mean SD (s)</b>	2.9 $\pm$ 0.9	3.2 $\pm$ 1.1	3.2 $\pm$ 1.1	4.5 $\pm$ 2.4
<b>Swing Time (%CV)</b>	0.01	0.02	0.02	0.02
<b>Mean SD (s)</b>	3.4 $\pm$ 1.1	3.7 $\pm$ 1.3	3.8 $\pm$ 1.1	5.0 $\pm$ 2.0
<b>Stance Time (%CV)</b>	0.02	3.3 $\pm$ 1.3	3.5 $\pm$ 1.6	4.6 $\pm$ 2.4
<b>Mean SD (s)</b>	3.1 $\pm$ 1.5	0.02	0.02	0.03
<b>Double Support Time (%CV)</b>	0.02	0.02	0.02	0.03
<b>Mean SD (s)</b>	8.3 $\pm$ 4.2	8.2 $\pm$ 3.0	8.3 $\pm$ 2.3	11.4 $\pm$ 4.3

SD = standard deviation; CV = coefficient of variation; s=seconds; cm = centimeters

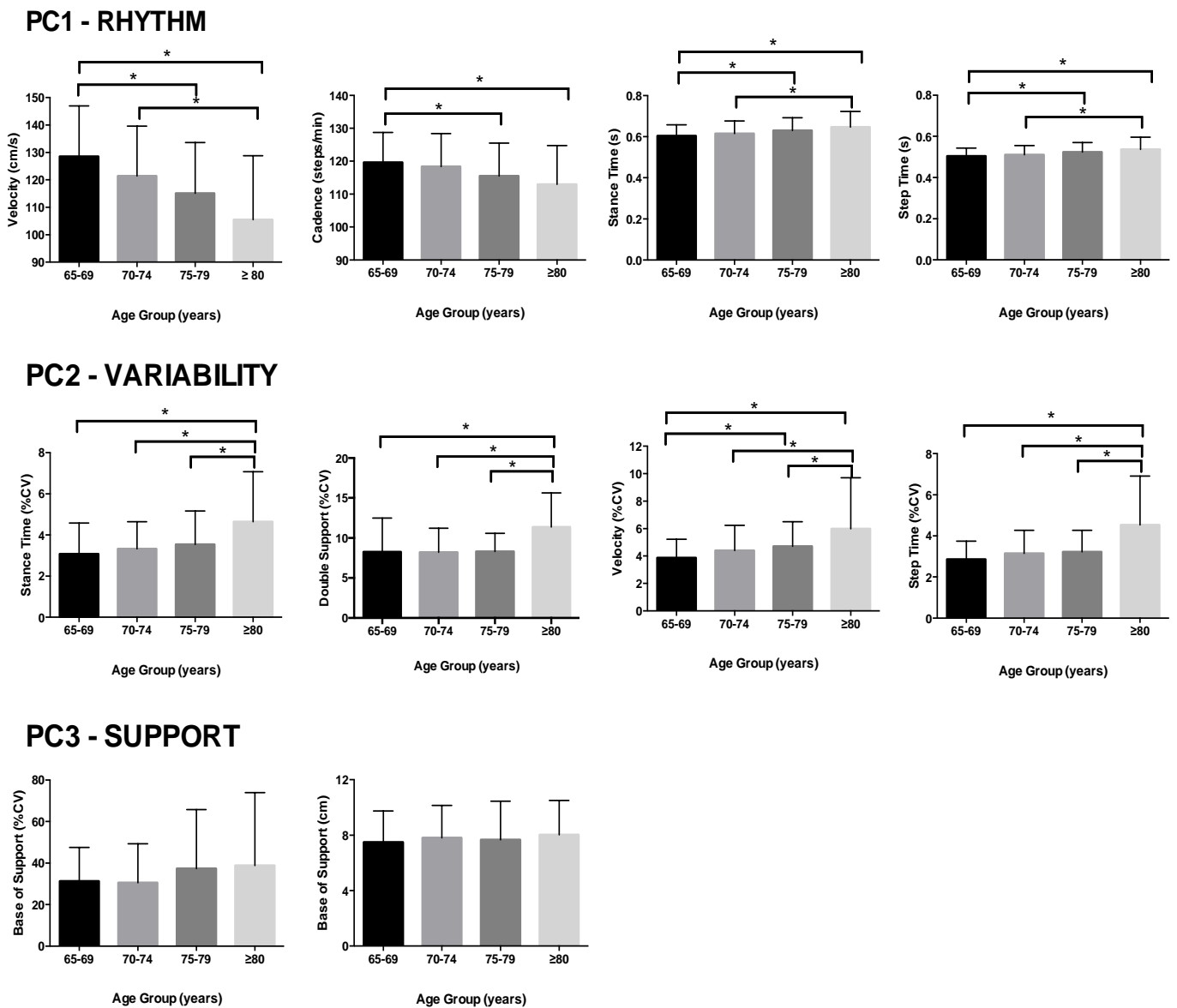
**Table 3: Loading vectors showing the variables with highest contribution ( $\geq 0.30$ ) to each principal component and the percentage of total variation.**

Variables with contribution $\geq 0.30$	Loading Vectors			
	PC1*	PC2*	PC3*	PC4
<b>RHYTHM</b>				
Velocity (cm/s)	0.33			
Cadence (steps/min)	0.32			
Stance Time (s)	-0.33			
Step Time (s)	-0.33			
<b>VARIABILITY</b>				
Stance Time (%CV)		0.38		
Double Support Time (%CV)		0.35		
Velocity (%CV)		0.31		
Step Time (%CV)		0.30		
<b>SUPPORT</b>				
Base of Support (%CV)			0.61	
Base of Support (cm)			-0.60	
<b>PHASE</b>				
Double Support Time (%CV)				0.52
Swing Time (s)				0.42
Double Support Time (s)				-0.51
<b>Cumulative percentage of total variation (%)</b>	<b>43.2</b>	<b>62.3</b>	<b>74.2</b>	<b>81.7</b>

\*95% CI of the PC scores statistically significant between groups

Figure 1 shows the post hoc Bonferroni for multiple comparisons on the primary contributing variables. There was a significant effect on groups on the primary contributing variables of the dimensions rhythm, variability and support ( $F(10, 292) = 3.47, p < 0.05$ ). For the dimension rhythm (PC1) gait velocity was significantly greater in the 65-69 and 70-74 year age groups than in the  $\geq 80$  year age group and between the 65-69 group and the 75-79 year age group. Cadence was significantly greater between the 65-69 year age group than in the 75-79 and  $\geq 80$  year age groups. Stance time was significantly smaller in the 65-69 and 70-74 year age groups than in the  $\geq 80$  year age group and between the 65-69 and the 75-79 year age groups. Similarly, step time was significantly smaller in the 65-69 and 70-74 year age groups than in the  $\geq 80$  year age group and between the 65-69 and the 75-79 year age groups.

