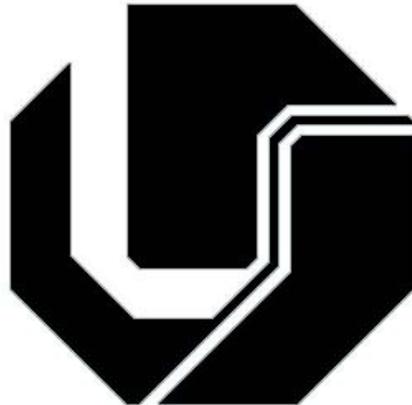


**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA  
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**



**ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA EM ESTEIRA POR MEIO  
DE CICLOGRAMAS EM JOVENS E IDOSOS DE AMBOS OS  
GÊNEROS**

**RÓDNEY SILVA ABREU**

**Uberlândia, Novembro de 2013**

RÓDNEY SILVA ABREU

**ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA EM ESTEIRA POR MEIO  
DE CICLOGRAMAS EM JOVENS E IDOSOS DE AMBOS OS  
GÊNEROS**

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciências, aprovada em 25/11/13.

Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves

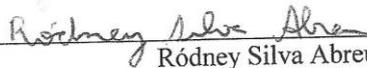
**Uberlândia**

**2013**

RÓDNEY SILVA ABREU

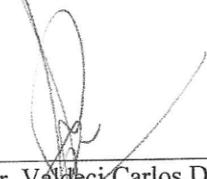
**ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA EM ESTEIRA POR MEIO  
DE CICLOGRAMAS EM JOVENS E IDOSOS DE AMBOS OS  
GÊNEROS**

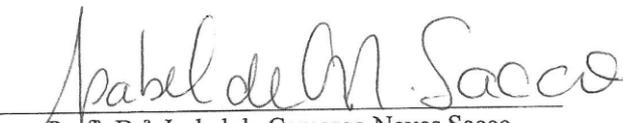
Dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia, perante a banca de professores examinadores abaixo, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

  
Ródney Silva Abreu

Banca examinadora:

  
Prof. Dr. Eduardo Lázaro Naves Martins  
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

  
Prof. Dr. Valdeci Carlos Dionísio  
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

  
Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Isabel de Camargo Neves Sacco  
Universidade de São Paulo - USP

## Dedicatória

Antes de mais nada, dedico a Deus que ilumina a minha vida em todos os momentos, e incondicionalmente a meus pais, Luzia e Augusto, e meus irmãos, Rayane e Régis, por todo amor, carinho, apoio e incentivo.

## **Agradecimentos**

Agradeço ao professor e orientador Eduardo Lázaro Naves Martins pela orientação técnico-científica e disposição durante a execução dessa dissertação;

A todos voluntários dessa pesquisa por sua condescendência;

Aos professores Sílvio Soares dos Santos e Valdeci Carlos Dionísio pelo colaboração e cooperação em diversas etapas desse projeto;

A toda equipe do AFRID, coordenadores e estagiários, em especial a Haiany Borges Silveira e Oliveira pelo seu empenho em recrutar voluntários idosos;

A todos professores do BioLab pela cooperação;

A todos colegas do BioLab, sobretudo ao Lucas, Zezé, Tatiane, Marila, Carol, Reuder, Bruno, Daniel, Mafe, Laíse e Amanda;

Agradeço em especial a Janaína de Oliveira Rodrigues pelo auxílio na elaboração da estrutura do projeto e por todo o incentivo em diversas conversas, e ao Thiago Bruno Caparelli, pela colaboração em todo processo de coleta e análise dos dados;

Aos funcionários da secretária de pós-graduação e do CENESP;

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo suporte financeiro para essa pesquisa;

Aos amigos pela compreensão;

A minha namorada pelo companheirismo, encorajamento e amor;

A minha família pelo apoio em todas decisões da minha vida.

“Só existem dois dias no ano que nada pode ser feito.  
Um se chama ontem e o outro se chama amanhã,  
portanto hoje é o dia certo para amar, acreditar, fazer  
e principalmente viver.”

Dalai Lama

## Resumo

Os ciclogramas são ferramentas de análise de marcha que caracterizam o aspecto geométrico do padrão de locomoção. Estes são diagramas ângulo-ângulo bastante úteis para representar padrões cíclicos como a marcha. A hipótese do presente trabalho foi que os parâmetros extraídos de ciclogramas quadril Joelho permitiriam identificar faixas etárias e gêneros de voluntários durante a marcha em esteira nas inclinações de 0° e 5°. Participaram 40 voluntários adultos saudáveis, fisicamente ativos, sendo 20 jovens (10 do gênero masculino) e 20 idosos (10 do gênero masculino). Os voluntários foram divididos em 4 grupos (grupo jovem masculino (JM), grupo jovem feminino (JF), grupo idoso masculino (IM) e grupo idosos feminino (IF)) e foi calculada a média dos parâmetros área (A), perímetro (P) e a razão  $P/\sqrt{A}$  do ciclograma, além da velocidade e da cadência. A velocidade para JM foi maior que para IM ( $p = 0,00$ ) e para JF foi maior que para IF ( $p = 0,00$ ), enquanto que não foram encontradas significâncias estatísticas entre JM e JF ( $p = 0,59$ ), nem entre IM e IF ( $p = 0,95$ ). A análise dos parâmetros extraídos diretamente do ciclograma permitiu discriminar os grupos estudados segundo a idade ( $p < 0,05$ ), sobretudo com a esteira inclinada a 5°, mas não foi suficiente para determinação do gênero ( $p > 0,508$ ). Os resultados foram confirmados parcialmente, uma vez que houve diferenças por faixa etária, mas não entre gêneros.

Palavras-chave: Marcha, jovens, idosos, gênero, ciclograma

## Abstract

Cyclograms are gait analysis tools that characterizes the geometric aspect of the pattern of locomotion. These are angle-angle diagrams, very useful for representing cyclic patterns such as walking. The hypothesis of this study was that the parameters extracted from the hip-knee cyclograms could identify age and sex of volunteers during walking on a treadmill with 0° to 5° slopes. Subjects were 40 physically active healthy adult volunteers, 20 young people (10 males) and 20 elderly (10 males). The volunteers were divided into 4 groups (young male group (JM), young female group (JF), elderly male group (IM) and elderly female group (IF)) and the average of parameters area (A), perimeter (P) and the ratio  $P/\sqrt{A}$  of cyclogram were calculated, as the speed and cadence. The average speed of JM was higher than IM ( $p=0,00$ ) and was higher than JF to IF ( $p=0,00$ ), while no differences were found between JM and JF ( $p=0,59$ ), nor between IM and IF ( $p=0,95$ ). The parameters extracted directly from cyclogram allow to discriminate the studied groups according to age ( $p<0,05$ ), especially with treadmill inclined a 5°, but it was not enough to determine the gender ( $p>0,508$ ). The results were partially confirmed, because there were differences by age, but not between males and females.

Keywords: Gait, young adults, elderly, gender, cyclogram

# Sumário

1. Introdução.....	13
2. Revisão Bibliográfica.....	16
2.1 Terceira idade.....	16
2.2 Sistema motor.....	17
2.3 Marcha.....	18
2.4 Alterações da marcha com o envelhecimento.....	23
2.5 Diferenças entre gêneros.....	24
2.6 Cinemetria.....	25
2.7 Ciclograma.....	26
3. Materiais e Métodos.....	29
4. Resultados.....	37
5. Discussão.....	49
6. Conclusão.....	54
7. Referências.....	55
Anexo I - Termo de consentimento livre e esclarecido.....	63
Anexo II - Anamnese.....	66
Anexo III - Escala de Equilíbrio de Berg (EEB).....	68

## Lista de Figuras

Figura 1 - Definição de passo e passada.....	19
Figura 2 - Fases da Marcha. Adaptado de Vaughan, Davis, O'Connor (1992).....	21
Figura 3 - Ângulos Articulares. Adaptado de Ellermeijer e Heck (2003).....	25
Figura 4 - Típico ciclograma quadril Joelho. Adaptado de Goswami (1998).....	27
Figura 5 - Aplicação da Escala de Equilíbrio de Berg .....	33
Figura 6 - Posição dos marcadores no hemitórax ..... 34	34
Figura 7 - Procedimento para análise cinemática angular.....	35
Figura 8 - Análise cinemática da marcha no Coach6 com plotagem de ciclograma.....	35
Figura 9 - Média do pico de flexão do joelho em ambas as inclinações .....	42
Figura 10 Média da amplitude de movimento do joelho em ambas as inclinações .....	42
Figura 11 - Médias dos perímetros dos ciclogramas em ambas as inclinações.....	46
Figura 12 - Média da área dos ciclogramas em ambas as inclinações .....	47
Figura 13 - Ciclograma quadril-joelho de voluntário idoso sem inclinação da esteira ..	48
Figura 14 - Ciclograma quadril-joelho de voluntário jovem sem inclinação da esteira.	48

## Lista de Tabelas

Tabela 1 - Características dos voluntários entre gêneros (média $\pm$ desvio padrão) .....	29
Tabela 2 - Características dos voluntários independentemente do gênero (média $\pm$ desvio padrão) .....	30
Tabela 3 - Descrição do exercício físico para os grupos de idosos .....	31
Tabela 4 - Descrição do exercício físico para os grupos jovens.....	32
Tabela 5 Média e desvio padrão da velocidade e cadência dos grupos.....	37
Tabela 6 Comparação da velocidade e da cadência entre grupos na marcha a 0° a 5° pelo teste de análise de variância (ANOVA) a um fator e teste post-hoc Tukey ( $p < 0,05$ )..	38
Tabela 7 - Valores médios e desvios padrão, em graus, para marcha em esteira sem inclinação (ângulo 0°) e com inclinação (ângulo 5°), e comparação das variáveis cinemáticas entre as inclinações da esteira.....	39
Tabela 8 - Comparação das variáveis cinemáticas entre grupos para a marcha em esteira sem inclinação (ângulo 0°) e inclinada (ângulo 5°) através do teste de análise de variância (ANOVA) a um fator e teste post-hoc Tukey ( $p < 0,05$ ).....	41
Tabela 9 - Valores médios e desvio padrão, por voluntário, das variáveis cinemáticas área (em graus <sup>2</sup> ) e perímetro (em graus) para marcha em esteira sem e com inclinação .....	44
Tabela 10 - Comparação dos parâmetros do ciclograma entre grupos de voluntários na marcha em esteira sem inclinação (ângulo 0°) e inclinada (ângulo 5°) através do teste de análise de variância (ANOVA) a um fator e teste post-hoc Tukey ( $p < 0,05$ ) .....	45
Tabela 11 Valores médios da área e perímetro dos ciclogramas.....	46

## Lista de Abreviaturas e Siglas

A	Área
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ACSM	<i>American College of Sports Medicine</i>
ADM	Amplitude de movimento
ADMJ	Amplitude de movimento do joelho
ADMQ	Amplitude de movimento do quadril
AFRID	Atividades Físicas e Recreativas para a Terceira Idade - Vida Ativa
AVD	Atividades de Vida Diária
BIJ	Ângulo do joelho no balanço inicial
BIQ	Ângulo do quadril no balanço inicial
CIJ	Ângulo do joelho no contato inicial
CIQ	Ângulo do quadril no contato inicial
CM	Ciclo de Marcha
EEB	Escala de Equilíbrio de Berg
IF	Grupo idoso feminino
IM	Grupo idoso masculino
IMC	Índice de Massa Corporal
JF	Grupo jovem feminino
JM	Grupo jovem masculino
NBR	Norma Brasileira Regulamentadora
OMS	Organização Mundial de Saúde
P	Perímetro
PEJ	Pico de extensão de joelho
PEQ	Pico de extensão de quadril

PFJ	Pico de flexão de joelho
PFQ	Pico de flexão de quadril
SNC	Sistema Nervoso Central
SUS	Sistema Único de Saúde
TFMM	Teste de Força Muscular Manual

## 1. Introdução

Por meio de uma transição contínua, observa-se uma revolução demográfica: a população mundial tem passado de um modelo caracterizado por altas taxas de natalidade e mortalidade, para outro, em que a fecundidade é cada vez menor e a esperança de vida, maior. No contexto atual, alcançar a terceira idade é uma realidade populacional em diversos países e envelhecer não é mais privilégio de poucos (Terra e Dornelles, 2002; Veras, 2009).

A Organização Mundial de Saúde (OMS) afirma que o processo de envelhecimento da população é decorrente do sucesso das políticas de saúde públicas e sociais adotadas no século XX, como melhoria nas condições de habitação, aumento das áreas com saneamento básico, campanhas sanitárias e de vacinação maciças, ampliação dos sistemas de proteção social e ao desenvolvimento e pesquisa de novos fármacos e terapêuticas (OMS, 2005).

Segundo o Estatuto do Idoso, é considerada idosa a pessoa com idade igual ou superior a 60 (sessenta) anos (Brasil, 2003). Em 1960, a população senil no Brasil era formada por 3 milhões de pessoas; em 1975, eram 7 milhões; e em 2008 aproximou-se de 20 milhões pessoas, ou seja, ocorreu aumento próximo a 700% em menos de 50 anos, evidenciando o acelerado processo de envelhecimento da sociedade brasileira (Veras, 2009). Segundo dados da Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílio (PNAD), do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) de 2011, o número de idosos ultrapassa 23,5 milhões e representa 12,1% da população total.

Para que o idoso possa viver em comunidade de forma independente, deve permanecer andando de maneira segura (Prince *et al*, 1997). A marcha humana é um processo de locomoção em que o corpo ereto e em movimento é sustentado primeiramente por uma perna e, em seguida pela outra perna, permanecendo pelo menos um pé em contato com o solo (Inman *et al*, 1981). Nota-se que caminhar é um dos movimentos mais comuns do homem, sendo que a marcha bípede é aprendida nos primeiros anos de vida e atinge a maturidade aproximadamente aos 7 anos, mantendo sua performance até os 60 anos. Apesar das modificações funcionais decorrentes da senectude, a habilidade de caminhar de forma eficiente e segura é importante para a manutenção da independência funcional da população senil (Prince *et al*, 1997).

Sabe-se que as modificações relevantes no quadro de morbimortalidade, como a redução das doenças infectocontagiosas e a ampliação dos processos patológicos crônico-degenerativos, podem levar a incapacidade física funcional (IBGE, 2009). Desse modo, torna-se necessário verificar as principais alterações que ocorrem no padrão da marcha com a senectude.

Ao se analisar a diferença entre homens e mulheres, sabe-se que diversos estudos têm sido realizados em relação à cinemática e recrutamento muscular do membro inferior (Lephart *et al*, 2002; Schmitz *et al*, 2007), fundamental para a marcha humana.

Para se avaliar a marcha, pode-se utilizar a esteira instrumentalizada, que permite realizar a coleta em pequeno espaço físico, com controle de velocidade e inclinação, simplicidade na captura de vídeo e capacidade de registro de diversos ciclos de marcha consecutivos (Riley *et al*, 2007; Watt *et al*, 2010).

Dentre as diversas ferramentas para caracterização biomecânica da marcha, têm-se os ciclogramas, que foram originalmente propostos por Grieve na década de 60 (Grieve, 1968), com a possibilidade de descrever a coordenação locomotora. Eles são baseados em trajetórias fechadas e eficientes descritores capazes de expressar quantitativamente o ciclo de marcha (CM) humano através dos ângulos produzidos por duas articulações (Goswami, 1998).

Os ciclogramas têm sido utilizados em diversos estudos como, por exemplo, para comparar a marcha bípede e quadrúpede (Charteris *et al*, 1979), identificar padrões de marcha de velocistas e corredores de meia-distância (Decker *et al*, 2007), avaliar gradualmente a evolução do ciclograma na inclinação ascendente e descendente da esteira (Goswami, 1998), diferenciar marcha de pessoas saudáveis e hemiparéticos (Mah *et al*, 1999), dentre outros.

Sabe-se que ocorrem alterações fisiológicas com o envelhecimento (Daly *et al*, 2013; El Haber *et al*, 2008; Kerrigan *et al*, 1998; Shumway-Cook *et al*, 2007) e que existem diferenças de flexibilidade (Araújo, 2008) e de força muscular (Callisaya *et al*, 2008; Skelton *et al*, 1994) entre gêneros. No entanto, o impacto das alterações decorrentes do processo de envelhecimento na marcha e as possíveis diferenças de gênero ainda não são bem compreendidos (Daly *et al*, 2013). Além disso, é necessário desenvolver ferramentas que possam dar subsídios eficazes e práticos aos clínicos para identificar alterações da marcha de forma a produzir intervenções precoces e eficientes.

Os ciclogramas quadril Joelho representam os movimentos de quase todo o corpo (tronco, coxa e perna) e, portanto, podem ser representativos do padrão de marcha do voluntário e proporcionar parâmetros para diferenciar os tipos de marcha (Barton e Lees, 1997). Embora seja conhecido que a variabilidade da largura do passo, duração da passada e velocidade possam identificar em termos cinemáticos jovens e idosos (Hamacher et al, 2011), esse estudo avança em buscar novos parâmetros, como a área e o perímetro advindos do ciclograma, em função da faixa etária e do gênero, para futuras aplicações na discriminação de padrões de marcha fisiológicos e patológicos, fornecendo subsídios para prática clínica. Assim, a hipótese do presente trabalho foi que os parâmetros extraídos de ciclogramas quadril Joelho permitiriam identificar faixas etárias e gêneros de voluntários durante a marcha em esteira nas inclinações de 0° e 5°.

