

UNIVERSIDADE CATÓLICA DE GOIÁS
Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa
Mestrado em Ciências Ambientais e Saúde

Análise computadorizada da marcha de adultos jovens saudáveis

Renato de Castro Spada Ribeiro

Goiânia - Goiás
Dezembro de 2006

UNIVERSIDADE CATÓLICA DE GOIÁS
Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa
Mestrado em Ciências Ambientais e Saúde

Análise computadorizada da marcha de adultos jovens saudáveis

Renato de Castro Spada Ribeiro

Orientador: Prof. Dr. Nilzio Antônio da Silva

Co-orientador: Prof. Dr^a. Cláudia Maria Rassi

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Ambientais e Saúde, da Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa da Universidade Católica de Goiás, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências Ambientais e Saúde.

Goiânia - Goiás
Dezembro de 2006

FOLHA DE APROVAÇÃO

ANÁLISE COMPUTADORIZADA DA MARCHA DE ADULTOS JOVENS SAUDÁVEIS

GOIÂNIA – GO, _____ / _____ / _____

BANCA EXAMINADORA

Nome: Prof. Dr. Nilzio Antonio da Silva

Instituição: Universidade Católica de Goiás – UCG

Assinatura: _____

Nome: Profa. Dra. Cláudia Maria Rassi

Instituição: Universidade Católica de Goiás – UCG

Assinatura: _____

Nome: Profa. Dra. Vera Regina Fernandes da Silva Marães

Instituição: UniEvangélica Centro Universitário

Assinatura: _____

Aos meus Queridos Pais Spada e Thelma, meus referenciais,
pelos princípios inabaláveis que guiam suas vidas...

À minha Querida Esposa Sara, minha companheira, por sua
magnífica dedicação e amor.

AGRADECIMENTOS

A Deus, pelas Dádivas da Vida e da Saúde.

À toda a minha família, por seu apoio sempre presente, por sua paciência e compreensão e por seu amor incondicional.

Ao Prof. Dr. Nilzio Antonio da Silva, pela disposição, tranquilidade, sabedoria e pelos grandes ensinamentos científicos e humanos ao longo do nosso período de trabalho.

À Prof. Dra. Cláudia Maria Rassi, pelo auxílio e pela disposição.

Ao Prof. Dr. Cláudio de Almeida Borges, idealizador do Laboratório do Movimento, por participar da minha formação como Ser Humano e como Fisioterapeuta.

À Prof. Dra. Fabiana Pavan Viana, pela cuidadosa correção do trabalho e pelas palavras de estímulo e apoio nos momentos difíceis.

Aos amigos do Laboratório do Movimento Humano – Ms. João Alírio Teixeira Júnior, Darlan Martins Ribeiro, Sara Oliveira do Vale Ribeiro, Marcelo de Castro Spada Ribeiro, Ferdinand Eugene Persijn e Ms. Flávia Martins Gervásio – pela contribuição na realização deste trabalho.

Ao Prof. Cláudio Lísias Monteiro da Cruz, pelos ensinamentos e pelo convite que me direcionou a carreira acadêmica.

Aos colegas Professores e aos Coordenadores dos Cursos de Fisioterapia da Universidade Estadual de Goiás, Universidade Católica de Goiás e Universidade Salgado de Oliveira, pela compreensão e incentivo.

Aos meus alunos, pelo carinho e apoio.

Aos meus irmãos Marcelo e Eduardo, pela manutenção dos computadores e tratamento das imagens.

Aos Professores do Mestrado em Ciências Ambientais e Saúde da Universidade Católica de Goiás, representados pelo Prof. Dr. Nelson Jorge da Silva Júnior, pelos ensinamentos.

Aos estatísticos Jefferson Henrique Monteiro, Prof. Gercino Monteiro Filho, da Universidade Católica de Goiás, e Prof. Jobenil Júnior, da Universidade Salgado de Oliveira, pela elaboração da análise estatística.

“...Walking is very important for meeting the world, for growing up, for retreating to solitude, for returning to join again, for carrying the day’s tasks, for belonging.

Walking makes a big difference in how one’s life turns out, in whether one has a life at all, so it’s very important for almost everything – like breathing...”

David A. Winter

RESUMO

A etnia e as diferenças culturais podem ter influência nos parâmetros de marcha. Estes podem ser influenciados também pelo gênero, pelas dimensões corporais e pela condição de saúde ou doença. O objetivo deste trabalho foi verificar se existem diferenças significativas nas características temporoespaciais e na cinemática no plano sagital da marcha de homens e mulheres jovens saudáveis. Assim, foi realizado estudo retrospectivo com análise de dados secundários do banco de dados do Laboratório do Movimento da Universidade Estadual de Goiás, equipado com sistema tridimensional computadorizado de análise de marcha. Foram avaliados os dados de marcha de nove homens e nove mulheres com médias de idade de 26,33 anos e 25,33 anos respectivamente. Os resultados mostraram que as mulheres avaliadas são mais baixas e mais leves que os homens, apresentando maiores valores de cadência, e velocidade de marcha não normalizados e cadência, comprimentos dos passos e velocidade normalizadas ($p = 0,05$). Houveram diferenças significativas também na cinemática do plano sagital, com as mulheres apresentando maior pico de extensão do quadril ao final do apoio, maior amplitude de flexão dos joelhos durante o apoio e o balanço, e menor amplitude do primeiro rolamento do complexo tornozelo-pé ($p = 0,05$). Pode-se concluir que a amostra estudada apresentou diferenças significativas (entre os gêneros) em vários dos parâmetros de marcha avaliados. Assume-se que essas diferenças possam estar relacionadas às variações anatômicas de homens e mulheres e aos hábitos culturais.

ABSTRACT

Ethnic and cultural differences can have influence in the gait parameters. These can also be influenced by the gender, the corporal dimensions and the condition of health or illness. The aim of this work was to verify if exist significant differences in the gait patterns of healthful young men and women. Thus, was realized a retrospective study with analysis of secondary data of the data base of the Movement Laboratory of Goiás State University, equipped with computerized three-dimensional system of gait analysis. The gait data of nine men and nine women with age averages of 26,33 years and 25,33 years respectively had been evaluated. The results had shown that the evaluated women are lower and lighter than men, presenting high values of not normalized cadence and speed, and normalized cadence, step lengths and speed ($p = 0,05$). They also had significant differences in the kinematics of the sagittal plan, with the women presenting higher peak value of hip extension at the end of the stance, greater amplitude of knee flexion during stance and swing phases, and minor amplitude of the first ankle-foot complex rocker ($p = 0,05$). It can be concluded that the studied sample presented significant differences (intergenders) in several of the evaluated parameters of gait. It is assumed that these differences can be related to the anatomical variations of men and women and to the cultural habits.

SUMÁRIO

1. Introdução	13
1.1 O ciclo de marcha e os conceitos básicos da marcha humana	17
1.2 Características temporoespaciais e cinemática da marcha humana normal	21
1.3 A variabilidade da marcha humana	26
1.4 Normalização dos dados coletados em análise de marcha	35
1.5 A análise automatizada do movimento	38
2. Objetivos	44
4. Casuística e métodos	46
4.1 Tipo de estudo	47
4.2 Amostra	47
4.3 Material e instrumentação	48
4.4 Procedimentos de avaliação	49
4.5 Formação do banco de dados	50
4.6 Avaliação e aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisas com Seres Humanos	51
4.7 Análise estatística dos dados	51
4.8 Normas técnicas	52
5. Resultados	53
5.1 Descrição da amostra	54
5.2 Resultados da avaliação dos parâmetros temporoespaciais	54
5.3 Resultados da análise cinemática do plano sagital	55
6. Discussão	65
6.1 Aspectos demográficos e parâmetros temporoespaciais	67
6.2 Cinemática do plano sagital	69
7. Conclusões	76
8. Referências bibliográficas	78
9. Anexos	86

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM – Amplitude de movimento

CM – Ciclo da marcha

CV – Coeficiente de variação

DF – Dorsiflexão

dp – desvio padrão

DP – Despreendimento do pé

DPO – Despreendimento do pé oposto

FP – Flexão plantar

e.g. – *exempli gratia* (por exemplo)

IMC – Índice de massa corporal

MI – Membro inferior

MID – Membro inferior direito

MIE – Membro inferior esquerdo

MMII – Membros inferiores

ND – Não dimensional

OMS – Organização Mundial de Saúde

SCL – Sistema de Coordenadas do Laboratório

SD – Semi-dimensional

TP – Toque do pé

TPO – Toque do pé oposto

UEG – Universidade Estadual de Goiás

vs – versus

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Ciclo típico da marcha normal

Figura 2: Atividades funcionais e sub-fases da marcha

Figura 3: Movimento do quadril

Figura 4: Movimento do joelho

Figura 5: Movimento do tornozelo

Figura 6: Movimentos do quadril, joelho e tornozelo segundo Winter

Figura 7: Marcadores passivos refletivos utilizados na análise computadorizada da marcha no Laboratório do Movimento da Universidade Estadual de Goiás

Figura 8: Câmera de infravermelho utilizada na análise computadorizada da marcha no Laboratório do Movimento da Universidade Estadual de Goiás

Figura 9: Calibração das câmeras, das plataformas de força e dos sistemas de coordenadas do Laboratório do Movimento da Universidade Estadual de Goiás

Figura 10. Disposição dos marcadores passivos em paciente hemiplégico sendo submetido à análise computadorizada de marcha no Laboratório do Movimento da Universidade Estadual de Goiás.

Figura 11. Visão do Laboratório do Movimento da Universidade Estadual de Goiás.

Figura 12: Movimentos do quadril do grupo de homens

Figura 13: Movimentos do quadril do grupo de mulheres

Figura 14: Gráficos dos movimentos dos quadris de homens e mulheres

Figura 15: Gráficos sobrepostos dos movimentos dos quadris de homens e mulheres

Figura 16: Movimentos do joelho do grupo de homens

Figura 17: Movimentos do joelho do grupo de mulheres

Figura 18: Gráficos dos movimentos dos joelhos de homens e mulheres

Figura 19: Gráficos sobrepostos dos movimentos dos joelhos de homens e mulheres

Figura 20: Movimentos do tornozelo do grupo de homens

Figura 21: Movimentos do tornozelo do grupo de mulheres

Figura 22: Gráficos dos movimentos dos tornozelos de homens e mulheres

Figura 23: Gráficos sobrepostos dos movimentos dos tornozelos de homens e mulheres

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Variação de cadência

Tabela 2: Variação de comprimento do passo

Tabela 3: Variação de velocidade de marcha

Tabela 4: Comparação dos ângulos articulares em velocidades de marcha alta, natural e baixa

Tabela 5: Médias e desvios padrões (dp) dos ângulos articulares de 19 indivíduos saudáveis em velocidade auto-selecionada de marcha

Tabela 6: Aspectos demográficos

Tabela 7: Parâmetros temporo-espaciais não normalizados

Tabela 8: Parâmetros temporo-espaciais normalizados por método ND

Tabela 9: Médias e desvios padrões dos movimentos dos quadris de homens e mulheres

Tabela 10: Médias e desvios padrões dos movimentos dos joelhos de homens e mulheres

Tabela 11: Médias e desvios padrões dos movimentos dos tornozelos de homens e mulheres

Tabela 12: Análise comparativa dos resultados angulares dos quadris

Tabela 13: Análise comparativa dos resultados angulares dos joelhos

Tabela 14: Análise comparativa dos resultados angulares dos tornozelos

INTRODUÇÃO

A locomoção, uma característica dos animais, é o processo pelo qual o animal se move de uma posição geográfica para outra (INMAN; RALSTON; TODD in ROSE; GAMBLE, 1998), permitindo a estes o reconhecimento e exploração do ambiente em que se vive.

A marcha humana é um processo de locomoção no qual o corpo ereto e em movimento é apoiado primeiro por uma das pernas e depois pela outra... As alternâncias cíclicas da função de apoio de cada perna e a existência de um período de transferência, em que ambos os pés estão no solo, são características essenciais do processo de locomoção, conhecidas como marcha (INMAN; RALSTON; TODD in ROSE; GAMBLE, 1998).

A marcha é um meio natural do corpo para se deslocar de um ambiente para o outro. Este também é o meio mais conveniente de percorrer curtas distâncias. A versatilidade funcional permite aos membros inferiores se acomodar prontamente a degraus, mudanças de superfície e obstáculos no caminho da progressão (PERRY, 2005a).

A marcha é o mais comum de todos os movimentos humanos. Embora isso seja tomado por certo, é um dos mais complexos e completamente integrados movimentos (ROSE; GAMBLE, 1998; WINTER, 1991). É uma forma muito particular de locomoção, pois é bípede e apresenta eficiência e funcionalidade únicas (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOA in ROSE; GAMBLE, 1998).

A etnia e as diferenças culturais podem ter influência nos parâmetros de marcha (AL-OBAIDI et al, 2003; INMAN; RALSTON; TODD in ROSE; GAMBLE, 1998). Embora a marcha sofra influências socioculturais geradoras de diversidade no padrão motor, as diferenças transculturais no comportamento motor rotineiro e nas desordens do movimento raramente são avaliadas (EBERSBACH et al, 2000).

Ebersbach et al (2000) realizaram um estudo de marcha comparando a velocidade de marcha de jovens austríacos saudáveis (n=47), jovens alemães saudáveis (n=43) e 23 pacientes em estágio inicial da doença de Parkinson (11 alemães e 12 austríacos). Identificou que, em condições iguais, os alemães saudáveis caminhavam mais rapidamente que os austríacos saudáveis. E que os pacientes alemães apresentavam maior velocidade de marcha que os pacientes austríacos. O estudo mostrou também que, surpreendentemente, os pacientes alemães apresentavam maior velocidade de marcha que os jovens austríacos saudáveis. Ebersbach et al (2000) concluíram que as diferenças na marcha normal em diferentes ambientes socioculturais podem refletir-se em diferenças na marcha patológica.

Al-Obaidi et al (2003) estudaram os parâmetros básicos da marcha de adultos jovens saudáveis kwaitianos e suecos, identificando várias diferenças significativas na marcha comparativa dos dois grupos. Sugeriram assim que os dados da marcha de indivíduos com experiências culturais diversas sejam necessariamente incluídos na formação de um banco de dados referenciais normais. Ou que os dados de um banco regional sejam considerados específicos para essa determinada população étnica.

O interesse pelo estudo do movimento humano não é recente e dentre todos os movimentos, a marcha é o tema de maior destaque. Nos séculos III a IV a.C. os filósofos já analisavam e descreviam os movimentos humanos (ANDRIACCHI; ALEXANDER, 2000).

Mas somente quando o complexo sistema esquelético e neuromuscular é prejudicado por lesões traumáticas, danos neurológicos, degeneração gradual ou exaustão é que se percebe a limitada compreensão dos complexos mecanismos biomecânicos e de controle motor da deambulação (WINTER, 1991).

Entretanto, vários aspectos da marcha não podem ser analisados sem o auxílio de instrumentos específicos, pois os sentidos humanos não são capazes de identificar todos os detalhes da rápida e complexa movimentação dos membros na transição do balanço para a fase de apoio. Assim como não são capazes de perceber e documentar os componentes vetoriais das forças de reação do solo (ANDRIACCHI; ALEXANDER, 2000; BAUMANN, 1991; GAGE; OUNPUU, 1989).

A marcha tem sido descrita e analisada mais que qualquer outro movimento, e vários laboratórios são dedicados à análise da marcha, tanto normal como patológica (WINTER, 1991). A análise de marcha corresponde à análise sistemática da locomoção (HARRIS; WERTSCH, 1994).

O estudo da marcha fornece uma grande quantidade de dados clinicamente relevantes e largamente utilizados para diagnósticos e testes qualitativos relacionados a funcionalidade (BAUMANN, 1991). E a precisa mensuração dos movimentos torna-se importante para as pesquisas científicas em análise de marcha (SUTHERLAND, 2002).

O avanço do estudo da locomoção humana foi tão importante que hoje pode-se considerar inadmissível a indicação de tratamento para uma deficiência de marcha sem análise cuidadosa da locomoção (RAMALHO JR in ROSE; GAMBLE, 1998).

Saleh e Murdoch (1985) postularam que a observação visual da marcha teria baixa segurança e confiabilidade. A avaliação observacional da marcha de cinco amputados foi capaz de identificar apenas 22,2% dos desvios identificados por um sistema biomecânico de

análise e incapaz de explicar mais de 15,6% de todas as observações exigidas. Esta pesquisa demonstrou que a observação visual é um método diagnóstico impreciso e que não oferece confiabilidade, enfatizando a necessidade de mensuração objetiva da marcha humana.

Atualmente a análise tridimensional computadorizada da marcha tornou-se uma importante ferramenta para a avaliação e o planejamento de estratégias de tratamento mais eficazes e seguras (CHO; PARK; KWON, 2004).

É um método sensível para detectar decréscimo da mobilidade articular durante a marcha mesmo quando o exame físico e o exame radiológico não identificaram alterações, como documentado por Gervásio (2005) em um estudo tridimensional computadorizado em que se comparou a marcha de pacientes com artrite reumatóide e indivíduos saudáveis.

A análise de marcha tem desempenhado papel fundamental no desenvolvimento de estratégias terapêuticas cirúrgicas no tratamento de crianças com paralisia cerebral. Também tem mostrado ser uma ferramenta útil para o estudo das desordens neuromusculares, para a avaliação da substituição articular por próteses, e para o estudo de lesões esportivas, amputados, órteses e dispositivos de assistência da marcha (HARRIS; WERTSCH, 1994).

A análise tridimensional computadorizada é possível para todos os níveis articulares e em todos os planos de movimento do corpo humano, permitindo uma interpretação mais segura da marcha normal, e facilitando assim a compreensão dos possíveis desvios que possam aparecer (DAVIS, 1997; GAGE; RENSHAW; DELUCA, 1995).

Assim, os dados observados e documentados nos procedimentos de análise do movimento humano, em especial na análise tridimensional computadorizada da marcha, fornecem informações importantes para a compreensão dos parâmetros de normalidade da marcha, permitindo a avaliação comparativa, objetiva, quantitativa e qualitativa dos desvios do movimento normal que ocorrem nas diferentes doenças e lesões musculoesqueléticas e neuromusculares. Essas informações são fundamentais para a tomada de decisões terapêuticas (ANDRIACCHI; ALEXANDER, 2000; CAPPOZZO, 1991; HARRIS; WERTSCH, 1994; KERRIGAN; TODD; CROCE, 1998b; LELAS et al, 2003).

O primeiro laboratório brasileiro de análise computadorizada de marcha foi instalado em Brasília, em 1983 (RAMALHO JR in ROSE; GAMBLE, 1998). Porém, ainda hoje são escassos os dados regionais e/ou nacionais sobre a marcha do adulto jovem saudável usando tecnologia de análise tridimensional computadorizada do movimento humano. Os valores usados como referência para a avaliação da nossa população são de estudos americanos e

européus. São, então, resultados de uma população com características antropométricas distintas da nossa.

Como o objetivo da reabilitação é o reestabelecimento das funções, torna-se necessário um banco de parâmetros normais de marcha. Esta é uma exaustiva tarefa, pois um banco de valores referenciais deve levar em conta a ampla faixa de variação do que é considerado normal, incluindo diferenças não apenas de sexo e idade, mas também de pessoas de diferentes regiões geográficas e diversificadas experiências culturais (FINLEY; CODY, 1970; AL-OBAIDI et al, 2003).

A finalidade deste estudo é analisar com sistema automatizado tridimensional computadorizado a marcha de indivíduos brasileiros saudáveis, contribuindo para o processo amplo e contínuo de identificação e documentação do padrão de marcha normal para a nossa população. Essas informações serão usadas no processo de formação de um banco regional de dados que servirá de referência para a avaliação de adultos jovens da mesma faixa etária e sexo e que apresentem distúrbios musculoesqueléticos ou neuromusculares, permitindo identificar as causas primárias dessas alterações motoras ou simplesmente avaliar a resposta terapêutica, identificando sua eficácia e contribuindo para a realização de um tratamento mais eficaz.

1.1 O CICLO DE MARCHA E OS CONCEITOS BÁSICOS DA MARCHA HUMANA

A marcha humana é uma forma de locomoção em que o centro de gravidade do corpo apresenta sucessivos momentos de desequilíbrio durante os movimentos dos membros inferiores (MMII), que se alternam de modo que ao menos um dos pés esteja sempre em contato com o solo (PERRY, 2005a).

A deambulação ou marcha consiste no deslocamento com segurança do indivíduo no ambiente, na posição bípede, com uma postura aceitável, uma estabilidade adequada e o menor gasto energético possível (PEREIRA; BASQUES; MARRA, 1999; PERRY, 2005a; WINTER, 1991). Exige, portanto, estabilidade para proporcionar apoio antigravitacional para o peso corporal; mobilidade para permitir movimentos suaves; e controle motor adequado para permitir a transferência do peso corporal de um segmento para o outro (ADAMS;

PERRY in ROSE; GAMBLE, 1998). Deve ainda preencher cinco pré-requisitos: estabilidade no apoio; liberação adequada do pé durante a fase de balanço; bom pré-posicionamento do pé para o contato inicial; comprimento adequado do passo; e conservação de energia (GAGE; RENSHAW; DELUCA, 1995).