**Figure 1. Comparison between groups (N=305) of the variables with greater contribution to the significant PC.**

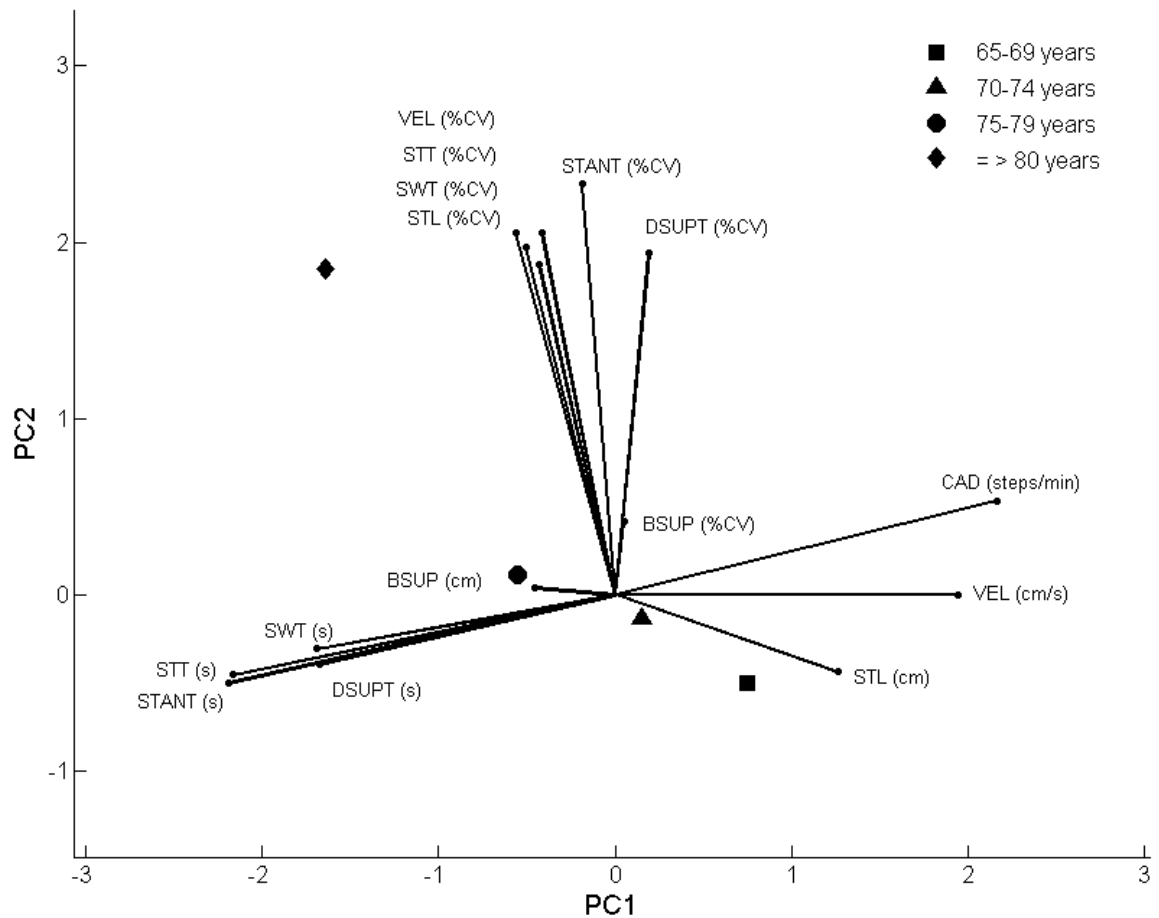


Post hoc comparisons for the dimension variability (PC2) showed that stance time, double support time and step time variability were significantly smaller between the 65-69, 70-74 and 75-79 year age groups compared to the  $\geq 80$  year age group. The variability of gait velocity was significantly smaller between the 65-69, 70-74 and 75-79 year age groups compared to the  $\geq 80$  year age group, and between the 65-69 year age group compared to the

75-79 year age group. The variables that labelled the support dimension (PC3), base of support and base of support variability were not statistically different between the groups.

Figure 2 shows the PCA-biplot that displays PC1 on the x-axis and PC2 on the y-axis, with the average of the PC scores for each groups represented by symbols and the original variables shown by the vectors. The PCA-biplot clearly shows that gait spatiotemporal parameters were strongly related to PC1 and gait variability was strongly related to PC2. Base of support and base of support variability are poorly represented in the PC1 and PC2 dimensions, as expected. The proximity of the gait variables related to time showed a strong correlation among these variables as well as the proximity of the variability data. The longest variance is attributed to the variables cadence, step time, stance time and stance time variability. The projection of the 65-69 year age group onto the variables shows that, on average, this group walked faster in relation to the other groups with higher cadence, velocity and step length and reduced stance, swing, step and double support time. The 70-74 year age group walked faster than the two other older groups but slower than the 65-69 year age group. The projection of the 75-79 year age group onto the variables shows that this age group walked with lower than average velocity, cadence and step length and above average for the variables stance, step, swing and double support time. The projection of the oldest group ( $\geq 80$  years) onto the variables clearly shows that this group had the lowest gait velocity with the highest time spent in step, stance, swing and double support time.

**Figure 2. PCA-Biplot and the average score of the groups (n = 305).**



PC1=principal component 1; PC2=principal component 2; VEL=velocity; STT=step time; SWT=swing time; STL=step length; STANT=stance time; DSUPT=double support time; CAD=cadence; BSUP=base of support; CV=coefficient of variation.

In relation to the variability, it is also clear that the  $\geq 80$  year age group presented the highest gait variability compared to the other groups. The PCA-biplot also shows that with aging there is a tendency towards decreased gait velocity, increased time spent on stance and double support and higher gait variability.

## Discussion

This normative study confirms the deleterious effect of age on gait parameters in a group of healthy female community-dwelling elderly living in Brazil. The PC analysis was able to identify three domains – rhythm, variability and support – that clearly shows that in these groups of healthy elderly women, aging is associated with decreased gait velocity and cadence and increased stance, step time and variability, but not associated with changes in base of support. In addition, the PCA-biplot indicates a trend towards decreased rhythm and increased variability with aging.