Desse modo o presente trabalho pretende utilizar os parâmetros biomecânicos quantitativos extraídos de ciclogramas quadril Joelho (como área (A), perímetro (P) e razão  $P/\sqrt{A}$ ) como ferramenta para identificação da faixa etária e do gênero de voluntários durante a marcha em esteira, tanto em 0° quanto em 5°.

## 2. Revisão Bibliográfica

### 2.1 Terceira idade

A nova concepção da velhice, a terceira idade, originou-se na França, após a Segunda Guerra Mundial, período em que os idosos se encontravam nas ruas em situação de miséria, excluídos socialmente e com predomínio da política asilar. Em 1962, foi elaborado o Relatório Laroque, que foi uma comissão de estudo dos problemas da velhice, buscando definir uma nova perspectiva para a aposentadoria e o envelhecimento. Esse relatório estimulou modificações ao tratamento dos idosos, como ao propor a manutenção deles em casa. Com a implantação de um sistema de proteção social bem estruturado e uma significativa capacidade de consumo, devido ao crescimento das pensões e aposentadorias, a população senil iniciou um comportamento baseado na arte do bem envelhecer, que consistia em valorizar a qualidade de vida, a autonomia e o dinamismo, além de estimular o investimento de todos os rendimentos financeiros em si mesmo. Essa nova situação dos anciãos merecia uma designação que fosse condizente com a essa realidade, surgindo, então, o termo terceira idade (Peixoto, 2000).

Dessa forma, a terceira idade adquire a dimensão de uma nova etapa da vida localizada entre a aposentadoria e a velhice, sendo um período de realizações pessoais, lazer e prazer. Assim, a expressão é utilizada para designar as pessoas de idade avançada, que preservam as habilidades e capacidades físicas, cognitivas e psíquicas apropriadas. Esse termo busca opor a ideia de senectude como fase depreciativa da vida (Peixoto, 2000).

É irrefutável que o envelhecimento humano é um processo dinâmico, progressivo e irreversível, no qual se encontra modificações morfológicas, fisiológicas, bioquímicas e psicológicas, consequência da ação do tempo, que leva o organismo a uma maior vulnerabilidade (Terra e Dornelles, 2002).

O modelo clássico de senectude humana está sustentado por uma dicotomia entre senescência (envelhecimento fisiológico), correspondente às reduções fisiológicas não agravadas por doenças, estilo de vida ou ambiente; e senilidade (refere-se ao

envelhecimento patológico) causado pela combinação entre senescência com as doenças e fatores adversos do modo de vida e do ambiente (Papaléo e Carvalho Filho, 2000).

O envelhecimento bem-sucedido depende dos hábitos e estilo de vida, a fim de alcançar a promoção da saúde e o bem-estar. A atividade física adotada regularmente ao longo da vida é um dos fatores que promovem aumento da expectativa de vida (Terra e Dornelles, 2002). Entre os diversos fatores que interferem para o hábito de realizar exercícios físicos, tem-se: tipo de atividade profissional, condição física, personalidade, tempo livre, facilidade de acesso a equipamentos desportivos e recreativos, e proximidade de localizações geográficas naturais e/ou artificiais que permitam uma ocupação ativa nos momentos de lazer (Farinatti, 2008).

A qualidade de vida dos idosos está relacionada com o conceito de capacidade funcional, que se refere à possibilidade de manter as habilidades físicas e mentais necessárias para uma vida independente e autônoma (Veras, 2009). A saúde da população idosa pertence a grupo das ações prioritárias nacionais do Sistema Único de Saúde - SUS - e enfatiza o envelhecimento saudável e ativo baseado no paradigma da capacidade funcional, abordada de maneira multidimensional e multidisciplinar (Brasil, 2003). Dessa forma, o idoso que mantém sua independência e autodeterminação, capacidade do indivíduo poder exercer sua autonomia, deve ser considerado saudável, ainda que apresente uma ou mais doenças crônicas (Veras, 2009).

É importante a busca ativa pelas melhores condições do envelhecimento para propiciar reais benefícios ao ser humano: além de viver mais, viver melhor. É necessário identificar os elementos que podem contribuir para o idoso manter um estilo de vida ativo e independente, estabelecendo fatores que possam atrasar ou impedir a fragilidade e a debilidade (Boyer *et al*, 2012; Farinatti, 2008).

## **2.2 Sistema motor**

Sabe-se que a locomoção humana é diferente da maior parte da locomoção animal por ser bípede, com maior participação dos sistemas descendentes, controladores da postura, durante a marcha (Whittle, 1996). Apesar das alterações na forma de andar entre diferentes indivíduos e até no mesmo indivíduo, em decorrência de fatores fisiológicos e psicológicos, observa-se que a marcha ereta bípede pode ser vista como uma ação aprendida (Inman *et al*, 1981). Mesmo quando a marcha é realizada de

maneira inconscientemente e amplamente automatizada, inúmeras fontes de informação e receptores realizam a regulação da marcha (Prince *et al*, 1997).

O controle dos movimentos voluntários está localizado no Sistema Nervoso Central (SNC) no córtex cerebral, especificamente nos córtices motor primário, pré-motor e suplementar no lobo frontal, que compõem vias neurológicas paralelas que formam projeções corticais descendentes somatotopicamente organizadas (Mihailoff e Haines, 2006).

A marcha está relacionada com a maturidade neuromuscular e o desenvolvimento de habilidades motoras. O padrão de marcha no ser humano é adquirido durante os primeiros anos de vida e, com o aprendizado e a prática, o sistema sensorio-motor se adapta para gerar uma sequência ou um conjunto repetido de controle motor que permite ao indivíduo deslocar-se sem a necessidade de um esforço consciente (Magee, 2005; Prince *et al*, 1997).

O desempenho motor do idoso reduz devido a fatores, como ineficiência funcional do SNC e periférico, e em decorrência de disfunções de diversos sistemas, como o visual, vestibular e proprioceptivo. Com o avanço da idade, há uma lentidão no processamento de informações sensoriais pelo SNC que se associa à menor velocidade de condução nervosa, podendo levar a déficits motores (Shumway-Cook e Woollacott, 2000). Desse modo, para determinar os fatores de risco para perda da independência e quedas em idosos, tem-se a Escala de Equilíbrio de Berg (EEB).

O controle postural é determinado pela interação entre o sistema nervoso e musculoesquelético. Dentro deste último, enfatiza-se o componente da função muscular, que se relaciona com a manutenção da estabilidade postural (Shumway-Cook e Woollacott, 1995), fundamental para controle motor voluntário coordenado e conseqüentemente para marcha. Para se avaliar a função muscular, pode-se empregar o teste de força muscular manual (TFMM) através da escala de Oxford, com escores graduados de 0 a 5 (Kendall *et al*, 2007).

### **2.3 Marcha**

Andar é o simples ato de cair para frente e apoiar-se, com um pé sempre em contato com o solo (Magee, 2005). A marcha é o meio natural do corpo se deslocar de um local para outro e também o meio conveniente de percorrer curtas distâncias (Perry

*et al*, 2005). Desse modo, a marcha pode ser definida como um método de locomoção que envolve o uso das duas pernas, alternadamente, para propiciar suporte e propulsão. Ela é o resultado de uma série cíclica de movimentos, caracterizados por momentos de instabilidade, que impulsionam o corpo à frente (Whittle, 1996).

Durante a marcha, a cabeça, o pescoço, o tronco e os braços são carregados e não contribuem diretamente para o ato de andar. Os dois membros inferiores e a pelve são os segmentos anatômicos que formam o sistema locomotor (Perry *et al*, 2005). Nota-se a complexidade desse processo ao perceber que durante a marcha dois terços da massa corporal estão equilibrados sobre dois membros em movimento, além do centro de massa do corpo se deslocar fora da base de suporte por cerca de 80% da passada (Frank e Patla, 2003).

O ciclo de marcha (CM) (ou passada), como demonstrado na Figura 1, é caracterizado pelo início de um determinado evento por um membro e continua até que o mesmo evento se repita novamente com o mesmo membro. Normalmente o evento para delimitar a passada é o toque do calcanhar no solo, desse modo um CM consiste na sequência de movimentos entre dois contatos iniciais consecutivos do calcanhar do mesmo pé (Magee, 2005). O comprimento da passada é a distância entre o contato do calcanhar de um membro no solo e a volta do apoio desse mesmo calcanhar novamente na superfície. Já o comprimento do passo é a distância longitudinal entre o apoio do calcanhar de um membro no solo e o apoio do calcanhar contralateral no solo. A frequência do passo é chamada cadência (Perry *et al*, 2005).

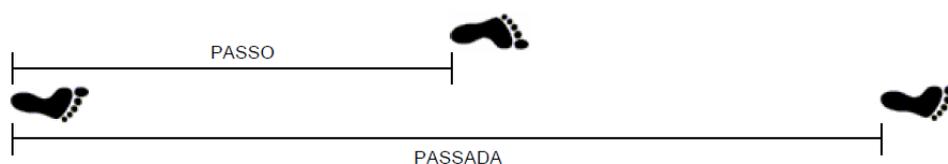


Figura 1 - Definição de passo e passada

Em cada passada, três tarefas funcionais devem ser realizadas: aceitação do peso, em que ocorre a transferência do peso corporal sobre um membro; apoio sobre um único membro, uma vez que o membro contralateral perde o contato com o solo; e avanço do membro em balanço, de modo que para avançar o membro à frente, ocorre oscilação no mesmo sentido (Magee, 2005; O'Sullivan e Schmitz, 2010; Perry *et al*,

2005). Habitualmente, os laboratórios de análise de marcha descrevem a trajetória seguida pelo membro inferior direito. O contato do calcanhar com o solo foi considerado como a ocorrência para o início da análise (Viel, 2001).

Como a marcha humana é um movimento complexo, é necessária a divisão desse meio de locomoção em fases para melhor entendimento e análise. Com relação ao CM, ele pode ser normalizado da seguinte forma: inicia-se com o primeiro contato do pé no solo (0%) até o próximo contato deste mesmo pé no solo (100%). Desse modo, comparações entre indivíduos ou condições que apresentem durações diferentes são possíveis de serem feitas. Os eventos referentes ao CM são considerados eventos temporais e permitem que medidas relacionadas à velocidade, a cadência e a duração do período de apoio e do período de balanço sejam investigadas nos estudos sobre a marcha (Winter, 1991). A importância em se descrever as características temporais e espaciais da marcha bípede relaciona às características como mobilidade articular, controle neural e força muscular (Perry *et al*, 2005).

Caracteristicamente, o CM é composto por duas fases, apoio e balanço. Na marcha normal, a fase de apoio constitui 60% da passada, é definida como o intervalo no qual o pé do membro de referência fica em contato com o solo. A fase de balanço (ou oscilação) corresponde a 40% do CM e consiste no período em que o membro de referência não faz contato com o solo. Um único CM contém as fases de apoio direita e esquerda, como também as fases de balanço tanto direita quanto esquerda. Os períodos de duplo apoio são definidos como os momentos em que os dois pés encontram-se em contato com o solo ao mesmo tempo e é a fase em que ocorre a transferência de peso do corpo de um membro para outro (Magee, 2005; O'Sullivan e Schmitz, 2010; Perry *et al*, 2005).

Especificamente, as fases do CM no período de apoio são: contato inicial, que corresponde ao choque do calcanhar com o solo; resposta à carga, que é quando a face plantar do pé toca a superfície; apoio médio, que ocorre quando o pé contralateral passa o pé de apoio; apoio final, que começa com a saída do calcanhar e termina quando o membro contralateral toca o solo; e pré-balanço, que é a porção do contato inicial do membro contralateral até o levantamento do membro de referência. Seguindo a mesma nomenclatura, as fases do período de balanço são: balanço inicial, que começa imediatamente após a perda de contato do pé com a superfície até a flexão máxima do joelho de referência; balanço médio, que ocorre quando o pé passa outro membro e coincide com o apoio médio do pé contralateral; e balanço final, que ocorre quando a

perna se prepara para o próximo toque do pé na superfície de contato (veja Figura 2) (O'Sullivan e Schmitz, 2010; Perry *et al*, 2005; Vaughan *et al*, 1992).

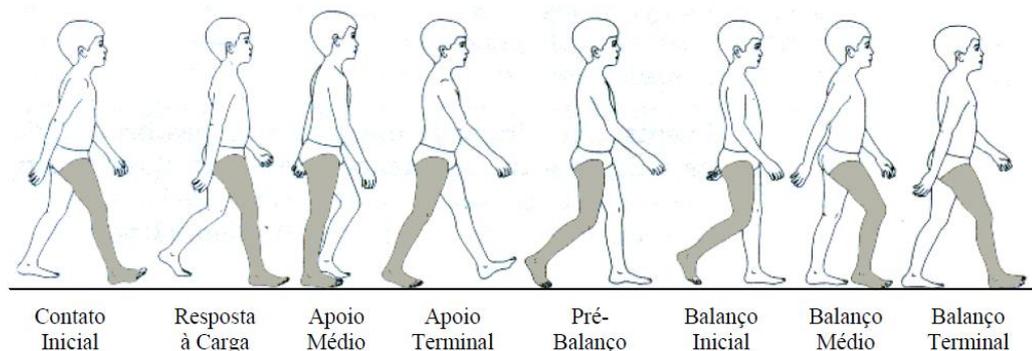


Figura 2 - Fases da Marcha. Adaptado de Vaughan, Davis, O'Connor (1992)

Em padrões de normalidade, para se efetuar a partida da marcha, o indivíduo que tem a intenção de elevar o pé direito, começa por se apoiar mais fortemente deste mesmo lado e, em seguida, transfere seu peso para o pé esquerdo, permitindo desse modo que o pé direito possa deixar o solo (Breniere *et al*, 1987; Carlsöö, 1966). Essa versatilidade funcional permite aos membros inferiores movimentar em degraus, com mudanças de superfície e obstáculos no caminho da progressão. A eficiência nesses movimentos depende da mobilidade articular livre e da atividade muscular que é seletiva na intensidade e duração (Perry *et al*, 2005).

Nota-se que o quadril inicia o CM em flexão, passando a estender até o instante em que o pé deixa o solo. No contato inicial, nota-se de 20° a 40° de flexão dessa articulação, com os músculos glúteo máximo e posteriores da coxa em ação excêntrica para resistir ao momento de flexão. Com o início do apoio médio, essa articulação se estende progressivamente alcançando posição neutra (0°) aos 38% do CM e, em seguida, no apoio terminal observa-se 10° a 15° de extensão do quadril. O pico de atividade extensora ocorre quando o outro pé toca a superfície do solo (aproximadamente 50% do CM). Durante o pré-balanço o quadril, que se encontra estendido e com discreta rotação interna, inverte sua direção de movimento e começa a fletir. Após a liberação do membro na fase de balanço, o quadril volta a flexionar-se com o objetivo de lançá-lo para frente. Clinicamente, considera-se a coxa vertical na postura ereta em repouso como sendo a posição zero, desse modo amplitude de

movimento do quadril (ADMQ) varia entre 10° de extensão e de 30° de flexão (Kadaba *et al*, 1989; Magee, 2005; Perry *et al*, 2005; Rose e Gamble, 1994; Viel, 2001).

Já o joelho tem diversas funções durante a marcha, a saber: suporte de peso, amortecimento de choque, aumento do comprimento da passada e movimentação do pé durante o balanço. No momento do apoio do calcanhar no solo, o joelho está em extensão quase completa variando entre uma discreta hiperextensão (-2°) e flexão (5°). Ainda nessa fase ocorre flexão do joelho devido à aceitação de toda a carga imposta pela parte superior do tronco e então ocorre extensão novamente nessa articulação. Mesmo antes do contato inicial, a musculatura da parte anterior da perna está em pré-tensão, com a contração antecipada do músculo quadríceps para evitar uma flexão exagerada, contribuindo para amortecer o impacto e não permitir que o pé toque bruscamente o solo. Além disso, é possível observar que com o aumento da velocidade da marcha, a flexão do joelho torna-se mais evidente (Magee, 2005; Rose e Gamble, 1994; Viel, 2001).

Após o início do apoio, o joelho flete rapidamente durante a fase de resposta a carga, ocorrendo contração excêntrica do quadríceps para controlar esse movimento. Quando essa junta se encontra flexionada durante os primeiros instantes da fase apoio, ela atua para reduzir a intensidade do choque (Magee, 2005; Perry *et al*, 2005). Já na fase de apoio médio, o joelho se encontra em flexão e se move em direção à extensão. Ao final da fase de apoio, o joelho se movimenta até atingir cerca de 3° a 5° de flexão (uma extensão quase completa) e continua a se dirigir em padrão extensor (Rose e Gamble, 1994; Viel, 2001). Durante o pré-balanço, o joelho desloca da extensão quase completa para 40° de flexão. Durante a fase de oscilação, o joelho se flexiona, elevando o pé em relação à superfície (Magee, 2005). Nota-se que do balanço inicial até o balanço médio, o joelho apresenta movimento cinemático entre 30° a 60° de flexão, com contração concêntrica dos isquiotibiais. Posteriormente, na fase de balanço final essa articulação movimenta até a extensão quase completa (Magee, 2005; Perry *et al*, 2005).

A utilização da esteira instrumentalizada permite realizar a coleta em pequeno espaço físico, com controle de velocidade e inclinação, simplicidade na captura de vídeo e capacidade de registro de diversos ciclos de marcha consecutivos (Riley *et al*, 2007; Watt *et al*, 2010).