O termo marcha é inespecífico e representa um padrão cíclico de movimentos corporais que se repetem indefinidamente a cada passo. Sendo assim, considera-se o que acontece no curso de apenas um ciclo, supondo que os demais ciclos sucessivos sejam todos iguais (INMAN; RALSTON; TODD in ROSE; GAMBLE, 1998; WINTER, 1991).

Um ciclo da marcha (CM) é definido como o intervalo de tempo durante o qual uma seqüência de eventos sucessivos e regulares se completa. Esses eventos são: toque do pé (TP), desprendimento do pé oposto (DPO), toque do pé oposto (TPO) e desprendimento do pé (DP). O ciclo pode também ser descrito como passada (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOZA in ROSE; GAMBLE, 1998; WINTER, 1991).

Atualmente, por convenção, descreve-se o CM em termos de porcentagem, em vez de tempo decorrido, pois os eventos ocorrem em seqüência bastante similar e são independentes do tempo, permitindo assim a normalização dos dados para inúmeros indivíduos (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOZA in ROSE; GAMBLE, 1998; WINTER, 1991).

O CM compreende duas partes, as fases de apoio e de balanço. A fase de apoio corresponde à porcentagem do ciclo em que o pé está em contato com o solo, entre os eventos de TP e DP, representando aproximadamente 60% do ciclo. A fase de balanço é definida como sendo a porção do ciclo em que o pé está no ar, entre os eventos de DP e o segundo (ipsilateral) TP, representando aproximadamente 40% do ciclo da marcha (HARRIS; WERTSCH, 1994; SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOZA in ROSE; GAMBLE, 1998; VAUGHAN; DAVIS; O'COONOR, 1999) (Figura 1).

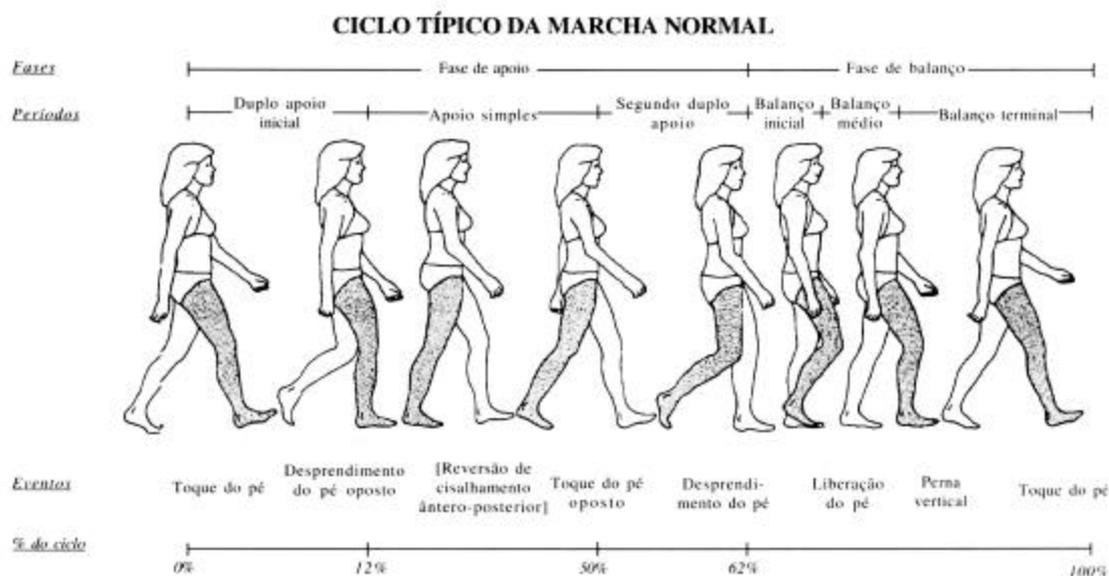


Figura 1: Ciclo típico da marcha normal. Rose; Gambke, *Marcha Humana*, 1998, p. 25.

As fases de apoio e balanço dividem-se em subfases. A fase de apoio é composta pelas subfases: contato inicial, resposta de carga, médio apoio, apoio terminal e pré-balanço. Já a fase de balanço é formada pelo balanço inicial, balanço médio e balanço terminal (ADAMS; PERRY in ROSE; GAMBLE, 1998; PERRY, 2005a).

Para que a marcha ocorra normalmente é necessário a manutenção de três atividades básicas funcionais, que são realizadas durante cada passada: transferência de peso (ou aceitação de peso), apoio simples e avanço do membro (ADAMS; PERRY in ROSE; GAMBLE, 1998; PERRY, 2005a; VAUGHAN; DAVIS; O'COONOR, 1999).

A fase de apoio envolve as três atividades básicas funcionais da marcha. O contato inicial e a resposta de carga constituem o período de transferência de peso. O médio apoio e o apoio terminal estão implicados na atividade de apoio simples. E o avanço do membro é realizado durante o pré-balanço da fase de apoio e toda a fase de balanço (ADAMS; PERRY in ROSE; GAMBLE, 1998; PERRY, 2005a) (Figura 2).

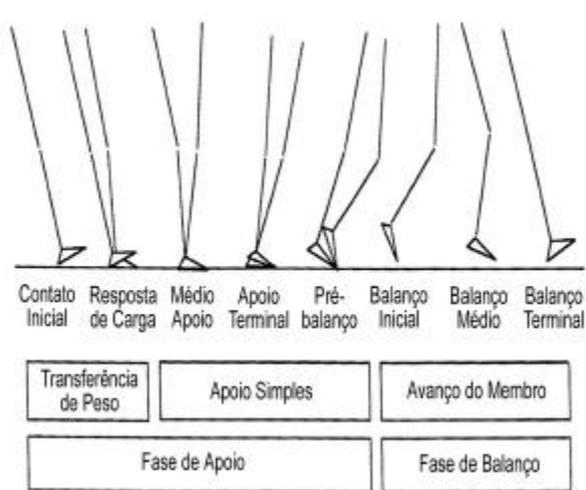


Figura 2: Atividades funcionais e subfases da marcha. Harris; Wertsch, Procedures for gait analysis, 1994, p. 216.

Existem outros conceitos importantes para a análise da marcha. A cadência é conceituada como o número de passos em unidade de tempo, expressa em passos/minuto. A cadência natural ou livre é a adquirida pelo indivíduo quando instruído para andar o mais naturalmente e livremente possível (WINTER, 1991).

Comprimento do passo é definido pela distância (em metros) entre os mesmos pontos de referência em cada pé durante o duplo apoio. Comprimento da passada é definido pela distância (em metros) percorrida durante o tempo de dois toques sucessivos do mesmo pé (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOA in ROSE; GAMBLE, 1998). A mensuração dos comprimentos dos passos direito e esquerdo deve ser realizada dentro do mesmo CM (WINTER, 1991).

A velocidade de marcha representa a rapidez com que o corpo se desloca ao longo do plano de progressão. É expressa pela distância percorrida por unidade de tempo, geralmente m/min; m/s ou cm/s (EDWARDS, 1999; SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOA in ROSE; GAMBLE, 1998; WINTER, 1991).

A velocidade auto-selecionada, ou velocidade livre, é a velocidade de marcha escolhida livremente pelo indivíduo, com a utilização de comprimentos de passos e cadência que melhor lhe convier (ZATSIORKY; WERNER; KAIMIN, 1994).

O valor da velocidade da marcha é considerado como o parâmetro isolado que melhor representa a performance da marcha, tendo sido proposta como uma medida válida e prática da mobilidade (FRIEDMAN; RICHMOND; BASKETT, 1988). Além de refletir a funcionalidade das atividades de vida diária (POTTER; EVANS; DUNCAN, 1995).

Deve-se observar que a velocidade média da marcha somente é atingida após aproximadamente três passos, considerado o estágio rítmico da marcha (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOZA in ROSE; GAMBLE, 1998).

1.2 CARACTERÍSTICAS TEMPOROESPACIAIS E CINEMÁTICA DA MARCHA HUMANA NORMAL

1.2.1 Características Temporoespaciais

As características temporoespaciais de um ciclo de marcha são provavelmente as variáveis mais comumente mensuradas (WINTER, 1991). Estas correspondem, dentre outras medidas, as variáveis: velocidade, cadência, comprimentos dos passos e passada, largura da base, e período de duração das fases de apoio e balanço (ABREU et al, 2003; AL-OBAIDI et al, 2003). Estas variáveis têm sido consideradas os parâmetros básicos da marcha e são conhecidas como os sinais vitais da marcha (WALL et al, 1991). O investigador clínico tende a avaliar essas medidas, além dos ângulos das articulações, pois são as variáveis que podem ser observadas visualmente (WINTER, 1991).

As características temporoespaciais têm sido utilizadas como indicadores úteis do desenvolvimento da marcha em crianças e da qualidade da marcha de adultos, além de indicarem a amplitude do movimento considerado normal e os padrões anormais de movimento (HENNESSY; DIXON; SIMON, 1984; OUNPUU; GAGE; DAVIS, 1991; STOLZE et al, 1998; WHELLWRIGHT et al, 1993).

1.2.2 Cinemática – Movimentos do Corpo Durante a Marcha Normal

O estudo da marcha compreende a cinemática, estudo dos movimentos espaciais do corpo, sem considerar as forças que os causaram; e a cinética, estudo das forças que produzem determinado movimento. A cinemática fornece informações apenas descritivas, ao passo que as informações cinéticas orientam sobre as prováveis causas das características que se observam na marcha (OLNEY; CULHAM, 1998). Os dados cinemáticos têm sido amplamente utilizados na análise da marcha patológica (HARRIS; WERTSCH, 1994).

Os sistemas de análise de marcha com imagem que possuem câmeras que determinam o sistema de referencia espacial absoluto são os únicos que permitem uma descrição cinemática completa durante a marcha (WINTER, 1991). A análise tridimensional computadorizada da marcha corresponde ao mais avançado desses sistemas (HARRIS; WERTSCH, 1994; PERRY, 2005b).

A utilização de gráficos é a forma mais comum de documentar os movimentos das articulações, obtidos a partir da análise computadorizada tridimensional da marcha. O eixo horizontal geralmente representa a porcentagem do CM, num intervalo de 0% a 100%. O eixo vertical representa os graus dos movimentos realizados (PERRY, 2005a; SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOA in ROSE; GAMBLE, 1998). Conforme convenção, os ângulos positivos representam os movimentos de flexão ou dorsiflexão, ao passo que os ângulos negativos documentam os movimentos de extensão ou flexão plantar (WINTER, 1991).

Na marcha humana normal em velocidades moderadas há sincronia funcional entre todos os segmentos e músculos do corpo humano. A pelve se inclina, gira e oscila conforme se move para frente. Os segmentos dos MMII apresentam deslocamentos nos três planos espaciais, enquanto os ombros giram e os membros superiores movimentam-se em fase contrária a pelve e aos MMII. O centro de massa do corpo, ainda que não permaneça em posição absolutamente fixa, tende a continuar dentro da pelve (INMAN; RALSTON; TODD in ROSE; GAMBLE 1998).

Os principais arcos de movimentos ocorrem no plano sagital, sendo os desvios desse plano geralmente mais evidentes quando há alguma incapacidade no andar (PERRY, 2005a). A análise no plano sagital reproduz com maior precisão os movimentos articulares e, comparativamente, reduz as chances de erros nos resultados obtidos (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOA in ROSE; GAMBLE, 1998; WINTER, 1991). Sendo assim, os movimentos dos planos frontal e transversal geralmente são menos estudados, sendo o plano sagital escolhido por ser mais bem compreendido e reproduzido com maior precisão.

No plano sagital temos a inclinação pélvica anterior; os movimentos de flexão e extensão de quadris e joelhos; e os movimentos de flexão plantar e flexão dorsal dos tornozelos (HARRIS; WERTSCH, 1994).

1.2.2.1 Movimentos do quadril

A articulação do quadril desloca-se somente através de dois arcos de movimento durante uma passada normal, apresentando uma amplitude total média de movimento de aproximadamente 40° (Figura 3). O quadril inicia o CM com uma flexão de aproximadamente 30° . O movimento de extensão acompanha quase toda a fase de apoio, sendo a extensão máxima de 10° atingida em 50% do CM, durante o momento do TPO. A partir desse momento o quadril inicia o movimento de flexão, atingindo a posição neutra (0°) no final da fase de apoio, em aproximadamente 60% do CM. A posição de flexão máxima do quadril (35°) é alcançada pouco antes do novo TP, aos 85% do CM. Em seguida o quadril estende-se suavemente, atingindo novamente os 30° ao final do balanço terminal (PERRY, 2005a).

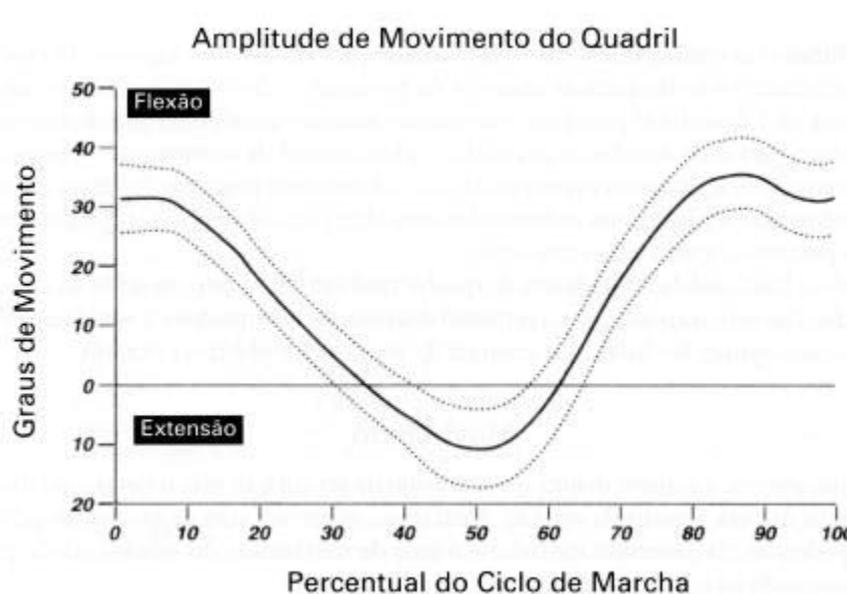


Figura 3: Movimento do quadril. Amplitude normal durante a marcha livre. Linha preta = média, linhas pontilhadas = desvio-padrão. Perry, Análise de marcha – Marcha normal. 2005, v. 1, p. 102.

1.2.2.2 Movimentos do joelho

Os movimentos de flexão e extensão do joelho são utilizados para a progressão no apoio e avanço do membro no balanço. A amplitude completa do movimento oscila em torno de 70° (PERRY, 2005a).

O joelho apresenta duas ondas de flexão ao longo de um ciclo, começando cada uma em extensão relativa (Figura 4).

A primeira onda de flexão do joelho ocorre durante o duplo apoio inicial (resposta de carga), absorvendo choques, auxiliando a transferência do peso e encurtando efetivamente o comprimento do membro para evitar translação vertical excessiva do centro de massa do

corpo (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOZA in ROSE; GAMBLE, 1998). No contato inicial o joelho está fletido em torno de 5° , podendo variar a postura inicial entre discretas hiperextensão (-2°) e flexão (5°) (INMAN; RALSTON; TODD, 1981 apud PERRY, 2005a). O pico dessa curva de flexão ocorre no momento do despreendimento do pé oposto (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOZA in ROSE; GAMBLE, 1998), atingindo aproximadamente 18° em 15% do CM (PERRY, 2005a).

Na metade do apoio terminal o joelho atinge o ponto de flexão mínima, alcançando em média 3° aos 40% do CM (PERRY, 2005a).

A segunda onda de flexão do joelho ocorre no término do apoio simples, quando o calcanhar começa a se elevar do chão, permitindo a liberação do pé do membro em balanço para evitar o arrasto do pé (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOZA in ROSE; GAMBLE, 1998). Em 50% do CM o joelho encontra-se em aproximadamente 7° . Uma posição de 40° é alcançada no final do pré-balanço (62% do CM). E uma flexão de até 65° é atingida em aproximadamente 70% do CM (PERRY, 2005a). A extensão quase total do joelho é atingida imediatamente antes do toque do pé (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOZA in ROSE; GAMBLE, 1998), de 2° em aproximadamente 97% do CM (PERRY, 2005a).

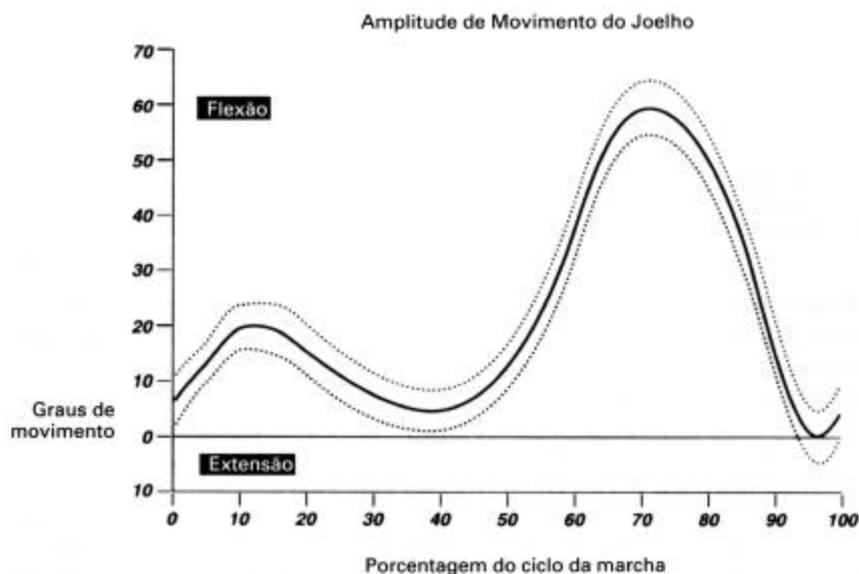


Figura 4: Movimento do joelho. Amplitude normal durante a marcha livre. Linha preta = média, linhas pontilhadas = desvio-padrão. Perry, Análise de marcha – Marcha normal. 2005, v. 1, p. 83.

1.2.2.3 Movimentos do tornozelo

Os movimentos do tornozelo apresentam a curva sagital mais complexa, com quatro segmentos de movimentos (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOZA in ROSE; GAMBLE, 1998) (Figura 5). Embora os arcos de movimentos não sejam grandes, são importantes para a progressão e absorção de choques durante o apoio. E no balanço o movimento do tornozelo facilita o avanço do membro (PERRY, 2005a).

A amplitude total dos movimentos do tornozelo tem em média 30° (PERRY, 2005a).

O primeiro segmento ocorre entre o TP e o DPO, correspondendo ao primeiro rolamento do tornozelo ao longo de um CM (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOZA in ROSE; GAMBLE, 1998). No contato inicial o tornozelo encontra-se em posição neutra ou em discreta flexão plantar de -3° a -5°. Em seguida há o primeiro arco de flexão plantar durante a resposta à carga, acontecendo entre 0% e 12% do CM e podendo atingir até -7° (PERRY, 2005a).

O segundo segmento está presente no apoio simples (entre o DPO e TPO), correspondendo ao segundo rolamento do tornozelo. Representa a passagem do corpo sobre o pé em apoio total, ocorrendo a flexão dorsal progressiva (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOZA in ROSE; GAMBLE, 1998). Durante a dorsiflexão o alinhamento neutro é alcançado a 20% do CM, alcançando o ângulo máximo de 10° a 48% do CM (PERRY, 2005a). Harris e Wertsch (1994) relatam que a elevação do calcanhar ocorre em 45% do CM.

A reversão desse movimento de dorsiflexão para a flexão plantar é representado pelo terceiro segmento, contínuo ao TPO e que termina com o DP. Corresponde ao terceiro rolamento do tornozelo ao longo de um CM (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOZA in ROSE; GAMBLE, 1998). O ângulo final desse arco de movimento é de aproximadamente 20°, podendo atingir em alguns casos o ângulo máximo de 30° em 62% do CM (PERRY, 2005a). Segundo Harris e Wertsch (1994) o DP ocorre em 60% do ciclo.

Os três rolamentos do tornozelo contribuem para o avanço anterior controlado do corpo durante a fase de apoio (GAGE; OUNPUU, 1989; PERRY, 2005a). O rolamento do calcanhar (1° rolamento) ocorre durante a resposta de carga; o rolamento do tornozelo (2° rolamento) ocorre durante o médio apoio; e o rolamento do antepé (3° rolamento) ocorre durante o apoio terminal (HARRIS; WERTSCH, 1994).

O quarto segmento é uma rápida flexão dorsal do tornozelo em balanço para ultrapassar o tornozelo em apoio, ocorrendo entre os eventos de DP e o novo TP (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOZA in ROSE; GAMBLE, 1998). A posição neutra (0°) do tornozelo é atingida no balanço médio e mantida durante todo o restante do CM. Pode

existir porém uma queda de -3° a -5° de flexão plantar durante o balanço terminal (PERRY, 2005a).