Of the 15 gait variables entered in the analysis, four variables – velocity, cadence, step time and stance time – contributed heavily to PC1. This means that reduction was obtained and the component could be clinically interpreted. Aging was associated with decreased rhythm characterized by lower velocity and cadence and increased step and stance time. The average velocity of the younger group (65-69) was 128.5 cm, which was 5.6% faster (difference of 7.1 cm/s) than the 70-74 age group, 10.4% faster (difference of 13.4 cm/s) than the 75-79 age group and 18% faster (difference of 23.1 cm/s) than the eldest group ( $\geq 80$  years). Although the differences between the 65-69 and the 70-74 age groups (difference of 7.1 cm/s), and the latter with the 75-79 age group (difference of 6.3 cm/s) did not reach significance, a trend towards decreased gait velocity with aging could be observed in the PCA-biplot. The clinical meaning change for gait velocity reported by Brach *et al.* <sup>26</sup>, in a sample of community-dwelling older adults, was 4.15 cm/s for a small change and 10.38 cm/s for a substantial change. Therefore, the gait differences found in our study are substantial and deserve attention since the adverse outcomes of decreased gait velocity with falls <sup>4,27</sup> and fear of falling <sup>28</sup> in the elderly <sup>10</sup> has been well established. In addition, our normative data will help clinicians detect substantial gait velocity changes in healthy elderly adults; thus interventions aimed to improve gait velocity could be evaluated properly.

The higher age groups (75-79 and  $\geq 80$  years) decreased rhythm by increasing time spent in stance and in step that culminated in decreased cadence and velocity. The major difference was of 8.3% (difference of 0.05 s) in stance time between the 65-69 and  $\geq 80$  year old groups, and the smallest, but significant, was of 4% (difference of 0.02 s) in step time between the 65-69 and the 75-79 year old groups. A major difference in cadence was observed between the 65-69 and  $\geq 80$  year old groups of 5.6% (difference of 6.6 steps/min). Interestingly, the time spent in stance and step and cadence were very similar between the groups 70-74 and 75-79 years and the PCA-biplot also shows that these groups are closer to the average of the variables' values – with further proximity of the 70-74 year old group – but on opposite sides of the biplot. We could probably speculate that, in the absence of any disease impairment, the major changes in gait are expected to occur between the ages of 70 and 74 years or that would be the transitional age for gait abnormalities due to aging. By transitional we speculate a decreased gait velocity and increased variability. Decreased gait rhythm has been associated with dementia and a decline in cognition in a cohort study conducted with individuals older than 70 years of age <sup>29</sup>. In our study the MEEM was the only test used to screen the subjects for cognitive impairments and no criteria was used to detect signs of early dementia. Therefore, it is possible that our participants were not as healthy as we claimed they were. Nevertheless, a decrease in rhythm was observed with aging with significant differences between the groups, highlighting the importance of rhythm in the process of evaluating elderly individuals.

The average gait velocity observed in our study was higher than the studies that reported gait parameters in Brazilian community-dwelling elderly females. Ruggero *et al.* <sup>14</sup> reported 111 cm/s (SD: 27 cm/s) in a group of female elderlies ranging from 65 to 92 years and Novaes *et al.* <sup>15</sup> reported 107 cm/s (SD: 17 cm/s) and 102 cm/s (SD: 10 cm/s) in a similar group between the ages of 60-69 and  $\geq 70$  years of age, respectively. The differences might be

related to the measurement system used and the range of ages investigated. In our study a computerized carpet with accepted validity<sup>30</sup> and reliability<sup>31</sup> was used to assess gait parameters, and in the previous studies cited, gait velocity was measured using a stopwatch, which could be a potential source of human error due to the uncertainty of determining the beginning and end of the cycle. In addition, our groups were stratified in a 5-year range (with the exception of the  $\geq 80$  year age group), enabling the observation of gait velocity differences as the observed difference of 5.6% decrease in velocity between the 65-69 and 70-74 year age groups. Therefore, our study provides extended normative gait data over a wider range of ages – from 64 to 89 – and uses a more reliable measurement system.

Gait variability is considered a hallmark in predicting falls in elderly individuals<sup>4,13,32</sup>. The finding of a component loaded with gait variability parameters was expected and similar results have been described in the literature<sup>6,7,29</sup>. This means that after rhythm has been accounted for, the main source of variation in the data came from stance time, double support time, velocity and step time variability, composing the domain variability. The eldest group ( $\geq 80$  years) presented highest stance time, double support time, velocity and step time variability compared to the other age groups. Callisaya *et al.*<sup>13</sup> found a strong association between step time variability and older age in women ( $71.6 \pm 7.1$  years), supporting our findings. The authors also pointed out that reduced gait velocity might be responsible for the increase in variability in gait parameters observed in elderly individuals<sup>13</sup>. This affirmation is also supported by our findings. The PCA-biplot clearly shows that the oldest groups (75-79 and  $\geq 80$  years) located on the extension of the velocity vector (negative side-lower than average velocity) are also the ones closer to and on the direction of the variability vectors (positive side-higher variability).

The component labelled support was heavily loaded with the variables base of support and base of support variability, going in opposite directions. Thus, as base of support



decreases, variability increases and the opposite is true. However, these variables failed to reach significance when compared between groups. The major difference in base of support was of 8% (difference of 0.6 cm) and occurred between the 65-69 and  $\geq 80$  year groups. In our experience, base of support is not a hallmark in differentiating older individuals<sup>17,28</sup>. Conversely, Brach *et al.*<sup>33</sup> found that excessive step variability, either too much or too little, in a non-challenging situation and at near normal gait velocity could be an early indication of fall risk in highly mobile individuals. Therefore, further studies are necessary to explain the effect of aging on base of support and base of support variability.