Sabe-se que as rampas ou superfícies inclinadas são desafios comumente encontrados por idosos (Berg *et al*, 1997). Vê-se que o grau de dificuldade da marcha sobre superfícies inclinadas é dependente de suas características físicas. De acordo com

o padrão recomendado pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), presente na NBR 9050 publicada em 2004, intitulada de “acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamento urbanos”, as rampas devem ter inclinações de 5,00 a 8,33%, podendo em alguns casos de reformas, quando esgotadas as possibilidades de soluções, utilizar inclinações até 12,5% (ABNT, 2004).

A marcha tem características relacionadas à idade, gênero, velocidade do movimento e patologias. A identificação das características funcionais da marcha é de grande interesse no campo da Biomecânica Clínica (Schöllhorn, 2004).

#### **2.4 Alterações da marcha com o envelhecimento**

Flexibilidade é tanto uma capacidade física como um componente da aptidão física, sendo expressa pelo grau de ADM articular de uma ou um grupo de articulações e inclui a habilidade de desempenhar tarefas específicas (ACSM, 1998). Sabe-se que a flexibilidade tem, dentre outros determinantes, a idade e o condicionamento físico.

O envelhecimento compromete a habilidade do SNC em realizar o processamento dos sinais vestibulares, visuais e proprioceptivos responsáveis pela manutenção do equilíbrio corporal e da locomoção. Isso envolve o sistema musculoesquelético, no qual ocorre à perda da força muscular e flexibilidade, que favorecem a rotação interna de ombros, cifose dorsal, retificação da lordose lombar, flexão de quadris e joelhos, com deslocamento posterior da articulação coxofemoral e inclinação do tronco para frente, tornando os desequilíbrios mais frequentes (Guccione, 2002).

Quanto aos mecanismos que envolvem o equilíbrio, existe o controle antecipatório, que é o mecanismo de resposta rápida para controle postural perante as alterações externas geradas no corpo, e está mais lento em aproximadamente 50% dos idosos durante a execução dos movimentos voluntários. Quando é necessário realizar ajustes na marcha, o idoso utiliza estratégias da região proximal para distal para adaptar-se, enquanto que, por outro lado, o adulto usa a distal para proximal (Hatzitaki *et al*, 2005).

Entre as alterações desencadeadas pela senectude, destaca-se o deslocamento anterior do centro de gravidade; anteriorização da cabeça; diminuição da capacidade de elevação do pé na fase de balanço; passos e passadas mais curtos; aumento do tempo de

duplo apoio; perda do movimento de rolamento do pé (do toque do calcâneo ao desprendimento do hálux); diminuição da ADM articular dos membros inferiores; redução do movimento dos braços e na velocidade da marcha normal (Elble *et al*, 1991; Henriksson e Hirschfeld, 2005; Leiper e Craik, 1991; Mastandrea, 2008).

Segundo Shumway-Cook e Woollacott (1995), com o envelhecimento há diversas alterações nos fatores tempo-espaciais (diminuição na velocidade, no comprimento do passo e no comprimento do ciclo; aumento na largura da passada; aumento no tempo de apoio; aumento no tempo de suporte duplo; diminuição no tempo de balanço); mudanças cinemáticas (diminuição no movimento vertical do centro de massa e no balanço dos braços; aplanamento do pé e do calcanhar; diminuição da estabilidade dinâmica durante o balanço); e variações nos padrões de ativação muscular (aumento na coativação e na rigidez) (Shumway-Cook e Woollacott, 1995).

De acordo com Maki (1997), o aumento da base de suporte e do tempo de permanência na fase de duplo apoio, além da diminuição da velocidade e do comprimento da passada são estratégias para o ganho de estabilidade e adaptações do idoso relacionadas com o medo de cair (Maki, 1997).

## **2.5 Diferenças entre gêneros**

Desde a origem da humanidade, verificam-se diferenças entre os gêneros, visto que os homens caçavam enquanto que as mulheres realizavam trabalhos manuais e cuidavam das crianças (Kimura, 2004). Considerando a força muscular em escores brutos, em todos os grupamentos testados os homens são mais fortes que as mulheres (McArdle *et al*, 1998).

Um fator que contribui para a diferença na força de homens e mulheres relaciona-se com a área de seção transversa do músculo, onde as mulheres geralmente apresentam menores valores que os homens. Entretanto, ao se analisar unidade por unidade, não há diferenças no potencial de força entre os gêneros (Holloway e Baechle, 1990; Monteiro, 1997).

Apesar de diversos estudos têm sido realizados sobre as diferenças entre os gêneros na cinemática e recrutamento muscular do membro inferior humano (Lephart *et al*, 2002; Schmitz *et al*, 2007), existem poucos trabalhos que buscam parâmetros que

diferenciem a marcha de homens e mulheres, surgindo a necessidade de estabelecer métodos capazes de discriminar o padrão de marcha entre gêneros.

## 2.6 Cinemetria

O estudo do movimento, sem se preocupar com suas causas, é denominado de cinemática (Hamill e Knutzen, 2012). Os segmentos corporais giram em torno dos centros das articulações que formam seus eixos de rotação. Na análise biomecânica, para determinação dos ângulos, habitualmente se define as retas como os segmentos do corpo e o vértice como o centro da articulação, conforme visto na Figura 3. Nos estudos biomecânicos, pode-se calcular o ângulo relativo (também denominado de ângulo intersegmentar ou ângulo articular) existente entre eixos longitudinais de dois segmentos, que é utilizado clinicamente, pois é um indicador mais prático da função e da posição da articulação (Hamill e Knutzen, 2012; Magee, 2005; O'Sullivan e Schmitz, 2010; Perry *et al*, 2005). Mensurações dos ângulos de flexão-extensão de quadril e joelho podem ser feitas no sistema de coordenadas que tem origem na articulação do joelho (Ellermeijer e Heck, 2003).

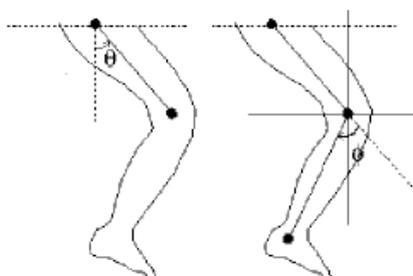


Figura 3 - Ângulos Articulares. Adaptado de Ellermeijer e Heck (2003)

Nas análises biomecânicas, a posição dos marcadores é rastreada automaticamente, sendo sua localização determinada pelo centro da área registrada. Segundo Bateria (2004), a utilização de marcadores propicia rigor máximo à qualidade das imagens, pois consegue identificar plenamente a posição dos pontos característicos (Bateira, 2004).

Na análise cinemática, podem-se determinar diversos parâmetros, a saber: a velocidade e a cadência da marcha, a amplitude de movimento de diversas articulações,

a angulação das articulações em instantes específicos como no contato inicial, no balanço inicial e nos picos (valores máximos), além de variáveis extraídas diretamente do ciclograma como A e P do ciclograma, a razão  $P/\sqrt{A}$ , dentre outros.

## 2.7 Ciclograma

Uma ferramenta de análise de marcha que caracteriza o aspecto geométrico do padrão de locomoção em termos quantitativos é o ciclograma (Heck e van Dongen, 2008). A concepção de ciclogramas, embora seja conhecida pela comunidade científica, não tem sido frequentemente encontrada na literatura. Sabe-se que Grieve (1968) foi o primeiro a propor o uso de ciclogramas, também chamados de diagramas ângulo-ângulo, explicitando que processos cíclicos como a marcha são mais bem compreendidos se estudados com diagramas também cíclicos e propôs incluir informações como instante de tempo do contato do calcanhar e do desprendimento dos dedos (Grieve, 1969; Grieve, 1968). Sabe-se que os ciclogramas são baseados em trajetórias fechadas, são eficientes descritores capazes de expressar quantitativamente o CM humano através dos ângulos produzidos por duas articulações (Goswami, 1998).

Embora exista perda da representação gráfica temporal (Barton e Lees, 1997; Goswami, 1998), o ciclograma apresenta diversas vantagens, tais como a possibilidade de análise cinemática durante um CM completo; a capacidade de expressar intuitivamente sobre o sistema analisado por meio de sua forma/traçado; além de que como a marcha é um movimento coordenado de segmentos do corpo, ela é mais naturalmente compreendida quando analisado simultaneamente duas ou mais articulações do que ao se estudar cinemática articular individualizada (Cavanagh e Grieve, 1973).

Charteris (1982) caracterizou um ciclograma quadril Joelho típico. Nele, o CM completo foi dividido em 10 partes iguais, assinaladas por “\*” e os eventos importantes do CM foram marcados com “o”. O período logo após o contato inicial é representado por uma linha quase vertical demonstrando a rápida flexão do joelho e discreta movimentação do quadril. O choque criado pelo impacto do calcanhar com o solo é rapidamente atenuado durante esse período. Após a fase de resposta a carga, o quadril começa a estender concomitante com o joelho até o apoio médio. Em seguida, a fase de apoio final é caracterizada pela extensão do joelho. Sequencialmente, ocorre o ápice de

extensão do quadril e começa a flexão do joelho. Deve ser notado que o pré-balanço, que corresponde ao desprendimento dos dedos, ocorre antes que o joelho atinja seu pico de flexão. Tipicamente, a fase de balanço inicia com 0° de extensão de quadril e próximo de 80% da flexão máxima de joelho. No balanço médio, nota-se a proximidade do pico de flexão do quadril e do joelho, seguido da extensão dessa última articulação em preparação ao contato inicial seguinte, como visto na Figura 4 (Charteris, 1982; Goswami, 1998). Convencionou-se realizar a leitura do ciclograma em sentido anti-horário (Heck e van Dongen, 2008).

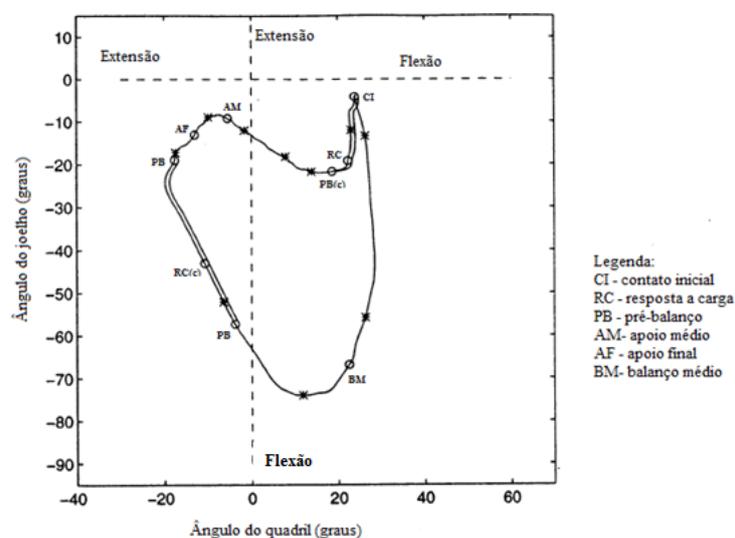


Figura 4 - Típico ciclograma quadril-joelho. Adaptado de Goswami (1998)

Pode-se reparar que os ciclogramas consistem em um conjunto de desiguais linhas retas, que são conectadas por dois pontos sucessivos, e resultam em polígonos irregulares. Eles são conhecidos como curvas paramétricas, que são obtidas quando se plota diretamente variáveis associadas,  $x_1(\lambda)$ ,  $x_2(\lambda)$ , ...,  $x_n(\lambda)$ , onde cada variável é função de um parâmetro  $\lambda$ . No presente contexto, os ângulos articulares são as variáveis e o tempo é o parâmetro (Goswami, 1998).

Sabe-se que a partir de gráficos tempo vs ângulo de articulações individuais, é possível construir ciclogramas ignorando o eixo dos tempos de cada gráfico e plotando diretamente representações ângulo vs ângulo de duas articulações. Em estudos de marcha, devido à facilidade de análise e identificação de fases de interesse, tem sido atribuída maior atenção ao ciclograma quadril-joelho (Goswami, 1998), que

demonstram mudanças na ADM da articulação do quadril em função daquelas variações na ADM da articulação do joelho. Com eles, podem-se efetuar interpretações de relações entre articulações, embora a dimensão temporal seja perdida na representação gráfica (Barton e Lees, 1997).

Na análise da marcha por meio de ciclogramas quadril-joelho, entre outros parâmetros, pode-se determinar a ADM do quadril e do joelho; A e P do ciclograma; excentricidade, orientação da cúspide e a relação adimensional  $P/\sqrt{A}$  (Goswami, 1998; Hershler e Milner, 1980).

### 3. Materiais e Métodos

O presente estudo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia (CEP/UFU), registro número 414/10. A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física e Fisioterapia (FAEFI) no Centro de Excelência Esportiva (CENESP) da UFU.

Os voluntários foram orientados em relação aos objetivos da pesquisa e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo I). Os riscos ou comprometimentos de natureza física proporcionados aos voluntários devido aos procedimentos experimentais foram de natureza mínima. Assim as atividades funcionais solicitadas aos voluntários analisados, bem como a execução destas, buscaram reproduzir AVDs, neste caso a marcha.

A amostra foi constituída de 40 (quarenta) voluntários adultos saudáveis e praticantes de exercícios físicos, sendo 20 jovens (10 de cada gênero), entre 18 a 30 anos (por conveniência) e 20 idosos (10 de cada gênero), acima de 60 anos, segundo o Estatuto do Idoso. Dividiu-se os voluntários em 4 grupos: grupo jovem masculino JM (n = 10), grupo jovem feminino JF (n = 10), grupo idoso masculino IM (n = 10), grupo idoso feminino IF (n = 10). As características como idade, massa corporal, estatura e índice de massa corporal (IMC) são apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1 - Características dos voluntários entre gêneros (média  $\pm$  desvio padrão)

	Grupo Jovem		Grupo Idoso	
	MASCULINO	FEMININO	MASCULINO	FEMININO
<b>IDADE (anos)</b>	22,50 $\pm$ 3,69	20,90 $\pm$ 2,18	71,60 $\pm$ 8,04	66,40 $\pm$ 3,75
<b>MASSA (kg)</b>	74,88 $\pm$ 7,55	55,30 $\pm$ 5,73	72,01 $\pm$ 10,63	62,33 $\pm$ 8,66
<b>ALTURA (m)</b>	1,76 $\pm$ 0,06	1,63 $\pm$ 0,07	1,68 $\pm$ 0,07	1,59 $\pm$ 0,07
<b>IMC (kg/m<sup>2</sup>)</b>	24,14 $\pm$ 2,65	20,90 $\pm$ 1,47	25,48 $\pm$ 2,58	24,85 $\pm$ 3,35

Onde IMC: índice de massa corporal.

Os grupos de idosos eram participantes do projeto Atividades Físicas e Recreativas para a Terceira Idade - Vida Ativa (AFRID) desenvolvido na FAEFI. Os grupos jovens foram formados por voluntários de 18 a 30 anos (Tabela 2) enquanto que os grupos de idosos foram constituídos por voluntários de idade igual ou maior a 60 anos (Tabela 2).

Tabela 2 - Características dos voluntários independentemente do gênero (média  $\pm$  desvio padrão)

	<b>Grupo Jovem</b>	<b>Grupo Idoso</b>
<b>IDADE (anos)</b>	21,70 $\pm$ 3,06	68,95 $\pm$ 6,72
<b>MASSA (kg)</b>	65,09 $\pm$ 11,97	67,17 $\pm$ 10,66
<b>ALTURA (m)</b>	1,70 $\pm$ 0,10	1,63 $\pm$ 0,84
<b>IMC (kg/m<sup>2</sup>)</b>	22,52 $\pm$ 2,67	25,17 $\pm$ 2,96

Onde IMC: índice de massa corporal.

Os critérios de elegibilidade adotados foram: jovens e idosos saudáveis e independentes, sem limitação nas atividades de vida diária; ausência de lesões, traumas, fraturas ou cirurgias de membros inferiores que alterassem a marcha; índice de massa corporal - IMC < 30 kg/m<sup>2</sup>; voluntários sem hipotensão postural, alterações do sistema vestibular no momento do teste e com escore de força muscular maior que 3 na musculatura examinada; escore na Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) maior ou igual a 41; voluntários sem desordens cardiovasculares, doenças reumatológicas ou neurológicas com sequelas motoras; e que aceitassem participar do projeto, assinando o termo de consentimento livre e esclarecido para participação na pesquisa. A Tabela 3 a Tabela 4 exibem o tipo, frequência e tempo de prática de cada exercício físico no grupo idoso e jovem respectivamente.