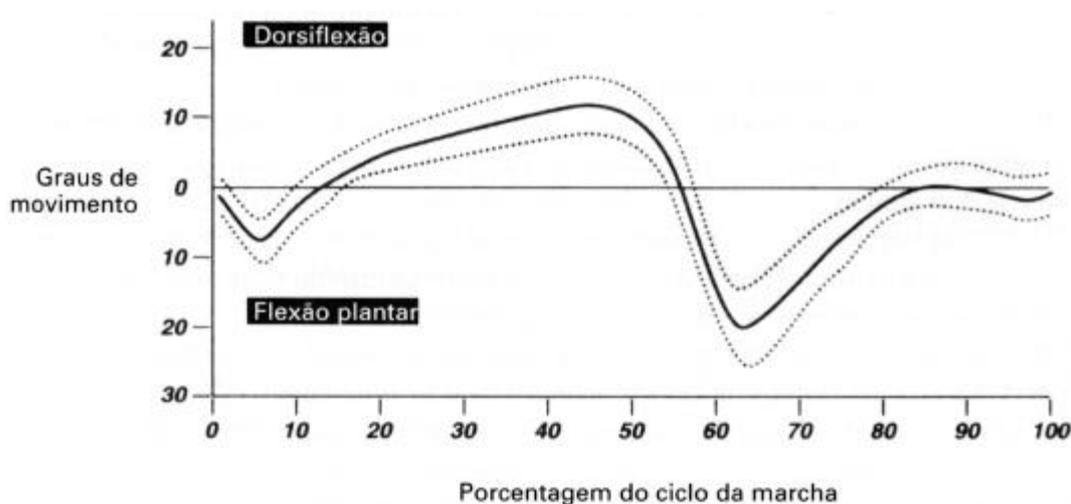


Figura 5: Movimento do tornozelo. Amplitude normal durante a marcha livre. Linha preta = média, linhas pontilhadas = desvio-padrão. Perry, Análise de marcha – Marcha normal. 2005, v. 1, p. 47.

1.3 A VARIABILIDADE DA MARCHA HUMANA

Um indivíduo pode executar seu padrão de marcha de uma maneira bastante característica e repetitiva, o que torna possível reconhecê-lo mesmo à distância através da sua forma de andar. Em qualquer grupo de indivíduos normais observa-se grande, mas não excessiva variabilidade. As diferenças de altura, peso, idade, cadência e sexo exigem a identificação de métodos que possam normalizar nossas mensurações de modo a oferecer menor variabilidade e padrões mais universais de movimento (WINTER, 1991).

Os parâmetros de marcha em crianças variam de acordo com três fatores: mudanças nas dimensões corporais; maturação geral; e aquisição de coordenação motora específica (ZATSIORKY; WERNER; KAIMIN, 1994). No caso dos adultos os dois últimos fatores citados já estão totalmente desenvolvidos, e portanto não influenciam a marcha. No entanto, as diferentes dimensões corporais permanecem como fator de variação e influência nos parâmetros da marcha adulta.

Também o sexo influencia o padrão de marcha. A marcha de homens e mulheres apresentam diferenças em suas características temporoespaciais, cinemática e cinética

(ADAMS; PERRY in ROSE; GAMBLE, 1998; MURRAY; KORY; SEPIC, 1970; OBERG T; KARSZNIA; OBERG K, 1993, 1994; WINTER, 1991).

1.3.1 Variabilidade nas Características Temporoespaciais

1.3.1.1 Relações entre velocidade, cadência e comprimento da passada

Winter (1991) relata que a velocidade de marcha não é independente do comprimento da passada e da cadência. E que o comprimento da passada e a cadência são variáveis dependentes entre si.

Podemos verificar a relação de dependência da velocidade conforme mostra a equação proposta por David Winter (1991):

$$\text{Velocidade} = (\text{comprimento da passada} \times \text{cadência}) / 120 \text{ (Unidade: m/s).}$$

Assim, a velocidade pode sofrer variações devido às mudanças na cadência, nos comprimentos dos passos, ou nas mudanças associadas de ambos (ZATSIORKY; WERNER; KAIMIN, 1994).

Winter (1991) relatou ainda que o resultado final de 53 experimentos realizados em seu laboratório mostrou haver alta correlação linear ($r = 0,94$) entre velocidade de marcha e cadência no intervalo de 80 a 130 passos/min. Em rápida velocidade a cadência média foi de 123,1 passos/min e o comprimento da passada 1,64m; a cadência natural (velocidade autoselecionada pelo indivíduo) apresentou cadência média de 105,3 passos/min e passada média de 1,51m; e os indivíduos em baixa velocidade de marcha apresentaram os menores valores de cadência (86,8 passos/min) e comprimento de passada (1,38m).

1.3.1.2 A influência da altura nos parâmetros temporoespaciais

Segundo Beck et al (1981) o aumento da altura é o maior determinante de mudanças nos parâmetros temporoespaciais.

Murray et al (1970) relatam que a altura é um fator de influência sobre a velocidade e a cadência de mulheres de diferentes tamanhos. Entretanto, Winter (1991) relata que não há correlação entre cadência e altura.

A altura é um fator determinante do comprimento da passada e pode ser uma variável dependente que contribua para as diferenças de velocidades de marcha relacionadas ao sexo. O comprimento da passada pode ser também dependente do peso corporal e idade (WINTER, 1991).

O comprimento do passo é proporcional ao comprimento do membro inferior (MI) (ZATSIORKY; WERNER; KAIMIM, 1994; MURRAY; DROUGHT; KORY, 1964; MURRAY; KORY; SEPIC, 1969), enquanto a cadência é inversamente proporcional ao comprimento do MI (ZATSIORKY; WERNER; KAIMIM, 1994). Assim, indivíduos altos apresentam maiores comprimentos de passos e menor cadência.

Castro desenvolveu uma pesquisa sobre os parâmetros temporoespaciais de idosos brasileiros, como largura e comprimentos dos passos, velocidade de marcha e cadência. Encontrou valores inferiores de velocidade de marcha nos idosos brasileiros quando comparados a indivíduos suecos. Concluiu que os valores são inferiores provavelmente pela estatura mais baixa da população brasileira, que determina um menor comprimento do passo e uma marcha mais lenta (CASTRO et al, 2000).

1.3.1.3 A marcha influenciada pela idade

A marcha sofre influências decorrentes do processo de envelhecimento. E o período de diferenciação da marcha de adultos e idosos corresponde à sétima década de vida (AUVINET et al, 2002; ELBLE et al, 1991; HAGEMAN; BLANKE, 1986; HIMANN et al, 1988; KERRIGAN et al, 1998a; MURRAY; KORY; CLARKSON, 1969; PRINCE et al, 1997; WINTER, 1991). Entretanto, alguns autores reportam que para os homens os parâmetros de marcha podem iniciar seu declínio após a sexta década (AUVINET et al, 2002).

Sato e Ishizu (1990) estudaram a velocidade de marcha (n=618) e comprimento do passo (n=409) de pedestres japoneses, identificando que os idosos apresentaram menor velocidade de marcha e menor comprimento de passo que os adultos jovens.

Samson et al (2001) estudaram a marcha de 118 mulheres e 121 homens saudáveis com idades entre 19 e 90 anos. Identificaram que a velocidade de marcha e o comprimento da passada tendem a diminuir com o envelhecimento. Não encontraram correlação entre cadência e idade.

1.3.1.4 As características temporoespaciais influenciadas pelo sexo

A cadência natural feminina é de 6 a 11 passos/min maior que a masculina (WINTER, 1991).

Winter (1991) descreve cadência natural de 107 passos/min ($dp = 8,8$) para 60 estudantes universitários normais com idade entre 19 e 32 anos. Não especifica, entretanto, correlação com outras variáveis.

Drillis (1958 apud WINTER, 1991) reportou cadência de 112,5 passos/min para 936 pedestres, com variação de 78 a 144.

Du Chatinier et al (1970) realizaram uma pesquisa com 72 homens e 57 mulheres, identificando que as mulheres apresentam cadência ligeiramente maior que os homens (122 vs 116 passos/min).

Finley e Cody (1970) demonstraram que 472 mulheres apresentaram cadência de 116,5 ($dp = 11,7$) ao passo que 434 homens apresentaram cadência e 110,5 passos/min ($dp = 10,0$).

Molen, Rozendal e Boon (1972 apud WINTER, 1991) documentaram para 500 indivíduos jovens saudáveis uma cadência média de 113 para homens e 124 passos/min para as mulheres.

Assim, as cadências (passos/min) reportadas na literatura apresentam variação para homens e mulheres conforme mostra a tabela 1.

Tabela 1: Variação de cadência.

<i>Estudo</i>	<i>Cadência Masculina (passos/minuto)</i>	<i>Cadência Feminina (passos/minuto)</i>
Molen et al (1972)	113	124
Du Chatinier et al (1970)	116 (n=72)	122 (n=57)
Finley e Cody (1970)	110,5 ± 10,0 (n=434)	116,5 ± 11,7 (n=472)
Kerrigan et al (1998b)	112,80 ± 9,0 (n=50)	120,40 ± 10,0 (n=49)

Sato e Ishizu (1990) relataram não haver influência do sexo na velocidade de marcha de adultos jovens saudáveis (n=618). Identificaram também que as mulheres apresentaram maior cadência que os homens e menor comprimento do passo (n=409).

Al-Obaidi et al (2003) realizaram um estudo onde compararam a marcha de homens (n=15) e mulheres (n=15) jovens kwaitianos, utilizando dados não normalizados. Relataram

que existem diferenças significativas entre a marcha de homens e mulheres em velocidade auto-selecionada de marcha: os homens apresentaram maior velocidade de marcha e maior comprimento de passo. Entretanto, não foram encontradas diferenças significativas na cadência masculina e feminina na população kwaitiana estudada.

Yamasaki, Sasaki e Torii (1991) realizaram um estudo comparativo de marcha em que os homens (n=11) e mulheres (n=10) tinham que caminhar ininterruptamente em terreno plano e sem obstáculos, totalizando 200 passos. Foram identificados, para velocidades de marcha que variavam de 60 a 130 metros/minuto, a distância percorrida, o tempo gasto para percorrê-la, o comprimento do passo utilizado e o desvio padrão e o Coeficiente de Variação (CV) para cada variável. Observou-se que as mulheres tinham a tendência de aumentar sua velocidade de marcha através do aumento da cadência, devido à reduzida estatura e menor comprimento do passo. Foi também reportado que as mulheres apresentaram maiores desvios padrões e CV para as variáveis estudadas.

Auvinet et al (2002) estudaram a marcha de homens (n=138) e mulheres (n=144) com idades entre 20 e 98 anos. Identificaram que a velocidade de marcha e o comprimento do passo são dependentes da idade e do sexo, apresentando valores maiores entre homens que entre as mulheres em qualquer faixa etária.

Kerrigan, Todd e Croce estudaram a marcha de 49 mulheres ($28,6 \pm 4,5$ anos) e 50 homens ($28,4 \pm 5$ anos) utilizando um sistema tridimensional computadorizado de marcha. Identificaram que as mulheres apresentaram cadência ($120,40 \pm 10,0$ vs $112,80 \pm 9,00$ passos/min) significativamente maior ($p < 0,001$) que os homens e velocidades semelhantes ($1,34 \pm 0,17$ vs $1,30 \pm 0,17$ m/s, com $p = 0,265$). As mulheres apresentaram comprimento de passada ($1,33 \pm 0,10$ vs $1,38 \pm 0,12$ metros) significativamente menor ($p = 0,029$) que os homens. Surpreendentemente, após a normalização do comprimento da passada pela altura, as mulheres passaram a apresentar o comprimento da passada ($0,81 \pm 0,06$ vs $0,78 \pm 0,07$) significativamente maior ($p < 0,001$) que os homens.

Os comprimentos de passos (metros) encontrados na literatura apresentam variação para homens e mulheres conforme mostra a tabela 2.

Tabela 2: Variação de comprimento do passo.

<i>Estudo</i>	<i>Passo masculino</i>	<i>Passo feminino</i>
Al-Obaidi et al (2003)	0,702 ± 0,073 (n=15)	0,625 ± 0,060 (n=15)
Oberg et al (1993)	0,616 ± 0,035 (n=15)	0,591 ± 0,063 (n=15)
Finley e Cody (1970)	0,741 (n=434)	0,634 (n=472)

As velocidades de marcha (metros/segundo) encontradas na literatura apresenta variação para homens e mulheres conforme mostra a tabela 3.

Tabela 3: Variação de velocidade de marcha.

<i>Estudo</i>	<i>Velocidade homens</i>	<i>Velocidade mulheres</i>
Al-Obaidi et al (2003)	1,217 ± 0,199 (n=15)	1,082 ± 0,146 (n=15)
Oberg et al (1993)	1,227 ± 0,111 (n=15)	1,241 ± 0,171 (n=15)
Kerrigan et al (1998b)	1,30 ± 0,17 (n=50)	1,34 ± 0,17 (n=49)

Assim, em relação à marcha dos homens, as mulheres podem apresentar:

- maior cadência (DU CHATINIER; MOLEN; ROZENDAL, 1970; FINLEY; CODY, 1970; KERRIGAN; TODD; CROCE, 1998b; MOLEN; ROZENDAL; BOON, 1972 apud WINTER, 1991; SATO; ISHIZO, 1990; WINTER, 1991; YAMASAKI; SASAKI; TORRI, 1991), ou mesma cadência (AL-OBAIDI et al, 2003);
- maior velocidade (KERRIGAN; TODD; CROCE, 1998b; OBERG T; KARSZNIA; OBERG K, 1993); velocidade igual (SATO; ISHIZO, 1990); ou menor velocidade (AL-OBAIDI et al, 2003; AUVINET et al, 2002);
- menor comprimento de passo (AL-OBAIDI et al, 2003; AUVINET et al, 2002; KERRIGAN; TODD; CROCE, 1998b; SATO; ISHIZO, 1990; YAMASAKI; SASAKI; TORRI, 1991). Entretanto, quando normalizado, podem apresentar comprimento de passo igual ou ligeiramente maior (KERRIGAN; TODD; CROCE, 1998b; MURRAY; DROUGH; KORY, 1964; MURRAY; KORY; SEPIC, 1970);

- Maior variabilidade de marcha (desvio padrão e CV) nos parâmetros relacionados cadência e comprimento do passo (YAMASAKI; SASAKI; TORRI, 1991).

1.3.2 Variabilidade na Cinemática

Winter (1991) relata que há pouca diferença intra-individual nos ângulos articulares de quadril, joelho e tornozelo (plano sagital) em três velocidades de marcha: rápida, natural (autoselecionada ou livre) e lenta. A única diferença observada foi na amplitude de flexão do joelho durante a resposta de carga, geralmente atingido em torno de 15% do CM. O ponto de flexão máxima aumentou de 15° em baixa velocidade para 25° nos indivíduos com alta cadência. Ainda assim, relata que a história dos ângulos articulares ao longo de um CM é essencialmente a mesma (Tabela 4).

Tabela 4: Comparação dos ângulos articulares em velocidades de marcha alta, natural e baixa. Winter, The biomechanics and motor control of human gait – normal, elderly and pathological. 1991, p. 29.

<i>Comparação por cadência</i>		<i>Baixa (n 19)/Natural (n19)</i>	<i>Rápida (n 17)/Natural (n 19)</i>
Tornozelo	Diferença	2,1°	2,8°
	Correlação	0,975	0,95
Joelho	Diferença	3,1°	3,3°
	Correlação	0,995	0,99
Quadril	Diferença	4,1°	2,3°
	Correlação	0,99	0,99

Alguns estudos, entretanto, reportam que as amplitudes de movimentos apresentam marcantes diferenças individuais quando são considerados aspectos como idade, sexo, dimensões corporais e contexto sócio-econômico, dentre outros (INMAN; RALSTON; TODD in ROSE; GAMBLE, 1998).

Cho et al (2004) analisaram a marcha de homens e mulheres adultos no Kuwait, documentando que existem diferenças significativas na cinemática e cinética de quadril, joelho e tornozelo. Sugeriram então que os bancos de dados referenciais de marcha normal considerem o sexo no momento da análise comparativa com a marcha patológica.

Murray et al (1970) mostraram que o pico de flexão do quadril das mulheres é menor quando comparado aos homens. Assim como a excursão total da amplitude de movimento dos joelhos é menor em mulheres do que em homens, devido ao menor tamanho dos pés.

O estudo de Kerrigan, Todd e Croce (1998b), com análise computadorizada tridimensional da marcha, mostrou haver diferenças significativas em alguns pontos articulares de quadril, joelho e tornozelo de homens e mulheres ao longo de um CM. As mulheres apresentaram maior pico de flexão de quadril e menor pico de extensão de joelho no balanço final ($p < 0,0019$). E apresentaram tendência a uma maior flexão do joelho durante o balanço e maior flexão plantar ao final do terceiro rolamento ($p < 0,036$). Infelizmente os autores não documentaram o CV para as articulações estudadas.

Winter (1991) avaliou a marcha de 19 homens e mulheres adultos em velocidade auto-selecionada e documentou o movimento articular (plano sagital) do quadril, joelho e tornozelo ao longo de um CM. Calculou o CV para cada articulação (figura 6) e as posições articulares a cada 2% do ciclo de marcha (Tabela 5).

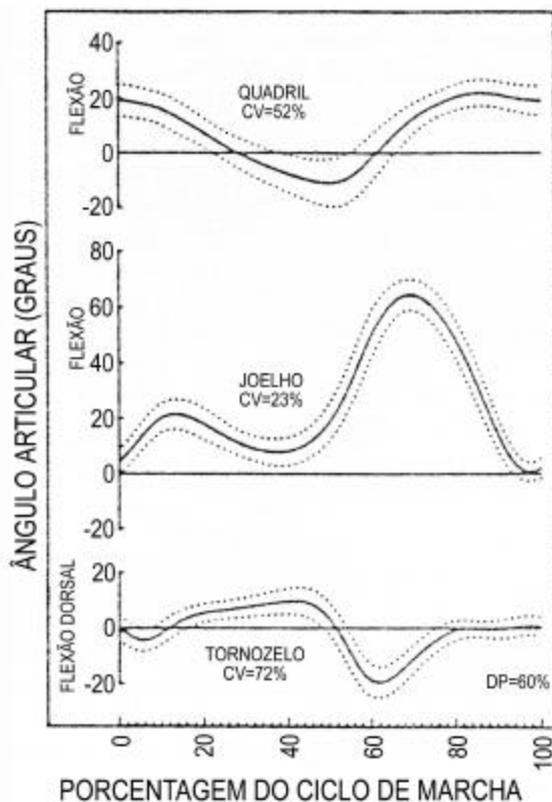


Figura 6: Movimentos do quadril, joelho e tornozelo. Winter, The biomechanics and motor control of human gait – normal, elderly and pathological. 1991, p. 28.

Tabela 5: Médias e desvios padrões (dp) dos ângulos articulares de 19 indivíduos saudáveis em velocidade auto-selecionada de marcha. Winter, The biomechanics and motor control of human gait – normal, elderly and pathological. 1991, p. 122.

% do CM	<i>QUADRIL</i>		<i>JOELHO</i>		<i>TORNOZELO</i>	
	Média	dp	Média	dp	Média	dp
0	19,33	5,64	3,97	4,19	0,02	3,93
2	18,92	5,79	7,00	4,58	-2,06	4,36
4	18,45	5,77	10,52	4,79	-3,88	4,32
6	17,94	5,64	14,12	4,98	-4,60	4,02
8	17,30	5,56	17,38	5,11	-3,98	3,95
10	16,40	5,63	19,84	5,12	-2,40	4,05
12	15,18	5,81	21,27	5,17	-0,45	4,01
14	13,67	5,94	21,67	5,34	1,45	3,81
16	11,97	5,90	21,22	5,61	3,04	3,56
18	10,21	5,73	20,20	5,85	4,27	3,36
20	8,48	5,57	18,86	5,95	5,13	3,24
22	6,74	5,47	17,35	5,85	5,71	3,19
24	4,94	5,38	15,73	5,57	6,10	3,18
26	3,13	5,36	14,08	5,18	6,43	3,18
28	1,42	5,51	12,50	4,84	6,76	3,21
30	-0,13	5,75	11,09	4,69	7,12	3,30
32	-1,54	5,96	9,91	4,64	7,54	3,44
34	-2,87	6,14	8,97	4,66	7,99	3,60
36	-4,12	6,34	8,28	4,74	8,44	3,79
38	-5,30	6,58	7,86	4,86	8,86	4,00
40	-6,40	6,86	7,72	4,95	9,23	4,25
42	-7,43	7,14	7,94	4,98	9,51	4,51
44	-8,39	7,40	8,60	4,97	9,62	4,75
46	-9,27	7,68	9,76	4,96	9,43	4,98
48	-10,02	7,97	11,50	4,97	8,70	5,26

50	-10,61	8,25	13,86	5,05	7,20	5,65
52	-10,95	8,51	16,97	5,22	4,69	6,12
54	-10,91	8,71	20,96	5,49	1,15	6,56
56	-10,31	8,81	26,00	5,86	-3,26	6,87
58	-9,00	8,72	32,03	6,20	-8,17	6,93
60	-6,95	8,39	38,74	6,30	-13,05	6,64
62	-4,25	7,84	45,60	6,05	-17,13	6,19
64	-1,05	7,17	52,05	5,53	-19,52	5,91
66	2,42	6,47	57,54	4,99	-19,77	5,81
68	5,93	5,80	61,66	4,75	-18,12	5,57
70	9,22	5,22	64,12	4,93	-15,29	5,06
72	12,11	4,75	64,86	5,41	-12,04	4,45
74	14,55	4,44	63,95	5,99	-8,85	3,99
76	16,53	4,35	61,59	6,51	-5,96	3,76
78	18,13	4,43	57,97	6,93	-3,51	3,63
80	19,45	4,59	53,27	7,22	-1,64	3,49
82	20,54	4,76	47,58	7,42	-0,50	3,27
84	21,38	4,84	40,94	7,55	-0,07	2,94
86	21,84	4,83	33,46	7,54	-0,16	2,65
88	21,87	4,75	25,38	7,29	-0,42	2,71
90	21,50	4,68	17,27	6,69	-0,52	3,09
92	20,84	4,72	9,94	5,73	-0,26	3,45
94	20,09	4,84	4,31	4,54	0,36	3,53
96	19,50	5,02	1,12	3,55	1,00	3,40
98	19,18	5,23	0,54	3,28	1,20	3,33
100	19,01	5,43	2,21	3,60	0,58	3,52

1.4 NORMALIZAÇÃO DOS DADOS COLETADOS EM ANÁLISE DE MARCHA

Um dos objetivos da análise de marcha é perceber claramente os resultados da comparação entre os valores da marcha de um paciente e os valores referenciais de uma determinada população. Entretanto, as populações estudadas freqüentemente apresentam

grande diversidade de altura e peso corporal, o que aumenta significativamente a variabilidade interindivíduos dos valores de marcha, reduzindo a capacidade dos testes estatísticos de identificarem e avaliarem as diferenças significativas dos dados obtidos (PIERRYNOWSKI; GALEA, 2001).

Em análise quantitativa de marcha, a variabilidade é geralmente conceituada como a flutuação do valor da variável obtida a partir da mensuração dos dados cinemáticos (e.g. ângulos articulares), cinéticos (e.g. força de reação do solo), temporo-espaciais (e.g. comprimento do passo) ou eletromiográficos. Essa flutuação pode ser observada em repetidas mensurações realizadas ao longo do tempo, tanto de um mesmo indivíduo (intra-indivíduo) ou entre indivíduos diferentes (interindivíduos) (CHAU; YOUNG; REDEKOP, 2005).

É necessário normalizar os dados obtidos em uma análise de marcha quando se pretende realizar comparações entre indivíduos com diferenças significativas de altura e/ou massa corporal (PIERRYNOWSKI; GALEA, 2001; STANSFIELD et al, 2003; ZATSIORKY; WERNER; KAIMIN, 1994). A normalização é uma tentativa de remover ou ao menos minimizar todas as variações decorrentes dessas diferentes dimensões corporais (STANSFIELD et al, 2003). E, assim, reduzir a variabilidade interindivíduos dos dados obtidos na análise de marcha, aumentando a capacidade da ferramenta estatística utilizada detectar as diferenças significativas entre o paciente e o grupo controle (PIERRYNOWSKI; GALEA, 2001).

A escolha do fator de normalização a ser usado na análise dos dados de marcha é uma tarefa difícil e importante, podendo-se utilizar a altura (MOISIO et al, 2003; PIERRYNOWSKI; GALEA, 2001) ou o comprimento do MI (PIERRYNOWSKI; GALEA, 2001; STANSFIELD et al, 2003; ZATSIORKY; WERNER; KAIMIN, 1994).

Pierrynowski e Galea (2001) relatam que a variabilidade dos dados de marcha deve ser reduzida utilizando-se a altura e a massa como fator de normalização.

Stansfield et al (2003) sugerem que a altura deve ser escolhida como fator de normalização apenas se a proporção entre a altura e o comprimento do MI for a mesma para todos os indivíduos avaliados. Caso as proporções não sejam as mesmas o comprimento do MI deve ser o fator de normalização adotado. Relata ainda que o comprimento do MI é importante para o estudo dos ângulos articulares, ao passo que a relação comprimento do MI e altura informa a localização do centro de massa em relação ao solo.

Zatsiorky, Werner e Kaimin (1994) relataram três formas de relacionar os comprimentos de passo ou passada da marcha estudada com as dimensões corporais: comprimento do passo/comprimento do MI; comprimento da passada/altura; e comprimento

do passo/comprimento do pé. Esse método de normalização é conhecido como Semi Dimensional (SD), pois a influência das dimensões corporais ainda é grande nos resultados obtidos (STANSFIELD et al, 2003).

Hof (1996) propôs um método de normalização de dados de marcha conhecido como não dimensional (ND). A massa corporal e o comprimento do MI do indivíduo são freqüentemente utilizados para diminuir a influência dessas dimensões corporais em dados como comprimento do passo, cadência, velocidade de marcha e momento articular. Essas quantidades fundamentais são reduzidas a quantidades não dimensionais através de cálculos matemáticos antes de serem utilizadas nas fórmulas matemáticas de normalização. O método de normalização ND não prevê normalização para os valores angulares das articulações nos planos de movimentos.

A utilização do método de normalização ND de Hof (1996) leva as seguintes variáveis não dimensionais (STANSFIELD et al, 2003):

$$\text{ND Velocidade} = \frac{\text{velocidade}}{\sqrt{D \times g}}$$

$$\text{ND Comprimento de Passo} = \frac{\text{comprimento de passo}}{D}$$

$$\text{ND Cadência} = \text{cadência} \times \sqrt{\frac{D}{g}}$$

Onde:

- D é o comprimento do membro inferior (metro);
- g é a aceleração da gravidade (9,81 m/s²).

Unidades:

- velocidade (m/s);
- comprimento do passo (m);
- cadência (passos/s).

O método de normalização não dimensional (ND) de Hof (1996) foi comparado com outros sete métodos de normalização por Pierrynowski e Galea (2001). Estes autores

documentaram que o método de normalização ND mostrou ser eficaz na redução da variabilidade (interindivíduos) dos dados da marcha de sujeitos com diferenças significativas de peso e altura (PIERRYNOWSKI; GALEA, 2001).

Stansfield et al (2003) realizaram um estudo longitudinal de sete anos em que verificaram, com uma amostra de 16 crianças (5 a 12 anos), os resultados de dois métodos de normalização de dados de marcha: o método ND e o método semi-dimensional (SD). Ao final de seu estudo concluíram que o método de normalização ND é superior ao método SD para permitir comparações entre crianças de diferentes tamanhos e pesos que foram avaliadas descalças e em velocidade auto-selecionada de marcha. Relataram que esse resultado pode ser igualmente aplicado a adultos de diferentes tamanhos.

Stansfield et al (2003) relataram ainda que, para os dois métodos de normalização utilizados (ND e SD), as variáveis de marcha apresentaram maior proporção de variação em relação à velocidade da marcha e não a idade de seus voluntários. Assim, a idade das crianças avaliadas não foi um fator significativo na descrição da variação nos comprimentos dos passos e cadência.

Os valores angulares das articulações dos MMII não são normalizados pelo método de normalização ND (HOF, 1996). E a variabilidade da amplitude articular pode ser estimada utilizando-se o Coeficiente de Variação (CV) proposto por David Winter (1983, 1984, 1991):

$$CV = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sigma_i^2}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_i|}$$

Onde:

- N é o número de intervalos ao longo da passada;
- X_i é o ângulo articular no intervalo i ;
- s_i é o desvio padrão de X_i no intervalo i .

Pode-se então utilizar o método de normalização ND proposto por Hof (1996), Pierrynowski e Galea (2001) e Stansfield et al (2003) e o CV proposto por Winter (1983, 1984, 1991) para agrupar os indivíduos por gênero, possibilitando comparações significativas entre a marcha de homens e mulheres jovens saudáveis.

1.5 A ANÁLISE AUTOMATIZADA DO MOVIMENTO

Os sistemas que utilizam a análise automatizada do movimento produzem dados digitais transferidos diretamente para o computador (PERRY, 2005b). É o método mais sofisticado de análise do movimento (HARRIS; WERTSCH, 1994; PERRY, 2005b). Com esses sistemas, tanto marcadores passivos refletivos (Figura 7) como os ativamente iluminados são identificados por um sistema automatizado com várias câmeras (HARRIS; WERTSCH, 1994; PERRY, 2005b). Os sistemas que utilizam diodos que emitem luz (marcadores ativos) são também chamados optoeletrônicos (HARRIS; WERTSCH, 1994; PERRY, 2005b).

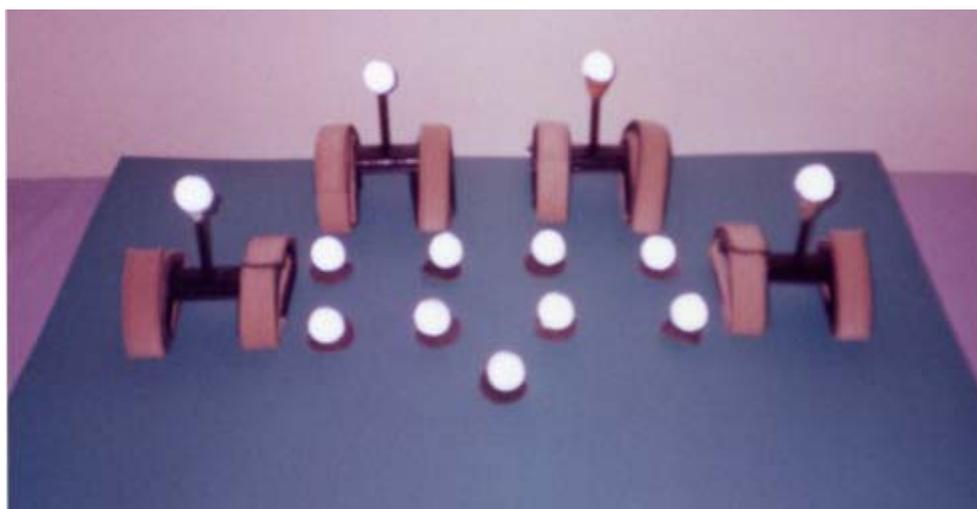


Figura 7. Marcadores passivos refletivos utilizados na análise computadorizada da marcha no Laboratório do Movimento da Universidade Estadual de Goiás.

1.5.1 Sistemas de Vídeo Automatizados

Esses sistemas utilizam os marcadores passivos. O processo de registro do movimento se dá a partir do rastreamento automático da posição dos marcadores com superfícies altamente reflexivas (PERRY, 2005b).

Os marcadores passivos exigem uma fonte de iluminação (geralmente o infravermelho) colocada próxima ou em cada uma das câmeras utilizadas (HARRIS; WERTSCH, 1994) (Figura 8). A tecnologia padrão de vídeos automáticos utiliza uma

freqüência de amostra de 50 (europeu) ou 60 (americano) imagens por segundo (Hz) para as avaliações de marcha (HARRIS; WERTSCH, 1994; PERRY, 2005b).

Para minimizar a necessidade da intervenção humana no processo de definição do movimento, o mecanismo da coleta dos dados com estes marcadores passivos apresenta exigências mais rigorosas. A localização do marcador é automaticamente identificada pelo sistema por meio da determinação do centro da 'área luminosa' registrada para cada marcador. Por isso, um maior cuidado no posicionamento dos marcadores anatômicos (bolas ou prismas altamente reflexivos) é necessário (PERRY, 2005b, p. 14).



Figura 8. Câmera de infravermelho utilizada na análise computadorizada da marcha no Laboratório do Movimento da Universidade Estadual de Goiás.

Além disso, esses sistemas utilizam um preciso método de calibração das câmeras e do próprio sistema para minimizar a possibilidade de erros (HARRIS; WERTSCH, 1994) (Figura 9).



Figura 9. Calibração das câmeras, das plataformas de força e dos sistemas de coordenadas do Laboratório do Movimento da Universidade Estadual de Goiás.

Alguns sistemas podem utilizar número ilimitado de câmeras (HARRIS; WERTSCH, 1994), mas geralmente são utilizadas de duas a seis câmeras. Com seis câmeras já é possível fazer o registro tridimensional bilateral da marcha (HARRIS; WERTSCH, 1994; PERRY, 2005b).

A resolução dos sistemas de análise automatizada do movimento descreve a capacidade de discriminar a posição do objeto em termos de mensuração linear, e deve ser definida em relação ao volume em que os dados serão registrados (HARRIS; WERTSCH, 1994)

1.5.2 Modelos Biomecânicos e Análise de Marcha

A reconstrução tridimensional da imagem do indivíduo que está sendo avaliado é realizada com base em cálculos matemáticos a partir da identificação da posição dos marcadores por imagens bidimensionais provenientes de duas ou mais câmeras. Esses cálculos matemáticos relacionam o marcador ao objeto e a sua imagem. São ainda usadas outras equações matemáticas para identificação dos movimentos de rotação e translação (MORAES in AMADIO; BARBANTI, 2000).

Assim, na análise de marcha, o sistema de marcadores é associado aos modelos biomecânicos ou matemáticos. A combinação entre os marcadores e o modelo permite os cálculos da posição angular e linear, e da velocidade e aceleração dos segmentos do corpo

com referência ao fixo Sistema de Coordenadas do Laboratório (SCL) ou com referência a um outro segmento do corpo (HARRIS; WERTSCH, 1994).

O movimento é então descrito tendo como referência o SCL ou um outro segmento que se move. Na maioria dos laboratórios a descrição dos movimentos segue uma convenção: pé em relação a tíbia; tíbia em relação a coxa; coxa em relação a pelve; e pelve em relação ao fixo SCL. A partir do reconhecimento dos marcadores no espaço tridimensional, suas posições relativas serão usadas para descrever as características de movimentos dos segmentos corporais (HARRIS; WERTSCH, 1994).

1.5.3 Sistemas de Marcadores do Movimento

Todos os sistemas de quantificação do movimento dependem da definição numérica dos arcos e da posição das articulações. A técnica básica consiste na colocação de marcadores na pele, em locais que representem com precisão os movimentos das articulações subjacentes (Figura 10). Esses marcadores são então registrados pelas câmeras e suas posições convertidas em dados de movimentos por complexos programas de computador (PERRY, 2005b).



Figura 10. Disposição dos marcadores passivos em paciente sendo submetido à análise computadorizada de marcha no Laboratório do Movimento da Universidade Estadual de Goiás.

A abordagem básica consiste na fixação de três marcadores em cada segmento do corpo, de forma que seus movimentos tridimensionais possam ser identificados e registrados. Os critérios específicos para a localização dos marcadores dependem da interpretação anatômica dos avaliadores e segue protocolos pré-determinados (PERRY, 2005b).

Vários fatores adicionais podem reduzir a precisão da análise de movimento com marcadores de superfície (PERRY, 2005b). Erros relacionados aos marcadores incluem: colocação incorreta dos marcadores em relação aos referenciais anatômicos; movimentos dos tecidos moles e/ou pele; o marcador desprender-se do membro durante o balanço ou do dispositivo auxiliar de marcha; ou vibrações do marcador (HARRIS; WERTSCH, 1994; KADABA et al, 1990; PERRY, 2005b). Há ainda relatos de que a obesidade possa prejudicar a avaliação, por esconder as proeminências ósseas da pelve, particularmente as espinhas ilíacas ântero-superiores, referenciais da pelve utilizadas para identificação dos movimentos dos segmentos adjacentes (DEVITA; HORTOBAGYI, 2000; PERRY, 2005b).

Atualmente não existem dados regionais e/ou nacionais sobre a marcha do adulto jovem saudável usando tecnologia de análise tridimensional do movimento humano. Os valores usados como referência para a avaliação da nossa população são de estudos americanos e europeus. São, então, resultados de uma população com características antropométricas distintas da nossa.

Assim, a análise da marcha de indivíduos brasileiros saudáveis é importante para identificar e documentar o padrão de marcha normal para a nossa população. Essas informações farão parte de um futuro banco regional de dados que servirá de referência para a avaliação de adultos jovens da mesma faixa etária e sexo e que apresentem distúrbios musculoesqueléticos ou neuromusculares, permitindo identificar as causas primárias dessas alterações motoras, ou simplesmente avaliar a resposta terapêutica, identificando sua eficácia e contribuindo para a realização de um melhor tratamento.

OBJETIVOS

OBJETIVOS

Objetivo Geral:

- O presente estudo tem como objetivo verificar se existem diferenças significativas nas características temporoespaciais e na cinemática no plano sagital da marcha de homens e mulheres jovens saudáveis.

Objetivos Específicos:

- Identificar as características temporoespaciais da marcha do adulto jovem saudável, como cadência, comprimentos dos passos e velocidade de marcha.
- Identificar os movimentos do plano sagital de quadril, joelho e tornozelo durante a marcha do adulto jovem saudável, identificando o posicionamento angular nos eventos chaves do ciclo de marcha.
- Contribuir para o processo amplo e contínuo de formação de banco regional de dados de marcha normal para adultos jovens saudáveis.

CASUÍSTICA E MÉTODOS

3.1 TIPO DE ESTUDO

Pesquisa com dados existentes – análise de dados secundários (Hulley et al, 2003).

Estudo retrospectivo de análise de banco de dados referente à marcha de homens e mulheres adultos jovens saudáveis, avaliados no Laboratório do Movimento da Universidade Estadual de Goiás.

3.2 AMOSTRA

Foram utilizados os dados de marcha de nove homens e nove mulheres com idades entre 22 e 32 anos, que haviam sido avaliados no Laboratório do Movimento da Universidade Estadual de Goiás (UEG), localizado na Unidade Universitária de Goiânia (ESEFFEGO). Todos freqüentavam ou haviam freqüentado os cursos de Fisioterapia ou Educação Física da UEG.

O grupo de homens, cujos dados de marcha foram selecionados para estudo, foi avaliado entre os meses de maio e setembro de 2003 em uma pesquisa com o objetivo de avaliar cadência e velocidade da marcha de homens jovens saudáveis.

O grupo de mulheres, cujos dados de marcha foram selecionados para estudo, foi avaliado entre os meses de março e junho de 2004. Esse grupo foi o controle de uma pesquisa com o objetivo de avaliar a marcha de mulheres com artrite reumatóide.

Todos os voluntários foram informados sobre os procedimentos de análise de marcha aos quais seriam submetidos, e aqueles que concordaram em participar dos estudos assinaram o Termo de Consentimento Livre Esclarecido. A pesquisa de análise da marcha de mulheres com artrite reumatóide havia sido aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisas do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Goiás.

Foram utilizados os dados de marcha de homens e mulheres selecionados após a verificação dos critérios de inclusão e exclusão, que eram os mesmos para os dois grupos.

Os critérios de inclusão foram:

- a. idade entre 20 e 35 anos;
- b. deambulador comunitário;
- c. concordância com o termo de consentimento livre e esclarecido.

Os critérios de exclusão eram:

- a. prática regular de atividades físicas de intensidade moderada por 30 minutos ou mais por quatro dias ou mais por semana (PATE et al, 1995);
- b. histórico de lesões musculoesqueléticas e/ou neurológicas que pudessem afetar a marcha;
- c. histórico de cirurgias e/ou traumas de qualquer natureza em membros inferiores, pelve ou coluna vertebral;
- d. força, amplitude de movimento, sensibilidade ou controle motor alterados;
- e. histórico de quedas a menos de seis meses;
- f. gestação;
- g. usuário de medicamento que afete o equilíbrio, como sedativo ou hipnótico (ALEXANDER, 2001);
- h. utilização de bebidas alcoólicas nas 48 horas que antecederam o exame;
- i. índice de massa corpórea [$\text{massa} / (\text{altura} \times \text{altura})$] com valor maior que 30 para minimizar os artefatos causados pela fixação dos marcadores à pele (DEVITA; HORTOBAGYI, 2000).

3.3 MATERIAL E INSTRUMENTAÇÃO

Foi utilizado para as avaliações de marcha, o seguinte material: fita métrica de 30 centímetros, paquímetro (Lafayette Instrument Company[®] modelo 01290), fita crepe, 15 marcadores reflexivos, balança Filizola[®] (série 3134 nº 86713 com divisões de 100g e carga máxima de 150kg), 2 plataformas de força AMTI[®] modelo OR6 (Advanced Medical Technologies, Newton, MA, E.U.A.), 6 câmeras de infravermelho Pulnix[®] (modelo TM 6701AN, posicionadas a 1.75m de altura e a 4 metros umas das outras e do centro da passarela), 1 micro-computador (Processador Pentium II[®] 400MHz, 128Mb de memória RAM) com o software Peak Motus 2000[®] (Peak Performance Technologies, Englewood, Colorado, E.U.A.) para coleta e interpretação dos dados.

Todo o material e instrumentação necessários para a avaliação dos voluntários encontravam-se no Laboratório do Movimento da UEG (Figura 11).

O Laboratório do Movimento da UEG é equipado com a tecnologia de análise automatizada do movimento humano, utilizando marcadores passivos.



Figura 11. Visão do Laboratório do Movimento da Universidade Estadual de Goiás.

3.4 PROCEDIMENTOS DE AVALIAÇÃO

Os voluntários passaram por uma triagem para verificação dos critérios de inclusão e exclusão. Em seguida foram pesados e submetidos a avaliação antropométrica, segundo as exigências do software (Anexo A), e a uma avaliação físico-funcional (Anexo B). Os marcadores refletivos foram fixados à pele com fita crepe em pontos anatômicos específicos, segundo protocolo determinado pelo sistema Peak Motus (Anexo C). Os voluntários foram avaliados usando uma bermuda de nylon e descalços. As mulheres usaram também um top de ginástica.

Os procedimentos de antropometria e disposição dos marcadores refletivos utilizados na avaliação dos voluntários estavam em concordância com os procedimentos utilizados por outros laboratórios de análise de marcha (APKARIAN; NAUMANN; CAIRNS, 1989; DAVIS, 1997; ISACSON; GRANSBERG; KNUTSSON, 1986) e exigidos pelo Sistema Peak Motus.

Antes dos exames serem realizados os equipamentos foram devidamente calibrados segundo as exigências do fabricante e verificadas no estudo de Kaufman et al (2001). As

avaliações foram realizadas com uma frequência de captura das câmeras de infravermelho de 120 Hz e as plataformas de força foram sincronizadas com as seis câmeras de infra-vermelho.

Cada indivíduo andou aproximadamente 6 metros no plano (em linha reta) com velocidade auto-selecionada de marcha (ZATSIORKI; WERNER; KAIMIN, 1994). As plataformas foram posicionadas no meio do caminho que foi percorrido. Três passos deveriam ser dados antes do contato com as plataformas, para alcançar a velocidade média no estágio ritmo da marcha (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOA in ROSE; GAMBLE, 1998). A primeira plataforma deveria ser tocada com o pé direito e a segunda com o pé esquerdo. Foram realizadas aproximadamente 3 tentativas, sem captura, para que o indivíduo se familiarizasse com o procedimento. Após isso, foram colhidas 5 capturas válidas de cada participante. A captura não era considerada válida se não fosse feito contato total dos pés com a plataforma, se ocorressem alterações visíveis do passo para entrar em contato com as plataformas ou se a velocidade durante a captura fosse notadamente alterada, para mais ou para menos.

3.5 FORMAÇÃO DO BANCO DE DADOS

A marcha humana corresponde a um padrão cíclico de movimentos corporais que se repetem indefinidamente a cada passo ((INMAN; RALSTON; TODD in ROSE; GAMBLE, 1998; WINTER, 1991)). É formada por uma seqüência de eventos sucessivos e regulares (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOA in ROSE; GAMBLE, 1998; WINTER, 1991) que ocorrem em seqüência bastante similar (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITOA in ROSE; GAMBLE, 1998; WINTER, 1991). Sendo assim, consideramos o que acontece no curso de apenas um ciclo, supondo que os demais ciclos sucessivos sejam todos iguais (INMAN; RALSTON; TODD in ROSE; GAMBLE, 1998; WINTER, 1991).

Foram identificados, para cada captura, os valores das características temporoespaciais: cadência, velocidade e comprimento dos passos direito e esquerdo.

Para o estudo da cinemática foi necessário delimitar pontos específicos do CM, a fim de estabelecer a comparação entre as amplitudes dos movimentos dos homens e mulheres. Para isso foram identificados os valores dos ângulos articulares de quadril, joelho e tornozelo (plano sagital) a cada intervalo regular de 5% do CM, conforme sugerido por Winter (1991),

totalizando 21 pontos para cada articulação. Dentro desses intervalos estão as principais posições articulares durante as principais atividades da marcha, conforme descrito por Perry (2005a), Winter (1991) e Sutherland, Kaufman e Moitza (In ROSE; GAMBLE, 1998). Além desses pontos, foram ainda identificadas as posições articulares do tornozelo em 12%, 48% e 62% do CM, pois não estavam dentro do intervalo regular de 5% definido anteriormente.

A simetria geométrica e temporal da marcha humana saudável é reconhecida. Assim, a marcha humana normal é um movimento notavelmente simétrico: os passos direito e esquerdos são praticamente iguais em comprimento (ZATSIORKY; WERNER; KAIMIN, 1994) e não existem diferenças significativas nos ângulos articulares do lado direito e esquerdo em indivíduos sadios (WINTER, 1991). Utilizamos então apenas os valores angulares do lado direito.

Foi utilizado neste estudo o método de normalização ND proposto por Hof (1996), Pierrynowski e Galea (2001) e Stansfield et al (2003) e o CV proposto por Winter (1983, 1984, 1991) para agrupar os indivíduos por gênero, possibilitando comparações significativas entre a marcha de homens e mulheres jovens saudáveis.

As unidades de medida utilizadas foram: velocidade (metros/s); cadência (passos/minuto); comprimento do passo (metros); ângulos (graus).

3.6 AVALIAÇÃO E APROVAÇÃO PELO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISAS COM SERES HUMANOS

O projeto de pesquisa deste estudo foi avaliado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisas com Seres Humanos da Universidade Católica de Goiás, recebendo o número de documento CAAE 1325.0.000.168-06. (ANEXO D)

3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS

Os resultados obtidos a partir dos cálculos realizados pelo sistema Peak Motus 2000 foram exportados para o Microsoft Excel 2002 para organização dos dados a fim de realizar-se a análise estatística.

Foram calculados os valores médios e os desvios padrões das cinco capturas para cada uma das variáveis estudadas.

A análise estatística dos valores médios de cada uma das variáveis estudadas para cada grupo foi realizada através da aplicação do teste t Student para amostras independentes, a fim de comparar os dados temporo-espaciais e angulares da marcha dos grupos de homens e mulheres. Foi utilizado para a aplicação do teste o programa SPSS versão 13.0. As diferenças entre a marcha dos homens e mulheres foram consideradas significativas em nível de 5% ($p = 0,05$).

3.8 NORMAS TÉCNICAS

As normas utilizadas na confecção desta dissertação foram publicadas por Silva (2005) e pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), correspondendo aos documentos: NBR10520 (AGO 2002); NBR6023 (AGO 2002); NBR6024 (AGO 1989); NBR 14724 (AGO 2002); NBR 6028 (MAIO 1990); NBR 6027 (AGO 1989).

RESULTADOS

4.1 DESCRIÇÃO DA AMOSTRA

Os resultados da pesquisa descrevem a marcha de um grupo de nove homens jovens saudáveis com idade média de 26,33 anos ($\pm 2,69$ anos), variando de 22 a 32 anos. E um grupo de nove mulheres jovens saudáveis com média de idade de 25,33 anos ($\pm 3,32$ anos), e variação entre 22 e 30 anos.

Os dados relativos aos aspectos demográficos da amostra estão listados na tabela 6.

Tabela 6. Aspectos demográficos.

	Valores medidos				
	Homens		Mulheres		
	média	Desvio-padrão	média	desvio-padrão	
Idade (anos)	26,33	2,69	25,33	3,32	
Peso (kg)	74,96	10,63	54,72	3,79	*
Altura (metros)	1,77	0,04	1,61	0,06	*
IMC	23,79	2,71	21,04	1,41	*
MID (metros)	0,90	0,02	0,83	0,03	*
MIE (metros)	0,90	0,02	0,83	0,03	*
Proporção MID/Altura	0,51	0,01	0,51	0,02	

Nota: * diferenças significativas em nível de 5% ($p = 0,05$).

Analisando-se a tabela 6, nota-se não haver diferença significativa entre a média das idades dos homens e mulheres. Houveram, porém, diferenças significativas ($p = 0,05$) entre as alturas, os pesos e os comprimentos dos membros inferiores dos homens e mulheres avaliados. Os homens que compuseram a amostra mostraram-se mais altos e mais pesados que as mulheres. Entretanto, as proporções membro inferior/altura não mostraram diferenças significativas.

O índice de massa corporal mostrou-se significativamente maior nos homens que nas mulheres ($p = 0,05$).

4.2 RESULTADOS DA AVALIAÇÃO DOS PARÂMETROS TEMPORO-ESPACIAIS

Os parâmetros temporo-espaciais não normalizados da amostra estudada estão exibidos na tabela 7.

Tabela 7. Parâmetros temporo-espaciais não normalizados.

	Valores medidos				
	Homens		Mulheres		
	média	desvio-padrão	média	desvio-padrão	
Velocidade	1,144	0,135	1,310	0,087	*
Cadência	105,157	7,824	118,484	6,212	*
Tamanho do Passo Direito	0,672	0,057	0,686	0,042	
Tamanho do Passo Esquerdo	0,632	0,041	0,651	0,041	

Nota: * diferenças significativas em nível de 5% ($p = 0,05$).

Analisando-se os valores não normalizados, percebem-se diferenças significativas na velocidade e cadência da marcha dos homens e mulheres. As mulheres mostraram-se mais rápidas e com maior cadência.

A tabela 8 mostra os parâmetros temporo-espaciais normalizados pela fórmula ND (HOF, 1996; PIERRYNOWSKI; GALEA, 2001; STANSFIELD et al, 2003).

Tabela 8. Parâmetros temporo-espaciais normalizados por método ND.

	Valores medidos				
	Homens		Mulheres		
	média	Desvio-padrão	média	desvio-padrão	
Velocidade	0,384	0,044	0,460	0,034	*
Cadência	31,908	2,591	34,392	1,906	*
Tamanho do Passo Direito	0,746	0,064	0,830	0,059	*
Tamanho do Passo Esquerdo	0,699	0,051	0,790	0,067	*

Nota: * diferenças significativas em nível de 5% ($p = 0,05$).

Estudando-se a tabela 8, verificam-se diferenças significativas ($p = 0,05$) em todos os parâmetros temporo-espaciais analisados, com as mulheres apresentando maiores valores de velocidade de marcha, comprimentos dos passos direito e esquerdo e cadência.

4.3 RESULTADOS DA ANÁLISE CINEMÁTICA DO PLANO SAGITAL

4.3.1 Quadril

A inspeção visual dos traçados gráficos das médias dos movimentos do quadril ao longo de um ciclo de marcha revela o padrão motor básico esperado para homens e mulheres saudáveis (Figuras 12 e 13).

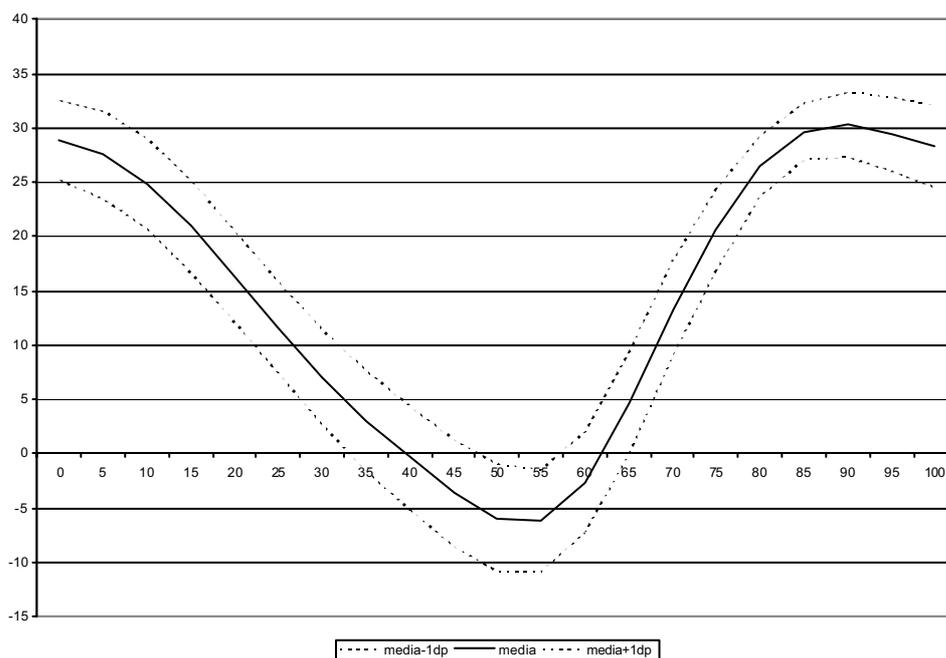


Figura 12. Movimentos do quadril do grupo de homens.

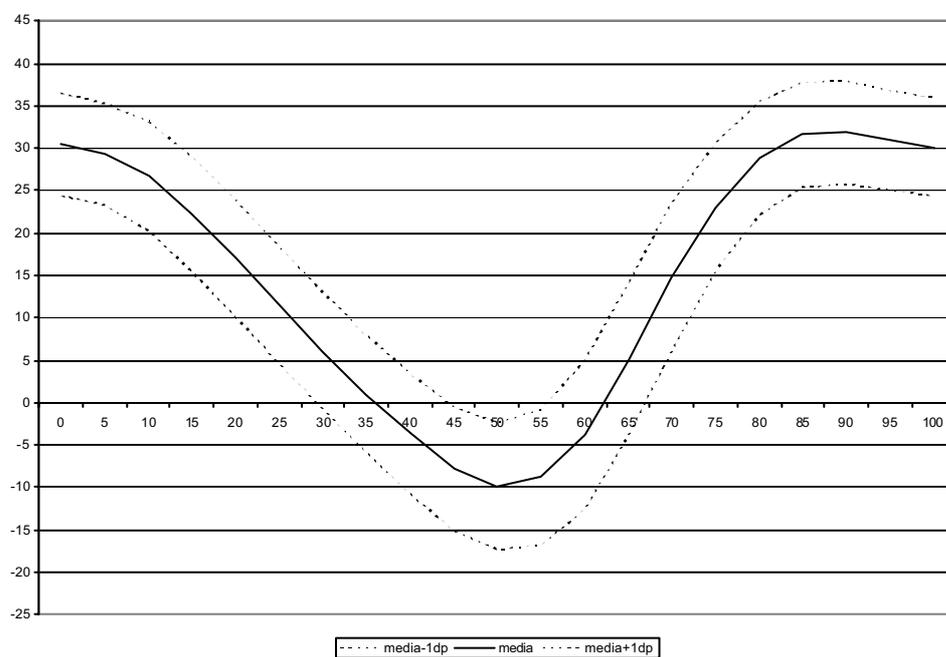


Figura 13. Movimentos do quadril do grupo de mulheres.

O coeficiente de variação (CV) para o quadril foi de 25,2% para os homens e 39,4% para as mulheres, confirmando a maior variabilidade dos movimentos femininos visualizada nas figuras 12 e 13 e relacionada à maior amplitude do desvio padrão encontrado na figura 14.

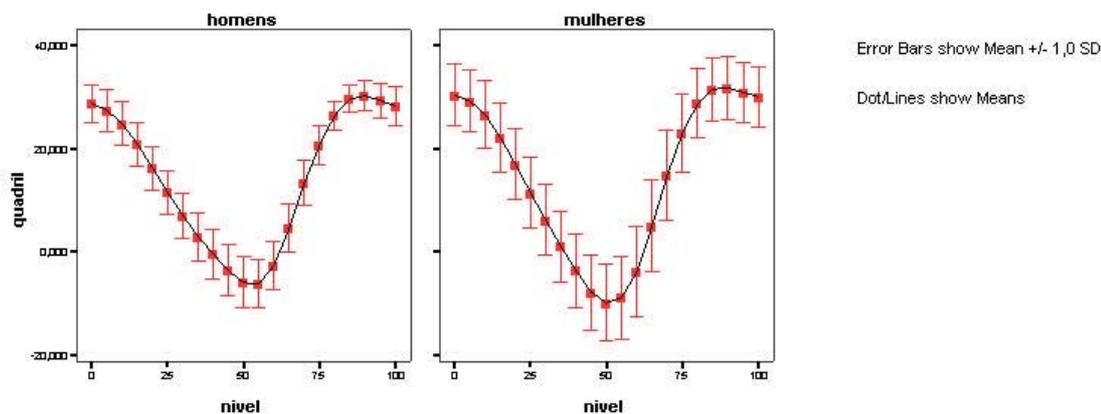


Figura 14. Gráficos dos movimentos dos quadris de homens e mulheres.

A análise comparativa do traçado gráfico das médias dos movimentos dos quadris dos homens e mulheres avaliados (figura 15) permite observar que as mulheres atingiram maior pico de flexão e extensão que os homens, com uma maior amplitude média de movimento articular. Entretanto, as diferenças significativas ($p = 0,05$) podem ser observadas apenas entre 40 e 55% do ciclo de marcha, conforme demonstradas na tabela 9. Essa faixa onde são observadas as diferenças significativas corresponde ao pico de extensão, atingido durante o final da fase de apoio.

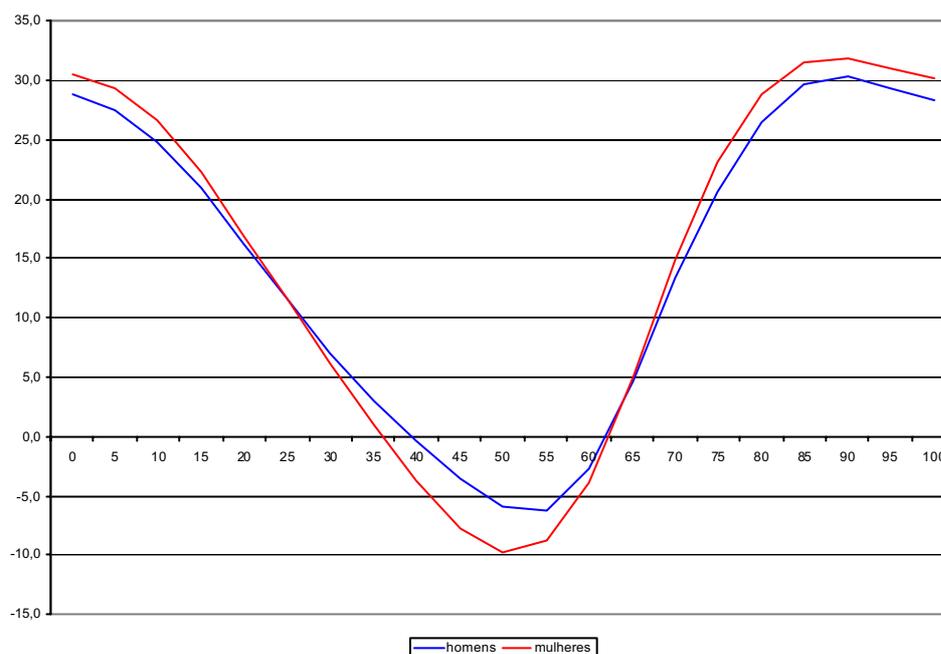


Figura 15. Gráficos sobrepostos dos movimentos dos quadris de homens e mulheres.

Tabela 9. Médias e desvios padrões dos movimentos dos quadris de homens e mulheres.

níveis	homens		mulheres		
	Média	desvio-padrão	média	desvio-padrão	
0	28,9	3,7	30,4	6,0	
5	27,5	4,1	29,3	6,0	
10	24,9	4,2	26,7	6,4	
15	20,9	4,3	22,2	6,8	
20	16,3	4,2	17,0	6,9	
25	11,6	4,2	11,5	6,9	
30	7,1	4,4	6,1	6,9	
35	3,0	4,7	1,0	7,0	
40	-0,4	4,8	-3,7	7,1	*
45	-3,6	4,9	-7,8	7,3	*
50	-6,0	4,9	-9,9	7,5	*
55	-6,2	4,7	-8,8	8,0	*
60	-2,7	4,6	-3,9	8,8	
65	4,6	4,7	5,1	9,0	
70	13,3	4,4	14,8	8,8	
75	20,7	3,7	23,1	7,5	
80	26,5	2,8	28,8	6,7	
85	29,7	2,6	31,6	6,2	
90	30,3	3,0	31,8	6,1	
95	29,4	3,4	31,0	5,9	
100	28,3	3,8	30,1	5,8	

Nota: * diferenças significativas em nível de 5% ($p = 0,05$).

4.3.2 Joelho

Os gráficos das médias dos movimentos dos joelhos de homens e mulheres ao longo de um ciclo de marcha revelam um padrão normal de movimento, com duas ondas de flexão intercaladas com duas ondas de extensão relativa (Figuras 16 e 17).

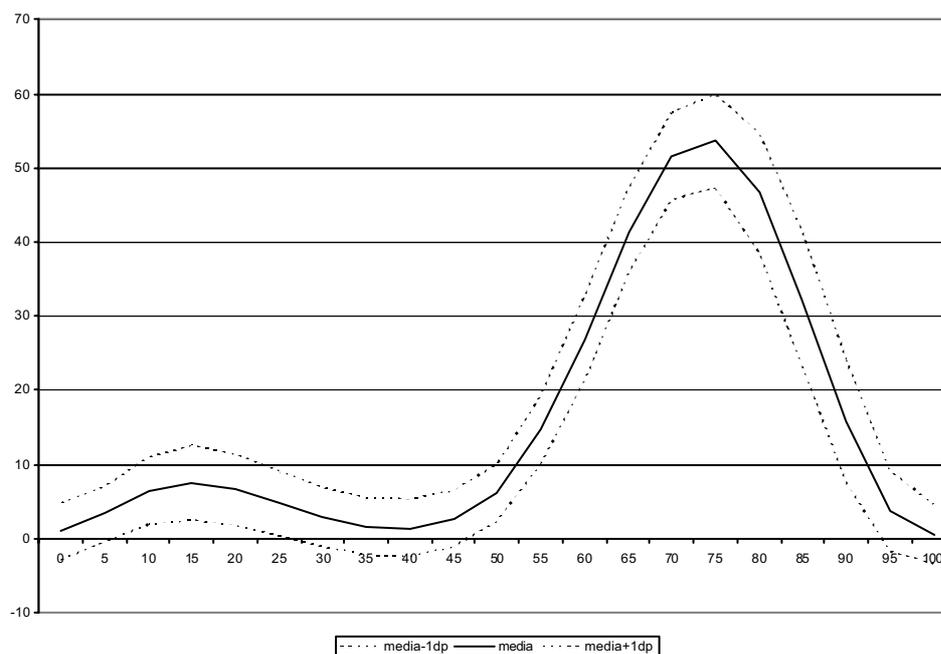


Figura 16. Movimentos do joelho do grupo de homens.

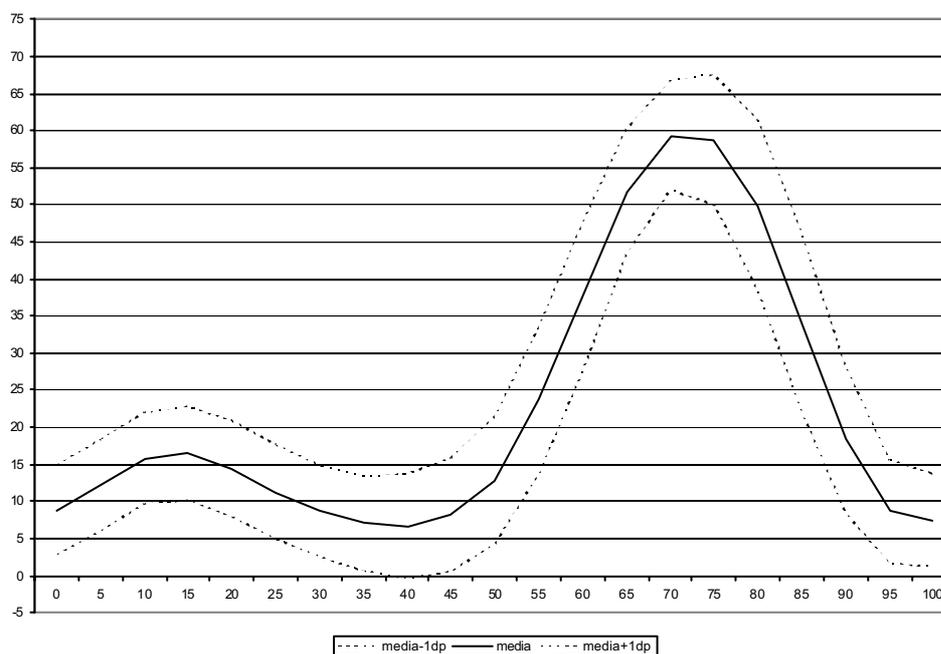


Figura 17. Movimentos do joelho do grupo de mulheres.

Os homens apresentaram menor coeficiente de variação que as mulheres (32,7% vs 34,8%). A maior variabilidade dos movimentos dos joelhos das mulheres, visualizada nas figuras 16 e 17, relaciona-se à maior amplitude do desvio padrão encontrado na figura 18.

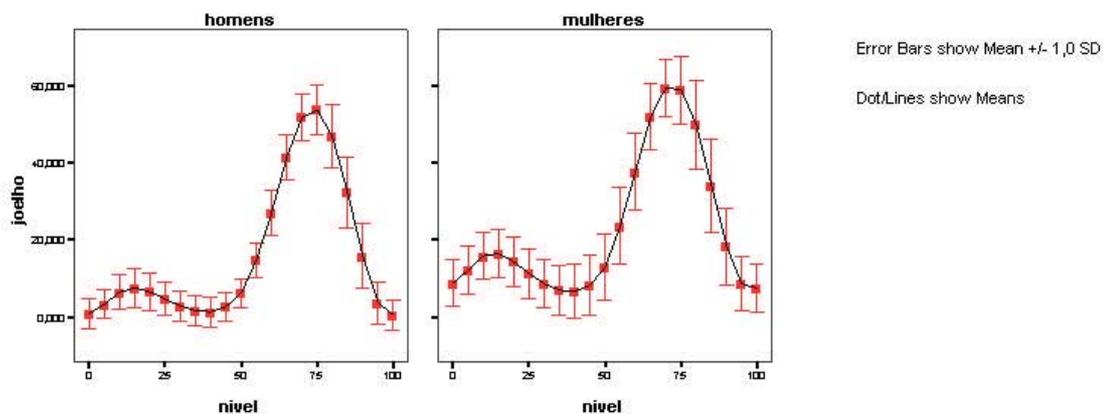


Figura 18: Gráficos dos movimentos dos joelhos de homens e mulheres.

A análise comparativa do gráfico das médias dos movimentos dos joelhos dos homens e mulheres avaliados (Figura 19) permite observar que as mulheres realizaram o toque do pé com o joelho em flexão e o mantiveram mais flexionado que os homens durante toda a fase de apoio. Alcançaram também maior pico de flexão durante a fase de balanço.

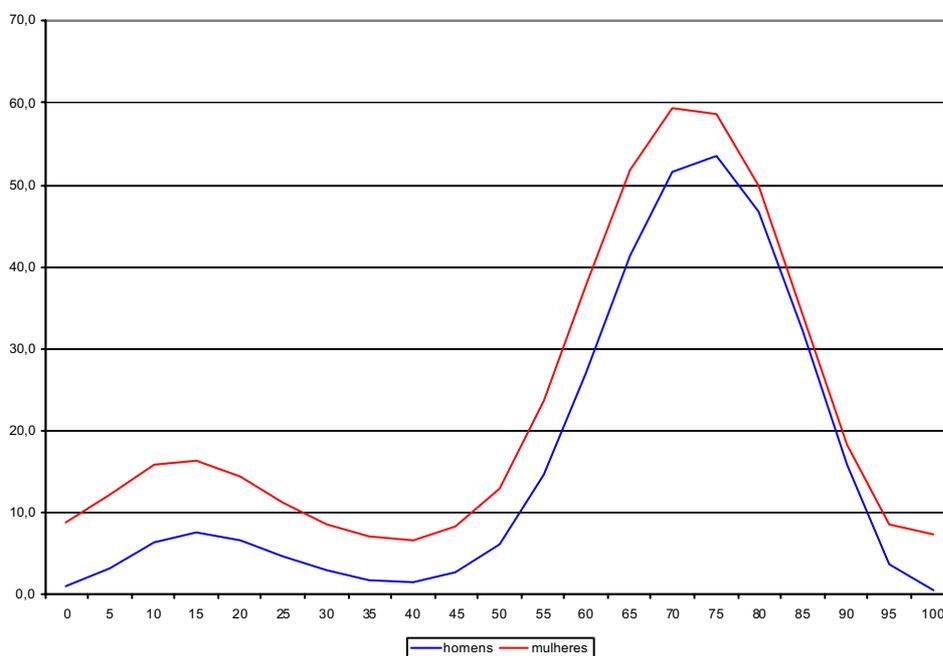


Figura 19: Gráficos sobrepostos dos movimentos dos joelhos de homens e mulheres.

A tabela 10 mostra as médias e desvios padrões dos movimentos articulares dos joelhos das mulheres e homens. Percebe-se que durante quase todo o CM existem diferenças

significativas ($p = 0,05$), confirmando os diferentes traçados gráficos dos movimentos observados na figura 19.

Tabela 10: Médias e desvios padrões dos movimentos dos joelhos de homens e mulheres

níveis	homens		mulheres		
	média	desvio-padrão	média	desvio-padrão	
0	1,0	3,8	8,9	6,1	*
5	3,4	3,7	12,2	6,2	*
10	6,4	4,5	15,9	6,2	*
15	7,6	5,0	16,5	6,3	*
20	6,6	4,8	14,4	6,5	*
25	4,8	4,4	11,3	6,3	*
30	3,0	4,0	8,7	6,2	*
35	1,7	3,9	7,0	6,4	*
40	1,5	3,9	6,7	7,1	*
45	2,8	3,8	8,2	7,7	*
50	6,3	3,8	12,9	8,6	*
55	14,8	4,6	23,7	9,9	*
60	27,0	5,7	37,6	10,0	*
65	41,5	5,8	51,8	8,5	*
70	51,7	5,9	59,4	7,4	*
75	53,6	6,3	58,8	8,8	*
80	46,7	8,1	49,9	11,5	
85	32,2	9,1	34,1	12,0	
90	15,9	8,3	18,3	9,9	
95	3,8	5,5	8,6	7,0	*
100	0,6	4,0	7,5	6,3	*

Nota: * diferenças significativas em nível de 5% ($p = 0,05$).

4.3.3 Tornozelo

A inspeção visual dos traçados gráficos das médias dos movimentos dos tornozelos ao longo de um ciclo de marcha revela o padrão normal de movimento esperado para homens e mulheres saudáveis (Figuras 20 e 21).

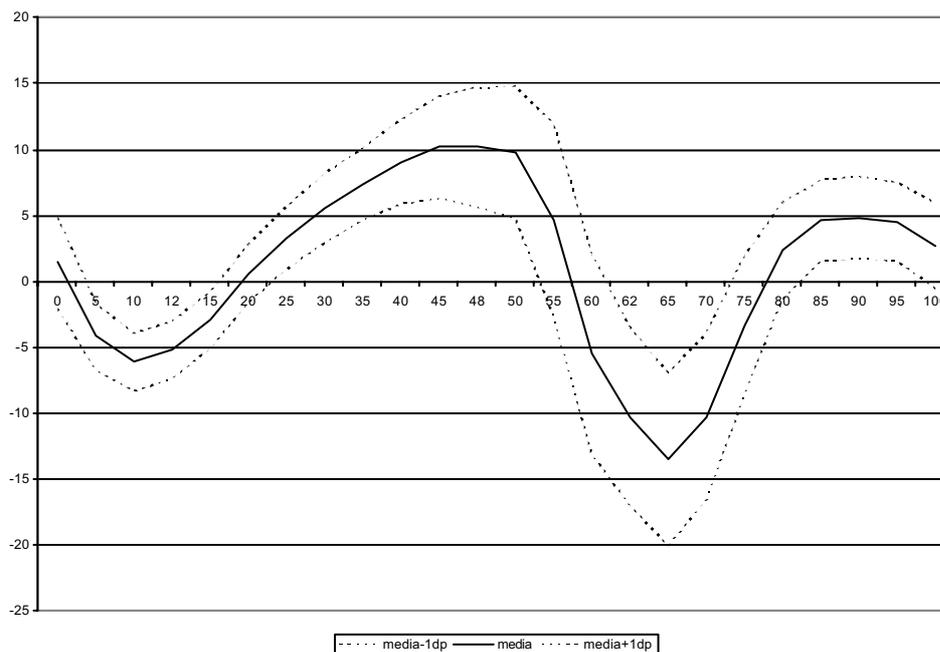


Figura 20: Movimentos do tornozelo do grupo de homens

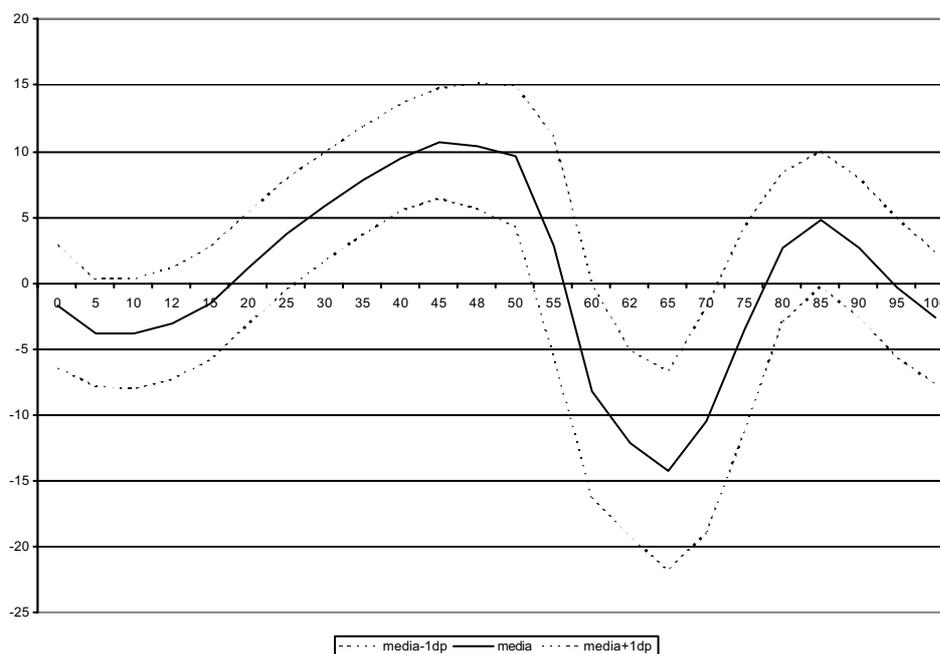


Figura 21: Movimentos do tornozelo do grupo de mulheres

O CV para o tornozelo foi de 66,9% para os homens e 95,0% para as mulheres. Os dois grupos apresentaram alto CV, confirmando a grande variabilidade dos movimentos do tornozelo visualizada nas figuras 20 e 21, relacionados à grande amplitude do desvio padrão encontrado também na figura 22.

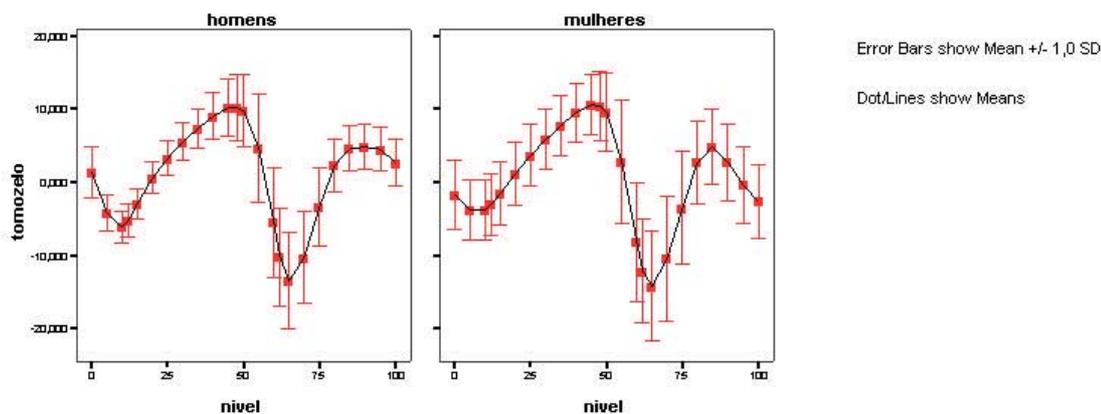


Figura 22: Gráficos dos movimentos dos tornozelos de homens e mulheres

Na análise dos traçados gráficos sobrepostos das médias dos movimentos dos tornozelos dos homens e mulheres avaliados (figura 23) observa-se que os homens atingiram maior pico de flexão plantar durante o primeiro rolamento. E as mulheres permitiram discreta flexão plantar ao final do balanço. Esses pontos correspondem às porcentagens do ciclo em que há diferenças significativas ($p = 0,05$) entre os movimentos dos dois grupos (tabela 11).

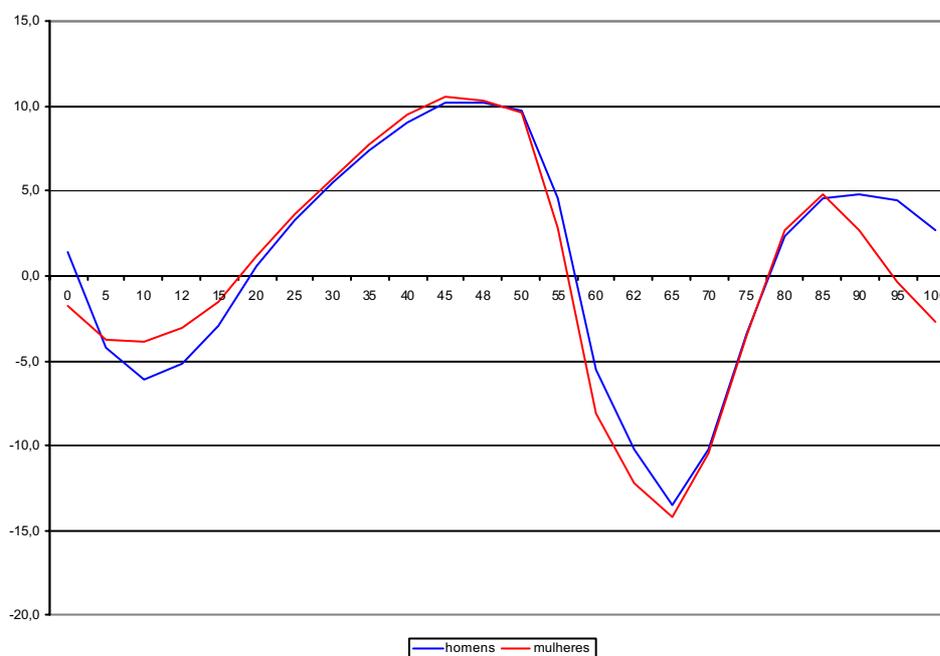


Figura 23: Gráficos sobrepostos dos movimentos dos tornozelos de homens e mulheres

Tabela 11: Médias e desvios padrões dos movimentos dos tornozelos de homens e mulheres

níveis	homens		mulheres		
	média	desvio-padrão	média	desvio-padrão	
0	1,4	3,5	-1,8	4,7	*
5	-4,2	2,5	-3,8	4,1	
10	-6,1	2,2	-3,8	4,2	*
12	-5,2	2,2	-3,1	4,2	*
15	-3,0	2,2	-1,5	4,3	
20	0,6	2,2	1,2	4,2	
25	3,3	2,4	3,7	4,2	
30	5,5	2,6	5,8	4,1	
35	7,4	2,7	7,8	4,1	
40	9,0	3,2	9,5	4,1	
45	10,2	3,9	10,6	4,2	
48	10,2	4,5	10,4	4,8	
50	9,8	5,0	9,6	5,4	
55	4,6	7,4	2,8	8,4	
60	-5,5	7,6	-8,1	8,1	
62	-10,2	6,8	-12,2	7,1	
65	-13,5	6,6	-14,2	7,5	
70	-10,3	6,3	-10,4	8,6	
75	-3,4	5,3	-3,5	7,8	
80	2,3	3,7	2,7	5,7	
85	4,6	3,1	4,9	5,1	
90	4,8	3,1	2,7	5,3	*
95	4,5	3,0	-0,4	5,3	*
100	2,7	3,3	-2,7	5,0	*

Nota: * diferenças significativas em nível de 5% ($p = 0,05$).

DISCUSSÃO

A marcha é o mais comum de todos os movimentos humanos (ROSE; GAMBLE, 1998; WINTER, 1991). É estudada desde os séculos III a IV a.C. (ANDRIACCHI; ALEXANDER, 2000), e tem sido descrita e analisada mais que qualquer outro movimento. Entretanto, ainda é limitada nossa compreensão dos complexos mecanismos biomecânicos e de controle motor da deambulação (WINTER, 1991).

Os sentidos humanos não são capazes de identificar e documentar todas as variáveis relacionadas com a marcha, razão pela qual vários aspectos não podem ser analisados sem o auxílio de instrumentos específicos (ANDRIACCHI; ALEXANDER, 2000; BAUMANN, 1991; GAGE; OUNPUU, 1989). Por isso, vários laboratórios são dedicados à análise de marcha, tanto normal como patológica (WINTER, 1991).

O estudo da marcha com sistema tridimensional computadorizado fornece informações precisas e importantes para a compreensão dos parâmetros de normalidade e dos desvios do movimento normal presentes em condições patológicas (ANDRIACCHI; ALEXANDER, 2000; CAPPOZZO, 1991; HARRIS; WERTSCH, 1994; KERRIGAN; TODD; CROCE, 1998b; LELAS et al, 2003). Essas informações são fundamentais para a tomada de decisões terapêuticas (ANDRIACCHI; ALEXANDER, 2000; BAUMANN, 1991; CAPPOZZO, 1991; CHO; PARK; KWON, 2004; HARRIS; WERTSCH, 1994; KERRIGAN; TODD; CROCE, 1998b; LELAS et al, 2003). E hoje se pode considerar inadmissível a indicação de tratamento para uma deficiência de marcha sem a cuidadosa análise da locomoção (RAMALHO JR in ROSE; GAMBLE, 1998).

A precisa mensuração dos movimentos realizada pela análise tridimensional computadorizada mostrou-se importante também para as pesquisas científicas em análise de marcha (SUTHERLAND, 2002).

Entretanto, vários fatores adicionais foram relatados como responsáveis por reduzir a precisão da análise de movimento com marcadores de superfície (DEVITA; HORTOBAGYI, 2000; HARRIS; WERTSCH, 1994; KADABA et al, 1990; PERRY, 2005b). Buscou-se reduzir a influência desses fatores nos resultados do presente estudo, através de várias medidas, como: controle do IMC da amostra; treinamento específico e aperfeiçoamento constante de todos os componentes da equipe responsável pela análise de marcha no Laboratório do Movimento da UEG; utilização de componentes de qualidade, para evitar o despreendimento e/ou a vibração dos marcadores ao longo do exame.

Apesar da marcha apresentar um padrão cíclico de movimentos corporais que se repetem indefinidamente a cada passo (INMAN; RALSTON; TODD in ROSE; GAMBLE, 1998; WINTER, 1991), ela é uma atividade aprendida, apresentando certas peculiaridades

peçoais sobrepostas ao padrão básico da locomoção bípede (INMAN; RALSTON; TODD in ROSE; GAMBLE, 1998). Assim, a etnia e as diferenças culturais podem ter influência nos parâmetros de marcha (AL-OBAIDI et al, 2003; CASTRO et al, 2000; EBERSBACH et al, 2000).

Alguns trabalhos mostraram diferenças significativas entre a marcha de indivíduos saudáveis de diferentes nacionalidades (AL-OBAIDI et al, 2003; CASTRO et al, 2000; EBERSBACH et al, 2000). Foram encontradas também diferenças significativas entre a marcha de indivíduos de nacionalidades diferentes com a mesma condição patológica e no mesmo estágio de desenvolvimento da doença (EBERSBACH et al, 2000).

Embora a marcha sofra influências socioculturais geradoras de diversidade no padrão motor, as diferenças transculturais no comportamento motor rotineiro e nas desordens do movimento raramente são avaliadas (EBERSBACH et al, 2000).

Faz-se realmente importante então, a formação de um banco de dados regionais para uma determinada população étnica (AL-OBAIDI et al, 2000).

Este estudo é o primeiro desenvolvido em Goiânia – e um dos poucos estudos brasileiros com análise tridimensional computadorizada – que analisou a marcha de homens e mulheres jovens saudáveis, visando à análise comparativa entre gêneros e o processo de formação de um banco de dados regionais com valores referenciais.

6.1 Aspectos Demográficos e Parâmetros Temporoespaciais

O banco de dados avaliado faz referência a um grupo de nove homens e nove mulheres que não apresentaram diferenças significativas de idade. Os dois grupos eram compostos por adultos jovens saudáveis, com idade média de 26,33 anos ($\pm 2,69$ anos) para os homens e 25,33 anos ($\pm 3,32$ anos) para as mulheres.

A maioria dos estudos de marcha utilizou-se de amostra com 10 a 26 voluntários (AL-OBAIDI et al, 2003; GILLIS et al, 1986; HAGEMAN; BLANKE, 1986; HURD et al, 2004; KIRTLEY; WHITTLE; JEFFERSON, 1985; MILLS; BARRETT, 2001; PIERRYNOWSKI; GALEA, 2001; RILEY; CROCE; KERRIGAN, 2001; STANSFIELD et al, 2003). Poucos estudos utilizaram-se de maior amostragem, com mais que 30 voluntários (CHO et al, 2004; KABADA; RAMAKRISHNAN; WOOTTEN, 1990; KERRIGAN; TODD; CROCE, 1998b). E o número de elementos que compõem a amostra deste estudo mostra-se próximo de outros estudos que utilizam a mesma tecnologia de análise de marcha, com 10 a 24 voluntários

(HURD et al, 2004; KIRTLEY; WHITTLE; JEFFERSON, 1985; PIERRYNOWSKI; GALEA, 2001; RILEY; CROCE; KERRIGAN, 2001; STANSFIELD et al, 2003).

O grupo de homens apresentou IMC significativamente superior ($p = 0,05$) ao das mulheres (23,79 vs 21,04).

Sabe-se que a obesidade é um fator que provoca alterações no padrão de marcha, devido às adaptações necessárias para suportar maior sobrecarga nas articulações. E que o sobrepeso é um fator de risco para a função do joelho no suporte de carga durante a fase de apoio de um CM (KAUFMAN et al, 2001). Entretanto, a Organização Mundial de Saúde (OMS, 2006) define como obeso aquele indivíduo que tiver IMC igual ou superior a 30, e sobrepeso o IMC igual ou superior a 25. Apesar da diferença significativa entre os dois grupos, seus IMC não permitem classificá-los como obesos ou com sobrepeso.

Apesar da diferença de IMC, os dois grupos apresentam-se com valores inferiores a 30, o que minimiza os artefatos causados pela fixação dos marcadores à pele, segundo Devita e Hortobagyi (2000). Assim, as diferenças significativas encontradas na marcha dos homens e mulheres avaliados não estariam relacionadas às diferenças entre seus IMCs.

Os homens apresentaram peso e altura significativamente maiores ($p = 0,05$) que as mulheres. Fez-se necessário normalizar os dados obtidos para poder realizar as comparações entre o grupo de homens e mulheres (PIERRYNOWSKI; GALEA, 2001; STANSFIELD et al, 2003; ZATSIORKY; WERNER; KAIMIN, 1994).

Stansfield et al (2003) sugerem que a altura deva ser escolhida como fator de normalização apenas se a proporção entre a altura e o comprimento do membro inferior for a mesma para todos os indivíduos avaliados. Os dois grupos apresentaram a mesma média de proporções. Entretanto, a proporção não era a mesma para todos os componentes da amostra. Assim, o fator de normalização escolhido foi o comprimento do membro inferior, conforme descrito por Stansfield et al (2003).

Foi utilizado o método de normalização ND proposto por Hof (1996) e testado por Stansfield et al (2003) e Pierrynowski e Galea (2001).

As mulheres apresentaram maior velocidade e cadência que os homens, tanto para valores normalizados como não normalizados de marcha. A maior cadência feminina (DU CHATINIER; MOLEN; ROZENDAL, 1970; FINLEY; CODY, 1970; KERRIGAN; TODD; CROCE, 1998b; MOLEN; ROZENDAL; BOON, 1972 apud WINTER, 1991; SATO; ISHIZO, 1990; WINTER, 1991; YAMASAKI; SASAKI; TORRI, 1991) e a maior velocidade de marcha das mulheres (KERRIGAN; TODD; CROCE, 1998b; OBERG T; KARSZNIA; OBERG K, 1993) são amplamente reportados na literatura.

Contudo, Al-Obaidi et al (2003) mostraram que as mulheres kwaitianas apresentaram mesma cadência que os homens e menor velocidade de marcha. E Sato e Ishizu (1990) mostraram que as japonesas avaliadas apresentaram maior cadência que os homens, mas não tiveram diferenças significativas na velocidade de marcha. O padrão de marcha das kwaitianas (AL-OBAIDI et al, 2003) e japonesas (SATO; ISHIZU, 1990) difere do padrão de marcha das brasileiras avaliadas neste estudo.

A comparação dos valores não normalizados dos comprimentos dos passos direito e esquerdo não evidenciaram diferenças significativas entre homens e mulheres. E a comparação dos valores normalizados mostrou que as mulheres caminham com maior comprimento de passo, apesar da menor estatura e menor comprimento dos membros inferiores. A normalização, nesse caso, aumentou a capacidade do teste estatístico utilizado detectar as diferenças significativas entre os dois grupos (PIERRYNOWSKI; GALEA, 2001).

Esses achados com variância significativa diferem dos usualmente encontrados na literatura, que relatam que as mulheres apresentam menor comprimento de passo que os homens (AL-OBAIDI et al, 2003; AUVINET et al, 2002; KERRIGAN; TODD; CROCE, 1998b; SATO; ISHIZO, 1990; YAMASAKI; SASAKI; TORRI, 1991); ou que apresentam comprimento de passo igual ou ligeiramente maior que os homens quando os dados são normalizados (KERRIGAN; TODD; CROCE, 1998b; MURRAY; DROUGH; KORY, 1964; MURRAY; KORY; SEPIC, 1970).

Não é simples o processo de comparação dos valores absolutos de velocidade de marcha, cadência e comprimento dos passos de diferentes estudos. Nem sempre os métodos de normalização dos parâmetros de marcha são utilizados, o que dificulta a comparação de variáveis originadas de indivíduos com diferentes dimensões corporais.

Gage, Renshaw e DeLuca (1995) descreveram, dentre outros pré-requisitos, que a marcha deva ter comprimento de passo adequado para que haja conservação de energia. E muitos estudos mostraram a altura como fator de influência no comprimento dos passos e passada (BECK et al, 1981; WINTER, 1991), relacionando a maior altura com maiores comprimentos de passos (CASTRO et al, 2000; WINTER, 1991; ZATSIORKY; WERNER; KAIMIM et al, 1994). Talvez o maior comprimento de passo normalizado apresentado pelas mulheres avaliadas relacione-se com maior gasto energético que o esperado para a mesma faixa etária e velocidade de marcha.

6.2 Cinemática do Plano Sagital

6.2.1 Quadril

Os traçados gráficos das médias dos movimentos dos quadris dos homens e mulheres avaliados apresentaram-se em estreita concordância com o traçado gráfico descrito por Perry (2005a) e Winter (1991).

Os valores da amplitude total de movimento e de picos de flexão e extensão obtidos da amostra apresentaram-se bastante próximos dos valores documentados por Perry (2005a) e mais distantes dos registrados por Winter (1991), que documentou valores menos expressivos para a amplitude de movimento e para os picos de flexão e extensão. Entretanto, todos os resultados obtidos da amostra e os relatados por Perry (2005a) e Winter (1991) mostraram semelhanças na porcentagem do CM em que os maiores valores são alcançados. A extensão máxima ocorreu próximo dos 50% do CM (55% para os homens e 50% para as mulheres), e a flexão máxima por volta dos 85% do CM (90% para os homens e para as mulheres). A tabela 12 facilita a comparação dos valores descritos por Winter (1991) e Perry (2005a) com os valores obtidos dos grupos de homens e mulheres avaliados.

Tabela 12: Análise comparativa dos resultados angulares dos quadris

<i>% do CM</i>	<i>Winter (1991)</i>	<i>Perry (2005a)</i>	<i>Homens</i>	<i>Mulheres</i>
0	19,3	30	28,9	30,4
50	-10,6	-10	-6,0	-9,9
60	-6,9	0	-2,7	-3,9
85		35	29,7	31,6
100	19,0	30	28,3	30,1
ADM	32,8	40	36,5	41,7
Pico Flexão	21,8 (88%CM)	35 (85%CM)	30,3 (90% CM)	31,8 (90% CM)
Pico Extensão	-10,9 (52%CM)	-10 (50%CM)	-6,2 (55%CM)	-9,9 (50%CM)

Comparando o coeficiente de variação dos grupos avaliados percebe-se que as mulheres apresentaram maior CV (39,4%) que os homens (25,2%) e também maior desvio padrão médio, relacionados a maior variabilidade da marcha feminina. E ambos apresentaram menor CV que o descrito por Winter (1991) para a articulação de quadril (52%). O estudo de Winter, porém, mostrou os resultados de uma amostra formada por homens e mulheres, o que dificulta a comparação dos coeficientes de variação.

O traçado gráfico e os valores obtidos mostram que as mulheres atingiram uma maior amplitude de flexão do quadril ao longo do CM, apesar da diferença não apresentar significância estatística. E a comparação dos valores obtidos pelos homens e mulheres avaliados indicam diferenças significativas ($p = 0,05$) em 40% a 55% do CM. As mulheres apresentaram a amplitude de extensão do quadril ao final da fase de apoio sensivelmente maior que os homens.

Murray, Drought e Kory (1964) mostraram que ao contato inicial o quadril em flexão participa do comprimento do passo. E que os indivíduos mais baixos apresentavam maior amplitude de flexão, com os indivíduos mais altos apresentando menor pico de flexão do quadril. Documentaram que existe correlação entre o comprimento do passo e a amplitude máxima de movimento do quadril durante um ciclo de marcha.

Assim, o pico de extensão do quadril funciona como um mecanismo compensatório para aumentar o comprimento dos passos e passada mesmo em indivíduos saudáveis (MURRAY; DROUGHT; KORY, 1964).

Kerrigan, Todd e Croce (1998b) relacionaram, nas mulheres que avaliaram, a maior amplitude de flexão de quadril com o maior comprimento do passo em proporção à altura, pois o pico de flexão do quadril tem correlação direta com o comprimento do passo. Não citou o pico de extensão do quadril como fator importante para o comprimento do passo e da passada.

Entretanto, o princípio de similaridade geométrica descreve que o passo é a base de um triângulo formado pelos dois membros inferiores durante o toque do pé. Se os dois joelhos estiverem totalmente estendidos, os lados do triângulo serão iguais ao comprimento dos membros inferiores, e a base será igual ao comprimento do passo. E o ângulo entre os membros inferiores terá correlação com o comprimento do passo (ZATSIORKY; WERNER; KAIMIN, 1994).

Assim, a maior amplitude de extensão do quadril das mulheres avaliadas pode ter sido o mecanismo utilizado para alcançar o maior comprimento de passo que os homens.

6.2.2. Joelho

A avaliação visual dos traçados gráficos da articulação do joelho dos grupos avaliados mostra concordância com os gráficos normais de Perry (2005a) e Winter (1991). A fase de apoio apresenta a primeira onda de flexão do joelho, que atinge o ponto máximo aos 15% do CM, sendo responsável pela absorção de carga. Em seguida há uma extensão relativa que

atinge o ponto máximo aos 40% do CM. A flexão durante a fase de balanço permite a liberação do membro inferior em balanço e a extensão que antecede o novo toque do pé prepara o membro para a recepção de carga. A tabela 13 permite a comparação dos valores obtidos neste estudo com os valores descritos por Perry (2005a) e Winter (1991), mostrando que os picos de flexão e extensão obtidos nesta amostra mostram concordância com a porcentagem do CM descritos na literatura.

Entretanto, os valores angulares de flexão obtidos pelos homens mostraram-se consideravelmente menores que os das mulheres e que os relatados na literatura. Ao passo que o valor masculino de extensão máxima foi menor que o feminino, sendo próximo do valor referencial da Perry (2005a). O grau de extensão do joelho durante um ciclo de marcha em velocidade auto-selecionada raramente alcança a amplitude observada na postura estática em ortostatismo (MURRAY; DROUGHT; KORY, 1964).

Tabela 13: Análise comparativa dos resultados angulares dos joelhos

<i>% do CM</i>	<i>Winter (1991)</i>	<i>Perry (2005a)</i>	<i>Homens</i>	<i>Mulheres</i>
0	3,9	5 (-2 – 5)	1,0	8,9
15		18	7,6	16,5
40	7,7	3	1,5	6,7
50	13,8	7	6,3	12,9
62	45,6	40		
70	64,1	65	51,7	59,4
97		2		
ADM	64,3	70	52,1	52,7
Pico Flexão Apoio	21,6 (14%CM)	18 (15%CM)	7,6 (15%CM)	16,5 (15%CM)
Pico Extensão	7,7 (40%CM)	3 (40%CM)	1,5 (40%CM)	6,7 (40%CM)
Pico Flexão Balanço	64,8 (72%CM)	65 (70%CM)	53,6 (75%CM)	59,4 (70%CM)

O gráfico dos movimentos dos joelhos das mulheres apresentou maiores desvios padrões e coeficiente de variação que os homens. A análise comparativa dos ângulos articulares dos joelhos permite afirmar que existem diferenças significativas ($p = 0,05$) em 18 das 21 posições articulares dos joelhos dos homens e mulheres avaliados. As diferenças estão

presentes em todo o CM e, de uma maneira geral, o joelho feminino apresentou-se sempre mais flexionado que o masculino.

6.2.3 Tornozelo

A representação gráfica das médias dos movimentos dos tornozelos dos homens e mulheres avaliados apresentou as curvas características do padrão de normalidade encontrados na literatura: os três rolamentos da fase de apoio e a dorsiflexão que acompanha a fase de balanço (PERRY, 2005a; SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITZA in ROSE; GAMBLE, 1998; WINTER, 1991).

As porcentagens do CM em que devem acontecer os picos angulares durante os três rolamentos do tornozelo são bastante próximos para os valores encontrados na amostra e os descritos por Winter (1991) e Perry (2005a), conforme mostra a tabela 14. E a comparação entre esses valores nos homens e mulheres avaliados mostra que os valores são os mesmo. Os homens e mulheres avaliados atingiram os picos articulares dos três rolamentos respectivamente em 10%, 48% e 65% do CM. E, exceto pela posição articular atingida ao final do primeiro rolamento, as posições articulares ao final do segundo e terceiro rolamento são muito parecidas.

Tabela 14: Análise comparativa dos resultados angulares dos tornozelos

<i>% do CM</i>	<i>Winter (1991)</i>	<i>Perry (2005a)</i>	<i>Homens</i>	<i>Mulheres</i>
0	0,0	0 a -5	1,4	-1,8
12	-0,4	-7	-5,2	-3,1
20	5,1	0	0,6	1,2
48	8,7	10	10,2	10,4
62	-17,1	20	-10,2	-12,2
ADM	29,3	30	23,7	24,8
Pico FP 1º rol	-4,6 (6% CM)	-7,0 (12% CM)	-6,1 (10%CM)	-3,8 (10%CM)
Pico DF 2º rol	9,6 (44% CM)	10 (48% CM)	10,2 (48%CM)	10,6 (48%CM)
Pico FP 3º rol	-19,7 (66% CM)	20,0 (62% CM)	-13,5 (65%CM)	-14,2 (65%CM)

A inspeção visual dos gráficos dos movimentos do tornozelo dos homens e mulheres avaliados mostra que as diferenças entre os movimentos femininos e masculinos parecem estar presentes apenas durante o primeiro rolamento e no balanço terminal. As outras curvas dos gráficos parecem muito semelhantes, e em alguns momentos chegam a se sobrepor. A

análise comparativa dos valores confirma as variações observadas na inspeção visual e mostra diferenças significativas ($p = 0,05$) durante o primeiro rolamento e ao final do apoio terminal. Os homens avaliados atingiram maior amplitude de flexão plantar ao final do primeiro rolamento, e mantiveram a dorsiflexão ao final do balanço terminal, quando as mulheres avaliadas já estavam permitindo discreta flexão plantar.

Murray, Drought e Kory (1964) documentaram que existe correlação entre o grau de flexão plantar ao final do terceiro rolamento e o comprimento do passo contralateral. Na amostra avaliada as mulheres alcançaram maior grau de flexão plantar ao final do terceiro rolamento, apesar de não serem identificadas diferenças significativas entre os grupos. Provavelmente esse não foi o mecanismo utilizado pelas mulheres que compuseram a amostra para alcançar maior comprimento de passo.

O coeficiente de variação encontrado nos tornozelos de homens (66,9%) e mulheres (95,0%) avaliados apresentou valores bem superiores aos encontrados nos joelhos (32,7% vs 34,8%) e quadris (25,2% vs 39,4%). O alto CV para o tornozelo é condizente com os valores encontrados por Winter (1991), que descreveu CV de 72% para o tornozelo, 23% para joelho e 52% para quadril.

As mulheres apresentaram maiores CV para as três articulações que os homens. Maiores valores de CV para a marcha feminina já haviam sido relatados pelo estudo de Yamasaki, Sasaki e Torii (1991). Esses resultados demonstram, para as amostras dos estudos em questão, maior variabilidade da marcha feminina quando comparada à marcha masculina.

Flexibilidade é a habilidade de mover uma única articulação ou um conjunto de articulações de maneira suave e confortável por meio de uma ADM irrestrita e sem dor (KISNER; COLBY, 2005; ROBERTS; WILSON, 1999), sem que haja estresse na unidade musculotendínea (LARDNER, 2001).

Estudos mostraram que as mulheres apresentam maior flexibilidade que os homens na faixa etária dos 18 aos 20 anos (AFFONSO FILHO; NAVARRO, 2002) e dos 18 aos 30 anos (POLACHINI et al, 2005).

A maior flexibilidade feminina pode estar relacionada com a maior ADM observada nas articulações de quadril, joelho e tornozelo na amostra avaliada.

O valores angulares de quadril, joelho e tornozelo obtidos neste estudo mostraram-se mais próximos dos registrados por Perry (2005a) que dos valores documentados por Winter (1991). Perry (2005a) utilizou tecnologia automatizada de análise do movimento e plataformas de força, tecnologia semelhante à utilizada neste estudo. Enquanto Winter (1991) realizou as avaliações em variadas condições, como a marcha em solo e em esteira.

Utilizando-se também de tecnologia diferente, como sensores de pressão e eletrogoniometria. A utilização de metodologia diversificada de análise do movimento dificulta as comparações entre os estudos.

Novos estudos comparativos entre a marcha de homens e mulheres são necessários para esclarecer as razões da variabilidade encontrada. Aos estudos de parâmetros temporo-espaciais e cinemática devem somar-se os estudos de cinética e atividade eletromiográfica, visto serem estes os mecanismos que causam as variações encontradas no padrão de marcha normal.

CONCLUSÕES

A análise tridimensional computadorizada da marcha revelou diferenças significativas em relação a vários parâmetros de marcha, quando comparados os valores do grupo de homens e mulheres adultos jovens saudáveis que constituíram a amostra deste estudo.

O grupo de mulheres avaliadas apresentou maior cadência, maior comprimento de passo normalizado e não normalizado e maior velocidade de marcha normalizada e não normalizada.

Houveram diferenças significativas também nos movimentos das articulações estudadas, presentes ao longo de todo o ciclo de marcha. As mulheres apresentaram maior pico de extensão do quadril ao final do apoio; maior flexão do joelho ao longo de todo o ciclo de marcha; menor pico de flexão plantar ao final do primeiro rolamento do tornozelo e permitiram flexão plantar do tornozelo ao final da fase de balanço.

De maneira geral, devido à sensível variabilidade entre os parâmetros de marcha dos homens e mulheres avaliados, admite-se que os dois grupos apresentaram diversas características distintas de marcha, provavelmente relacionadas a variações anatômicas e hábitos culturais.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABREU FMC, LOPES RQ, GABRIEL C, BARBOSA W, DANTAS EHM. Análise quantitativa da marcha no idoso institucionalizado. *Fisioterapia Brasil* 2003; 4(2): 92-5.

ADAMS JM, PERRY J. Análise da marcha: aplicação clínica. In: ROSE J, GAMBLE JG. *Marcha Humana*. 2ª ed. São Paulo: Premier; 1998. p. 1-21.

AFFONSO FILHO AA, NAVARRO RD. Avaliação do ângulo poplíteo em joelhos de adolescentes assintomáticos. *Rev Bras Ortop* 2002; 37(10): 461-466.

ALEXANDER NB. Falls and gait disturbances. *Clinical Geriatrics* 2001; 3: 136-45.

AL-OBAIDI S, WALL JC, AL-YAQOUB A, AL-GHANIM M. Basic gait parameters: a comparison of reference data for normal subjects 20 to 29 years of age from Kuwait and Scandinavia. *J Rehabil Res Dev* 2003; 40(4): 361-66.

ANDRIACCHI TP, ALEXANDER EJ. Studies of human locomotion: past, present and future. *J Biomech* 2000; 33: 1217-1224.

APKARIAN J, NAUMANN S, CAIRNS B. Three dimensional kinematic and dynamic model of lower limb. *J Biomech* 1989; 22(2): 143-155.

AUVINET B, BERRUT G, TOUZARD C, MOUTEL L, COLLET N, CHALELL D, BARREY E. Reference data for normal subjects obtained with accelerometric device. *Gait Posture* 2002; 16(2): 124-34.

BAUMANN JU. Requirements of clinical gait analysis. *Hum Mov Sci* 1991; 10: 535-542.

BECK RJ, ANDRIACCHI TP, KUO KN, FERMIER RW, GALANTE JO. Changes in the gait patterns of growing children. *J Bone Joint Surg Am* 1981; 63: 1452-7.

CAPPOZZO A. Three dimensional analysis of human walking: experimental methods and associated artifacts. *Hum Mov Sci* 1991; 10: 589-602.

CASTRO CLN, SANTOS JACB, LEIFELD PS, BIZZO LV, ALMEIDA TF, BUENO APC, et al. Estudo da marcha em idosos – resultados preliminares. *Acta Fisiátrica* 2000; 7: 103-7.

CHAU T, YOUNG S, REDEKOP S. Managing variability in the summary and comparison of gait data. *J Neuroengineering Rehabil* 2005; 2: 22.

CHO SH, PARK JM, KWON OU. Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 health korean adults. *Clin Biomech* 2004; 19: 145-152.

DAVIS RB. Reflections on clinical gait analysis. *J Electromyogr Kinesiol* 1997; 7: 251-257.

DEVITA P, HORTOBAGYI T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol* 2000; 88: 1804-11.

DU CHATINIER K, MOLEN NH, ROZENDAL RH. Step length, step frequency and temporal factors of the stride in normal human walking. *Proc K Ned Akad Wet C* 1970; 73(2): 214-27.

EBERSBACH G, SOJER M, MULLER J, HEIJMENBERG M, POEWE W. Sociocultural differences in gait. *Mov Disord* 2000; 15(6): 1145-7.

EDWARDS S. *Fisioterapia neurológica: uma abordagem centrada na resolução de problemas*. Porto Alegre: Artmed; 1999. 224p.

ELBLE RJ, THOMAS SS, HIGGINS C, COLLIVER J. Stride-dependent changes in gait of older people. *J Neurol* 1991; 238(1): 1-5.

FINLEY FR, CODY KA. Locomotive characteristics of urban pedestrians. *Arch Phys Med Rehabil* 1970; 51(7): 423-6.

FRIEDMAN PJ, RICHMOND DE, BASKETT JJ. A prospective trial of serial gait speed as a measure of rehabilitation in the elderly. *Age Ageing* 1988; 17: 227-35.

GAGE JR, OUNPUU S. Gait analysis in clinical practice. *Semin Orthop* 1989; 4(2): 72-87.

GAGE JR, RENSHAW TS, DELUCA PA. Gait analysis: principles and applications. *J Bone Joint Surg Am* 1995; 77-A: 1607-1622.

GERVÁSIO FM. Análise da marcha de pacientes com artrite reumatóide. Dissertação de mestrado em Ciências da Saúde – UNB/UFMG/UFMS. Goiânia, 2005. 95p.

GILLIS B, GILROY K, LAWLEY H, MOTT LISA, WALL JC. Slow walking speeds in healthy young and elderly females. *Phys Canada* 1986; 38(6): 350-352.

HAGEMAN PA, BLANKE DJ. Comparison of gait of young women and elderly women. *Phys Ther* 1986; 66(9): 1382-7.

HARRIS GF, WERTSCH JJ. Procedures for gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 1994; 75 (2):216-25.

HENNESSY MJ, DIXON SD, SIMON SR. The development of gait: a study in African children ages one to five. *Child Dev* 1984; 55: 844-53.

HIMANN JE, CUNNINGHAM DA, RECHNITZER PA, PATERSON DH. Age related changes in speed of walking. *Med Sci Sports Exerc* 1988; 20(2): 161-6.

HOF AL. Scaling gait data to body size. *Gait Posture* 1996; 4: 222-3.

HULLEY SB, CUMMINGS SR, BROWNER WS, GRADY D, HEARST N, NEWMAN TB. Delineando a pesquisa clínica – uma abordagem epidemiológica. 2ª ed. Porto Alegre: Artmed Editora; 2003. p. 225-244.

HURD WJ, CHMIELEWSKI TL, AXE MJ, DAVIS I, SNYDER-MACKLER L. Differences in normal and perturbed walking kinematics between male and female athletes. *Clin Biomech* 2004; 19: 465-472.

INMAN VT, RALSTON HJ, TODD F. A locomoção humana. In: ROSE J, GAMBLE JG. *Marcha Humana*. 2ª ed. São Paulo: Premier; 1998. p. 1-21.

ISACSON J, GRANSBERG L, KNUTSSON E. Three dimensional electrogoniometric gait recording. *J Biomech* 1986; 19(8): 627-635.

KADABA MP, RAMAKRISHNAN HK, WOOTTEN ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res* 1990; 8(3): 383-92.

KAUFMAN KR, HUGHES C, MORREY BF, MORREY M, KAI-NAN AN. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech* 2001; 34: 907-915.

KERRIGAN DC, TODD MK, CROCE UD, LIPSITZ LA, COLLINS JJ. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Arch Phys Med Rehabil* 1998a; 79(3): 317-22.

KERRIGAN DC, TODD MK, CROCE UD. Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *Am J Phys Med Rehabil* 1998b; 77(1): 2-7.

KIRTLEY C, WHITTLE MW, JEFFERSON RJ. Influence of walking speed on gait parameters. *J Biomed Eng* 1985; 7: 282-288.

KISNER C, COLBY LA. *Exercícios terapêuticos – fundamentos e técnicas*. 4ª ed. São Paulo: Manole; 2005.

LARDNER R. Stretching and flexibility: its importance in rehabilitation. *J Bodywork & Mov Ther* 2001; 5(4): 254-263.

LELAS JL, MERRIMAN GJ, RILEY PO, KERRIGAN DC. Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait Posture* 2003; 17: 106-112.

MILLS PM, BARRETT RS. Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. *Hum Mov Sci* 2001; 20: 427-446.

MOISIO KC, SUMMER DR, SHOTT S, HURWITZ DE. Normalization of joint moments during gait: a comparison of two techniques. *J Biomech* 2003; 36(4): 599-603.

MOLEN NH, ROZENDAL RH, BOON W. Fundamental characteristics of human gait in relation to sex and location. *Proc K Ned Akad Wet C* 1972; 45(3): 215-23.

MORAES JCTB. Instrumentação para a análise da biodinâmica do movimento humano e fundamentos de metrologia aplicados a laboratórios de marcha. In AMADIO AC, BARBANTI VJ. *A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares*. São Paulo: Estação Liberdade, 2000.169p.

MURRAY MP, DROUGHT AB, KORY RC. Walking patterns of normal men. *J Bone Joint Surg Am* 1964; 46A: 335-360.

MURRAY MP, KORY RC, CLARKSON BH. Walking patterns in healthy old men. *J Gerontol* 1969; 24(2): 169-78.

MURRAY MP, KORY RC, SEPIC SB. Walking patterns of normal women. *Arch Phys Med Rehabil* 1970; 51: 637-50.

OBERG T, KARSZNIA A, OBERG K. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev* 1993; 30: 210-23.

OBERG T, KARSZNIA A, OBERG K. Joint angle parameters in gait: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev* 1994; 31: 199-213.

OLNEY SJ, CULHAM EG. Alterações de postura e marcha. In: PICKLES B, COMPTON A, CHERYL C, SIMPSON J, VANDERVOORT A. Fisioterapia na terceira idade. São Paulo: Santos; 1998. p. 81-94.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE. Nota descritiva nº 311. Set. 2006. Disponível em: <<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs311/es/index.html>>. Acesso em: 06 nov. 2006.

OUNPUU S, GAGE JR, DAVIS RB. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *J Pediatr Orthop* 1991; 11: 341-9.

PATE RR, PRATT M, BLAIR SN, HASKELL WL, MACERA CA, BOUCHARD C et al. Physical activity and public health. A recommendation from the Centers for Disease Control and Prevention and The American College of Sports Medicine. *JAMA* 1995; 273(5): 402-407.

PEREIRA LSM, BASQUES FV, MARRA TA. Avaliação da marcha em idosos. *O mundo da saúde* 1999; 23(4): 221-9.

PERRY J. Análise de marcha: marcha normal. São Paulo: Manole; 2005a.191p.v.1.

PERRY J. Análise de marcha: sistemas de análise de marcha. São Paulo: Manole; 2005b.167p.

PIERRYNOWSKI MR, GALEA V. Enhancing the ability of gait analysis to differentiate between groups: scaling gait data to body size. *Gait Posture* 2001; 13: 193-201.

POLACHINI LO, FUSAZAKI L, TAMASO M, TELLINI GG, MASIERO D. Estudo comparativo entre três métodos de avaliação do encurtamento de musculatura posterior de coxa. *Rev Bras Fisiot* 2005; 9(2): 187-193.

POTTER JM, EVANS AL, DUNCAN G. Gait speed and activities of daily living function in geriatric patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1995; 76: 997-9.

PRINCE F, CORRIVEAU H, HEBERT R, WINTER DA. Gait in the elderly. *Gait Posture* 1997; 5(2): 128-35.

RILEY PO, CROCE UD, KERRIGAN DC. Propulsive adaptation to changing gait speed. *J Biomech* 2001; 34: 197-202.

ROBERTS JM, WILSON K. Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. *Br J Sports Med* 1999; 33: 259-263.

SALEH M, MURDOCH G. In defense of gait analysis. Observation and measurement in gait assessment. *J Bone Joint Surg Br* 1985; 67(2): 237-41.

SAMSON MM, CROWE A, DE VREEDE PL, DESSENS JA, DUURSMA SA, VERHAAR HJ. Differences in gait parameters at a preferred walking speed in healthy subjects due to age, height and body weight. *Aging (Milano)* 2001; 13(1): 16-21.

SATO H, ISHIZU K. Gait patterns of Japanese pedestrians. *J Hum Ergol (Tokyo)* 1990; 19(1): 13-22.

SILVA MA. Normas para elaboração e apresentação de trabalhos acadêmicos na UCG. Goiânia: Editora da UCG; 2005. 154p.

STANSFIELD BW, HILLMAN SJ, HAZLEWOOD ME, LAWSON AM, MANN AM, LOUDON IR, ROBB JE. Normalization of gait data in children. *Gait Posture* 2003; 17: 81-87.

STOLZE H, KUHTZ-BUSCHBECK JP, MONDWURF C, JOHNSON K, FRIEGE L. Retest reliability of spatiotemporal gait parameters in children and adults. *Gait Posture* 1998; 7: 125-130.

SUTHERLAND DH, KAUFMAN KR, MOITOZA JR. Cinemática da marcha humana normal. In: ROSE J, GAMBLE JG. (Ed.). *Marcha Humana*. 2ª ed. São Paulo: Premier; 1998. p. 23-45.

SUTHERLAND DH. The evolution of clinical gait analysis: part II Kinematics. *Gait Posture* 2002; 16: 159-179.

VAUGHAN CL, DAVIS BL, O'COONOR JC. *Dynamics of human gait*. 2^a ed. South Africa: Kiboho Publishers; 1999. 153p.

WALL JC, HOGAN DB, TURNBULL GI, FOX RA. The kinematics of idiopathic gait disorder: a comparison with healthy Young and elderly females. *Scand J Rehabil Med* 1991; 23: 159-164.

WHELLWRIGHT EF, MINNS RA, LAW HT, ELTON RA. Temporal and spatial parameters of gait in children: normal control data. *Dev Med Child Neurol* 1993; 35: 102-113.

WINTER DA. Biomechanical motor patterns in normal walking. *J Mot Behav* 1983; 15(4): 302-30.

WINTER DA. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Hum Mov Sci* 1984; 3: 51-76.

WINTER DA. *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. 2^a ed. Waterloo, Canada: University of Waterloo Press; 1991.142p.

YAMASAKI M, SASAKI T, TORRI M. Sex difference in the patterns of lower limb movement during treadmill walking. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1991; 62(2): 99-103.

ZATSIORKY VM, WERNER SL, KAIMIN MA. Basic kinematics of walking: step length and step frequency: a review. *J Sports Med Phys Fitness* 1994; 34(2): 109-134.

ANEXOS

ANEXO A – Ficha antropométrica do laboratório do movimento da ESEFFEGO-UEG.**LABORATÓRIO DE MOVIMENTO DA ESEFFEGO – UEG****Data:** ___ / ___ / ___**Código LM:** _____

Nome _____

Endereço: _____

Sexo : F () M ()

Telefone: _____

Data de Nascimento: _____ Idade : _____

ALTURA		
PESO		
LARGURA EIAS		
	Direito (R)	Esquerdo (L)
COMPRIMENTO DA COXA		
CIRCUNFERÊNCIA DA COXA		
COMPRIMENTO DA PERNA		
CIRCUNFERÊNCIA DA PERNA		
DIÂMETRO DO JOELHO		
COMPRIMENTO DO PÉ		
ALTURA DO MALEOLO		
LARGURA DOS MALEOLOS		
LARGURA DO PÉ		

Obs:

ANEXO B – Exame físico do laboratório do movimento da ESEFFEGO – UEG.

avaliação físico-funcional baseada no roteiro de avaliação do Laboratório de Análise do Movimento da North West University, Springfield, Illinois, USA.

AMPLITUDE DE MOVIMENTO E TESTES MUSCULARES MANUAIS

LABORATÓRIO DE MOVIMENTO

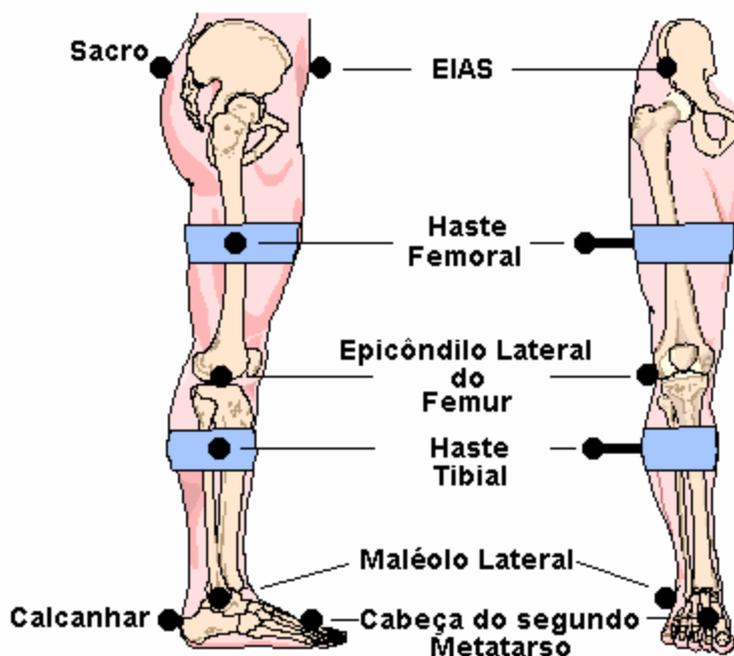
nome:

data:

		ESQUERDO	DIREITO	VALORES NORMAIS
AMPLITUDE DE MOVIMENTO (em graus)				0-45
QUADRIL	FLEXÃO			0-10
	EXTENSÃO			0-45
	ABDUÇÃO EM EXTENSÃO			
	ABDUÇÃO EM FLEXÃO			0-15
	ADUÇÃO			0-45
	ROTAÇÃO INTERNA EM EXTENSÃO			0-30
	ROTAÇÃO EXTERNA EM EXTENSÃO			NEGATIVO
	TRENDELEMBURG			NEGATIVO
	DUNCAN-ELY			NEGATIVO
	OBER			0-135
JOELHO	FLEXÃO			0
	EXTENSÃO			
TORNOZELO	ÂNGULO POPLÍTEO (quadril a 90°)			0-10
	DORSIFLEXÃO: JOELHO A 0°			
	DORSIFLEXÃO: JOELHO A 90°			0-50
	FLEXÃO PLANTAR			0-30
	INVERSÃO			0-15
	EVERSÃO			15-25
	ÂNGULO COXA-PÉ			

FORÇA MUSCULAR (0 A 5/5)		ESQUERDO	DIREITO
QUADRIL	FLEXÃO		
	EXTENSÃO		
	ABDUÇÃO		
	ADUÇÃO		
	SENTADO: ROTAÇÃO INTERNA		
	SENTADO: ROTAÇÃO EXTERNA		
JOELHO	FLEXÃO		
	EXTENSÃO		
TORNOZELO	TIBIAL ANTERIOR		
	EXTENSOR LONGO DO HÁLUX		
	EXTENSOR LONGO DOS DEDOS		
	GASTROCNÊMIO: MANUAL		
	GASTROCNÊMIO: EM PÉ		
	TIBIAL POSTERIOR		
	FIBULARES		
	FLEXOR DOS DEDOS	ESQUERDO	DIREITO

ANEXO C - Posição dos marcadores refletor segundo o protocolo Peak Motus.



Discriminação do posicionamento dos marcadores refletor segundo pontos anatômicos:

O posicionamento dos marcadores refletor no sistema Peak Motus é uma modificação realizada por Helen Hayes Marker como descrito por Kabada et al. (1991), e varia de autor para autor na Análise Dinâmica da Marcha Humana. O indivíduo deve manter-se em posição neutra para a colocação dos marcadores.

Sacro: O marcador do sacro é posicionado na linha média (vista posterior) em nível de primeira vértebra sacral. Na pélvis “normal” o marcador no sacro e nas espinhas íliaco forma um plano paralelo ao chão.

Espinha íliaca ântero-posterior (EIAS): Posicione o marcador a EIAS em uma porção acima e medial da margem superior da mesma.

Joelho: O marcador do joelho é posicionado na região média na direção ântero-posterior e na linha articular entre fêmur e tíbia.

Maléolo lateral: O maléolo lateral recebe o marcador acima da sua porção mais proeminente.

Calcanhar: Posicione o marcador do calcanhar na porção superior do calcâneo, na linha média do pé (vista posterior) e na mesma altura relativa do solo ao marcador da cabeça do II metatarso.

Cabeça do II metatarso: Posicione o marcador da cabeça do II metatarso sobre a pele, diretamente acima deste, que se aproxima da linha média do pé.

Haste tibial: Após posicionar todos os marcadores sobre a pele, envolva a haste tibial sobre a panturrilha em nível de sua circunferência máxima. Visualizando lateralmente, os marcadores do maléolo lateral, da haste tibial e do epicôndilo femoral, definem o plano frontal do segmento da perna.

Haste femoral: Após posicionar todos os marcadores, envolva a haste femoral em torno da coxa em nível da metade do segmento. Visualizando lateralmente, os marcadores de epicôndilo femoral, haste femoral e grande trocanter (que pode ser palpado) definem o plano frontal do segmento da coxa.

ANEXO D – APROVAÇÃO PELO CEP – UCG

Andamento do projeto - CAAE - 1925.0.000.168-06				
Título do Projeto de Pesquisa				
Análise da marcha do adulto jovem saudável com utilização de sistema óptico eletrônico de análise do movimento humano				
Situação	Data Inicial no CEP	Data Final no CEP	Data Inicial no CONEP	Data Final no CONEP
Aprovado no CEP	31/07/2006 10:08:33	30/08/2006 14:57:50		
Descrição	Data	Documento	Nº do Doc	Origem
1 - Envio da Folha de Rosto pela Internet	31/07/2006 00:44:00	Folha de Rosto	PR102678	Pesquisador
2 - Recebimento de Protocolo pelo CEP (Check-List)	31/07/2006 10:08:33	Folha de Rosto	1925.0.000.168-06	CEPU
3 - Protocolo Aprovado no CEP	30/08/2006 14:57:50	Folha de Rosto	0401	CEP

[Voltar](#)