In the present study, a component loaded with double support time, double support time variability and swing time composed the domain phases but resulted in no difference between groups. Most of the studies<sup>7,29</sup> that identified a significant phase domain were based on a factor analysis. One of the advantages of principal component analysis (PCA) over factor analysis is the amount of variance of the observed variables that is present in the components. While principal components explore a representation of the variance among the data, factor analysis seeks an efficient representation of the covariance among variables<sup>16</sup>. In factor analysis the variance of a single variable is separated into common and error variances. The common variance is shared by other variables but the error is unique to the particular variable. In PCA the observed variables are summarized and the total variance makes no distinction between common and error variances<sup>34</sup>. Therefore, PCA accounts for the maximum variance present in the original variables with a minimum number of PCs. The principal components that account for large amounts of variance represent the majority of the variance of the data and the principal components that account for a small amount of variance indicate random noise<sup>21</sup>. Since the experiments conducted were relatively error free, the error variance represents a small portion of the total variance; therefore, we believe that PCA is more appropriate for this type of study. Since most of the variance was accounted for and

reduction was achieved within the first three components (74.2%), the contribution of the fourth component (phases) was minimal and probably not relevant.

One of the limitations of the study was the inclusion of a greater age range of elderly individuals in the  $\geq 80$  year group, from 80 to 89 years of age. The decision was taken to avoid groups with a small sample size, but we understand that for a normative study we missed the opportunity to understand even more the effects of aging on gait parameters. We also understand that for a normative study of elderly female individuals, the screening criteria should be expanded to avoid the effects of sensory, cognitive and mental impairments on gait.

In conclusion, the present study provides extensive normative gait data of Brazilian community-dwelling elderly females between the ages of 65 to 89 years. Through a robust statistical analysis the effects of aging on gait rhythm and variability were described and the information will contribute to the assessment and treatment of elderly individuals.

## References

1. McGibbon, CA. Toward a better understanding of gait changes with age and disablement: neuromuscular adaptation. *Exerc Sport Sci Rev.* 2003; 31:102-108.
2. Maki, BE. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? *J Am Geriatr Soc.* 1997; 45:313-320.
3. Verghese, J, LeValley, A, Hall, CB, *et al.* Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults. *J Am Geriatr Soc.* 2006; 54:255-261.
4. Verghese, J, Holtzer, R, Lipton, RB, *et al.* Quantitative Gait Markers and Incident Fall Risk in Older Adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2009; 64:896-901.
5. Studenski, S, Perera, S, Patel, K, *et al.* Gait speed and survival in older adults. *JAMA.* 2011; 305:50-58.
6. Verlinden, VJ, van der Geest, JN, Hoogendam, YY, *et al.* Gait patterns in a community-dwelling population aged 50 years and older. *Gait Posture.* 2013; 37:500-505.
7. Hollman, JH, McDade, EM, and Petersen, RC. Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait Posture.* 2011; 34:111-118.
8. Bohannon, RW. Population representative gait speed and its determinants. *J Geriatr Phys Ther.* 2008; 31:49-52.

9. Oh-Park, M, Holtzer, R, Xue, X, *et al.* Conventional and Robust Quantitative Gait Norms in Community-Dwelling Older Adults. *J Am Geriatr Soc.* 2010.
10. Abellan van, KG, Rolland, Y, Andrieu, S, *et al.* Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an International Academy on Nutrition and Aging (IANA) Task Force. *J Nutr Health Aging.* 2009; 13:881-889.
11. Rosano, C, Studenski, SA, Aizenstein, HJ, *et al.* Slower gait, slower information processing and smaller prefrontal area in older adults. *Age Ageing.* 2012; 41:58-64.
12. Brach, JS, Studenski, S, Perera, S, *et al.* Stance time and step width variability have unique contributing impairments in older persons. *Gait Posture.* 2008; 27:431-439.
13. Callisaya, ML, Blizzard, L, Schmidt, MD, *et al.* Ageing and gait variability--a population-based study of older people. *Age Ageing.* 2010; 39:191-197.
14. Ruggero, CR, Bilton, TL, Teixeira, LF, *et al.* Gait speed correlates in a multiracial population of community-dwelling older adults living in Brazil: a cross-sectional population-based study. *BMC Public Health.* 2013; 13:182.
15. Novaes, RD, Miranda, AS, and Dourado, VZ. Usual gait speed assessment in middle-aged and elderly Brazilian subjects. *Rev Bras Fisioter.* 2011; 15:117-122.
16. Chau, T. A review of analytical techniques for gait data. Part 1: Fuzzy, statistical and fractal methods. *Gait Posture.* 2001; 13:49-66.
17. Moreira, BS, Sampaio, RF, and Kirkwood, RN. Spatiotemporal gait parameters and recurrent falls in community-dwelling elderly women: a prospective study. *Braz J Phys Ther.* 2015; 19:61-69.
18. Kirkwood RN, Brandon SC, Moreira BS, Deluzio KJ. Searching for stability as we age: The PCA-Biplot approach. *International Journal of Statistics in Medical Research.* 2013;2(255-262).
19. Bertolucci, PH, Brucki, SM, Campacci, SR, *et al.* [The Mini-Mental State Examination in a general population: impact of educational status]. *Arquivos de Neuropsiquiatria.* 1994; 52:1-7.
20. Brandon, SC and Deluzio, KJ. Robust features of knee osteoarthritis in joint moments are independent of reference frame selection. *Clin Biomech.* 2010; 26:71-77.
21. Deluzio, KJ, Wyss, UP, Zee, B, *et al.* Principal component models of knee kinematics and kinetics: Normal vs. pathological gait patterns. *Hum Mov Science.* 1997; 16:201-217.
22. Astephen, JL and Deluzio, KJ. Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique. *Clin Biomech.* 2005; 20:209-217.
23. Astephen, JL and Deluzio, KJ. Techniques in modern gait analysis and their application to the study of knee Osteoarthritis. In: Leondes CT, ed. *Biomechnaic Systems Technology: Muscular Skeletal Systems.* 1 ed. Los Angeles: World Scientific, 2010:39-72.
24. Kirkwood, RN, Resende, RA, Magalhaes, CM, *et al.* Application of principal component analysis on gait kinematics in elderly women with knee osteoarthritis. *Rev Bras Fisioter.* 2011; 15:52-58.
25. Astephen, JL and Deluzio, KJ. A multivariate gait data analysis technique: application to knee osteoarthritis. *Proc Inst Mech Eng H.* 2004; 218:271-279.