Tabela 3 - Descrição do exercício físico para os grupos de idosos

<b>Idoso</b>	<b>Idade</b>	<b>Gênero</b>	<b>Tipo de exercício físico</b>	<b>Frequência (semanal)</b>	<b>Tempo pratica (em anos)</b>
<b>1</b>	88	M	Hidrogin.; Musc.	3; 3	6; 2
<b>2</b>	68	F	Dança	2	17
<b>3</b>	63	F	Dança; Musc.; Gin.	2; 5; 5	6; 10; 43
<b>4</b>	62	F	Along.	3	2
<b>5</b>	68	F	Along.	3	12
<b>6</b>	76	M	Along.; Musc.	3; 2	1/4; ¼
<b>7</b>	62	M	Camin.; Hidrog.	3; 3	9; 2
<b>8</b>	71	M	Along.; Musc.	3; 3	1; 1
<b>9</b>	66	F	Along.	3	¼
<b>10</b>	63	M	Hidrog.; Camin.	3; 5	5; 1
<b>11</b>	63	F	Hidrog.; Dança; Gin.; Along.; Musc.	2; 2; 3; 2; 3	3; 10; 9; 9; 2
<b>12</b>	61	F	Volei; Musc.; Pilates	2; 3; 2	7; 7; 3
<b>13</b>	78	M	Gin.	3	8
<b>14</b>	69	F	Along.; Musc.	3; 3	2; 2/3
<b>15</b>	75	M	Hidrog.	3	3
<b>16</b>	66	M	Along.; Gin.; Musc.	2; 2; 2	1; 1; 1
<b>17</b>	72	F	Gin.	3	18
<b>18</b>	71	F	Musc.; Hidrog.; Dança	3; 3; 1	12; 15; 18
<b>19</b>	72	M	Camin.; Dança	3; 1	8; 6
<b>20</b>	65	M	Hidrog.	3	6

Onde M: masculino, F: feminino; Hidrog: hidroginástica; Musc: musculação; Gin: ginástica; Along: alongamento; Camin: caminhada

Tabela 4 - Descrição do exercício físico para os grupos jovens

<b>Idoso</b>	<b>Idade</b>	<b>Gênero</b>	<b>Tipo de exercício físico</b>	<b>Frequência (semanal)</b>	<b>Tempo pratica (em anos)</b>
<b>1</b>	21	M	Camin.	7	¼
<b>2</b>	21	M	Corrida	5	10
<b>3</b>	20	M	Corrida	2	4
<b>4</b>	22	F	Musc.	5	1
<b>5</b>	18	F	Camin.; Dança	1; 2	2; ½
<b>6</b>	29	M	Corrida	1	1/3
<b>7</b>	19	M	Musc.; Futebol	5; 4	2; 10
<b>8</b>	21	M	Musc.; Natação	4; 1	1/6; 18
<b>9</b>	22	F	Spinning	3	4
<b>10</b>	24	F	Spinning; Corrida	3; 2	½; 1
<b>11</b>	20	M	Musc.	6	1/3
<b>12</b>	19	F	Musc.	6	¼
<b>13</b>	26	M	Musc.	5	4
<b>14</b>	24	F	Corrida	3	3
<b>15</b>	28	M	Musc.	5	11
<b>16</b>	20	M	Corrida; Natação	1; 1	¼; ¼
<b>17</b>	21	F	Gin.	2	3
<b>18</b>	18	F	Futebol; Atletismo	3; 2	½; 1/3
<b>19</b>	21	F	Dança	4	¼
<b>20</b>	20	F	Musc.	3	2

Onde M: masculino, F: feminino; Camin: caminhada; Musc: musculação; Gin: ginástica.

Primeiramente, os voluntários foram submetidos a uma anamnese composta por identificação do voluntário, tipo de atividade física realizada, hábitos de vida, cirurgias pregressas, como pode ser visto no Anexo II. A medida da massa corporal mensurada por meio de uma balança antropométrica digital marca Camry<sup>®</sup>, modelo eb9013. Já para a altura dos voluntários utilizou-se fita métrica. Além disso, foi realizada aferição da pressão arterial sistêmica pelo método auscultatório com esfigmomanômetro aneroide (Premium<sup>®</sup>) e estetoscópio (Bic<sup>®</sup>).

Também foi aplicado a EEB que foi validada para língua portuguesa por Miyamoto (Miyamoto *et al*, 2004). A EEB é composta por 14 itens de atividades comuns à vida diária: transferir de sentado para em pé; ficar em pé sem apoio; permanecer sentado sem apoio; passar de em pé para sentado; realizar transferências

entre cadeiras; conservar-se em pé com olhos fechados; permanecer em pé com pés juntos; reclinar a frente com braços estendidos; apanhar objeto do chão; virar para olhar para trás; girar o corpo 360°, colocar os pés alternadamente em um banco; postura em tandem; e ficar em pé apoiado em um dos pés (veja Anexo III) (Whitney *et al*, 2003). Nesse instrumento, cada item possui uma escala ordinal de cinco alternativas que variam de 0 a 4 pontos, sendo o escore total de 56 pontos. Pontuações de 41 a 56 indicam baixo risco de quedas, de 21 a 40 o risco é moderado e abaixo de 20 o risco é alto (Whitney *et al*, 2003). Assim, a aplicação da EEB, mostrada na Figura 5, pode determinar os fatores de risco associados à perda da independência e queda em idosos.



Figura 5 - Aplicação da Escala de Equilíbrio de Berg

Logo após, foi examinada a função muscular do quadril (flexores, extensores e rotadores) e do joelho (flexores e extensores), pelo TFMM através da escala de Oxford com escores de 0 a 5 (Kendall *et al*, 2007). Em seguida, cada voluntário caminhou livremente na esteira durante um período de adaptação sem tempo pré-definido. Após esta etapa, determinou-se sua velocidade de conforto (velocidade autosselecionada) para marcha em ambientes rotineiros. Para esses experimentos foi utilizada uma esteira marca REEBOK®, modelo TR3 Premier Run, motor 3.0 hp, velocidade máxima 16 km/h, variação de inclinação de 0 a 15%, tendo a lona de rolagem 50 cm de largura e 152 cm de comprimento.

O laboratório teve sua janela coberta por um tecido preto para que não houvesse reflexo da luz do ambiente. Foram fixados marcadores de coloração laranja, de 1,0 cm

de raio, com fita adesiva transparente no hemicorpo direito. Com relação aos pontos anatômicos escolhidos para fixação dos marcadores tem-se o trocãter maior do quadril (embora ele não represente o centro da cabeça femoral); o epicôndilo lateral do joelho (fácil localização sobre a parte central da articulação); e o maléolo lateral do tornozelo (Perry *et al*, 2005), conforme visto na Figura 6. Para as articulações do quadril e do joelho foi considerada a simetria entre os membros (Forczek e Staszkiwicz, 2012).

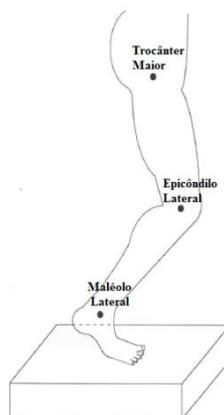


Figura 6 - Posição dos marcadores no hemicorpo direito

Posteriormente os voluntários caminharam em esteira, na velocidade autosseleccionada previamente, com inclinação de 5° por 3 minutos, seguido de pausa por igual período. Este procedimento foi repetido para esteira sem inclinação. A inclinação de 0° foi adotada para representar a marcha em terreno sem inclinação, enquanto que a de 5° foi utilizada para representar uma inclinação passível de ser encontrada no cotidiano, de acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) na Norma Brasileira Regulamentadora (NBR) 9050 (ABNT, 2004). Foram adquiridos, além dos dados cinemáticos analisados, coleta eletromiográfica que será utilizada em estudos futuros.

Para cinemetria foi utilizada uma webcam HD marca Microsoft®, modelo LifeCam Studio, com resolução de 1280 x 720 pixels. O movimento foi filmado no plano sagital a 30 quadros/segundo enquanto o indivíduo andava na esteira. Os ângulos de flexão-extensão de quadril e joelho no membro inferior direito foram feitas no sistema de coordenadas que tem origem na articulação do joelho (Ellermeijer e Heck, 2003) como visto na Figura 7, e registradas pela ferramenta de vídeo da versão 6.42 do software Coach 6 (CMA/AMSTEL®, Amsterdã, Holanda).

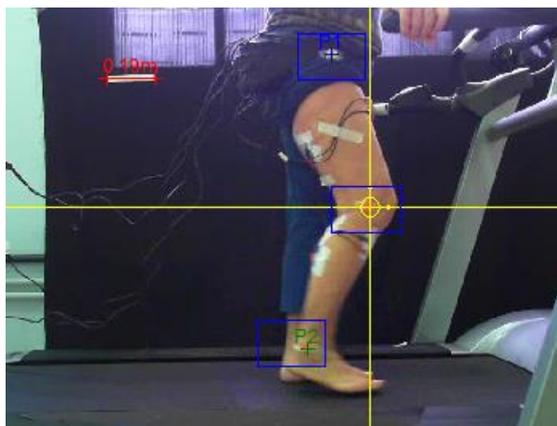


Figura 7 - Procedimento para análise cinemática angular

Para análise cinemática foram selecionadas para cada voluntário 8 passadas sem inclinação e 8 passadas com inclinação a  $5^\circ$ . Para cada uma delas, plotou-se o ciclograma quadril Joelho que demonstra graficamente a relação entre os ângulos dessas articulações possibilitando a análise simultânea dessas variáveis durante todo o CM. Na Figura 8, pode-se observar a marcha de um voluntário jovem, onde se visualiza dados de vídeo obtidos (quadrante A), gráficos dos ângulos do quadril e do joelho em função tempo plotados simultaneamente (quadrante B), ciclograma quadril Joelho (quadrante C), e tabela com as coordenadas do quadril e do joelho que foram plotadas no ciclograma (quadrante D).

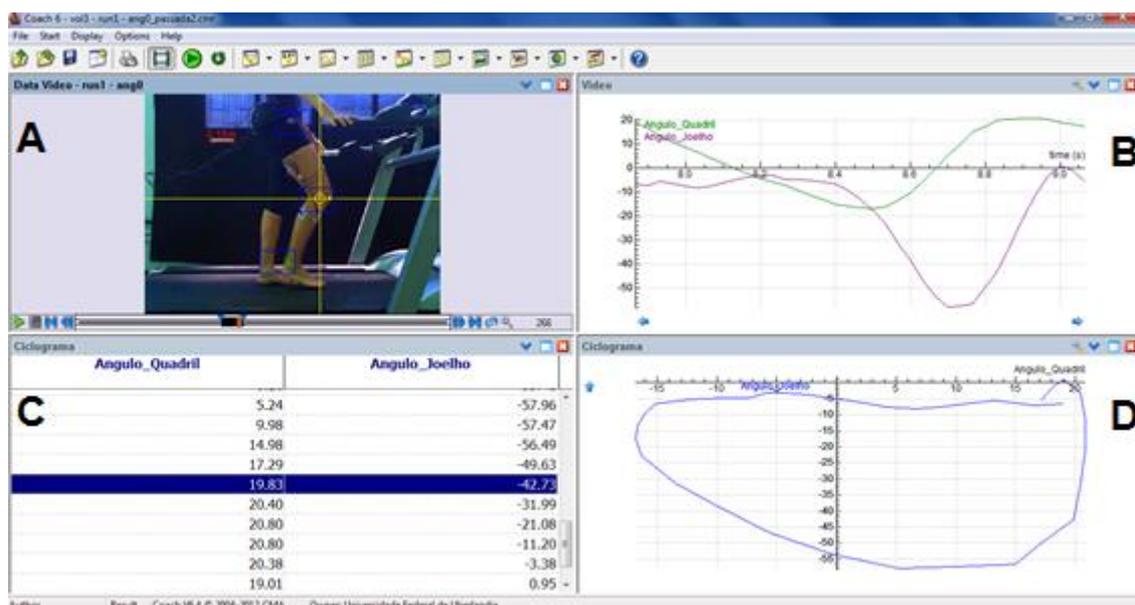


Figura 8 - Análise cinemática da marcha no Coach6 com plotagem de ciclograma

Para cada passada, foram analisadas as seguintes variáveis: velocidade da marcha, cadência da marcha, ângulo do quadril no contato inicial (CIQ), ângulo do joelho no contato inicial (CIJ), ângulo do quadril no balanço inicial (BIQ), ângulo do joelho no balanço inicial (BIJ), pico de flexão de quadril (PFQ), pico de extensão de quadril (PEQ), pico de flexão de joelho (PFJ), pico de extensão de joelho (PEJ), amplitude de movimento do quadril (ADMQ), amplitude de movimento do joelho (ADMJ), área (A) e perímetro (P) do ciclograma, além da razão  $P/\sqrt{A}$ . Para composição dos resultados foi considerado a média das 8 repetições para cada variável.

Para o processamento dos dados, foi realizada análise estatística, onde a normalidade da média dos parâmetros foi verificada por meio do teste de Shapiro-Wilk e para verificar se as variâncias eram estatisticamente iguais entre os grupos (homocedasticidade) utilizou-se o teste de Levene. Em caso de normalidade e homocedasticidade, empregou-se o teste de análise de variância a um critério (ANOVA *one way*), teste post hoc Tukey. Já em caso de heterocedasticidade, determinou-se a diferença significativa entre as médias dos grupos pelo teste de Welch. Nos casos de ausência de normalidade, foi aplicado o teste de Kruskal–Wallis. O nível de significância adotado foi de 0,05 em todos os testes estatísticos.

## 4. Resultados

A prática regular do exercício físico preserva os fatores determinantes da marcha, pela manutenção da força muscular, flexibilidade e equilíbrio, o que retarda ou impede as perdas funcionais. Todos idosos da pesquisa eram praticantes de exercícios físicos e a maioria participava dos grupos do projeto Atividades Físicas e Recreativas para a Terceira Idade - Vida Ativa (AFRID) desenvolvidos na FAEFI. Observou-se que, com relação às modalidades esportivas, 65% dos idosos realizavam mais de um tipo de exercício físico; e com relação ao tempo de prática esportiva, 35% realizavam atividades esportivas entre 5 e 10 anos ao passo que 30% praticavam há mais de 10 anos ininterruptos.

Ao se realizar a análise cinemática da marcha, observam-se na Tabela 5 as médias das velocidades autosseleccionadas para os grupos. Nota-se que a velocidade para JM foi maior que para IM ( $p = 0,000$ ), do mesmo modo que para JF foi maior que para IF ( $p = 0,000$ ), enquanto que não foram encontradas diferenças entre JM e JF ( $p = 0,591$ ), nem entre IM e IF ( $p = 0,947$ ), como visualizado na Tabela 6. Além disso, a Tabela 5 mostra os valores médios de cadência, sendo que apenas a cadência de JM foi maior que IM ( $p = 0,015$ ) para esteira sem inclinação.

Tabela 5 Média e desvio padrão da velocidade e cadência dos grupos

Grupo	Velocidade (km/h)	Cadência (passos/min)	
		Ângulo 0°	Ângulo 5°
<b>JOVEM MASCULINO</b>	3,88 ± 0,45	103,22 ± 2,20	102,4 ± 2,51
<b>JOVEM FEMININO</b>	3,58 ± 0,59	102,88 ± 2,63	101,64 ± 2,45
<b>IDOSO MASCULINO</b>	2,58 ± 0,51	89,76 ± 3,75	93,64 ± 3,16
<b>IDOSO FEMININO</b>	2,71 ± 0,56	100,58 ± 3,01	102,52 ± 3,59

Tabela 6 Comparação da velocidade e da cadência entre grupos na marcha a 0° a 5° pelo teste de análise de variância (ANOVA) a um fator e teste post-hoc Tukey ( $p < 0,05$ )

Grupo	Velocidade		Cadência	
	p (âng 0°)	p (âng 5°)	p (âng 0°)	p (âng 5°)
<b>JM-JF</b>	0,591	0,591	1,00	0,998
<b>JM-IM</b>	<b>0,000*</b>	<b>0,000*</b>	<b>0,015*</b>	0,179
<b>JF-IF</b>	<b>0,004*</b>	<b>0,004*</b>	0,946	0,997
<b>IM-IF</b>	0,947	0,947	0,065	0,169

Em relação à inclinação da esteira, foi realizada comparação entre os dados cinemáticos entre as inclinações da esteira para os grupos (como visto na Tabela 7). Observa-se que, para um mesmo grupo, a variação do nivelamento da esteira não produz diferenças significativas em nenhuma das variáveis analisadas.