26. Brach, JS, Perera, S, Studenski, S, *et al.* Meaningful change in measures of gait variability in older adults. *Gait Posture*. 2010; 31:175-179.
27. Espy, DD, Yang, F, Bhatt, T, *et al.* Independent influence of gait speed and step length on stability and fall risk. *Gait Posture*. 2010; 32:378-382.
28. Kirkwood, RN, de Souza, MB, Vallone, ML, *et al.* Step length appears to be a strong discriminant gait parameter for elderly females highly concerned about falls: a cross-sectional observational study. *Physiotherapy*. 2011; 97:126-131.
29. Verghese, J, Wang, C, Lipton, RB, *et al.* Quantitative gait dysfunction and risk of cognitive decline and dementia. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2007; 78:929-935.
30. Webster, KE, Wittwer, JE, and Feller, JA. Validity of the GAITRite walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait. *Gait Posture*. 2005; 22:317-321.
31. Menz, HB, Latt, MD, Tiedemann, A, *et al.* Reliability of the GAITRite((R)) walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait Posture*. 2004; 20:20-25.
32. Beauchet, O, Allali, G, Annweiler, C, *et al.* Gait variability among healthy adults: low and high stride-to-stride variability are both a reflection of gait stability. *Gerontology*. 2009; 55:702-706.
33. Brach, JS, Berlin, JE, VanSwearingen, JM, *et al.* Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed. *J Neuroeng Rehabil*. 2005; 2:21.
34. Jolliffe, IT. *Principal Component Analysis*. 1 vol. 2 ed. New York: Springer, 2004:1-487.

## 5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

### Estudo 1

- De acordo com o nosso conhecimento, este foi o primeiro estudo a identificar o risco de quedas aumentado por meio do PPA em um grupo de indivíduos com GPAA em estágios inicial e moderado;
- O estudo foi capaz de identificar três importantes componentes – equilíbrio, reação e mobilidade – a partir de uma análise de redução de dados robusta em indivíduos com GPAA em estágios iniciais;
- Os resultados do estudo enfatizam a importância do diagnóstico precoce do glaucoma e o desenvolvimento de programas preventivos de quedas;
- O pequeno tamanho amostral pode ter limitado outros achados importantes.

### Estudo 2

- Este estudo mostrou que apenas três componentes - ritmo, variabilidade e apoio - que juntos explicaram 74,2% da variância total na marcha foram diferentes entre os grupos;
- Os grupos mais velhos caminharam com velocidade, cadência e comprimento do passo abaixo da média e tempos de passo, apoio, oscilação e duplo apoio acima da média. Além disso, o grupo de idade  $\geq 80$  anos apresentou a maior variabilidade da marcha em comparação com os outros grupos;
- O envelhecimento está associado à diminuição da velocidade da marcha e cadência e aumento dos tempos de passo e apoio e variabilidade, mas não está associado a alterações na base de suporte;
- A abordagem biplot-ACP indica uma tendência para a diminuição do ritmo e aumento da variabilidade com o envelhecimento. Estas informações sobre os parâmetros temporais e espaciais da marcha poderão contribuir para os processos de avaliação e reabilitação de idosos.

**ANEXO A – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP**

**Projeto: CAAE – 0603.0.203.000-11**

**Interessado(a): Profa. Renata Noce Kirkwood  
Departamento de Fisioterapia  
EEFFTO - UFMG**

**DECISÃO**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 17 de janeiro de 2012, após atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado "**Qualidade de vida e mobilidade em pacientes com glaucoma**" bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "M. T. Marques Amaral", is written over a faint horizontal line.

**Profa. Maria Teresa Marques Amaral  
Coordenadora do COEP-UFMG**

**ANEXO B – Aprovação da Diretoria de Ensino, Pesquisa e Extensão do Hospital das Clínicas da UFMG**



**Universidade Federal de Minas Gerais  
Hospital das Clínicas**

**Diretoria de Ensino, Pesquisa e Extensão**

Belo Horizonte, 27 de janeiro de 2012.

**PROCESSO: Nº 186/11 “QUALIDADE DE VIDA E MOBILIDADE EM PACIENTES COM GLAUCOMA”**

SR(A) PESQUISADOR(A):


Reportando-nos ao projeto de pesquisa acima referenciado, considerando sua concordância com o parecer da Comissão de Avaliação Econômico-financeira de Projetos de Pesquisa do HC e a aprovação pelo COEP/UFMG em 17/01/2012, esta Diretoria aprova seu desenvolvimento no âmbito institucional. Solicitamos enviar à DEPE **relatório** parcial ou final, após um ano.

Atenciosamente,

PROF.ª ANDRÉA MARIA SILVEIRA  
Diretora da DEPE/HC-UFMG

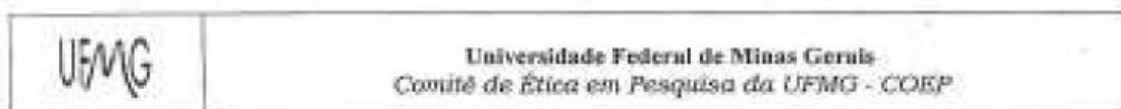
À Sr.ª.  
Prof.ª. Renata Noce Kirkwood  
Dpto. Fisioterapia  
EEFTO-UFMG

## ANEXO C – Mini Exame do Estado Mental

Comando	Pontos
Que dia é hoje?	1
Em que mês estamos?	1
Em que ano estamos?	1
Em que dia da semana estamos?	1
Que horas são agora aproximadamente? (variação correta de cerca de 1 hora)	1
Em que local nós estamos? (salão, sala, apontando para o chão)	1
Que local é este aqui? (apontando ao redor num sentido mais amplo)	1
Em que bairro nós estamos ou qual o nome de uma rua próxima?	1
Em que cidade nós estamos?	1
Em que Estado nós estamos?	1
Vou dizer 3 palavras e a senhora irá repeti-las a seguir: CARRO – VASO – TIJOLO	1 por palavra
Gostaria que a senhora me dissesse quanto é: $100 - 7$ ; $93 - 7$ ; $86 - 7$ ; $79 - 7$ ; $72 - 7$ (se houver erro, corrija e prossiga. Considere correto se o examinado espontaneamente se corrigir)	1 por cálculo
A senhora consegue se lembrar das 3 palavras que lhe pedi que repetisse agora há pouco?	1 por palavra
Mostre um relógio e peça à entrevistada que diga o nome.	1
Mostre uma caneta e peça à entrevistada que diga o nome.	1
Preste atenção: vou lhe dizer uma frase e quero que repita depois de mim: NEM AQUI, NEM ALI, NEM LÁ.	1
Agora pegue este papel com a mão direita. Dobre-o ao meio e coloque-o no chão.	1 por tarefa
Vou lhe mostrar uma folha onde está escrito uma frase. Gostaria que fizesse o que está escrito: FECHE OS OLHOS	1
Gostaria que a senhora escrevesse uma frase de sua escolha, qualquer uma, não precisa ser grande.	1
Vou lhe mostrar um desenho e gostaria que a senhora copiasse, tentando fazer o melhor possível. Desenhar no verso da folha.	1
	
Total = 30 pontos	



**ANEXO D - Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais e do Comitê de Ética da Secretaria Municipal de Saúde de Belo Horizonte**



**Parecer nº. ETIC 187/07**

**Interessado(a): Profa. Rosângela Corrêa Dias  
Departamento de Fisioterapia  
EEFFTO- UFMG**

**DECISÃO**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 04 de outubro de 2007, após atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado **"Estudo da fragilidade em idosos brasileiros"** bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.

  
Prof. Dra. Maria Elena de Lima Perez Garcia  
Coordenadora do COEP-UFMG

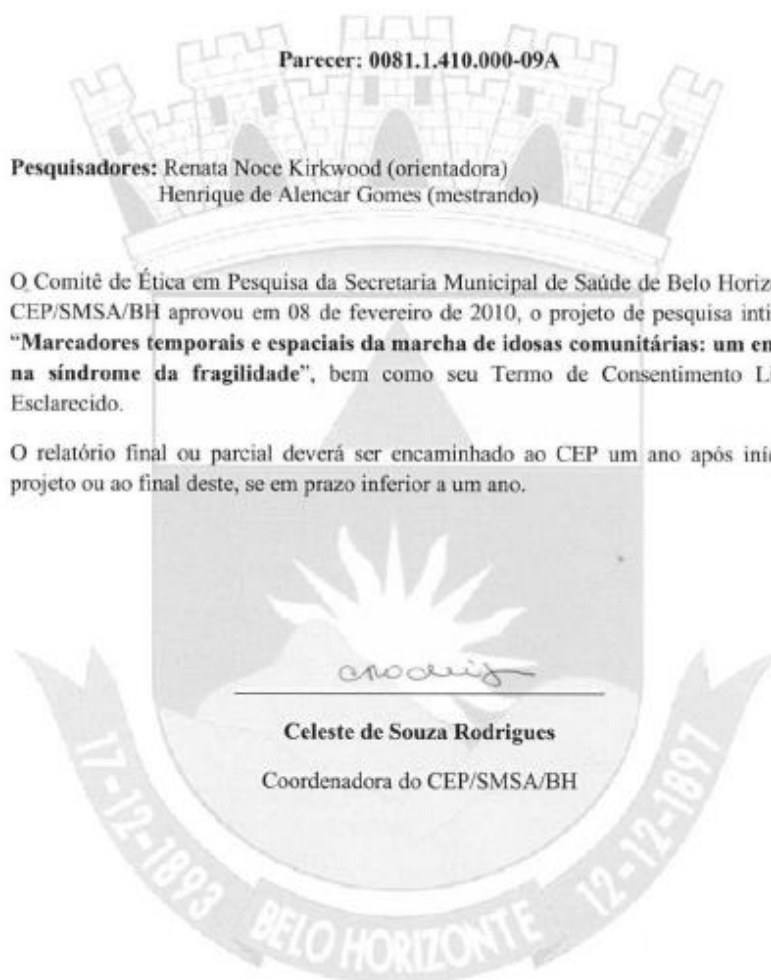
**Secretaria Municipal de Saúde de Belo Horizonte**  
**Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos**

**Parecer: 0081.1.410.000-09A**

**Pesquisadores:** Renata Noce Kirkwood (orientadora)  
Henrique de Alencar Gomes (mestrando)

O Comitê de Ética em Pesquisa da Secretaria Municipal de Saúde de Belo Horizonte – CEP/SMSA/BH aprovou em 08 de fevereiro de 2010, o projeto de pesquisa intitulado “**Marcadores temporais e espaciais da marcha de idosas comunitárias: um enfoque na síndrome da fragilidade**”, bem como seu Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao CEP um ano após início do projeto ou ao final deste, se em prazo inferior a um ano.



**APÊNDICE A – Estudo 1****TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Nº \_\_\_\_\_

**Pesquisador: Henrique de Alencar Gomes.****Orientadora : Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Renata Noce Kirkwood.****Co-orientador: Prof. Dr. Sebastião Cronemberger Sobrinho.****TÍTULO DO PROJETO****QUALIDADE DE VIDA E MOBILIDADE EM PACIENTES COM GLAUCOMA****INFORMAÇÕES GERAIS**

Você está sendo convidado a participar de um projeto de pesquisa com o objetivo de realizar a adaptação de um questionário desenvolvido para avaliar o impacto da doença glaucoma na qualidade de vida de pessoas com os mesmos problemas que você e de entender como o modo de andar pode influenciar essa qualidade de vida.

**DESENSIBILIDADE AO CONTRASTE RICHÃO DOS TESTES A SEREM REALIZADOS**

Os testes deste projeto serão realizados no Hospital São Geraldo e na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais – EEEFTO/UFMG (endereço na parte final deste termo). Os testes que serão realizados no Hospital São Geraldo são exames médicos para os olhos que você já faz em sua rotina no hospital. Eles não são invasivos, serão realizados pelo médico e são feitos para que possamos saber se você é capaz de identificar formas, letras, luzes fortes e fracas e diferentes tipos de cinzas. Todos os outros testes serão realizados na EEEFTO/UFMG em dia e horário a serem agendados pelo pesquisador responsável. Lá, você responderá três questionários contendo perguntas relacionadas ao seu problema de visão, e sobre as repercussões desse no desempenho de suas atividades de vida diária. Além disso, você caminhará seis

voltas sobre um tapete que registra suas passadas e participará de tarefas que envolvem o modo de andar, semelhantes ao do seu dia a dia. A duração prevista é de mais ou menos 1 (uma) hora para os exames médicos para os olhos no Hospital São Geraldo e de 1 (uma) hora para responder os questionários e fazer os testes de caminhada na EEEFTO/UFMG, o que totaliza aproximadamente 2 (duas) horas da sua participação. Para garantir o seu anonimato, o sigilo dos resultados dos seus testes e a sua privacidade, serão utilizadas senhas numéricas. Assim, em momento algum haverá divulgação do seu nome.