Tabela 7 - Valores médios e desvios padrão, em graus, para marcha em esteira sem inclinação (ângulo 0°) e com inclinação (ângulo 5°), e comparação das variáveis cinemáticas entre as inclinações da esteira

Variável	Grupo	0°	5°	P
CIQ	JM	18,43 ± 3,07	20,95 ± 3,63	0,11
	<b>JF</b>	<b>20,02 ± 2,66</b>	<b>22,20 ± 4,07</b>	<b>0,17</b>
	IM	19,57 ± 2,50	21,25 ± 2,67	0,17
	<b>IF</b>	<b>18,35 ± 4,00</b>	<b>19,41 ± 3,94</b>	<b>0,56</b>
CIJ	JM	-3,01 ± 3,764	-4,26 ± 4,34	0,50
	<b>JF</b>	<b>-3,71 ± 4,50</b>	<b>-5,85 ± 5,34</b>	<b>0,35</b>
	IM	-14,76 ± 10,17	-16,46 ± 10,63	0,72
	<b>IF</b>	<b>-13,24 ± 12,87</b>	<b>-13,45 ± 12,90</b>	<b>0,97</b>
BIQ	<b>JM</b>	<b>-2,43 ± 3,82</b>	<b>-2,43 ± 2,80</b>	<b>1,00</b>
	JF	-1,34 ± 3,50	-2,37 ± 4,89	0,60
	<b>IM</b>	<b>-5,28 ± 3,76</b>	<b>-3,56 ± 4,07</b>	<b>0,34</b>
	IF	-4,54 ± 4,52	-4,40 ± 3,87	0,94
BIJ	JM	-45,97 ± 6,55	-43,72 ± 5,01	0,40
	<b>JF</b>	<b>-47,61 ± 4,23</b>	<b>-44,43 ± 6,46</b>	<b>0,21</b>
	IM	-39,04 ± 4,85	-39,19 ± 4,83	0,95
	<b>IF</b>	<b>-41,82 ± 4,73</b>	<b>-39,60 ± 4,91</b>	<b>0,32</b>
PFQ	<b>JM</b>	<b>22,26 ± 2,51</b>	<b>23,82 ± 3,00</b>	<b>0,22</b>
	JF	23,26 ± 2,641	25,27 ± 3,56	0,17
	<b>IM</b>	<b>20,43 ± 2,31</b>	<b>22,30 ± 2,43</b>	<b>0,10</b>
	IF	19,72 ± 3,96	20,75 ± 3,92	0,57
PEQ	JM	-13,62 ± 2,81	-12,60 ± 2,56	0,41
	<b>JF</b>	<b>-11,70 ± 3,49</b>	<b>-12,31 ± 4,41</b>	<b>0,73</b>
	IM	-15,32 ± 3,40	-14,26 ± 3,85	0,52
	<b>IF</b>	<b>-16,20 ± 3,84</b>	<b>-15,30 ± 2,68</b>	<b>0,55</b>

Variável	Grupo	0°	5°	P
PFJ	JM	-55,85 ± 5,27	-54,83 ± 5,14	0,67
	JF	-58,95 ± 5,25	-57,63 ± 5,90	0,60
	IM	-47,09 ± 4,72	-47,80 ± 4,27	0,73
	IF	-49,94 ± 5,41	-49,12 ± 5,79	0,75
PEJ	JM	-0,93 ± 3,25	-1,77 ± 3,19	0,57
	JF	-1,22 ± 3,60	-3,0260 ± 3,34	0,26
	IM	-2,20 ± 5,16	-3,05 ± 4,88	0,71
	IF	-2,40 ± 5,61	-2,09 ± 5,04	0,90
ADMQ	JM	35,17 ± 2,66	36,43 ± 3,14	0,35
	JF	34,95 ± 3,77	37,58 ± 4,60	0,18
	IM	35,75 ± 3,84	36,56 ± 4,27	0,66
	IF	35,91 ± 5,64	36,04 ± 5,20	0,96
ADMJ	JM	55,63 ± 6,69	53,06 ± 5,20	0,35
	JF	57,74 ± 6,96	54,60 ± 5,74	0,29
	IM	44,88 ± 5,45	44,75 ± 4,94	0,95
	IF	47,54 ± 7,11	44,04 ± 6,35	0,87

Observa-se que houve diferenças estatisticamente significantes entre grupos nas variáveis CIJ, BIJ, ADMJ, PFQ, PEQ e PFJ conforme pode ser visto na Tabela 8.

Tabela 8 - Comparação das variáveis cinemáticas entre grupos para a marcha em esteira sem inclinação (ângulo 0°) e inclinada (ângulo 5°) através do teste de análise de variância (ANOVA) a um fator e teste post-hoc Tukey ( $p < 0,05$ )

Variável	Grupo	p (âng 0°)	p (âng 5°)	Variável	Grupo	p (âng 0°)	p (âng 5°)
CIQ	JM-JF	0,664	0,864	CIJ	JM-JF	0,998	0,979
	JM-IM	0,834	0,998		JM-IM	<b>0,023*</b>	<b>0,023*</b>
	JF-IF	0,631	0,326		JF-IF	0,086	0,255
	IM-IF	0,807	0,670		IM-IF	0,980	0,878
BIQ	JM-JF	0,923	1,000	BIJ	JM-JF	0,893	0,991
	JM-IM	0,380	0,921		JM-IM	<b>0,024*</b>	0,247
	JF-IF	0,277	0,666		JF-IF	0,075	0,200
	IM-IF	0,975	0,963		IM-IF	0,630	0,998
PFQ	JM-JF	0,870	0,525 <sup>1</sup>	PEQ	JM-JF	0,592	0,998 <sup>1</sup>
	JM-IM	0,511	0,499 <sup>1</sup>		JM-IM	0,682	0,820 <sup>1</sup>
	JF-IF	<b>0,049*</b>	<b>0,007*<sup>1</sup></b>		JF-IF	<b>0,027*</b>	0,285 <sup>1</sup>
	IM-IF	0,947	0,889 <sup>1</sup>		IM-IF	0,938	0,688 <sup>1</sup>
PFJ	JM-JF	0,543	0,644	PEJ	JM-JF	0,999	0,908
	JM-IM	<b>0,003*</b>	<b>0,027*</b>		JM-IM	0,921	0,903
	JF-IF	<b>0,002*</b>	<b>0,005*</b>		JF-IF	0,935	0,958
	IM-IF	0,609	0,944		IM-IF	1,000	0,955
ADMQ	JM-JF	0,999	0,913 <sup>1</sup>	ADMJ	JM-JF	0,890	0,926
	JM-IM	0,989	0,996 <sup>1</sup>		JM-IM	<b>0,004*</b>	<b>0,010*</b>
	JF-IF	0,953	0,701 <sup>1</sup>		JF-IF	<b>0,007*</b>	<b>0,022*</b>
	IM-IF	1,000	0,913 <sup>1</sup>		IM-IF	0,803	0,796

\*Diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

<sup>1</sup>Distribuição não normal. Foi aplicado teste de Kruskal-Wallis com nível de significância de 5%

Em termos de significância estatística, nota-se que JF expressa maior PFQ que IF na marcha com e sem aclive da esteira. Já para a variável PEQ, na marcha sem inclinação, IF exibe valores médios maiores de extensão de quadril que JF. Ao analisar o PFJ, constatam-se diferenças significativas entre JM e IM e também entre JF e IF em ambas as obliquidades da esteira, como visualizado na Figura 9.

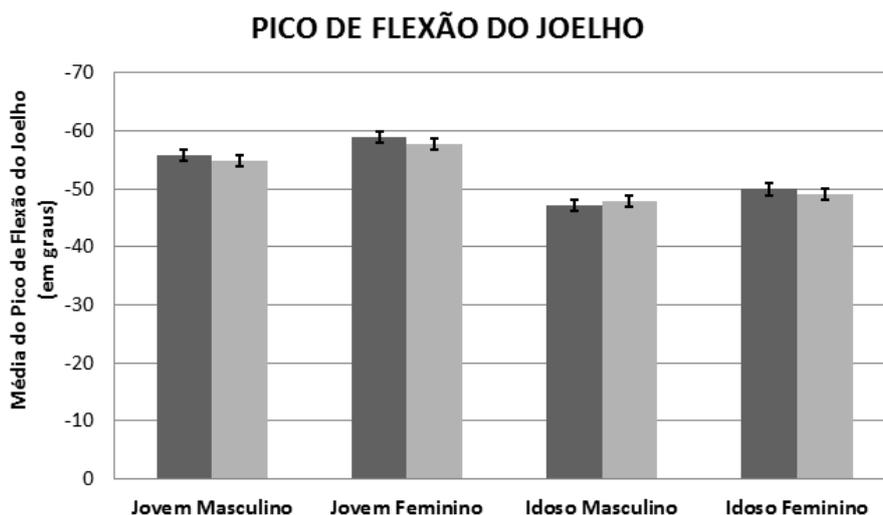


Figura 9 - Média do pico de flexão do joelho em ambas as inclinações

Com relação à ADMJ, os grupos jovens possuem índices médios maiores de excursão do joelho, e se encontrou diferenças significativas tanto entre JM e IM, em ambas as inclinações da esteira, como entre JF e IF, também em ambos os níveis da esteira, como visto na Figura 10.

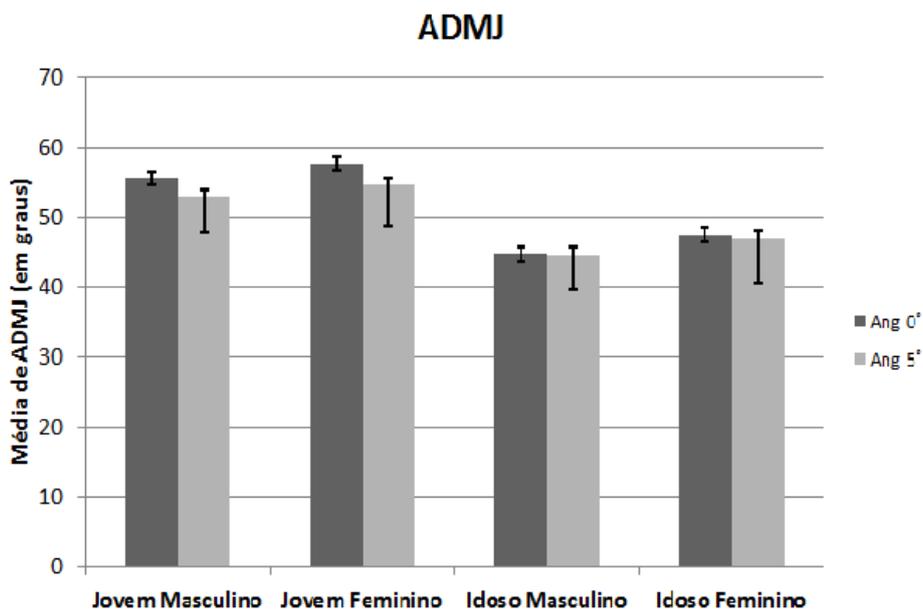


Figura 10 Média da amplitude de movimento do joelho em ambas as inclinações

Ao se considerar um ciclograma fechado, três aspectos geométricos característicos têm relevância que são A, P e a relação adimensional  $P/\sqrt{A}$ . Valores médios e desvios padrão, por voluntário, para essas variáveis extraídas do ciclograma para marcha em esteira sem inclinação (ângulo  $0^\circ$ ) e com inclinação (ângulo  $5^\circ$ ) podem ser vistos na Tabela 9.

Nota-se que não houve diferenças estatisticamente significantes entre nenhum dos grupos ao analisar a variável  $P/\sqrt{A}$ . Veja Tabela 10.

Tabela 9 - Valores médios e desvio padrão, por voluntário, das variáveis cinemáticas área (em graus<sup>2</sup>) e perímetro (em graus) para marcha em esteira sem e com inclinação

	Vol.	Ângulo 0°		Ângulo 5°	
		Área	Perímetro	Área	Perímetro
Jovem Masculino	1	1337,31 ± 37,78	171,73 ± 4,32	1395,58 ± 105,92	166,42 ± 6,98
	2	1538,49 ± 50,41	177,73 ± 3,14	14981,59 ± 80,93	175,71 ± 5,56
	3	1298,93 ± 74,59	151,80 ± 3,47	1386,40 ± 61,40	154,43 ± 4,01
	7	1130,83 ± 43,26	181,72 ± 7,27	1155,50 ± 50,91	172,63 ± 3,05
	8	1274,11 ± 55,12	170,77 ± 6,18	1267,76 ± 51,66	174,29 ± 7,54
	9	1335,07 ± 26,62	163,23 ± 5,31	1175,23 ± 46,34	160,65 ± 5,96
	12	1219,39 ± 69,05	146,83 ± 2,65	1363,16 ± 30,14	151,63 ± 3,37
	14	1317,42 ± 50,17	154,69 ± 3,36	1344,60 ± 49,10	156,06 ± 2,84
	20	1188,69 ± 39,51	146,48 ± 5,33	1233,40 ± 78,83	152,77 ± 4,01
	23	930,49 ± 38,49	137,75 ± 4,59	866,21 ± 62,95	135,76 ± 2,88
Jovem Feminino	4	1194,80 ± 23,25	162,46 ± 4,14	1289,15 ± 56,19	167,61 ± 4,39
	5	1498,80 ± 72,27	178,78 ± 5,04	1456,45 ± 80,62	175,95 ± 5,21
	10	1578,67 ± 82,11	178,50 ± 5,12	1527,79 ± 109,68	173,99 ± 4,03
	11	1266,26 ± 120,38	154,30 ± 4,35	1258,60 ± 112,57	150,50 ± 8,44
	13	1108,91 ± 91,27	156,48 ± 5,00	1034,17 ± 91,21	150,30 ± 7,69
	15	1621,57 ± 46,18	188,70 ± 5,37	1659,57 ± 73,94	185,60 ± 5,32
	24	1415,17 ± 60,40	182,81 ± 3,48	1369,22 ± 46,48	173,87 ± 4,03
	32	967,76 ± 81,71	132,96 ± 4,71	1028,23 ± 50,49	135,22 ± 4,52
	39	1384,00 ± 63,79	163,41 ± 4,90	1500,77 ± 97,55	159,03 ± 4,13
	40	1168,56 ± 113,49	151,47 ± 7,99	1204,44 ± 83,73	149,29 ± 3,75
Idoso Masculino	6	744,67 ± 64,26	122,65 ± 5,42	797,82 ± 35,03	125,89 ± 5,09
	21	576,95 ± 65,98	119,61 ± 7,17	571,03 ± 63,13	116,04 ± 4,39
	22	1167,01 ± 50,23	156,70 ± 4,23	1111,49 ± 49,31	154,20 ± 4,95
	25	777,89 ± 41,02	131,75 ± 2,68	853,18 ± 34,34	135,04 ± 3,38
	27	963,03 ± 59,07	141,75 ± 4,83	949,80 ± 55,69	140,81 ± 4,22
	30	1009,11 ± 64,13	154,08 ± 2,56	942,21 ± 106,22	146,01 ± 4,64
	33	1192,66 ± 78,96	163,42 ± 3,81	1129,48 ± 61,92	153,90 ± 3,99
	34	717,35 ± 79,31	117,68 ± 3,16	710,53 ± 21,57	118,56 ± 2,92
	37	1128,18 ± 59,45	144,90 ± 4,22	1151,57 ± 101,77	155,28 ± 6,84
	38	860,61 ± 69,35	144,59 ± 6,30	888,23 ± 48,68	148,86 ± 2,93

<b>Idoso Feminino</b>	<b>16</b>	1114,40 ± 61,33	156,84 ± 6,47	1102,12 ± 92,15	155,15 ± 7,98
	<b>17</b>	1773,38 ± 17,87	170,72 ± 1,68	1315,06 ± 105,27	158,70 ± 5,26
	<b>18</b>	1463,49 ± 72,79	181,91 ± 5,27	1516,56 ± 72,21	183,42 ± 3,59
	<b>19</b>	944,21 ± 56,80	133,17 ± 4,23	946,58 ± 68,57	129,36 ± 5,52
	<b>26</b>	575,96 ± 41,60	121,49 ± 7,12	638,59 ± 43,31	123,20 ± 4,85
	<b>28</b>	860,01 ± 43,92	127,41 ± 2,02	899,09 ± 47,54	130,03 ± 4,18
	<b>29</b>	1167,68 ± 55,66	153,78 ± 2,88	1145,32 ± 79,32	145,79 ± 6,77
	<b>31</b>	767,58 ± 50,79	125,83 ± 4,41	726,96 ± 37,14	126,53 ± 3,96
	<b>35</b>	767,85 ± 50,48	120,15 ± 4,72	715,33 ± 20,29	110,18 ± 2,87
	<b>36</b>	1040,90 ± 55,12	147,07 ± 5,03	1102,28 ± 45,91	154,71 ± 9,74

Onde Vol.: Voluntário.

Tabela 10 - Comparação dos parâmetros do ciclograma entre grupos de voluntários na marcha em esteira sem inclinação (ângulo 0°) e inclinada (ângulo 5°) através do teste de análise de variância (ANOVA) a um fator e teste post-hoc Tukey ( $p < 0,05$ )

<b>Grupo</b>	<b>Área</b>		<b>Perímetro</b>		<b>P/VA</b>	
	p (âng 0°)	p (âng 5°)	p (âng 0°)	p (âng 5°)	p (âng 0°)	p (âng 5°)
<b>JM-JF</b>	0,939	0,911	0,931	0,993	0,934 <sup>1</sup>	0,942
<b>JM-IM</b>	<b>0,018*</b>	<b>0,004*</b>	0,061	<b>0,041*</b>	0,373 <sup>1</sup>	0,603
<b>JF-IF</b>	0,081	<b>0,011*</b>	0,052	<b>0,044*</b>	0,998 <sup>1</sup>	0,977
<b>IM-IF</b>	0,622	0,735	0,953	0,990	0,616 <sup>1</sup>	0,508

\*Diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

<sup>1</sup>Distribuição não normal. Foi aplicado teste de Kruskal-Wallis com nível de significância de 5%

Com relação ao perímetro dos ciclogramas (Tabela 11), ressalta-se que para o mesmo gênero, os grupos jovens apresentaram valores de perímetros maiores que grupos idosos, ou seja, com a esteira inclinada a 5°, o perímetro para JM foi 14,70% superior ao IM, tal como para JF foi 14,33% maior que para IF, como visto na Figura 11. Portanto, observa-se diferenças estatisticamente significantes entre as médias dos perímetros tanto entre JM e IM quanto entre JF e IF na marcha com obliquidade 5° (veja Tabela 10).

Tabela 11 Valores médios da área e perímetro dos ciclogramas

		Área (graus <sup>2</sup> )	Perímetro (graus)
<b>Jovem Masculino</b>	Ang 0°	1257,07 ± 158,50	160,26 ± 14,89
	Ang 5°	1268,65 ± 177,11	160,04 ± 12,50
<b>Jovem Feminino</b>	Ang 0°	1320,47 ± 214,24	165,00 ± 17,17
	Ang 5°	1332,84 ± 209,63	162,04 ± 15,65
<b>Idoso Masculino</b>	Ang 0°	913,75 ± 211,17	139,71 ± 16,19
	Ang 5°	910,53 ± 188,79	139,46 ± 14,91
<b>Idoso Feminino</b>	Ang 0°	1047,56 ± 356,47	143,84 ± 21,64
	Ang 5°	1010,50 ± 279,97	141,70 ± 21,72

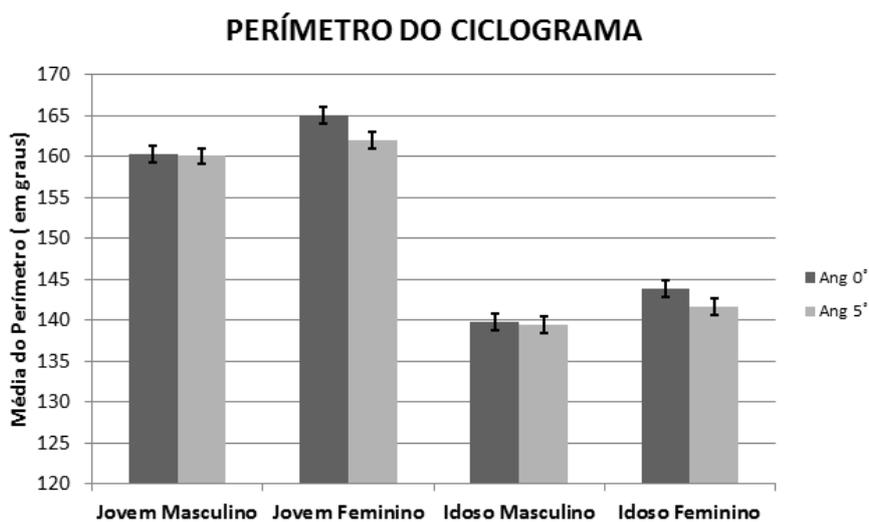


Figura 11 - Médias dos perímetros dos ciclogramas em ambas as inclinações

Repara-se que, para um mesmo gênero, os grupos jovens apresentam valores médios de área maiores que os grupos idosos (veja Figura 12), porque sem inclinação da esteira, a área para JM se mostrou 37,58% maior que para IM e com obliquidade a 5°, a área para JM se apresentou 39,33% maior que para IM, assim como para JF se mostrou 31,89% maior que para IF. Desse modo, constata-se diferenças estatisticamente significantes nas médias entre JM e IM em ambas as inclinações da esteira, além do JF em relação ao IF na marcha com alicive a 5°, conforme visto na Tabela 10. Ao se analisar voluntários da mesma faixa etária, as diferenças nos valores médios de área e perímetro (Tabela 10) não foram estatisticamente significativas.

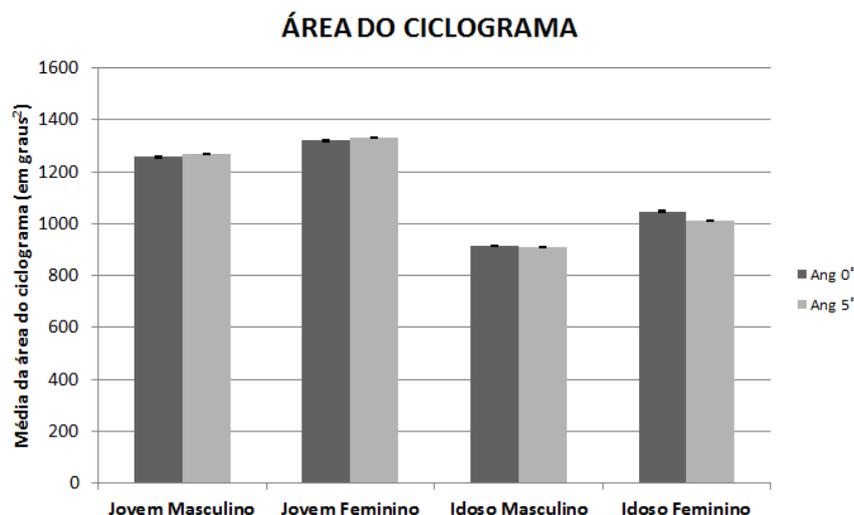


Figura 12 - Média da área dos ciclogramas em ambas as inclinações

Neste estudo, ao se comparar diversas faixas etárias, foram encontradas diferenças na marcha dos voluntários com parâmetros extraídos dos ciclogramas, sobretudo com a esteira inclinada a 5°. Encontraram-se diferenças significativas para área entre os grupos JM e IM em ambas as inclinações da esteira; e entre JF e IF com a esteira inclinada a 5°. Já para perímetro, encontraram-se significâncias estatísticas com a esteira em obliquidade de 5° entre JM e IM e também entre JF e IF.

A Figura 13 e a Figura 14 mostram ciclograma quadril Joelho sinalizando as fases da marcha de voluntários do gênero feminino, idoso e jovem, respectivamente, sem inclinação da esteira. Observa-se que a interpretação dos ciclogramas abrange seus aspectos qualitativos, como os diferentes tipos de traçados e as alterações mais destacadas no contato inicial e no formato geométrico do ciclograma.

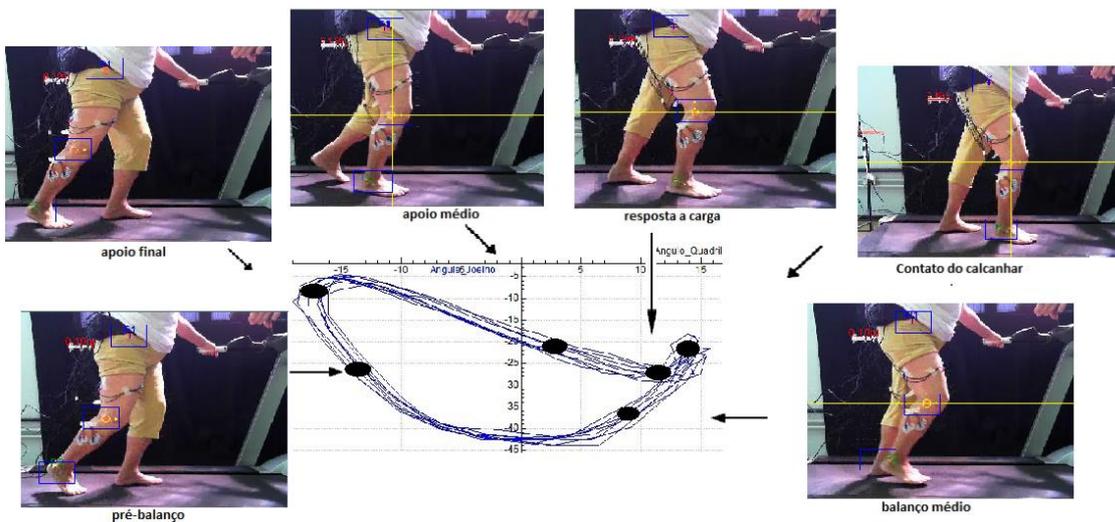


Figura 13 - Ciclograma quadril-jelho de voluntário idoso sem inclinação da esteira

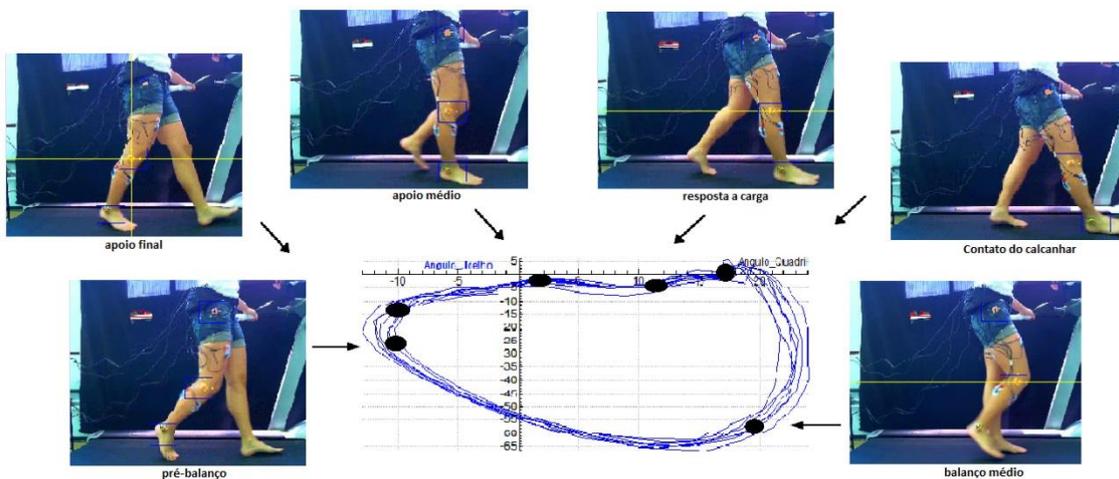


Figura 14 - Ciclograma quadril-jelho de voluntário jovem sem inclinação da esteira

## 5. Discussão

O objetivo desse trabalho foi utilizar os parâmetros biomecânicos quantitativos extraídos de ciclogramas quadril Joelho como ferramenta para identificação da faixa etária e do gênero de voluntários durante a marcha em esteira, tanto em 0° quanto em 5°. A hipótese do presente trabalho foi que os parâmetros extraídos de ciclogramas quadril Joelho permitiriam identificar faixas etárias e gêneros de voluntários durante a marcha em esteira nas inclinações de 0° e 5°. Os resultados confirmam parcialmente esta hipótese, uma vez que houve diferenças na faixa etária, mas não entre gêneros.

Encontrou-se, nesse estudo, que a velocidade dos idosos é 28% menor que a velocidade dos jovens. Esses dados estão coerentes com Elble et al. (1991), que afirma que a média de velocidade na marcha autosselecionada para os idosos é 20% menor (Elble et al, 1991). Valores do presente trabalho apontam que a velocidade autosselecionada média para os jovens e para os idosos foram inferiores aos dados normativos para marcha em velocidade normal apresentados por de Oberg et al (1993) (Öberg et al, 1993). Bohannon et al. (1997) avaliaram 230 indivíduos saudáveis, de 20 a 79 anos, e concluíram que a velocidade da marcha está relacionada com a idade, altura e força muscular dos membros inferiores (Bohannon, 1997). Porém, segundo estudo de Castro et al (2000), com 15 idosos brasileiros, de ambos os gêneros, as velocidades autosselecionadas são menores que os dados de Oberg et al. (1993), devido a menor estatura e comprimento de passos da população brasileira (Castro et al, 2000).

Observou-se maior cadência do JM em relação ao IM com a esteira sem inclinação. Magee (2005) e Rodgers (1995) afirmam que a cadência normal é de 90 a 120 passos por minuto, sendo que as mulheres tem maior índice, ultrapassando em 6 a 9 passos os homens. Com a idade, ela diminui (Magee, 2005; Rodgers, 1995).

Evidências epidemiológicas afirmam efeito positivo de um estilo de vida ativo e da prática regular de exercício físico como forma de promover envelhecimento satisfatório (Litvoc e Brito, 2004), corroborando com os achados dessa pesquisa, realizada com voluntários que praticavam exercícios físicos, na qual não se encontrou diferenças significativas nas variáveis do quadril em sua amplitude de movimento, angulações no contato inicial e balanço inicial, e na articulação do joelho quando se observou o seu pico de extensão.

Os dados obtidos sugerem que as variáveis do quadril (PFQ e PEQ) e do joelho (CIJ, BIJ, PFJ e ADMJ) sofrem influência da idade. Verificou-se maior ADMJ para os grupos jovens. Ao se comparar os grupos em relação à idade, observou diferenças significativas entre todos os grupos. Esse resultado este em concordância com Ostrosky et al (1994), que analisaram a ADM na marcha de 30 indivíduos jovens (15 de cada gênero) e 30 idosos (15 de cada gênero) e observaram que o grupo senil apresentou valores menores de extensão de joelho (Ostrosky et al, 1994).

Ao se comparar a marcha com e sem alicive da esteira, notou-se que a flexão de joelho para JM aumentou 41,5%, para JF elevou 57,7%, para IM aumentou 11,6% e para IF elevou 1,74%. Lange et al (1996) afirmam que ao aumentar a inclinação da esteira de 0 a 24%, em voluntários adultos jovens em velocidade autosselecionada, ocorre ajustes no membro inferior no contato inicial com aumento de 31% de flexão do joelho e elevação de 23% na flexão do quadril (Lange et al, 1996). Lay, Hass e Gregor (2005) mostraram que a marcha em esteira inclinada provoca um aumento na flexão do quadril, joelho e tornozelo desde o balanço médio até o contato inicial (Lay et al, 2005).

Os ciclogramas mantêm a informação espacial original, sendo fácil sua interpretação e otimizando aplicações clínicas (Goswami, 1998). A interpretação desses diagramas é parcialmente quantitativa, embora o uso de termos quantitativos e qualitativos sejam comumente referidos para forma e inclinação do ciclograma. Milliron e Cavanagh (1990) forneceram dados para análise cinemática do membro inferior durante variações de velocidade na corrida. Esses autores afirmam que na interpretação dos diagramas, com o aumento da velocidade, a impressão visual principal foi que eles simplesmente ficaram maiores em todas direções, exceto na extensão do joelho (Milliron e Cavanagh, 1990).

A evolução da marcha pode ser representada e caracterizada pela localização das coordenadas quadril-joelho no espaço (Goswami, 1998) o que permite ciclogramas com configurações geométricas diferentes. Assim, a visualização do ciclograma poderia fornecer um quadro mais completo associando os parâmetros de velocidade, amplitude de movimento (ADM), área e perímetro de forma simultânea, apresentando melhor as características do quadril e joelho durante a marcha. Sabe-se que em condições patológicas, como osteoartrite de quadril e joelho, há redução da velocidade da marcha (Magalhães *et al*, 2013; Mündermann *et al*, 2004; Watelain *et al*, 2001) alterando a configuração geométrica do ciclograma. Então a análise da marcha por meio do

ciclograma poderia contribuir, por meio da análise da marcha, nos critérios para classificação e graduação da osteoartrite.

Para a marcha de voluntários saudáveis em diferentes velocidades, embora o perímetro e a área do ciclograma tenham uma relação aproximadamente linear com a velocidade média da marcha, a razão adimensional  $P/\sqrt{A}$  permanece aproximadamente constante (Goswami, 1998). Os resultados desse estudo corroboram essa premissa, uma vez que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos na análise da razão  $P/\sqrt{A}$  (Tabela 10). Além disso, a linearidade entre a velocidade média, o perímetro e a área do ciclograma foi verificada, uma vez que a menor velocidade dos idosos produziu ciclogramas com menores áreas e perímetros. Por outro lado, a maior velocidade dos jovens implicou em ciclogramas com maiores áreas e perímetros. Com a esteira inclinada a  $5^\circ$ , a análise dos ciclogramas entre os grupos mostra que os idosos possuem menor perímetro que os jovens; como este se relaciona com a amplitude de movimento das articulações, é possível afirmar que o trabalho executado é menor; isto é condizente com passos menores e menor velocidade, o que está de acordo com os dados registrados.

Ainda com a esteira nivelada a  $5^\circ$ , o estudo dos dados permite afirmar que os jovens tiveram maior área do ciclograma que os idosos; como a área relaciona-se com a ADM articular (Goswami, 1998), infere-se que o grupo jovem possui maior mobilidade do que o grupo idoso. O declínio da flexibilidade na população senil pode ser resultante da rigidez de tendões, ligamentos e capsulas articulares devido a deficiências no colágeno (Shephard, 2003). Por outro lado, durante o envelhecimento também há acentuada perda da força muscular (Kwon et al, 2001; van der Krogt et al, 2012), o que também pode influenciar fortemente a redução da ADM (Guccione, 2002). Portanto, menores velocidades autosselecionadas estiveram associadas a menores valores de ADM dos idosos, o que resultou em menor área e perímetro no ciclograma. Embora com a esteira nivelada a  $0^\circ$  se tenha obtido significância estatística para área apenas entre JM e IM, houve forte tendência nessa direção entre JF e IF, tendência igualmente observada no perímetro entre JM e IM e também entre JF e IF, o que poderia ter sido alcançada com uma amostra maior.

Segundo Araújo (2008), as mulheres tendem a ser mais flexíveis que os homens desde os cinco anos de idade (5%), com a diferença se acentuando após a puberdade (de 10 a 15%) e, progressivamente, na terceira idade (20%) (Araújo, 2008). Porém, a análise do ciclograma realizada nesse estudo não se mostrou eficaz na identificação de

ciclogramas masculino e feminino dentro de uma mesma faixa etária, porque não foram encontradas diferenças significativas. Observa-se que, dentro de uma mesma faixa etária, não se observou diferenças entre gêneros em nenhuma das variáveis analisadas (veja Tabela 8 e Tabela 10). O gênero masculino, embora menos flexível, apresenta maior força muscular do que o gênero feminino (Hannah et al, 2012; Inglis et al, 2013). Assim, a menor flexibilidade poderia ser compensada pela maior força muscular, mantendo ADM e os parâmetros do ciclograma similares ao gênero feminino. Isso sugere a necessidade do emprego de métodos de maior complexidade matemática, como o cálculo da excentricidade e dos momentos no ciclograma (Goswami, 1998), além de maior variação de inclinação da esteira, para tentar diferenciar o padrão de marcha entre gêneros.

Os resultados deste estudo sugerem que, embora não tenha sido suficiente para determinação diferenciação de gênero, o ciclograma quadril Joelho é um método promissor para análise da marcha de maneira simples e prática, pois a investigação de parâmetros como A, P e razão  $P/\sqrt{A}$  do ciclograma permitiu discriminar a idade dos grupos estudados, sobretudo com a esteira inclinada a 5°. Contudo, acredita-se que isto possa ser alcançado empregando-se técnicas mais avançadas de processamento de dados como, por exemplo, ferramentas de inteligência artificial a exemplo das redes neurais (Barton e Lees, 1997; Kutilek e Farkasova, 2011). Outra possibilidade seria a utilização de instrumental mais sofisticado de forma a permitir uma análise tridimensional da marcha e, conseqüentemente, a investigação de novos parâmetros orientados para a determinação do gênero.

A quantidade reduzida de câmeras utilizadas, análise bidimensional, número de angulações da esteira e de articulações examinadas podem ser considerados como limitações do estudo. Apesar delas, este estudo foi capaz de diferenciar a marcha entre indivíduos de diversas faixas etárias, sobretudo com a esteira inclinada a 5°. Outra limitação a ser considerada é a adoção de velocidades autosselecionadas diferentes para cada voluntário, entretanto este procedimento foi utilizado em vários estudos prévios presentes na literatura (Borghese *et al*, 1996; Kutilek e Farkasova, 2011). Porém deve-se ressaltar que, atualmente, a análise quantitativa da marcha se restringe, com raríssimas exceções, a ambientes laboratoriais de pesquisa devido ao alto custo dos equipamentos utilizados.

Finalmente, deve-se ressaltar que atualmente a análise quantitativa da marcha se restringe, com raríssimas exceções, a ambientes laboratoriais de pesquisa, devido ao alto

custo dos equipamentos utilizados. Este estudo buscou fornecer uma ferramenta quantitativa economicamente acessível, que embora não tenha dimensão temporal, permite maior simplicidade e rápida metodologia de análise de dados, possibilitando sua utilização para orientar profissionais de saúde na caracterização da marcha, fornecendo subsídios para acompanhamento clínicos, cirúrgicos e terapêuticos.

## 6. Conclusão

Foram encontradas diferenças significativas na área do ciclograma entre os grupos JM e IM para ambas inclinações da esteira; e entre JF e IF com a esteira inclinada a 5°. Já para o perímetro, encontraram-se significâncias estatísticas com a esteira inclinada a 5° entre JM e IM e também entre JF e IF.

O estudo do ciclograma mostrou-se eficaz na separação de padrões de marcha entre adultos jovens e idosos, sobretudo com a esteira inclinada a 5°. Pretendeu-se assim iniciar a identificação de parâmetros úteis para caracterizar a marcha de jovens e idosos por meio da cinemática angular e do uso de ciclograma, buscando-se obter uma nova ferramenta clínica para análise de marcha.

Assim, a análise dos parâmetros extraídos diretamente do ciclograma permitiu discriminar os grupos estudados segundo a idade ( $p < 0,05$ ), sobretudo com a esteira inclinada a 5°, mas não foi suficiente para determinação do gênero. Desse modo, novas pesquisas devem ainda ser realizadas para, por exemplo: verificar o comportamento do ciclograma em indivíduos ativos e sedentários; estabelecer critérios objetivos para diferenciação da marcha fisiológica em diferentes faixas etárias; determinar precauções de segurança durante a marcha em fase inicial de doenças; identificar padrões de marchas patológicas em diversos quadros clínicos; tentar mapear correlações entre o marcha de diversas faixas etárias e suas respectivas alterações nos ciclogramas; fornecer dados quantitativos da marcha em condições pré-cirúrgica e compará-los com a situação pós-cirúrgica; auxiliar no estabelecimento de diretrizes para tratamentos fisioterapêuticos; e discutir critérios relacionados à progressão do programa de reabilitação.

## 7. Referências

ABNT NBR 9050: Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos. ABNT; 2004.

ACSM. Position Stand Exercise and Physical Activity for Older Adults. *Med. Sci. Sports. Exerc.*; 1998. p. 992-1008.

Araújo C. Flexibility assessment: normative values for flexitest from 5 to 91 years of age. *Arquivos brasileiros de cardiologia*. 2008;90(4):280-7.

Barton J, Lees A. An application of neural networks for distinguishing gait patterns on the basis of hip-knee joint angle diagrams. *Gait & posture*. 1997;5(1):28-33.

Bateira JCM. Caracterização e Visualização de Movimento para Aplicações em Biomecânica. Universidade do Porto, Porto, Portugal. 2004.

Berg WP, Alessio HM, Mills EM, Tong C. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. *Age and Ageing*. 1997;26(4):261-8.

Bohannon RW. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20—79 years: reference values and determinants. *Age and Ageing*. 1997;26(1):15.

Borghese NA, Bianchi L, Lacquaniti F. Kinematic determinants of human locomotion. *Journal of Physiology*. 1996;493(3):863-79.

Boyer KA, Andriacchi TP, Beaupre GS. The role of physical activity in changes in walking mechanics with age. *Gait & posture*. 2012.

Brasil. Estatuto do Idoso. In: Saúde Md, editor. 1 ed. Brasília2003.

Breniere Y, DO MC, Bouisset S. Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *Journal of Motor Behavior*. 1987;19(1):62-76.

Callisaya ML, Blizzard L, Schmidt MD, McGinley JL, Srikanth VK. Sex modifies the relationship between age and gait: a population-based study of older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2008;63(2):165-70.

Carlsöö S. The initiation of walking. *Acta anatomica*. 1966;65(1):1.

Castro CLN, Santos JACB, Leifeld PS, Bizzo LV, Silva LC, Almeida TF, et al. Estudo da marcha em idosos: resultados preliminares. *Acta fisiátrica*. 2000;7(3):103-7.

Cavanagh P, Grieve D. The graphical display of angular movement of the body. *Br J Sports Med*. 1973 1973;7:129-33.

Charteris J. Human gait cyclograms: Conventions, speed relationships and clinical applications. *International Journal of Rehabilitation Research*. 1982;5(4):507.

Charteris J, Leach D, Taves C. Comparative kinematic analysis of bipedal and quadrupedal locomotion: a cyclographic technique. *Journal of Anatomy*. 1979;128(Pt 4):803.

Daly RM, Rosengren BE, Alwis G, Ahlborg HG, Sernbo I, Karlsson MK. Gender specific age-related changes in bone density, muscle strength and functional performance in the elderly: a-10 year prospective population-based study. *BMC geriatrics*. 2013;13(1):71.

Decker L, Berge C, Renous S, Penin X. An alternative approach to normalization and evaluation for gait patterns: Procrustes analysis applied to the cyclograms of sprinters and middle-distance runners. *Journal of Biomechanics*. 2007;40(9):2078-87.

El Haber N, Erbas B, Hill K, Wark J. Relationship between age and measures of balance, strength and gait: linear and non-linear analyses. *Clinical Science*. 2008;114:719-27.

Elble RJ, Thomas SS, Higgins C, Colliver J. Stride-dependent changes in gait of older people. *Journal of Neurology*. 1991;238(1):1-5.

Ellermeijer T, Heck A, editors. *Walk like a Physicist; An Example of Authentic Education*. Proceedings of the GIREP 2002 Conference; 2003.

Farinatti PTV. *Envelhecimento: promoção da saúde e exercício: bases teóricas e metodológicas*: Manole; 2008.

Forczek W, Staszkiwicz R. An Evaluation of Symmetry in the Lower Limb Joints During the Able-Bodied Gait of Women and Men. *Journal of Human Kinetics*. 2012;35:47-57.

Frank JS, Patla AE. Balance and mobility challenges in older adults: Implications for preserving community mobility. *American journal of preventive medicine*. 2003;25(3):157-63.

Goswami A. A new gait parameterization technique by means of cyclogram moments: Application to human slope walking. *Gait & posture*. 1998;8(1):15-36.

Grieve D. The assessment of gait. *Physiotherapy*. 1969;55(11):452.

Grieve D. Gait patterns and the speed of walking. *Biomedical Engineering*. 1968;3(3):119-22.

Guccione AA. *Fisioterapia geriátrica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002.

Hamacher D, Singh N, Van Dieën J, Heller M, Taylor W. Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review. *Journal of The Royal Society Interface*. 2011;8(65):1682-98.

Hamill J, Knutzen KM. *Bases biomecânicas do movimento humano*. 3 ed: Manole; 2012.

Hannah R, Minshull C, Buckthorpe MW, Folland JP. Explosive neuromuscular performance of males versus females. *Experimental Physiology*. 2012;97(5):618-29.

Hatzitaki V, Amiridis IG, Arabatzi F. Aging effects on postural responses to self-imposed balance perturbations. *Gait & posture*. 2005;22(3):250-7.

Heck A, van Dongen C. Gait analysis by high school students. *Physics Education*. 2008;43:284.

Henriksson M, Hirschfeld H. Physically active older adults display alterations in gait initiation. *Gait & posture*. 2005;21(3):289-96.

Hershler C, Milner M. Angle-angle diagrams in the assessment of locomotion. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1980;59(3):109-25.

Holloway JB, Baechle TR. Strength training for female athletes. *Sports Medicine*. 1990;9(4):216-28.

IBGE. Indicadores Sociodemográficos e de Saúde no Brasil. Disponível em [http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/indic\\_socioaude/2009/com\\_sobre.pdf](http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/indic_socioaude/2009/com_sobre.pdf). Acessado em 01/03/13.

Inglis JG, Vandenboom R, Gabriel DA. Sex-related differences in maximal rate of isometric torque development. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2013;23(6):1289-94.

Inman VT, Ralston HJ, Todd F. *Human walking*: Williams & Wilkins; 1981.

Kadaba M, Ramakrishnan H, Wootten M, Gainey J, Gorton G, Cochran G. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society*. 1989;7(6):849.

Kendall FP, McCREARY EK, Provance PG, Abeloff D, Andrews PJ, Krausse CC. *Músculos, provas e funções; com Postura e dor*: Editora Manole; 2007.

Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U, Lipsitz LA, Collins JJ. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1998;79(3):317-22.

Kimura D. Human sex differences in cognition, fact, not predicament. *Sexualities, Evolution & Gender*. 2004;6(1):45-53.

Kutilek P, Farkasova B. Prediction of lower extremities' movement by angle-angle diagrams and neural networks. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2011;13(2).

Kwon IS, Oldaker S, Schrage M, Talbot LA, Fozard JL, Metter EJ. Relationship between muscle strength and the time taken to complete a standardized walk-turn-walk test. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2001;56(9):B398-B404.

Lange GW, Hintermeister R, Schlegel T, Dillman C, Steadman J. Electromyographic and kinematic analysis of graded treadmill walking and the implications for knee rehabilitation. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1996;23(5):294.

Lay AN, Hass CJ, Gregor RJ. The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. *Journal of Biomechanics*. 2005;39(9):1621-8.

Leiper CI, Craik RL. Relationships between physical activity and temporal-distance characteristics of walking in elderly women. *Physical Therapy*. 1991;71(11):791-803.

Lephart SM, Ferris CM, Riemann BL, Myers JB, Fu FH. Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clinical orthopaedics and related research*. 2002;401:162-9.

Litvoc J, Brito FCd. Envelhecimento prevenção e promoção da saúde; *Prevention aging and promotion of the health*: Atheneu; 2004.

Magalhães CMB, Resende RA, Kirkwood RN. Increased hip internal abduction moment and reduced speed are the gait strategies used by women with knee osteoarthritis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2013;23(5):1243-9.

Magee DJ. *Avaliação musculoesquelética*. 4 ed. Barueri: Manole; 2005.

Mah C, Hulliger M, O'Callaghan I, Lee R. Quantitative kinematics of gait patterns during the recovery period after stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis*. 1999;8(312-329).

Maki BE. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *Journal of the American geriatrics society*. 1997;45(3):313.

Mastandrea L. *Avaliação da marcha em idosas ativas e sedentárias*. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2008.

McArdle W, KATCH FI, Katch VL. *Fisiologia do Exercício-energia, nutrição e performance humana*. *Fisiologia do Exercício: energia, nutrição e performance humana*. 1998.

Mihailoff G, Haines D. *Sistema motor I: influência espinhal, do tronco cerebral e sensorial periférica nos neurônios do corno anterior*. *Neurociência fundamental para aplicações básicas e clínicas*. Rio de Janeiro: Elsevier; 2006.

Milliron M, Cavanagh P. Sagittal plane kinematics of the lower extremity during distance running. *Biomechanics of distance running*. Champaign, IL: Human Kinetics; 1990. p. 65-99.

Miyamoto S, Lombardi Junior I, Berg K, Ramos L, Natour J. Brazilian version of the Berg balance scale. *Brazilian journal of medical and biological research*. 2004;37(9):1411-21.

Monteiro WD. Força muscular: uma abordagem fisiológica em função do sexo, idade e treinamento. *Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde*. 1997;2(2):50-66.

Mündermann A, Dyrby CO, Hurwitz DE, Sharma L, Andriacchi TP. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. *Arthritis & Rheumatism*. 2004;50(4):1172-8.

O'Sullivan SB, Schmitz TJ. *Fisioterapia: avaliação e tratamento*. 5 ed. Barueri: Manole; 2010.

Öberg T, Karsznia A, Öberg K. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of rehabilitation research and development*. 1993;30:210-.

OMS. *Envelhecimento ativo: uma política de saúde*. In: *Saúde OMD*, editor. Brasília: Organização Panamericana de Saúde; 2005. p. 60.

Ostrosky KM, VanSwearingen JM, Burdett RG, Gee Z. A comparison of gait characteristics in young and old subjects. *Physical Therapy*. 1994;74(7):637-44.

Papaléo NM, Carvalho Filho ET. *Geriatrics: fundamentos, clínica e terapêutica* 2000.

Peixoto CE. *Envelhecimento e imagem: as fronteiras entre Paris e Rio de Janeiro*: Annablume; 2000.

Perry J, Araújo AGN, de Freitas CD, Schoneberger B. *Análise de marcha*. Normal M, editor: Manole; 2005.

Prince F, Corriveau H, Hébert R, Winter DA. Gait in the elderly. *Gait & posture*. 1997;5(2):128-35.

Riley PO, Paolini G, Della Croce U, Paylo KW, Kerrigan DC. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & posture*. 2007;26(1):17-24.

Rodgers M. Dynamic foot biomechanics. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1995;21:306-.

Rose J, Gamble JG. *Human Walking*. Baltimore 1994.

Schmitz RJ, Kulas AS, Perrin DH, Riemann BL, Shultz SJ. Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clinical biomechanics*. 2007;22(6):681-8.

Schöllhorn W. Applications of artificial neural nets in clinical biomechanics. *Clinical biomechanics*. 2004;19(9):876-98.

Shephard RJ. Envelhecimento, atividade física e saúde; Aging, physical activity and health: Phorte; 2003.

Shumway-Cook A, Woollacott M. Attentional demands and postural control: the effect of sensory context. *Journals of Gerontology-Biological Sciences and Medical Sciences*. 2000;55(1):M10.

Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control: theory and practical applications: Williams & Wilkins Baltimore; 1995.

Shumway-Cook A, Guralnik JM, Phillips CL, Coppin AK, Ciol MA, Bandinelli S, et al. Age-Associated Declines in Complex Walking Task Performance: The Walking InCHIANTI Toolkit. *Journal of the American geriatrics society*. 2007;55(1):58-65.

Skelton DA, GREIG CA, DAVIES JM, Young A. Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65–89 years. *Age and Ageing*. 1994;23(5):371-7.

Terra NL, Dornelles B. Envelhecimento bem-sucedido: Edipucrs; 2002.

van der Krogt MM, Delp SL, Schwartz MH. How robust is human gait to muscle weakness? *Gait & posture*. 2012;36(1):113-9.

Vaughan CL, Davis BL, O'connor JC. Dynamics of human gait: Human Kinetics Publishers USA; 1992.

Veras R. Envelhecimento populacional contemporâneo: demandas, desafios e inovações. *Rev Saúde Pública*. 2009;43(3):548-54.

Viel E. Marcha humana, a corrida e o salto: biomecânica, investigações, normas e disfunções: Editora Manole Ltda; 2001.

Watelain E, Dujardin F, Babier F, Dubois D, Allard P. Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2001;82(12):1705-11.

Watt JR, Franz JR, Jackson K, Dicharry J, Riley PO, Kerrigan DC. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clinical biomechanics*. 2010;25(5):444-9.

Whitney S, Wrisley D, Furman J. Concurrent validity of the Berg Balance Scale and the Dynamic Gait Index in people with vestibular dysfunction. *Physiotherapy Research International*. 2003;8(4):178-86.

Whittle MW. *Gait analysis: an introduction*. 2 ed. Oxford: Butterworth Heinemann; 1996.

Winter DA. *Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological* 1991.

## **Anexo I - Termo de consentimento livre e esclarecido**

### ESTUDO DA RELAÇÃO ENTRE PARÂMETROS CINEMÁTICOS, CINÉTICOS E DE ATIVIDADES MUSCULARES ENVOLVIDOS NA MARCHA HUMANA DURANTE O PROCESSO DE ENVELHECIMENTO NATURAL

Responsáveis: Ródney Silva Abreu (Mestrando em Ciências – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia), Thiago Bruno Caparelli (Doutorando em Ciências – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia) e Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves (Orientador).

Você está sendo convidado(a) para participar da pesquisa intitulada “Estudo da relação entre parâmetros cinemáticos, cinéticos e de atividades musculares envolvidos na marcha humana durante o processo de envelhecimento natural”. Os avanços tecnológicos e na área da saúde ocorrem através de estudos como este e por isso sua participação é importante. Nesta pesquisa nós estamos buscando entender como o caminhar de jovens e idosos modifica com o envelhecimento; e quais as mudanças que ocorrem na marcha em solo e na esteira em voluntários de diferentes faixas etárias.

O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido será obtido antes do início da pesquisa, no momento de acesso a amostra e somente em seguida começará a coleta de dados.

Na sua participação você irá caminhar normalmente e enquanto isso, você estará sendo filmado, e serão também colocados alguns adesivos nos membros inferiores, que irão registrar alguns dados.

Você poderá deixar de participar da pesquisa ou retirar seu consentimento a qualquer momento, sem precisar assumir qualquer tipo de ônus, indenização ou ressarcimento e sem sofrer nenhum tipo de coação. Por sua participação na pesquisa, você não receberá qualquer dinheiro, mas terá a garantia que todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa não serão de sua responsabilidade. O seu nome não aparecerá em nenhum momento do estudo, pois você será identificado por um número.

Não há riscos em sua participação. Os benefícios da participação na pesquisa estão na aquisição, por parte do indivíduo, de novos conhecimentos e orientações deles decorrentes acerca da qualidade da sua marcha.

O conjunto de dados poderá ser divulgado em congressos, eventos científicos, revistas ou outros meios de divulgação, mas sempre seu nome será mantido em sigilo. Você poderá ter acesso aos resultados e conclusões do estudo, bastando para isso entrar em contato com os pesquisadores e agendar um horário para que possa receber informações globais constantes do relatório final de pesquisa. Durante o estudo, você poderá ter todas as informações que desejar. Para isso, os pesquisadores estarão a sua disposição para orientar ou sanar possíveis dúvidas ao longo de sua participação na pesquisa.

Uma cópia deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ficará com você.

Qualquer dúvida a respeito da pesquisa, você poderá entrar em contato com Eduardo Lázaro Martins Naves (34) 3239-4769 (eduardonaves@yahoo.com.br); Ródney Silva Abreu (34) 9175-8689 (rodneyabreu@gmail.com); e Thiago Bruno Caparelli (34) 9198 7469 (caparelli@iftm.edu.br). Poderá também entrar em contato com o BioLab (Universidade Federal de Uberlândia): (34) 3239-4771 ou com o Comitê de Ética na Pesquisa com Seres-Humanos – Universidade Federal de Uberlândia: Av. João Naves de Ávila, nº 2121, bloco A,– Uberlândia –MG, CEP: 38408-100; fone: 34-3239-4131. E-mail: cep@propp.ufu.br

#### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu \_\_\_\_\_,  
RG: \_\_\_\_\_, residente na \_\_\_\_\_,  
na cidade de \_\_\_\_\_, com telefone \_\_\_\_\_ li o  
esclarecimento acima e compreendi para que serve o estudo e qual procedimento a que  
serei submetido. A explicação que recebi esclarece os riscos e benefícios do estudo. Eu  
entendi que sou livre para interromper minha participação a qualquer momento, sem  
justificar minha decisão e que isso não trará prejuízo algum. Sei que meu nome não será  
divulgado, que não terei despesas e não receberei dinheiro para participar do estudo.

Concordo livremente em participar do estudo descrito, com as condições estabelecidas. Uma cópia deste consentimento ficará comigo e, a segunda cópia, assinada por mim, será arquivada pelos pesquisadores.

Os dados obtidos com esse trabalho ficarão em sigilo e serão usados somente para fins científicos, mas resguardando minha privacidade. Além disso, fui informado que posso desistir caso não queira mais participar do estudo.

Eu li e entendi as informações contidas neste documento e fui informado que terei qualquer dúvida esclarecida.

Uberlândia, \_\_\_\_ de \_\_\_\_ de 2012

---

Assinatura do voluntário

---

Eduardo Lázaro Martins Naves

---

Thiago Bruno Caparelli

---

Ródney Silva Abreu

**Anexo II - Anamnese**

AVALIAÇÃO DATA: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_  
 NOME: \_\_\_\_\_  
 NASCIMENTO: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ PROFISSÃO: \_\_\_\_\_  
 SEXO M ( ) F ( ) DOMINÂNCIA: ( ) DESTRO ( ) SINISTRO  
 IDADE: \_\_\_ ANOS PESO: \_\_\_ Kg ALTURA: \_\_\_ m IMC: \_\_\_ Kg/m<sup>2</sup>  
 TELEFONE: \_\_\_\_\_ MORO COM \_\_\_ PESSOAS  
 CALÇADO MAIS UTILIZADO: \_\_\_\_\_

**MEDICAMENTOS**

<b>NOME</b>	<b>AÇÃO</b>	<b>POSOLOGIA</b>	<b>USA DESDE</b>

**HÁBITOS**

<b>HÁBITO</b>	<b>SIM</b>	<b>NÃO</b>	<b>TIPO</b>	<b>QUANTO</b>
<b>TABAGISMO</b>				
<b>BEBIDA ALCÓOLICA</b>				

**HISTÓRIA PREGRESSA**

<b>CIRURGIA</b>	<b>QUANDO</b>

**PRÁTICA DE ATIVIDADES FÍSICAS**

<b>ATIVIDADE</b>	<b>FREQUÊNCIA</b>	<b>QUANTO TEMPO</b>

## EXAME FÍSICO

PA: \_\_\_\_\_ x \_\_\_\_\_ mmHg

## ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG

## PROBLEMAS DE PÉ E JOELHO

PÉ SUPINADO	HÁLUX VALGO	JOELHO VALGO
PÉ PRONADO	DESVIO MEDIAL DO PÉ	JOELHO VARO
DEDOS EM MARTELO	DESVIO LATERAL DO PÉ	

## TESTE DE FUNÇÃO MUSCULAR

<b>MÚSCULO</b>	<b>D</b>	<b>E</b>
<b>GASTROCNÊMIO</b>		
<b>QUADRÍCEPS</b>		
<b>ROTADORES EXTERNOS</b>		
<b>ROTADORES INTERNOS</b>		
<b>TIBIAL ANTERIOR</b>		
<b>FIBULAR LONGO E CURTO</b>		
<b>FLEXOR DO HÁLUX (CURTO E LONGO)</b>		
<b>EXTENSOR DO HÁLUX (CURTO E LONGO)</b>		
<b>SEMITENDINOSO E SEMIMENBRANOSO</b>		
<b>BICEPS FEMORAL</b>		

## MEDIDA DE COMPRIMENTO DE MEMBRO INFERIOR (MI)

	<b>MI DIREITO</b>	<b>MI ESQUERDO</b>
<b>APARENTE (cm)</b>		
<b>REAL (cm)</b>		

PATELA ( ) NORMAL ( ) HIPERMÓVEL ( ) HIPOMÓVEL

## EXAME FÍSICO (após coleta dos dados)

PA: \_\_\_\_\_ x \_\_\_\_\_ mmHg

### Anexo III - Escala de Equilíbrio de Berg (EEB)

DESCRIÇÃO DOS ITENS	Pontuação (0-4)
1. Sentado para em pé_____	
2. Em pé sem apoio_____	
3. Sentado sem apoio_____	
4. Em pé para sentado_____	
5. Transferências_____	
6. Em pé com os olhos fechados_____	
7. Em pé com os pés juntos_____	
8. Reclinar à frente com os braços estendidos_____	
9. Apanhar objeto do chão_____	
10. Virando-se para olhar para trás_____	
11. Girando 360 graus_____	
12. Colocar os pés alternadamente sobre um banco _____	
13. Em pé com um pé em frente ao outro_____	
14. Em pé apoiado em um dos pés_____	
TOTAL _____	

#### INSTRUÇÕES GERAIS

- Demonstre cada tarefa e/ou instrua o sujeito da maneira em que está escrito abaixo. Quando reportar a pontuação, registre a categoria da resposta de menor pontuação relacionada a cada item.

- Na maioria dos itens pede-se ao sujeito manter uma dada posição por um tempo determinado. Progressivamente mais pontos são subtraídos caso o tempo ou a distância não sejam atingidos, caso o sujeito necessite de supervisão para a execução da tarefa, ou se o sujeito apoia-se num suporte externo ou recebe ajuda do examinador. 91

- É importante que se torne claro aos sujeitos que estes devem manter seus equilíbrios enquanto tentam executar a tarefa. A escolha de qual perna permanecerá como apoio e o alcance dos movimentos fica a cargo dos sujeitos. Julgamentos inadequados irão influenciar negativamente na performance e na pontuação.

- Os equipamentos necessários são um cronômetro (ou relógio comum com ponteiro dos segundos) e uma régua ou outro medidor de distância com fundos de escala de 5, 12,5 e 25cm. As cadeiras utilizadas durante os testes devem ser de altura

razoável. Um degrau ou um banco (da altura de um degrau) pode ser utilizado para o item #12.

#### 1. SENTADO PARA EM PÉ

• INSTRUÇÕES: Por favor, fique de pé. Tente não usar suas mãos como suporte.

( ) 4 capaz de permanecer em pé sem o auxílio das mãos e estabilizar de maneira independente

( ) 3 capaz de permanecer em pé independentemente usando as mãos

( ) 2 capaz de permanecer em pé usando as mão após várias tentativas

( ) 1 necessidade de ajuda mínima para ficar em pé ou estabilizar

( ) 0 necessidade de moderada ou máxima assistência para permanecer em pé

#### 2. EM PÉ SEM APOIO

• INSTRUÇÕES: Por favor, fique de pé por dois minutos sem se segurar em nada.

( ) 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos

( ) 3 capaz de permanecer em pé durante 2 minutos com supervisão

( ) 2 capaz de permanecer em pé durante 30 segundos sem suporte

( ) 1 necessidade de várias tentativas para permanecer 30 segundos sem suporte

( ) 0 incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem assistência

#### 3. SENTADO SEM SUPORTE PARA AS COSTAS MAS COM OS PÉS APOIADOS SOBRE O CHÃO OU SOBRE UM BANCO

• INSTRUÇÕES: Por favor, sente-se com os braços cruzados durante 2 minutos.

( ) 4 capaz de sentar com segurança por 2 minutos

( ) 3 capaz de sentar com por 2 minutos sob supervisão

( ) 2 capaz de sentar durante 30 segundos

( ) 1 capaz de sentar durante 10 segundos

( ) 0 incapaz de sentar sem suporte durante 10 segundos

#### 4. EM PÉ PARA SENTADO

INSTRUÇÕES: Por favor, sente-se.

( ) 4 senta com segurança com o mínimo uso das mão

( ) 3 controla descida utilizando as mãos 92

( ) 2 apoia a parte posterior das pernas na cadeira para controlar a descida

( ) 1 senta independentemente mas apresenta descida descontrolada

( ) 0 necessita de ajuda para sentar

#### 5. TRANSFERÊNCIAS

• INSTRUÇÕES: Pedir ao sujeito para passar de uma cadeira com descanso de braços para outra sem descanso de braços (ou uma cama)

( ) 4 capaz de passar com segurança com o mínimo uso das mãos

( ) 3 capaz de passar com segurança com uso das mãos evidente

( ) 2 capaz de passar com pistas verbais e/ou supervisão

( ) 1 necessidade de assistência de uma pessoa

( ) 0 necessidade de assistência de duas pessoas ou supervisão para segurança

#### 6. EM PÉ SEM SUPORTE COM OLHOS FECHADOS

• INSTRUÇÕES: Por favor, feche os olhos e permaneça parado por 10 segundos

( ) 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 10 segundos

( ) 3 capaz de permanecer em pé com segurança por 10 segundos com supervisão

( ) 2 capaz de permanecer em pé durante 3 segundos

( ) 1 incapaz de manter os olhos fechados por 3 segundos mas permanecer em pé

( ) 0 necessidade de ajuda para evitar queda

#### 7. EM PÉ SEM SUPORTE COM OS PÉS JUNTOS

• INSTRUÇÕES: Por favor, mantenha os pés juntos e permaneça em pé sem se segurar

( ) 4 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente com segurança por 1 minuto

( ) 3 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente com segurança por 1 minuto, com supervisão

( ) 2 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente e se manter por 30 segundos

( ) 1 necessidade de ajuda para manter a posição mas capaz de ficar em pé por 15 segundos com os pés juntos

( ) 0 necessidade de ajuda para manter a posição mas incapaz de se manter por 15 segundos

#### 8. ALCANCE A FRENTE COM OS BRAÇOS EXTENDIDOS PERMANECENDO EM PÉ

• INSTRUÇÕES: Mantenha os braços estendidos a 90 graus. Estenda os dedos e tente alcançar a maior distância possível. (o examinador coloca uma régua no final dos dedos quando os braços estão a 90 graus. Os dedos não devem tocar a régua enquanto executam a tarefa. A medida registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar enquanto o sujeito está na máxima inclinação para frente possível. Se possível, pedir ao sujeito que execute a tarefa com os dois braços para evitar rotação do tronco.) 93

- ( ) 4 capaz de alcançar com confiabilidade acima de 25cm (10 polegadas)
- ( ) 3 capaz de alcançar acima de 12,5cm (5 polegadas)
- ( ) 2 capaz de alcançar acima de 5cm (2 polegadas)
- ( ) 1 capaz de alcançar mas com necessidade de supervisão
- ( ) 0 perda de equilíbrio durante as tentativas / necessidade de suporte externo

#### 9. APANHAR UM OBJETO DO CHÃO A PARTIR DA POSIÇÃO EM PÉ

• INSTRUÇÕES: Pegar um sapato/chinelo localizado a frente de seus pés

- ( ) 4 capaz de apanhar o chinelo facilmente e com segurança
- ( ) 3 capaz de apanhar o chinelo mas necessita supervisão
- ( ) 2 incapaz de apanhar o chinelo mas alcança 2-5cm (1-2 polegadas) do chinelo e manter o equilíbrio de maneira independente
- ( ) 1 incapaz de apanhar e necessita supervisão enquanto tenta
- ( ) 0 incapaz de tentar / necessita assistência para evitar perda de equilíbrio ou queda

#### 10. EM PÉ, VIRAR E OLHAR PARA TRÁS SOBRE OS OMBROS DIREITO E ESQUERDO

• INSTRUÇÕES: Virar e olhar para trás sobre o ombro esquerdo. Repetir para o direito. O examinador pode pegar um objeto para olhar e colocá-lo atrás do sujeito para encorajá-lo a realizar o giro.

- ( ) 4 olha para trás por ambos os lados com mudança de peso adequada
- ( ) 3 olha para trás por ambos por apenas um dos lados, o outro lado mostra menor mudança de peso
- ( ) 2 apenas vira para os dois lados mas mantém o equilíbrio
- ( ) 1 necessita de supervisão ao virar
- ( ) 0 necessita assistência para evitar perda de equilíbrio ou queda

#### 11. VIRAR EM 360 GRAUS

• INSTRUÇÕES: Virar completamente fazendo um círculo completo. Pausa.

Fazer o mesmo na outra direção

( ) 4 capaz de virar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos

( ) 3 capaz de virar 360 graus com segurança para apenas um lado em 4 segundos ou menos

( ) 2 capaz de virar 360 graus com segurança mas lentamente

( ) 1 necessita de supervisão ou orientação verbal

( ) 0 necessita de assistência enquanto vira

## 12. COLOCAR PÉS ALTERNADOS SOBRE DEGRAU OU BANCO PERMANECENDO EM PÉ E SEM APOIO

INSTRUÇÕES: Colocar cada pé alternadamente sobre o degrau/banco. Continuar até cada pé ter tocado o degrau/banco quatro vezes.

( ) 4 capaz de ficar em pé independentemente e com segurança e completar 8 passos em 20 segundos

( ) 3 capaz de ficar em pé independentemente e completar 8 passos em mais de 20 segundos

( ) 2 capaz de completar 4 passos sem ajuda mas com supervisão

( ) 1 capaz de completar mais de 2 passos necessitando de mínima assistência

( ) 0 necessita de assistência para prevenir queda / incapaz de tentar

## 13. PERMANECER EM PÉ SEM APOIO COM OUTRO PÉ A FRENTE

• INSTRUÇÕES: (DEMOSTRAR PARA O SUJEITO) Colocar um pé diretamente em frente do outro. Se você perceber que não pode colocar o pé diretamente na frente, tente dar um passo largo o suficiente para que o calcanhar de seu pé permaneça a frente do dedo de seu outro pé. (Para obter 3 pontos, o comprimento do passo poderá exceder o comprimento do outro pé e a largura da base de apoio pode se aproximar da posição normal de passo do sujeito).

( ) 4 capaz de posicionar o pé independentemente e manter por 30 segundos

( ) 3 capaz de posicionar o pé para frente do outro independentemente e manter por 30 segundos

( ) 2 capaz de dar um pequeno passo independentemente e manter por 30 segundos

( ) 1 necessidade de ajuda para dar o passo mas pode manter por 15 segundos

( ) 0 perda de equilíbrio enquanto dá o passo ou enquanto fica de pé

## 14. PERMANECER EM PÉ APOIADO EM UMA PERNA

• INSTRUÇÕES: Permaneça apoiado em uma perna o quanto você puder sem se apoiar

( ) 4 capaz de levantar a perna independentemente e manter por mais de 10 segundos

( ) 3 capaz de levantar a perna independentemente e manter entre 5 e 10 segundos

( ) 2 capaz de levantar a perna independentemente e manter por 3 segundos ou mais

( ) 1 tenta levantar a perna e é incapaz de manter 3 segundos, mas permanece em pé independentemente

( ) 0 incapaz de tentar ou precisa de assistência para evitar queda

( ) PONTUAÇÃO TOTAL (máximo = 56)