### **Riscos e desconfortos**

Os testes da pesquisa descritos no item acima são considerados de baixo risco. Os exames para os olhos são testes que não são invasivos e serão realizados por médico do Hospital São Geraldo. Caso você sinta qualquer desconforto ou incômodo, peça imediatamente ao médico responsável para parar o exame, o que não prejudicará em nada o andamento da pesquisa. As perguntas dos questionários serão feitas em entrevista em sala reservada para que fique à vontade para respondê-las e assegurar a sua privacidade. Caso você queira parar de responder ou não queira responder qualquer uma das perguntas por algum desconforto ou incômodo, isso não prejudicará o andamento da pesquisa. A avaliação da caminhada e das tarefas que envolvem o seu modo de andar será feita com a companhia do pesquisador para que você possa contar com ele em caso de sensação de queda ou de perda de equilíbrio. Caso sinta cansaço, tonteira ou qualquer incômodo durante qualquer teste de caminhada, peça ao pesquisador para parar o teste, o que não prejudicará o andamento da pesquisa. Durante a sua participação, caso você sinta algum tipo de constrangimento durante qualquer um dos testes, você não precisará realizá-lo, sem qualquer prejuízo para você, para o pesquisador ou para a pesquisa.

### **Benefícios esperados**

Você e futuros participantes poderão se beneficiar com os resultados desse estudo. Os resultados obtidos irão colaborar com o conhecimento científico, quantificar o impacto do glaucoma na qualidade de vida e no modo de andar, além de direcionar o profissional de saúde para uma melhor abordagem terapêutica.

### **Natureza voluntária do estudo/ Liberdade para se retirar do estudo**

A sua participação é voluntária. Você tem o direito de se recusar a participar do estudo e responder aos questionários sem dar nenhuma razão para isso, e sem que isso afete de alguma forma a atenção que você recebe de seu médico, fisioterapeuta, ou traga qualquer prejuízo ao seu tratamento.

### **Confidencialidade/Privacidade**

Suas informações e seus dados serão manuseados somente pelos pesquisadores e não será permitido o acesso a outras pessoas. O material com as suas informações ficará guardado sob a responsabilidade do pesquisador responsável com a garantia de manutenção do sigilo e confidencialidade, não sendo usados para outros fins que os não previstos neste termo de consentimento. Os resultados deste trabalho poderão ser apresentados em encontros ou revistas científicas, entretanto, ele mostrará apenas os resultados obtidos como um todo, sem revelar seu nome, instituição a qual pertence ou qualquer informação sua, assegurando a sua privacidade quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa.

### **Pagamento**

Você não receberá nenhuma forma de pagamento. Custos de transporte para os locais dos testes e seu retorno deverão ser arcados por você.

### **DECLARAÇÃO E ASSINATURA**

Eu, \_\_\_\_\_ li e entendi todas as informações sobre o estudo, sendo os objetivos, procedimentos e linguagem técnica bem explicados. Estou ciente que os resultados dessa pesquisa serão divulgados de forma científica e também poderão ser analisados por outros projetos importantes e relevantes na área e que minhas informações confidenciais estarão sempre protegidas. Tive tempo, suficiente, para considerar a informação acima e, tive a oportunidade de tirar todas as minhas dúvidas. Estou assinando este termo voluntariamente e tenho direito,

de agora em diante ou mais tarde, discutir qualquer dúvida que venha a ter com relação à pesquisa com:

**Henrique de Alencar Gomes (doutorando e pesquisador) –**

**Telefone: (0XX31) 96156314**

**Renata Noce Kirkwood (orientadora do projeto) –**

**Telefones: (0XX31) 34094791 ou 99850707**

**Sebastião Cronemberger Sobrinho (co-orientador do projeto) –**

**Telefone: (0XX31) 91850103**

Av. Antônio Carlos, 6627 – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional - Departamento de Fisioterapia - 3º Andar - Campus Pampulha - Belo Horizonte, MG – Brasil CEP: 31270-901

**Comitê de Ética em Pesquisa, UFMG: (0XX31) 34094592**

Av. Antônio Carlos, 6627 - Unidade Administrativa II - 2º andar - Sala 2005 - Campus Pampulha - Belo Horizonte, MG – Brasil CEP: 31270-901

**Assinando este termo de consentimento, eu estou indicando que eu concordo em participar deste estudo.**

---

Data e Assinatura do Participante

---

Data e Assinatura do Orientador

---

Data e Assinatura do Pesquisador

**APÊNDICE B – Estudo 1**

**FICHA DE AVALIAÇÃO**

Registro: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

1- Nome: \_\_\_\_\_

2- Sexo: \_\_\_\_\_

3- Data de nascimento: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_

4- End.: \_\_\_\_\_

Cidade: \_\_\_\_\_ Estado: \_\_\_\_\_ Tel.: \_\_\_\_\_

5- Profissão/Ocupação: \_\_\_\_\_

6- Escolaridade: \_\_\_\_\_ anos de estudo

7- Estado civil: \_\_\_\_\_

8- Peso: \_\_\_\_\_ Kg

9- Estatura: \_\_\_\_\_ cm

10- IMC: \_\_\_\_\_

11- Época do diagnóstico médico do glaucoma: \_\_\_\_\_ anos

12- História Familiar de glaucoma:

- Sim (família paterna)  
 Sim (família materna)  
 Sim (família paterna e materna)  
 Não sabe responder

13- Grau de severidade do glaucoma (Bascon Palmer GSS modificado; Mills *et al.*, 2006):

OD:  0  1  2  3  4  5

OE:  0  1  2  3  4  5

14- Perimetria Octopus:

OD: \_\_\_\_\_

OE: \_\_\_\_\_

15-

Acuidade Visual:

Sensibilidade ao Contraste:

16- Cirurgias oftalmológicas prévias: \_\_\_\_\_

17- Tratamento do glaucoma:

- Medicamentoso: \_\_\_\_\_  
 Cirúrgico: \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

18- Outras doenças:

---



---

19- Medicamentos em uso regular:

---



---

20- SF-36

Domínios:

- Capacidade funcional: \_\_\_\_
- Limitação por aspectos físicos: \_\_\_\_
- Dor: \_\_\_\_
- Estado geral de saúde: \_\_\_\_
- Vitalidade: \_\_\_\_
- Aspectos sociais: \_\_\_\_
- Aspectos emocionais: \_\_\_\_
- Saúde mental: \_\_\_\_

21- NEI VFQ-25

Domínios:

- Saúde Geral: \_\_\_\_
- Visão Geral: \_\_\_\_
- Dor Ocular: \_\_\_\_
- Atividades “de perto”: \_\_\_\_
- Atividades “de longe”: \_\_\_\_
- Específico da visão: \_\_\_\_
  - Função social: \_\_\_\_
  - Saúde mental: \_\_\_\_
  - Dificuldades de papel social: \_\_\_\_
  - Dependência: \_\_\_\_
- Dirigir: \_\_\_\_
- Visão de cor: \_\_\_\_
- Visão Periférica: \_\_\_\_
- COMPOSTO DOS 25 itens: \_\_\_\_



## APÊNDICE C – Estudo 2

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

#### **Projeto de pesquisa: MARCADORES TEMPORAIS E ESPACIAIS DA MARCHA DE IDOSAS COMUNITÁRIAS: UM ENFOQUE NA SÍNDROME DA FRAGILIDADE**

**Pesquisadores:**

Henrique de Alencar Gomes (Mestrando)

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup>. Renata Noce Kirkwood (Orientadora)

**Instituição:**

Universidade Federal de Minas Gerais

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Departamento de Fisioterapia

Endereço: Departamento de Fisioterapia – Av. Antônio Carlos, 6627

CEP: 31270-901 - Belo Horizonte – MG

Telefax: (31) 3409-4781

**Objetivo da pesquisa:** o objetivo desta pesquisa é investigar as características biomecânicas da marcha de indivíduos que estão ficando frágeis e que são frágeis. Antes de autorizar sua participação neste Projeto de Pesquisa é necessário que você leia atentamente e compreenda as explicações sobre os procedimentos, a estimativa do tempo de sua permanência no estudo, seus direitos, assim como os benefícios, riscos e desconfortos da pesquisa.

Caso você aceite participar, irá submeter-se aos seguintes procedimentos:

1. Coleta dos seus dados demográficos e clínicos, e responderá a dois questionários, sendo um sobre o seu nível de atividade física e o outro sobre auto-eficácia relacionada às quedas. Após esta entrevista, serão medidas a força de preensão e a velocidade do seu andar.
2. Análise de seu andar é feita ao caminhar em velocidade habitual sobre um tapete de 5,72 metros de comprimento conectado a um computador. O tempo estimado para a realização de todos os procedimentos é de 1 hora.

**Riscos e desconfortos:** a análise do andar apresenta um risco mínimo de quedas e será feita em condições de extrema segurança e por pessoas altamente treinadas. Você poderá se cansar durante a análise do seu andar, que apresentará melhora rápida ao término da coleta. Será permitida, quando solicitada, pausa para descanso.

**Privacidade:** para assegurar anonimato e confidencialidade das informações obtidas, a senhora receberá um número de identificação ao entrar no estudo e seu nome nunca será revelado em nenhuma situação. Qualquer dúvida ou questionamento será atendido pelos responsáveis da pesquisa. A senhora será informada sobre os resultados e andamento da pesquisa, mesmo que isso implique a retirada do seu consentimento. Quando os resultados desta pesquisa forem divulgados em qualquer evento ou revista científica, seus dados não serão identificados, pois serão apresentados sob forma de estatísticas.

**Benefícios:** as medidas obtidas neste estudo contribuirão com a fundamentação científica para maior entendimento das características do andar de idosas que estão ficando frágeis e que são frágeis, podendo auxiliar na elaboração de uma proposta de tratamento mais eficiente.

**Recusa ou abandono:** sua participação neste estudo é inteiramente voluntária, e a senhora é livre para se recusar a participar ou abandonar o estudo a qualquer momento, sem qualquer prejuízo. A senhora não terá nenhum gasto financeiro nem lhe será paga nenhuma remuneração.

Depois de ter lido as informações acima, se for de sua vontade participar deste estudo, por favor, preencha o consentimento abaixo.

**Consentimento 01**

Declaro que li e entendi a informação contida acima, sendo que minhas dúvidas foram satisfatoriamente respondidas. Este formulário está sendo assinado voluntariamente por mim, indicando meu consentimento em participar do estudo.

Belo Horizonte, de \_\_\_\_\_ de 2010.

\_\_\_\_\_  
Assinatura da voluntária

\_\_\_\_\_  
Data

\_\_\_\_\_  
Assinatura do pesquisador

\_\_\_\_\_  
Data

**Telefones para contato:**

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup>. Renata Noce Kirkwood (31) 3409-4791

Pesquisador: Henrique de Alencar Gomes

**Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG:**

Telefone: (31) 3409 4592

Endereço: Av. Antônio Carlos, 6627

Unidade Administrativa II – 2º andar – sala 2005

Campus Pampulha – Belo Horizonte – MG

CEP: 31270-901 – Belo Horizonte - MG

**Comitê de Ética em Pesquisa da Secretaria Municipal de Saúde da Prefeitura de Belo Horizonte:**

Telefone: (31) 3277 5309 – Fax: (31) 3277 7768

Endereço: Av. Afonso Pena, 2336 - 9º andar,

Bairro Funcionários - Belo Horizonte - MG

CEP: 30130-007 – Belo Horizonte – MG

E-mail: coep@pbh.gov.br

## APÊNDICE D – Estudo 2

### Ficha de Avaliação

**Título da Pesquisa:** “Marcadores Temporais e Espaciais da Marcha de Idosas Comunitárias: Um Enfoque na Síndrome da Fragilidade”.

**Avaliador:**

**Data:**

**Origem:**

#### DADOS PESSOAIS Identificação (código):

Nome:

Data de Nascimento:

Idade:

Endereço:

Telefone:

Escolaridade:

Pensionista/Aposentada:

Estado Civil:

#### DADOS GERAIS

Peso (Kg): Estatura (m): IMC (Kg/m<sup>2</sup>):

Comprimento MI D (cm): MIE (cm): Calçado (n.º):

MEEM: \_\_\_ pontos

FES-Brasil: \_\_\_ pontos

História de Cirurgia (quando, parte do corpo, tipo):

História de Fraturas em membros inferiores (quando, parte do MMII, tratamento):

#### Auto-Relato de Comorbidades:

**No último ano, algum médico já disse que a senhora tem os seguintes problemas de saúde?**

Doença do coração como angina, infarto do miocárdio ou ataque cardíaco:

Tumor maligno/câncer:

Pressão alta/hipertensão:

Artrite ou reumatismo:

Derrame/AVC/Isquemia:

Doença do pulmão (bronquite e enfisema):

Diabetes:

Depressão:

Osteoporose:

Medicamentos (uso regular nos últimos 3 meses):

Número de quedas (últimos 12 meses):

Tratamento fisioterápico: