

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

**ANÁLISE DE MARCHA EM MULHERES OBESAS E SUA RELAÇÃO COM ÍNDICE
DE MASSA CORPORAL**

Dissertação de Mestrado

TÂNIA CRISTINA DIAS DA SILVA

BRASÍLIA

2009

TÂNIA CRISTINA DIAS DA SILVA

**ANÁLISE DE MARCHA EM MULHERES OBESAS E SUA RELAÇÃO COM ÍNDICE
DE MASSA CORPORAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu*, da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências da Saúde.

Orientador:
Professor Doutor Jônatas de França Barros

BRASÍLIA
2009

SILVA, Tânia Cristina Dias da Silva.

Análise de marcha em mulheres obesas e sua relação com índice de massa corporal. Brasília, 2009.

69p.

Dissertação- Mestrado-Universidade de Brasília. Programa de Pós-Graduação em Ciências da saúde-2009

1. Análise de Marcha 2. Mulheres obesas; 3. Índice de Massa Corporal

TERMO DE APROVAÇÃO**TÂNIA CRISTINA DIAS DA SILVA****ANÁLISE DE MARCHA EM MULHERES OBESAS E SUA RELAÇÃO COM ÍNDICE
DE MASSA CORPORAL**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* da faculdade de Ciências da Saúde, da Universidade de Brasília, como requisito parcial para a obtenção do Título de Mestre em Ciências da Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Jônatas de França Barros
Faculdade de Educação Física
UNB- Universidade de Brasília

Examinador 1: Prof. Dr. José Roberto Pimenta de Godoy
União Educacional do Planalto Central

Examinador 2: Prof. Dra. Cibelle Kayenne Martins Roberto Formiga
Escola Superior de Educação Física e Fisioterapia
UEG- Universidade Estadual de Goiás.

Brasília, 27 de Julho de 2009

DEDICATÓRIA

À Deus, força Suprema que permitiu a caminhada até aqui e não faltou-me em nenhum momento. Aos Meus pais, Aprígio Dias da Silva e Catia Aparecida Silva pelo apoio e amor incondicionais. Ao meu irmão Douglas Dias da Silva pela amizade e auxílio e ao meu irmão Marcos Aurélio Dias da Silva pelo maior exemplo de luta, força e determinação.

AGRADECIMENTOS

Ao professor e orientador Doutor Jônatas de França Barros pelo apoio, orientação técnico-científica e disposição durante a execução deste trabalho.

A todas as mulheres que fizeram parte desta pesquisa, e que foram essenciais para a conclusão da mesma.

À equipe do Laboratório de Movimento da Universidade Estadual de Goiás. Em especial à Coordenadora Flávia Martins Gervásio pela dedicação, auxílio, e companheirismo fundamentais para o desenvolvimento e conclusão deste estudo. Ao Fisioterapeuta do Laboratório Darlan Martins Ribeiro pela sua disposição, apoio na coleta dos dados e por ter dividido seus conhecimentos. Profissionais que demonstram constantemente o amor à Ciência.

Às amigas Fisioterapeutas Renata Cristina Leite, pela paciência e serenidade tão necessárias; Gisele Pereira de Moura, pela participação essencial em todas as etapas; Adriana Márcia Monteiro Fantinati pela amizade e incentivo e Renata Rezende pela presença constante. Aos acadêmicos da Universidade Estadual de Goiás pela motivação em especial à Camila, Natália e Rafaela.

Aos professores e funcionários da Clínica Escola de Fisioterapia e a todos da Universidade Estadual de Goiás campus ESEFFEGO pelo incentivo. Ao Professor e amigo Gustavo Christofoleti pelo auxílio estatístico.

Aos professores da Pós-Graduação pelos ensinamentos ministrados e ao colega Franassis Barbosa, companheiro de idas e vindas Goiânia-Brasília, com quem aprendi que a dúvida quando compartilhada aproxima-nos um pouco mais da certeza.

Aos meus familiares e aos muitos amigos que compreenderam a minha ausência neste período e mantiveram-se por perto sempre que precisei.

MUITO OBRIGADA!!!

"O homem não teria alcançado o possível se, repetidas vezes, não tivesse tentado o impossível."

MAX WEBER

RESUMO

Introdução: Atualmente é evidente o aumento da incidência da obesidade na população em geral bem como as repercussões da mesma nos mais diversos sistemas orgânicos. No aparelho locomotor estudos indicam que a obesidade está relacionada a comprometimentos nas articulações do joelho e tornozelo, dificuldade de equilíbrio e inabilidade funcional. Com o advento na análise de marcha tridimensional é possível uma melhor caracterização do padrão de marcha normal e patológico. **Objetivo:** o objetivo deste estudo foi analisar a marcha em mulheres obesas grau I e II comparadas à análise de marcha de mulheres normais tomando por referência a descrição das características lineares da marcha como a velocidade e a cadência, comprimento do passo e da passada e angulares. **Material e Método:** Foi realizado um estudo analítico transversal com a participação de 24 mulheres obesas com idade de 20-57anos e IMC de 25,80- 37,71 Kg/m² (31,85± 2,94) e 24 mulheres eutróficas com idade entre 22-55 anos e IMC variando de 18,89 - 24,53 kg/m² (21,82± 1,58). Para análise estatística, considerou-se o teste de Kolmogorov-Smirnov e o Test t-student (p<0,05). **Resultados:** observou-se uma redução nos valores nas Características Lineares e Angulares nas mulheres obesas em relação às eutróficas (p<0,05). **Conclusão:** o Índice de Massa Corporal (IMC) é um fator que pode interferir diretamente nas medidas espaço-temporais da marcha .

Palavras-chaves: Obesidade, Marcha, Cadência, Velocidade.

ABSTRACT

Introduction: Nowadays is very clear the increased incidence of obesity in general population as well as its repercussion in various organs and systems. Specifically involving the locomotor system, studies indicate that obesity is related to knee and ankle measures, beyond difficulties in balance and functional capability. With the advent of motion in a three-dimensional analysis, the pattern of normal and pathological gait became better characterized. **Objective:** The aim of this study was to analyze the motion in obese women graded I or II, and compare the gait analysis to healthy control peers, by taking reference the description of following linear motion: speed and cadence, step length, stride length and angular. **Material and method:** For that, a transversal analytical design study was realized with 24 obese women, aged 20-57 years old, with Body Mass Index (BMI) between 25.80 to 37.71 Kg/m² (31.85 ± 2.94) and 24 eutrophic control peers, aged 22-55 years and BMI ranging from 18.89 to 24.53 Kg/m² (21.82 ± 1.58). For statistic analysis considering teste t-student. **Results:** has showed a reduction in linear motion in obese women, with respect to the eutrophic ones ($p < 0,05$). **Conclusion:** It can be concluded that the BMI is a factor that can interfere directly the space and timed measures of movement.

Keywords: Obesity, Gait, Cadence, Velocity.

SUMÁRIO

Lista de Figuras.....	xii
Lista de Tabelas.....	xiii
Lista de Apêndice.....	xv
Lista de Anexos.....	xvi
1 INTRODUÇÃO.....	01
1.1 Fundamentação do Problema de Estudo.....	01
1.2 O Problema de Estudo	02
1.3 Objetivo Geral.....	02
1.4 Objetivos Específicos	02
1.5 Hipóteses	02
1.5.1 h_1 (verdadeira).....	03
1.5.2 h_2 (nula).....	03
1.6 Relevância do Estudo.....	03
1.7 Delimitação do Estudo.....	04
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	05
2.1 Marcha Normal e Métodos de Análise.....	05
2.1.1 Marcha Normal	05
2.1.2 Métodos de Análise de Marcha	07
2.2 Obesidade e Repercussões na Marcha	12
2.2.1 Obesidade: Histórico, Epidemiologia, Etiologia	12
2.2.2 Métodos de Classificação da Obesidade: Índice de Massa Corporal (IMC).....	14
2.2.3. Obesidade: Processos Patológicos Associados e Repercussões no Aparelho Locomotor.....	16
3. MATERIAL E MÉTODO.....	22
3.1 Delineamento do Método.....	22
3.2 Amostra do Estudo.....	22
3.2.1 Critérios de Inclusão.....	22
3.2.2 Critérios de Exclusão	23

3.2.3	Aspectos Éticos	23
3.3	Procedimentos de Avaliação e Instrumentação.....	23
3.3.1	Materiais para Avaliação de Marcha Computadorizada	28
3.4	Análise dos Dados.....	29
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	30
4.1	Características Clínicas da Amostra.....	30
4.2	Variáveis Antropométricas.....	30
4.3	Variáveis Espaço-temporais (características Lineares da Marcha).....	33
4.4	Variáveis Angulares da Marcha nas Articulações do Joelho e Tornozelo.	37
4.4.1	Variáveis Angulares da Marcha na Articulação do Joelho.....	38
4.4.2	Variáveis Angulares da Marcha na Articulação do Tornozelo.....	45
5	CONCLUSÃO.....	53
6	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	54
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	55
8	APÊNDICE.....	64
9	ANEXOS.....	65

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Fases do Ciclo da Marcha.....	06
Figura 2- Câmera de Infravermelho.....	09
Figura 3- Câmera VCR.....	10
Figura 4- Plataformas de Força.....	10
Figura 5- Medidas Antropométricas	25
Figura 6- Marcadores e Hastes Segmentares.....	25
Figura 7- Disposição dos marcadores e das hastes segmentares.....	26
Figura 8- Toque na plataforma de força.....	27
Figura 9- Visão do Laboratório de Movimento e seus componentes.....	28
Figura 10- Curva Angular Média (\pm desvio padrão) no plano sagital (em graus) do joelho das Mulheres Eutróficas e Mulheres Obesas.....	39
Figura 11- Representação gráfica da Média Angular dos movimentos de flexo-extensão de joelhos em Mulheres Eutróficas e Mulheres Obesas.....	40
Figura 12- Sobreposição da curvas Médias das medidas angulares no plano sagital dos joelhos das Mulheres Eutróficas e Obesas.....	44
Figura 13- Curva Angular Média (\pm desvio padrão) no plano sagital (em graus) do tornozelo das Mulheres Eutróficas e Mulheres Obesas.....	46
Figura 14- Representação gráfica da Média Angular dos movimentos de flexão dorsal e flexão plantar de tornozelos em Mulheres Eutróficas e Mulheres Obesas.....	47
Figura 15- Sobreposição da curvas Médias das medidas angulares no plano sagital dos tornozelos das Mulheres Eutróficas e obesas.....	52

LISTA DE TABELAS

TABELA 1. Classificação da obesidade segundo o índice de massa corpórea (IMC) e risco de doença (Organização Mundial da Saúde - OMS).....	15
TABELA 2. Mínimo, máximo, média e desvio-padrão para a idade, altura, massa corporal e Índice de Massa Corporal (IMC) das mulheres para os dois grupos de IMC.....	30
TABELA 3. Média e desvio-padrão (em metros) das medidas antropométricas	33
TABELA 4. Média e desvio-padrão da cadência e velocidade para os dois grupos de IMC .	34
TABELA 5. Média, desvio-padrão e teste t-student dos parâmetros lineares da marcha para o Grupo I (mulheres eutróficas) e Grupo II (mulheres obesas). ($p < 0,05$).....	36
TABELA 06. Amplitude de movimento angular mínima, máxima, média e desvio-padrão da articulação do joelho para Porcentagem do Ciclo de Marcha 0% nos Grupos I e II.....	41
TABELA 07. Amplitude de movimento angular mínima, máxima, média e desvio-padrão da articulação do joelho para Porcentagem do Ciclo de Marcha 15%-40% nos Grupos I e II.	42
TABELA 08. Amplitude de movimento angular mínima, máxima, média e desvio-padrão da articulação do joelho para Porcentagem do Ciclo de Marcha 70% nos Grupos I e II.....	43
TABELA 09- Amplitude de movimento angular mínima, máxima, média e desvio-padrão da articulação do joelho para Porcentagem do Ciclo de Marcha 97% nos Grupos I e II.....	43
TABELA 10- Amplitude de movimento angular mínima, máxima, média e desvio-padrão da articulação do tornozelo para Porcentagem do Ciclo de Marcha 12% nos Grupos I e II.....	48
TABELA 11- Amplitude de movimento angular mínima, máxima, média e desvio-padrão da articulação do tornozelo para Porcentagem do Ciclo de Marcha 48% nos Grupos I e II.....	49

TABELA 12- Amplitude de movimento angular mínima, máxima, média e desvio-padrão da articulação do tornozelo para Porcentagem do Ciclo de Marcha 62% nos Grupos I e II.....50

TABELA 13- Amplitude de movimento angular mínima, máxima, média e desvio-padrão da articulação do tornozelo para Porcentagem do Ciclo de Marcha 100% nos Grupos I e II.....51

LISTA DE APÊNDICE

Apêndice 1- Modelo para Impressão do Exame de Marcha.....64

LISTA DE ANEXOS

Anexo 1- Declaração de Ciência Institucional	65
Anexo 2- Carta de Aprovação do Comitê de Ética.....	66
Anexo 3- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE	67
Anexo 4- Ficha Antropométrica.....	69

1 INTRODUÇÃO

1.1 Fundamentação do Problema de Estudo

A obesidade tem sido alvo de muitos estudos e pesquisas devido, principalmente, ao aumento da sua incidência em todo o mundo (ALVES, 1999). Uma das principais preocupações dos estudiosos e de todos aqueles que lidam com essa população, não é somente o fator obesidade, mas também as conseqüências da mesma. Dentre elas pode-se citar o diabetes *mellitus*, as doenças cardiovasculares, complicações pulmonares, e as complicações ortopédicas que evoluem com quadro doloroso gerando desconforto ao paciente.

De acordo com Pereira *et al.*(2003), a obesidade é considerada uma epidemia mundial. No Brasil, as mudanças demográficas sócio-econômicas e epidemiológicas, com o tempo, permitiram que ocorresse uma diminuição progressiva da desnutrição e o aumento da obesidade que tornou-se um problema de saúde pública.

Diversas pesquisas têm descrito as alterações que acometem indivíduos obesos, desde complicações sistêmicas até as manifestações sofridas pelo aparelho locomotor (ou queixas músculo-esqueléticas) incluindo alterações nos padrões de marcha, descarga de peso, forças de reação, equilíbrio postural dentre outras (HILLS *et al.*, 2001; BROWNING *et al.*, 2005; SOUZA *et al.*, 2005; GREVE *et al.*, 2007).

Referente ao acúmulo de gordura corporal o sexo feminino têm significativamente maiores quantidades de gordura corporal total do que os homens de mesmo Índice de Massa Corporal (IMC), (GALLAGHER *et al.*, 1996).

Há vertentes, no estudo da obesidade, que exploraram a diferença na força da musculatura periférica entre mulheres obesas e não obesas comprovando que as obesas apresentam insuficiência muscular e um maior custo energético durante a marcha (BROWNING *et al.*,2006; BROWNING *et al.*, 2005; HULLENS *et al.*, 2001; MATTSSON *et al.*, 1997).

É necessário portanto, e também interesse científico, determinar quais as características da marcha da população de mulheres obesas. A avaliação detalhada e com maior acurácia referente ao padrão de marcha da mulher obesa irá permitir a identificação das possíveis alterações na deambulação comparando-as com a marcha de mulheres eutróficas.

Muitos estudos mencionam as dificuldades enfrentadas por indivíduos com sobrepeso e obesidade em executar simples atividades de vida diária. Entretanto implicações persistentes

da obesidade no sistema locomotor e músculo-esquelético, principalmente envolvendo atividades como carregar peso, subir escadas e caminhar são pouco investigadas (HILLS *et al.*, 2002).

Sendo a obesidade um problema de saúde pública faz-se necessário o estudo e a pesquisa em torno das alterações no aparelho locomotor advindas desse distúrbio e relacionar com o Índice de Massa Corpórea (IMC) proporcionando subsídios para futuras ações de caráter preventivo e aperfeiçoamento das metas de tratamento.

1.2 O Problema de Estudo

Desta forma o seguinte questionamento é levantado: Existem alterações no padrão de marcha de mulheres com Obesidade Grau I e Grau II em relação ao padrão de marcha de mulheres normais (eutróficas)? Se existem quais são estas alterações?

1.3 Objetivo Geral

Analisar a marcha em mulheres obesas grau I e II estabelecendo comparação com a análise de marcha de mulheres normais.

1.4 Objetivos Específicos

- Analisar as características cinemáticas lineares da marcha: velocidade (distância percorrida num intervalo de tempo), cadência (número de passos por minuto), comprimento do passo (distância entre dois pontos nos pés) e comprimento da passada (distância percorrida entre dois toques consecutivos do mesmo pé no solo) em mulheres obesas e mulheres eutróficas .

- Avaliar as características cinemáticas angulares no plano sagital das articulações do Joelho e do tornozelo em mulheres obesas com graus I e II e mulheres normais.

1.5 Hipóteses

Estudos indicam uma relação entre a obesidade e transtornos gerados no aparelho locomotor. Sendo a marcha uma característica funcional do aparelho locomotor este trabalho

objetiva comparar o padrão de marcha de mulheres obesas com o padrão de mulheres eutróficas. Surgem, portanto duas hipóteses para este trabalho.

1.5.1 H₁ (verdadeira)

Mulheres obesas apresentam alterações no padrão de marcha quando comparadas ao padrão de marcha apresentado pelas mulheres eutróficas.

1.5.2 H₂ (nula)

Os padrões de marcha apresentados por mulheres obesas e eutróficas são semelhantes.

1.6 Relevância do Estudo

Além dos riscos individuais advindos da obesidade constata-se que é um problema de saúde pública mundial na atualidade. É freqüente a associação entre obesidade e doenças músculo-esqueléticas (DME), cujo custo de tratamento é superado apenas pelas complicações cardiovasculares em relação ao montante de gastos e morbidade (RADOMINSKI, 1998).

No Brasil foi constatado um aumento da prevalência de sobrepeso e obesidade na população em geral. Nas três últimas décadas, estudos efetuados demonstram que se instala um comportamento epidêmico da situação (FILHO *et al.*, 2003).

Em Goiânia alguns estudos foram realizados mencionando a incidência de obesidade na população. O estudo de Faria *et al.*,(2006) analisou a prevalência de sobrepeso e obesidade em profissionais da área da saúde em um centro de Saúde de Goiânia. O estudo verificou que 18,5 % dos sujeitos estavam obesos, ressaltando que os participantes eram profissionais que apresentavam acesso a informações referentes à obesidade. Peixoto *et al.*,(2006) realizaram um estudo caracterizando que existem diferenças entre as medidas aferidas e referidas do IMC em indivíduos em Goiânia.

A literatura registra ainda a influência da obesidade na inabilidade funcional e estudos indicam que os riscos adicionais da inabilidade são superiores ao risco adicional da obesidade na mortalidade (GREGG *et al.*, 2007). Em 2001, em seu estudo, Larsson *et al.* descreveram a inabilidade e limitação funcional percebida e observada em mulheres obesas e encontraram que as mesmas apresentavam muito mais dificuldades na mobilidade dentro de casa, trabalhos domésticos, lazer e atividades esportivas quando comparadas às mulheres normais.

Através de um estudo longitudinal foi encontrado um elevado risco da obesidade para o surgimento da osteoartrose em mulheres, em associação com o incremento do IMC. Como resultado foi descrito que para cada aumento de 1 quilograma no peso corporal aumenta o risco para o surgimento da doença entre 9% e 13% (POWELL *et al.*, 2004).

Estudos levantam a necessidade e a urgência em pesquisar as conseqüências físicas de sobrecarga de repetição principalmente nos membros inferiores, oferecendo desta forma, maior suporte preventivo, curativo e para controle das condições que envolvem a obesidade. Faz-se necessário que os resultados das pesquisas extrapolem o ambiente acadêmico (laboratórios) e alcancem a rotina clínica (HILLS *et al.*, 2002).

No entanto ainda existe uma carência de descrições sobre o impacto da obesidade no padrão de marcha e sua relação com o índice de massa corpórea. Neste contexto a análise de marcha computadorizada permite uma diferenciação entre alterações do movimento que são primárias, das que resultam da própria enfermidade, no caso a obesidade e daquelas ditas secundárias que são descritas como alterações que os indivíduos desenvolvem para se adaptar e manter a deambulação (FAIRBURN *et al.*, 2002)

Advém a importância de se descrever a existência de modificações no padrão de marcha com o incremento do peso. Assim, surgirá espaço para o estudo mais aprofundado do assunto, e a implementação de futuras ações preventivas ou de tratamento, as quais poderão melhorar a qualidade de vida dos indivíduos obesos, além de elevar expectativas e empenho dos profissionais de saúde que trabalham com essa população.

1.7 Delimitação do Estudo

Estudo transversal constituído de moradoras da cidade de Goiânia (GO), na faixa etária compreendida entre 20 a 60 anos e sendo mulheres obesas e mulheres consideradas eutróficas. Foi analisada a marcha destas mulheres na velocidade livre de cada uma sendo que foi realizado apenas um exame por participante. Nesta análise foram considerados apenas os membros inferiores atendo-se às articulações do joelho e do tornozelo.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Marcha Normal e Métodos de Análise

2.1.1 Marcha Normal

A marcha humana é considerada uma forma de locomoção onde ocorre uma alternância entre os Membros Inferiores (MMII) e desequilíbrio do centro de gravidade de maneira sucessiva em que sempre há o contato com o solo de pelo menos um dos pés, fazendo com que o indivíduo se desloque de forma segura e eficaz (PERRY, 2005; PERRY, 1992). A marcha é considerada, de certa maneira, uma forma exclusiva de locomoção por apresentar funcionalidade e eficiência únicas (GAMBLE *et al.*, 1998)

O padrão de marcha no ser humano normal é adquirido na infância e a partir do aprendizado e da prática é que o sistema sensorio-motor se adapta para gerar uma sequência ou um conjunto repetido de controle motor que permite ao indivíduo deslocar-se sem a necessidade de um esforço consciente (RIBAS *et al.*, 2007).

Para ser considerada eficiente, a marcha deve reunir a integração de vários sistemas fisiológicos exigindo, portanto, apoio antigravitacional para estabilizar peso corporal, movimentos suaves permitidos pela mobilidade e um adequado controle motor (GAMBLE *et al.*, 1998.). Um mecanismo que garante a eficiência da marcha, sendo um dos mais responsáveis por conservar energia ao reduzir o esforço muscular, é o controle e diminuição do deslocamento do centro de gravidade à frente em relação à linha de progressão (PERRY, 2005)

Uma série de movimentos complexos nos mais diversos sistemas corporais estão envolvidos na marcha e para que a análise da marcha aconteça nos seus variados aspectos é de fundamental importância a segmentação temporal do movimento, facilitando assim a identificação de cada etapa com seus eventos correspondentes (ANDRADE, 2002).

Alguns elementos específicos compõem a análise da marcha como a cinemática e a cinética. A primeira é definida como o estudo do movimento sem levar em consideração a força que o causou, sendo que a cinética é o estudo das forças que causaram o movimento (PERRY, 2005). Cinemática e cinética são dados analisados que oferecem informações capazes de descrever características fundamentais dos padrões de marcha (GAGE *et al.*, 1991). Na cinemática obtém-se o estudo de parâmetros tempo-espaciais da marcha (como velocidade, ângulos articulares durante o movimento etc.). Com o estudo da Cinética tem-se a

verificação das forças envolvidas com o movimento (tanto as causadas por contração muscular quanto as causadas por momentos inerciais) (SAAD *et al.*, 1996).

Na análise Cinemática é necessário ainda verificar as seguintes características lineares -Comprimento da Passada: identificado como ciclo de marcha sendo baseada nas ações de um membro e com duração definida pelo intervalo entre os contatos iniciais e sequenciais do mesmo membro no solo. – Comprimento do Passo: intervalo entre os dois membros havendo, portanto, dois passos em cada passada (PERRY, 2005). Al-Obaids *et al.*, (2003) sugerem ainda parâmetros têmpero-espaciais que incluem, além do tamanho do passo e da passada, a velocidade, cadência e período de duração do apoio e do balanço. Sendo a Cadência definida como o número de passos realizados por minuto. (SAAD *et al.*, 1996) e a Velocidade, definida como a distância percorrida durante a locomoção por unidade de tempo, expressa em geral, por metros por segundo (SUTHERLAND *et al.*, 1980). Os parâmetros espaço-temporais são conhecidos como as medidas de como a posição do corpo varia com o tempo.

Cada padrão de movimento executado durante a marcha relaciona-se a uma exigência funcional diferente, portanto, estes padrões foram designados de fases da marcha (PERRY, 2005). A descrição da marcha compreende o estudo da passada sendo esta dividida em duas fases a de apoio e a de balanço. O apoio compreende o período em que o pé está em contato com solo correspondendo a 60% do ciclo e o balanço, também denominado oscilação, compõem os outros 40% inicia-se quando o membro avança no espaço (GAMBLE *et al.*, 1998).

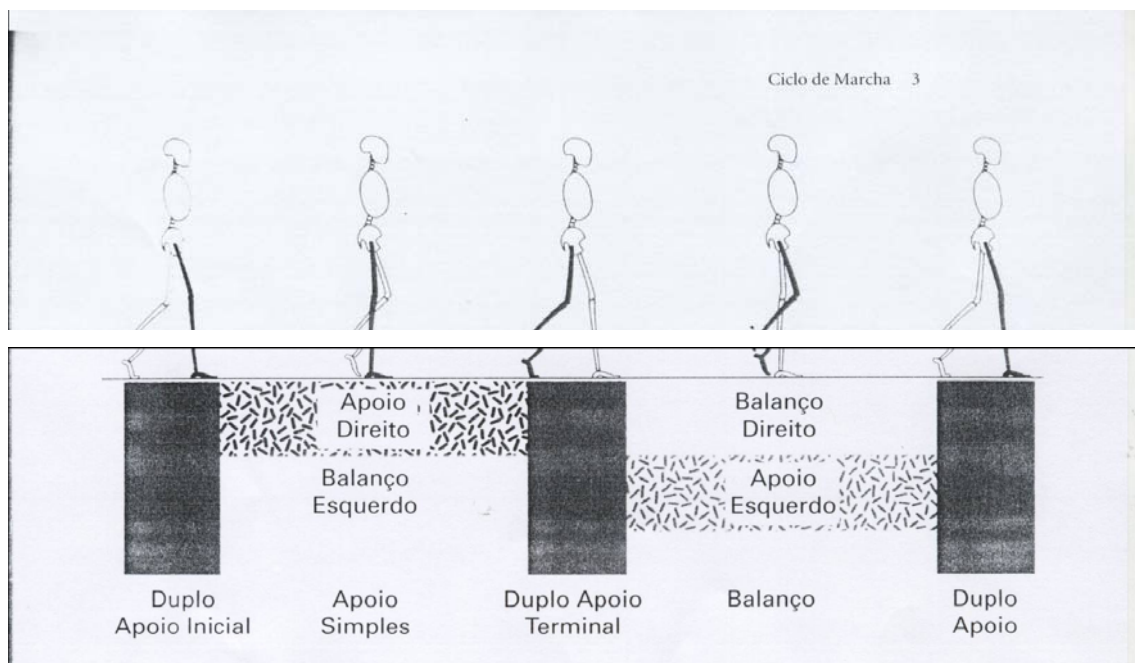


Figura 1. Fases do Ciclo da Marcha. Fonte: PERRY, (2005).

Cada etapa do ciclo de marcha possui ainda subdivisões.(figura 1). O contato inicial, resposta de carga, apoio médio, e apoio terminal são as subfases da etapa de apoio. Na etapa de balanço constam as seguintes subdivisões: balanço inicial, balanço médio e balanço terminal. O pré- balanço é uma subfase que não se encaixa nem na fase de apoio nem na de balanço (GAMBLE *et al.*, 1998; MAGEE, 2003; PERRY, 2005).

O período de apoio envolve as três atividades funcionais. O contato inicial e a resposta à carga constituem os primeiros 10% do ciclo de marcha, que é o período de transferência de peso; no contato com o solo o peso esta sendo transferido de um membro para o outro. O médio apoio, (10-30% do ciclo de marcha) e o apoio terminal (30-50% do ciclo) estão implicados na atividade de apoio simples quando o peso corporal é totalmente apoiado pelo membro de referência. A função do avanço do membro é realizada durante a fase de apoio final e durante todo o período de balanço. O pré-balanço inicia essa atividade básica, que é o período do duplo apoio terminal, quando o peso corporal é transferido do membro de apoio para o contralateral. O avanço do membro inclui as seguintes fases do ciclo da marcha: pré-balanço (50-60% do ciclo da marcha), balanço inicial (60-73% do ciclo da marcha), médio balanço (73-87% do ciclo da marcha) e balanço terminal (87-100% do ciclo da marcha) (GAMBLE *et al.* , 1998. p. 148-149.)

2.1.2 Métodos de Análise de Marcha

Os métodos de análise de marcha sofreram uma constante evolução ao longo dos tempos partindo de instrumentos simples a técnicas mais sofisticadas (PERRY, 1992).

A análise observacional da marcha é um método usado clinicamente para estimar angulações articulares, atividade muscular e parâmetros cinemáticos. Métodos que obtém informações visuais facilitam a avaliação e até o tratamento de distúrbios da marcha, porém não oferecem informações objetivas e precisas sobre a marcha (CUTILIP *et al.*,2000). Dentre os métodos mais simples pode-se indicar o uso de cronômetros (“stop-watches”) e registro em vídeos que realçam alguns valores objetivos (CUTILIP *et al.*, 2000; PERRY, 1992).

Com a utilização de cronômetros pode-se obter a velocidade e a cadência da marcha. A primeira caracterizada pelo tempo X a Distância percorrida, e a cadência, pelo número de passos dados em um minuto. Fitas de vídeo podem ser usadas para analisar, por meio das filmagens, as posições e movimentos das articulações em vistas anteriores, posteriores e laterais bilateralmente (FARIA *et al.*,2001). No entanto a simplicidade destes métodos pode comprometer a exatidão dos resultados (CUTILIP *et al.*, 2000). Existe ainda a possibilidade

da impressão da planta dos pés sobre uma esteira de papel com o objetivo de conhecer o comprimento do passo, da passada e o padrão de apoio dos pés no solo (SAAD *et al.*, 1996)

É reconhecido que as plataformas de força representam o método padrão-ouro para determinar exatamente o momento do contato inicial (CI) e do despreendimento dos pés no solo durante a marcha. Alguns autores defendem também métodos simples como um sistema portátil capaz de executar esta análise como os que utilizam sensores na sola dos pés. São de uso geral na análise de parâmetros temporais da marcha e para a normalização do tempo dos dados (por exemplo, cinético, cinemático ou eletromiográfico) para o ciclo da marcha. Estes sensores são largamente utilizados, pois cada laboratório pode produzir os seus, e são posicionados nas solas dos sapatos ou nos pés descalços sendo que os transmissores de cada sensor possuem voltagem específica o que permite diferenciar cada contato de pé em separado (PERRY, 1992).

Outra forma de análise da marcha com uma maior acurácia e com menos gasto é a “marcha instrumentada” caracterizada pelo fato do indivíduo se locomover sobre uma esteira dotada de sensores para captação de forças (RILEY *et al.*, 2007).

Como principal tecnologia de análise de marcha da atualidade é descrito o sistema óptico eletrônico. Este sistema exige plataformas de força, e softwares para processamento dos sinais captados. Acoplados ao corpo do indivíduo estão marcadores passivos ou reflexivos. Um dos fatores que limitam o uso dos sistemas ópticos é o alto custo dos sistemas disponíveis (ARAÚJO *et al.*, 2005).

Marcadores são objetos revestidos de material refletor que, atados ou fixados ao corpo dos voluntários proporcionam a captação dos seus movimentos. Os marcadores são posicionados em proeminências ósseas descritas pela literatura, facilitando assim, o rastreamento dos movimentos pelas imagens e a partir de *hardwares* específicos, o processamento das imagens é realizado (ARAÚJO *et al.*, 2005).

Os sistemas de análise do movimento em 3D, em combinação com uma ou várias plataformas de força, são ferramentas clínicas amplamente utilizadas. No entanto, estes sistemas exigem a monitoração regular que detecta mudanças no desempenho, levantando-se eventos repentinos, tais como uma falha do amplificador, ou de uma deterioração lenta do sistema. As verificações regulares da calibração são recomendadas e estas fazem frequentemente parte de um programa de garantia de qualidade formal deste tipo de avaliação (LEWIS *et al.*, 2007).

Além da calibração é necessária também a definição de um protocolo de análise. Os protocolos de análise de marcha pretendem fazer a interpretação clínica da cinética e da cinemática da pelve e dos membros inferiores. Por meio do protocolo é definido o modelo biomecânico e os procedimentos para coleta dos dados, processamento, análise e registro dos resultados. Existem várias diferenças de protocolos e apesar destas diferenças, os dados da análise de marcha são compartilhados, trocados e interpretados independentemente do protocolo adotado (FERRARI *et al.*, 2008).

No mundo todo existem vários locais que fazem usos deste sistema de avaliação de marcha. Dentre os sistemas comercializados cita-se *Vicon* (*Oxford Metrics Limited, Oxford, U.K.*), *Orthotrak* (*Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, U.S.A.*), *Elite* (*Bioengineering Technology Systems, Milan, Italy*) e *peak* (*Performance technologies, Colorado, Estados Unidos da América*) (CHUNG, 2000; DAVIS, 1997,).

No Estado de Goiás, em Goiânia, existe o Laboratório do Estudo do Movimento da Universidade Estadual de Goiás (UEG), situado na Unidade Universitária ESEFFEGO. O Laboratório foi fundado pelo Professor Cláudio de Almeida Borges e sofreu várias modificações, acompanhando o avanço tecnológico, desde a década de 80 quando fazia uso de fotografias seriadas sobre o solo milimetrado até o ano 2000, quando foi finalmente denominado Laboratório do Movimento- UEG. O laboratório é constituído por seis câmeras de infravermelho (figura 2) posicionadas a 1.75 m de altura e a 4 metros umas das outras e do centro da passarela e 02 câmeras VCH (figura 3).



Figura 2. Câmera de Infravermelho. Fonte: Laboratório de Movimento – UEG.



Figura 3. Câmera VCR. Fonte: Laboratório de Movimento – UEG.

O Laboratório possui ainda 02 plataformas de força (figura 4) e 01 microcomputador com o sistema *Peak Motus 9.2* (Peak Performance Technologies, Englewood, Colorado, USA).

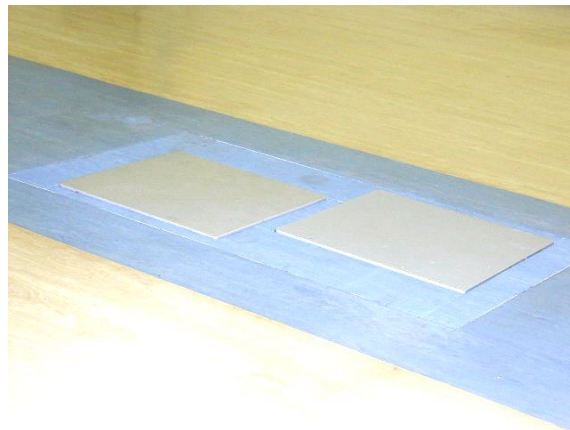


Figura 4. Plataformas de Força. Fonte: Laboratório de Movimento – UEG.

Para análise da marcha em 3D é necessário reconhecer cada aspecto de normalidade da mesma. Sendo assim, o ciclo de marcha, tamanho do passo e da passada e a cadência são mensurados após marcação de cada contato do calcanhar e despreendimento dos dedos. A velocidade será verificada a partir da movimentação de um marcador posicionado no sacro. O movimento de cada articulação durante a marcha é analisado de acordo com registros de gráficos de movimentos normais como descrito a seguir (PERRY, 2005).

Na articulação do tornozelo verifica-se uma amplitude de movimento total em torno de 30° (de 20° a 40°). Durante o contato inicial pelo calcanhar, o tornozelo encontra-se em posição neutra ou em discreta flexão plantar de 3° a 5°. Na sequência, durante a resposta de carga, o tornozelo assume flexão plantar para em seguida mudar sua posição para flexão

dorsal com o contato do antepé. Em média a 20% do ciclo da marcha, a articulação do tornozelo se encontra em posição neutra evoluindo com uma dorsiflexão através do apoio médio e na primeira metade do apoio terminal, mantida até o final do período de apoio simples. Com o início do duplo apoio terminal acontece rápido movimento de flexão plantar atingindo 30° máximos de amplitude no final do apoio. A ação de dorsiflexão é iniciada com o despreendimento dos dedos e no balanço médio é mantida uma posição neutra (PERRY, 2005).

A articulação do joelho assume uma posição de 5° de flexão durante o contato inicial (-2° a 5°). Na sequência, na fase de resposta à carga o joelho flete rapidamente. Com o início do apoio simples, a articulação completa sua flexão na fase de apoio, sendo este o momento sob máximo suporte de peso. Durante o restante do apoio médio acontece a extensão gradual. No final do apoio terminal o joelho flete novamente atingindo 7° de flexão no instante em que ocorre a finalização do apoio simples pelo contato do outro pé com o solo. Ao final do pré-balanço o joelho se encontra fletido a 40°. Inicia-se uma extensão do joelho no balanço médio continuando até a extensão completa no balanço terminal sendo que o pico de extensão ocorre um pouco antes da finalização da fase de balanço (PERRY, 2005).

Já a articulação do quadril está em flexão de 20° durante o contato inicial. Na posição de resposta à carga o quadril perde em torno de 2° a 3° de flexão, quando no apoio médio a articulação se estende progressivamente assumindo um alinhamento neutro aos 38% do ciclo de marcha. Quando o outro pé toca a superfície do solo, o quadril adota um pico de extensão de 10° ou uma postura posterior de 20°. A flexão é então iniciada no pré-balanço sendo que ao final do período de apoio o quadril se mantém em posição neutra indo em direção à flexão contínua nas duas fases iniciais de balanço. Assume a posição final de 25° de flexão dentro de uma variação de 5° durante o balanço terminal (PERRY, 2005).

Vários são os processos patológicos que comprometem os achados normais da marcha sendo a obesidade caracterizada como um destes processos. A sobrecarga repetida, principalmente das articulações dos membros inferiores, é um fator que interfere diretamente com a evolução da deambulação normal (FILIPPIN *et al.*, 2008)

Alterações que promovem diminuição do ciclo de marcha, cadência, posição das articulações, dificuldades de marcha por gasto energético são observadas em indivíduos obesos (SOUZA *et al.*, 2005; HILLS *et al.*, 2001; MATTSSON *et al.*, 1997).

Portanto, a análise de marcha permite descrever, com precisão, alterações decorrentes da obesidade oferecendo assim um suporte para a avaliação e tratamento destes pacientes.

2.2 Obesidade e Repercussões na Marcha

2.2.1. Obesidade: Histórico, Epidemiologia, Etiologia

Obesidade é o excesso de tecido adiposo no organismo, sendo considerada uma doença crônica e inter-relacionada direta ou indiretamente com algumas outras situações patológicas contribuintes da morbi-mortalidade como as doenças cardiovasculares, osteomusculares e neoplásicas, por exemplo (VELÁSQUEZ-MELÉNDEZ *et al.*, 2004).

A obesidade é definida como uma condição de acúmulo excessivo ou anormal de gordura no tecido adiposo, podendo causar danos à saúde. Porém a obesidade não deve ser caracterizada pela quantidade de gordura, mas também pelo tipo de distribuição de gordura no corpo, pois, dependendo do local, o risco de desenvolver doenças é maior, como no caso da obesidade abdominal que está associada ao maior risco de desenvolvimento de doenças cardíacas (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2006).

De acordo com revisão apresentada pela Organização Mundial de Saúde, a obesidade não é um fenômeno recente. Suas raízes históricas vêm desde a era Paleolítica, há mais de 25.000 anos, demonstradas por fósseis de mulheres corpulentas encontradas em vários locais da Europa. No entanto, a evidência clínica da obesidade foi observada apenas nos tempos da civilização greco-romana. No século XIX os trabalhos de Lavoisier e outros pesquisadores, mostraram que o metabolismo era similar à combustão lenta e que a obesidade humana obedecia às leis da termodinâmica. A descoberta de que a gordura é armazenada nas células, levou à conclusão de que a obesidade poderia se causada pela aglomeração de várias células “gordas” (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2006).

Talvez a obesidade seja o distúrbio metabólico mais antigo, havendo relatos da ocorrência dessa desordem em múmias egípcias e em esculturas gregas. Atualmente a obesidade tem sido considerada a mais importante desordem nutricional nos países desenvolvidos, tendo em vista o aumento de sua incidência. (PEREIRA *et al.*, 2003).

Evidências sugerem que a prevalência do sobrepeso e da obesidade tem aumentado em taxas alarmantes, incluindo países desenvolvidos e subdesenvolvidos. De acordo com a classificação estabelecida pela Organização Mundial de Saúde, 54% dos adultos nos Estados Unidos estão com sobrepeso (índice de massa corporal- IMC $\geq 25\text{Kg/m}^2$) e 22% estão obesos (IMC $\geq 30\text{Kg/m}^2$). O aumento de sua incidência está distribuído em quase todas as raças e sexos, e atinge principalmente a população de 25 a 44 anos. (PEREIRA *et al.*, 2003).

Particularmente, a prevalência de obesidade tem aumentado entre as mulheres. Na América Latina a taxa de obesidade observada entre mulheres é de 25% no México, 35,7% no Paraguai e 25,4% na Argentina. No Brasil, 35% da população apresentam índice de massa corpórea (IMC) maior que 25 (kg/m²) e 12,5% são mulheres com IMC maior de 30(kg/m²) (FERNANDES *et al.*, 2005).

O Brasil parece estar seguindo esta mesma linha, visto que em 1997 a prevalência de obesidade no país foi estimada em 11% da população residente nas regiões nordeste e sudeste, enquanto em 1989 era de 9,6% e em 1974 era de 5,7%. Levantamento do Ministério da Saúde referente ao ano de 1993 demonstra que cerca de 15% da população adulta já se encontra em sobrepeso (PEREIRA *et al.*, 2003).

Atualmente 12,7% das mulheres e 8,8% dos homens adultos brasileiros são obesos, sendo esta prevalência mais alta nas regiões Sul e Sudeste do país. Este aumento da incidência da obesidade foi observado tanto em homens como em mulheres, independente da classe social no intervalo de tempo de 1974 a 1989. No período seguinte (1989-2003), o aumento da obesidade se manteve nos homens de qualquer faixa de renda, enquanto que o aumento nas mulheres aconteceu em sua maioria naquelas de baixa renda. Quanto às diferenças de gênero e idade, observou-se semelhanças nas prevalências de obesidade nos dois sexos até os 40 anos, a partir daí a incidência é duas vezes maior nas mulheres (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2006).

Diversos fatores têm sido investigados e relacionados à ocorrência de sobrepeso/obesidade na população geral, sobretudo em mulheres. Estes incluem variáveis relacionadas à história reprodutiva, sobretudo à paridade, à intensidade da lactação, à atividade física assim como fatores ligados ao estilo de vida no pós-parto (KAC, 2001).

A tendência secular no aumento da obesidade parece ocorrer paralelamente à redução na prática de atividade física e aumento do sedentarismo. O hábito da prática de atividade física é influenciado na criança pelos pais, e quando desenvolvidos nesta fase, tendem a se manter do mesmo modo até a fase adulta. Além disso, uma redução natural no gasto energético é observada com a modernização, ocasionando estilo de vida mais sedentário com transporte motorizado, equipamentos mecanizados que diminuem o esforço físico de homens e mulheres tanto no trabalho quanto em casa (PEREIRA *et al.*,2003).

A importância genética na etiologia da obesidade também tem sido foco de pesquisa em todo o mundo. A identificação e sequenciamento do gene *ob*, que codifica o peptídeo leptina, e a descoberta que o defeito neste gene parece ser simples causa da obesidade em

ratos *ob/ob*, tem gerado considerável interesse no estudo da genética na obesidade. No entanto, existem poucas evidências sugerindo que algumas populações são mais susceptíveis à obesidade por motivos puramente genéticos; além disto, o substancial aumento na prevalência da obesidade observado nos últimos 20 anos não pode se justificar por alterações genéticas que teoricamente teriam ocorrido neste pequeno espaço de tempo. Deste modo alguns autores enfatizam o fato de que a diferença na prevalência da obesidade em diferentes grupos populacionais está muito mais atribuída aos chamados fatores ambientais, em especial à dieta e à atividade física que, interagindo com fatores genéticos, poderia explicar o acúmulo de excesso de gordura corporal em grandes proporções na população mundial (PEREIRA *et al.*, 2003).

2.2.2. Métodos de Classificação da Obesidade: Índice de Massa Corporal (IMC)

Há diversos métodos disponíveis que podem ser utilizados para classificar um indivíduo como obeso ou não, os que se baseiam em métodos laboratoriais e os que se baseiam em medidas antropométricas. Entre os laboratoriais são exemplos: hidrometria, espectrometria do K40, e impedância bioelétrica e entre as medidas antropométricas podemos citar o Índice de Massa Corporal (IMC), medidas de circunferências de cintura e abdome e medidas de pregas cutâneas (CABRERA *et al.*, 2001, SILVA GAP *et al.*, 2005,).

Apesar da alta acurácia dos métodos complementares (entre os laboratoriais), o seu alto custo e a complexidade operacional dificultam a utilização rotineira destes métodos na abordagem da obesidade. As medidas antropométricas representadas pelo Índice de Massa Corpórea (IMC), Razão Cintura-Quadril (RCQ) e circunferência abdominal (CA) e medidas de pregas cutâneas Subescapular (PCS) e Tricipital (PCT) representam uma maneira racional e eficiente de se presumir o volume e a distribuição de gordura, sendo assim utilizadas na prática clínica cotidiana (CABRERA *et al.* 2001, SILVA GAP *et al.*, 2005). Existem ainda vários outros instrumentos para avaliar disfunções em indivíduos obesos como escalas funcionais e questionários de investigação sintomatológica (ROPKA, 2002).

Os perímetros de cintura e abdômen estão sendo muito utilizados em pesquisas de base populacional como um instrumento indicador de gordura abdominal e ainda pela sua associação com a ocorrência de doenças cardiovasculares, como a hipertensão arterial (CASTANHEIRA *et al.*, 2003). A avaliação das medidas das pregas cutâneas é de utilidade para verificar o estado nutricional de indivíduos e determinar transtornos que tenham correlação com a composição corporal, como a desnutrição e a obesidade. A prega cutânea

subescapular pode ser utilizada com a finalidade de indicar adiposidade central, já a prega cutânea tricipital indica o acréscimo de gordura periférica. (DUQUIA *et al.* 2008).

Neste trabalho a medida antropométrica utilizada para classificar os indivíduos como obeso ou não será o IMC. É uma medida expressa pela relação entre a massa corporal em Kg e a estatura em m², e amplamente utilizada como indicador do estado nutricional por ter boa correlação com a massa corporal. (SANTOS *et al.*, 2005).

No século XIX, através de uma relação matemática, Quételet estabeleceu a proposta de correlacionar o peso a altura de um indivíduo o que posteriormente foi denominado de Índice de Massa Corporal, sendo utilizado em vários estudos apresentando consistência científica e principalmente epidemiológica. (RICARDO *et al.*, 2002).

O Índice de Massa Corporal (IMC) trata-se de uma fórmula usada para classificar indivíduos abaixo do peso, acima do peso e o obeso. É definido como o peso em quilogramas dividido pelo quadrado da altura nos mediadores (kg/m²)¹:

$$\text{IMC} = \frac{\text{Peso}}{(\text{Altura} \times \text{Altura})}$$

A classificação em Graus I e II usada nesta pesquisa está de acordo com a tabela proposta pela Associação brasileira de Obesidade²:

TABELA 1. Classificação da obesidade segundo o índice de massa corpórea (IMC) e risco de doença (Organização Mundial da Saúde - OMS).

IMC (kg/m ²)	Classificação	Obesidade grau	Risco de doença
<18,5	Magreza	0	Elevado
18,5-24,9	Normal	0	Normal
25-29,9	Sobrepeso	I	Elevado
30-39,9	Obesidade	II	Muito elevado
≥40,0	Obesidade grave	III	Muitíssimo elevado

¹ Site da Organização Mundial de Saúde. Disponível em http://64.233.179.104/translate_c?hl=pt-BR&u=http://www.who.int/bmi/index.jsp%3FintroPage%3Dintro_3.html&prev=/search%3Fq%3Dorganiza%25C3%25A7%25C3%25A3o%2Bmundial%2Bde%2Bsa%25C3%25BAde%26hl%3Dpt-BR. Acesso em: 15 set 2008.

² Site da Associação Brasileira de Obesidade. Disponível em <http://www.abeso.org.br/revista/revista11/metodos.htm>. Acesso em: 15 set 2008.

Em adultos, o IMC, tem sido considerado o método mais simples, seguro e o mais utilizado, inclusive por recomendação da OMS (ALVES,1999; RICARDO *et al.*, 2002). Em um estudo populacional na cidade de Goiânia, foi observado que além de simples a verificação do IMC traz valores aproximados entre medidas aferidas e referidas, o que facilita o monitoramento da obesidade (PEIXOTO *et al.*, 2006). Já em adolescentes o IMC quando usado como o único instrumento de medida se apresenta com elevada especificidade, porém baixa sensibilidade para detecção da obesidade(CHIARA *et al.*, 2003).

Com o processo do envelhecimento, os valores de IMC e de massa corporal tendem a aumentar enquanto a estatura e a quantidade de massa magra declinam. Contudo, o IMC ainda manteve correlação positiva com a adiposidade sugerindo que pode ser utilizado como indicador da mesma, principalmente para mulheres (SANTOS *et al.*, 2005).

Quando se correlaciona IMC com gênero, observa-se que, para um mesmo grau de IMC, homens e mulheres demonstram diferenças na gordura corporal. Mulheres apresentam maiores quantidades de gordura corporal total do que os homens comparando para um mesmo Índice de Massa Corporal (GALLAGHER *et al.*, 1996). Por este motivo escolheu-se analisar neste trabalho somente mulheres.

2.2.3. Obesidade: processos patológicos associados e repercussões no aparelho locomotor

Indivíduos que desenvolvem doenças crônicas associadas à obesidade passam pela experiência da ansiedade e da depressão o que influencia diretamente os aspectos psicológicos e fisiológicos. (KOTTKE *et al.*, 2003). A obesidade pode ser causa de sofrimento, depressão e de comportamentos de esquivia social, que prejudicam a qualidade de vida (KAC, 2001, MARQUES *et al.*, 2005).

As pesquisas e o trabalho clínico mostram a eficácia da terapia comportamental e cognitiva para perder peso à curto prazo. Procedimentos de modificações fisiológicas estão em busca crescente. São necessárias pesquisas para responder a questões sobre temas como preferência por reforçadores, atividade física e apoio social (ADES *et al.*, 2002).

A obesidade também é fator de risco para outras patologias graves, como diabetes, hipertensão, distúrbios reprodutivos em mulheres, alguns tipos de câncer e problemas pulmonares como hipoxemia (baixos níveis de oxigênio no sangue) e apnéia do sono. Provavelmente, isto está relacionado ao aumento da deposição de gordura nas paredes abdominal e torácica, que pode causar alterações no padrão respiratório. Estudos prospectivos

sugerem que a obesidade aumenta de forma significativa a morbi-mortalidade por outras doenças, sendo observada uma prevalência maior de obesidade nas mulheres, em relação aos homens. Entre 1974-1975 e 1989, a frequência de sobrepeso/obesidade em mulheres maiores de 18 anos aumentou de 25,8% para 38,1%. Observou-se um aumento de 40% no sobrepeso I (IMC 25,0 a 29,9 kg/m²) e de quase 70% para o sobrepeso II e III (IMC 30,0 kg/m²) (KAC, 2001, MARQUES *et al.*, 2005).

O condicionamento físico e a capacidade respiratória estão deficitários, principalmente em indivíduos morbidamente obesos como descrito no estudo que concluiu que de 43 indivíduos morbidamente obesos (IMC 47.8 kg/m² dp 5.1) , a maioria possuía uma redução cárdio-respiratória severa similar à indivíduos portadores de disfunção cardíaca sistólica estabilizada o que influenciava diretamente na capacidade para praticar atividades físicas (GALLAGHER *et al.*, 2005).

Em outro estudo valores encontrados na espirometria dos obesos se encontram dentro de parâmetros de normalidade quando comparados a indivíduos eutróficos, os autores percebem também que estes valores diminuem quando estes indivíduos se encontram na posição deitada (DOMINGOS-BENICIO *et al.*, 2004).

Indivíduos obesos estão mais propensos a sofrer lesões traumáticas. Vários fatores podem contribuir para essa predisposição, entre eles sonolência causada por uma possível Síndrome da Apnéia Obstrutiva do Sono e o estilo de vida, como diminuição na agilidade física e menor treinamento e prática de esportes. O excesso de carga sobre os ossos e as articulações de suporte, particularmente em coluna vertebral e membros inferiores, também predispõe esses pacientes a lesões, por vezes com uma nítida desproporção entre trauma e lesão traumática (MANCINI, 2001).

A obesidade está associada ainda com o desenvolvimento de osteoartrite e gota (SANTANA, 1999). Indivíduos obesos apresentam redução da excreção de uratos, por mecanismos ainda não bem conhecidos. Assim, a incidência de gota é proporcional ao grau de hiperuricemia, como demonstram estudos populacionais. A hiperuricemia foi encontrada em 11,4% das pessoas obesas, em 5,7% das com sobrepeso e em 3,4% das pessoas normais (RADOMINSKI, 1998).

Entre os possíveis mecanismos básicos que relacionam obesidade e osteoartrite encontram-se os estresses mecânicos relacionados ao aumento da carga advinda do aumento de peso (SANTANA, 1999).

Vasconcelos *et al.*, 2006, mencionam a obesidade como um dos principais fatores para desencadear a Osteoartrose sendo que a associação das duas patologias pode gerar um grau de desconforto pela dor e dificuldade funcional, especialmente para a deambulação.

Alguns trabalhos demonstram que obesos também parecem ter risco especial para osteoartrite bilateral de joelhos, independentemente da idade, diferente do que ocorre com a osteoartrite unilateral, cuja causa mais freqüente é o trauma (RADOMINSKI, 1998).

A osteoartrite é a causa mais freqüente de incapacidade entre as doenças músculo-esqueléticas, em países desenvolvidos, além de ser a mais comum das doenças articulares, sendo o joelho o local de envolvimento mais freqüente nos membros inferiores. Estudos populacionais têm mostrado de maneira consistente que pessoas obesas apresentam risco aumentado para osteoartrite de joelho, em relação às não obesas. Dados do primeiro estudo epidemiológico (NHANES-I – National Health and Nutrition Examination Survey) mostram que as mulheres obesas com índice de massa corporal (IMC) maior que 30 Kg/m² e menor que 35 Kg/m² corriam quase quatro vezes maior risco para osteoartrite do joelho do que as mulheres com IMC menor que 25 Kg/m². Para homens com os mesmos índices de obesidade, o risco estava 4,8 vezes aumentado quando comparados com controles de peso normal (RADOMINSKI, 1998).

Foi observado um estudo em que as forças de compressão resultantes nos joelhos de adultos obesos portadores de osteoartrose reduziram com um programa de redução do peso. (MESSIER *et al.*, 2005). Também há estudos que referem a associação entre aumento de força sobre as articulações com fatores sistêmicos presentes na circulação das pessoas obesas. Possivelmente, estes mecanismos estariam ligados à presença de um fator de crescimento da cartilagem, que pudesse acelerar a sua destruição ou, ainda afetar o osso subcondral (COIMBRA *et al.*, 2004).

A obesidade pode estar associada ainda a transtornos posturais, podendo exercer influência no sistema de postura gerando uma presença de forças anormais sobre o aparelho locomotor. A localização e a distribuição da gordura corporal também são relevantes para desequilíbrios posturais, por exemplo, indivíduos com grande concentração de gordura abdominal deslocarão seu centro de gravidade à frente (CALVETE, 2004). Quanto à correlação entre obesidade e dor lombar, estudos sugerem que a dor lombar aguda existe em indivíduos com níveis altos de obesidade. Isto se deve ao fato da obesidade não ser o único fator de risco para lombalgia, mas também a interação de outros mecanismos (HOOPER, 2006).

Quanto à força muscular foi desenvolvido um estudo comparando a força entre 173 mulheres obesas e 80 mulheres não obesas e não foram observadas diferenças estatísticas nos dois grupos. No entanto, no que se refere à extensão da referida articulação a medida absoluta da força de extensão máxima é maior no grupo de obesos. O autor justifica o achado pelo possível efeito do treino de suportar maior carga de peso, no caso o próprio peso corporal nas mulheres obesas (HULENS *et al.*, 2001).

A articulação do joelho sofre forças de impacto de cerca de seis vezes o peso corporal durante a deambulação normal, logo, qualquer ganho percentual de peso terá influência marcante nas forças transmitidas ao joelho. Estudos longitudinais demonstram também que há risco aumentado de progressão da osteoartrite em joelhos de mulheres obesas. Existe também, risco aumentado de pessoas obesas desenvolverem osteoartrite de quadril, embora esta associação não seja tão forte como a osteoartrite do joelho. O risco é mais evidente para mulheres, para osteoartrite bilateral e para pacientes sintomáticos. Vários autores, utilizando o IMC e as pregas cutâneas, demonstraram a associação entre obesidade e dor lombar (RADOMINSKI, 1998).

Com relação à dor nos pés, há estudos que confirmam que patologias como fasciíte plantar e talalgia plantar postural, afetam mais mulheres de meia-idade. É bilateral em 15% dos casos. Está associada a obesidade e sobrecargas mecânicas (VASCONCELOS *et al.*, 1993).

Em um estudo com 70 indivíduos obesos e não obesos a fim de verificar a distribuição de força plantar por meio de uma plataforma de força verificou-se que os sujeitos obesos mostraram um aumento na pressão plantar na posição sentada e em ortostatismo. Pressão esta maior no arco longitudinal e na cabeça dos ossos metatarsianos que poderiam acontecer em função da frouxidão dos ligamentos dos pés acarretando possível déficit na marcha (HILLS *et al.*, 2001).

Esses achados sugerem que a obesidade afeta as chamadas articulações de carga, como tornozelos, joelhos e quadris, que participam de todos os movimentos básicos, como andar, sentar, levantar, parar e ficar de pé. E, por serem tão solicitadas, estão mais expostas ao desgaste quando são obrigadas a trabalhar com excesso de pressão. Parece que o excesso de peso corpóreo pode influenciar nas forças de reação do solo, assim como interfere na pressão plantar e conseqüentemente nos padrões de marcha (ALVES 1999). Portanto, estudos referem que qualquer ganho percentual no peso irá aumentar a sobrecarga mecânica imposta,

principalmente em membros inferiores, durante a deambulação normal (RADOMINSKI, 1998).

Com a finalidade de confirmar e descrever as disfunções do aparelho locomotor, a análise da marcha, por meio de uma avaliação tridimensional constitui um instrumento de grande valia. Entretanto a análise da marcha requer atualmente recursos cada vez mais modernos e fidedígnos para se chegar à conclusões diagnósticas precisas e que auxiliem na terapêutica. Em obesos alguns estudos descreveram, de alguma forma, achados sobre a marcha desta população, pesquisando a marcha em indivíduos morbidamente obesos concluindo que a massa muscular pobre e o gasto metabólico elevado levam esta população à exaustão constante (SOUZA *et al.*, 2005).

Em outro estudo com mulheres obesas foi descrito que a velocidade da marcha é inversamente proporcional a gordura abdominal . Quanto maior a quantidade de gordura abdominal, menor a velocidade da marcha (OKORO *et al.*, 2006), Quanto ao gasto energético durante a marcha outros autores encontraram o consumo de VO₂ aumentado em ambos os sexos de indivíduos obesos em relação aos eutróficos. Em outro estudo a caminhada era uma atividade muito mais cansativa para mulheres obesas que para mulheres eutróficas (BROWNING *et al.*, 2005).

Realizado ainda um estudo em mulheres com idade entre 20 a 65 anos e IMC superior a 30 kg/m² e identificaram que mulheres obesas andam mais devagar do que mulheres eutróficas de mesma idade (MATTSSON *et al.*, 1997).O mesmo autor descreve em outro estudo que mulheres obesas apresentam muito mais dificuldades na mobilidade dentro de casa na execução de suas atividades de vida diária que mulheres não obesas (LARSSON *et al.*, 2001).

Em um estudo de análise cinemática da marcha em indivíduos morbidamente obesos foi detectado, em comparação com valores de referência para a população Brasileira, uma diminuição não só da velocidade, mas também da cadência, e da base de suporte (SOUZA *et al.*, 2005).

Quanto à correlação dos parâmetros de marcha com o Índice de Massa Corporal (IMC), autores descrevem que dificuldades da marcha ficam ainda mais evidentes quando o IMC é superior a 40 kg/m² (MATTSSON *et al.*, 1997). Indivíduos com IMC maiores que 30 Kg/m² apresentam tempos de balanço mais curtos quando comparados com indivíduos não-obesos. (GREVE *et al.*, 2007).

Através destes estudos infere-se uma necessidade de dados precisos sobre padrões de marcha já que o simples exame cinético funcional ou análise observacional da marcha não oferecem tais valores. Em função da co-morbidade das alterações e sintomatologia músculo-esquelética no aparelho locomotor de indivíduos obesos faz-se necessária avaliação da marcha dos mesmos com tecnologia de análise tridimensional com as vantagens de anular a impressão pessoal do observador e sem sobrecarga cardiorespiratória desta população.

3. MATERIAL E MÉTODO

3.1. Delineamento do Método

Trata-se de um estudo Analítico Transversal, apresentando uma coleta de dados primários sobre a análise do padrão de marcha de mulheres obesas, classificadas com o IMC variando entre 25kg/m^2 e $39,9\text{ kg/m}^2$ de acordo com a Organização Mundial de Saúde comparando com a análise de marcha de mulheres normais (PEREIRA, 2006).

3.2. Amostra do Estudo

Participaram do estudo 24 voluntárias provenientes do ambulatório de serviço de reabilitação da clínica escola de Fisioterapia da ESEFFEGO, cidade de Goiânia, Goiás e de acompanhantes de pacientes deste ambulatório. Após o aceite do convite para participarem da pesquisa as mulheres que preencheram os critérios de inclusão, assinaram um Termo de Consentimento Livre Esclarecido que explicou na íntegra todo o procedimento da pesquisa. (ANEXO 3).

Foram selecionadas ainda, para constituírem um grupo controle, 24 mulheres normais com IMC inferior a $29,9\text{ kg/m}^2$. As mulheres do grupo controle foram recrutadas por convites à familiares das mulheres do grupo experimental e comunidade vizinha à Universidade Estadual de Goiás- ESEFFEGO .

A coleta de dados foi realizada na cidade de Goiânia-GO, no Laboratório de Movimento na ESEFFEGO, Unidade Universitária da UEG (Universidade Estadual de Goiás), no período de abril a junho de 2009. O Laboratório é destinado à pesquisas relacionadas ao Movimento Humano.

3.2.1 Critérios de inclusão

- Sexo Feminino, pois as mulheres têm significativamente maiores quantidades de gordura corporal total do que os homens com um IMC equivalente, portanto a comparação entre sexos influenciaria no estudo (GALLAGHER *et al.*, 1996).

- Idade entre 20 a 60 anos por se tratar de uma faixa etária economicamente ativa onde distúrbios cinéticos causariam maiores prejuízos. E por considerar ainda que a marcha humana apresenta decréscimos esperados após 60 anos (LORD *et al.*, 1996; HAGEMAN *et al.*, 1986).

- Deambuladoras comunitárias.

- Obesas com o IMC variando entre 25 kg/m^2 a $39,9\text{ kg/m}^2$

- Mulheres do grupo controle: mesmas características, porém, com IMC de 18,5-24,9 kg/m².

3.2.2 Critérios de Exclusão

- Mulheres gestantes.
- Que façam uso de dispositivos auxiliares à marcha (muletas, bengalas, andadores).
- Antecedentes cirúrgicos em membros inferiores ou uso de próteses, órteses, história de fraturas na coluna ou em membros inferiores.
- Portadoras de doenças neurológicas, do sistema vestibular ou que alterem a integridade de membros inferiores.
- Usuárias de medicamentos que afetam o equilíbrio.
- Uso de bebidas alcoólicas nas últimas 24 horas antes do exame.

3.2.3 Aspectos Éticos

Inicialmente a Instituição de Ensino UEG- ESEFFEGO autorizou a utilização do Laboratório de Análise do Movimento (ANEXO 1). Antes da execução da pesquisa, o projeto foi submetido à avaliação do Comitê de Ética em Pesquisas com Seres Humanos da faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, CEP/FS/UNB, aprovado com o Protocolo 178/08 (ANEXO 2). Todos os indivíduos que participaram do estudo de forma voluntária foram informados do objetivo do estudo, dos procedimentos, dos possíveis desconfortos, riscos e benefícios antes de assinarem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO 3).

3.3 Procedimentos de avaliação e instrumentação

As mulheres selecionadas para o estudo foram pesadas e medidas para cálculo do Índice de Massa Corpórea (IMC), que é relação entre peso e quadrado da altura. Em seguida foram distribuídas em dois grupos conforme relacionado abaixo:

Grupo I, mulheres eutróficas, grupo controle denominado GI, mulheres com IMC de 18,5-24,9 Kg/m².

Grupo II, portadoras de Obesidade grau I e grau II, denominado GII, mulheres com IMC 25-39,9 kg/m² segundo critérios da OMS

Depois de realizada a divisão dos grupos, os procedimentos de avaliação aconteceram de maneira individual com cada mulher. As mesmas responderam inicialmente a um

questionário de dados pessoais contendo idade, data de nascimento, sexo, profissão, tempo estimado de ganho de peso e queixa sintomatológica de dor articular. Em seguida foram submetidas à avaliação Antropométrica para posicionamento dos marcadores.

A avaliação antropométrica, foi realizada pela pesquisadora e consistiu do preenchimento da Ficha Antropométrica desenvolvida pelo laboratório de Movimento da UEG baseada em literatura Especializada (VAUGHAN *et al.*, 1999; PEAK MOTUS, 1998) (ANEXO 4).

As mulheres avaliadas vestiam bermuda que possibilitasse a localização, por palpação, do trocâter maior do fêmur e deixasse exposto o segmento médio da coxa. A avaliação Antropométrica consistiu da aferição de 20 medidas que incluíam 9 pontos em cada membro inferior, a distância entre as espinhas ilíacas ântero-superiores e o IMC (VAUGHAN *et al.*, 1999, PEAK MOTUS, 1998). As medidas antropométricas descritas abaixo estão ilustradas na Figura 5.

- distância entre as Espinhas Ilíacas Ântero-superiores (EIAS).
- comprimento da coxa: distância do trocâter maior do fêmur até face lateral da tíbia
- perímetro da coxa: perímetro no ponto médio entre o trocâter maior e a face lateral da tíbia.
- comprimento da perna: distância entre a margem superior e lateral da tíbia até o maléolo lateral.
- perímetro da perna: : perímetro no ponto médio entre a margem superior e lateral da tíbia e o maléolo lateral.
- diâmetro do joelho: distância entre os epicôndilos medial e lateral do fêmur.
- comprimento do pé: distância entre a margem posterior do calcânhar até a extremidade do maior metatárseo
- altura do maléolo lateral: distância vertical do solo até face do maléolo lateral.
- largura dos maléolos: distância entre os dois maléolos.
- largura do pé: distância entre o final do I e V metatarsiano.

Estas medidas são selecionadas pelo fato de tratarem-se de segmentos os quais as dimensões não se alteram durante o movimento de interesse (VAUGHAN *et al.*,1999) Com o auxílio de um paquímetro foram tomadas as medidas de diâmetros e comprimentos e a circunferência foi medida por uma fita métrica.



Figura 5. Medidas Antropométricas. Fonte: VAUGHAN, *et al.*, 1999.

Em seguida foram posicionados os marcadores refletivos e as hastes intersegmentares apresentados na figura 6.

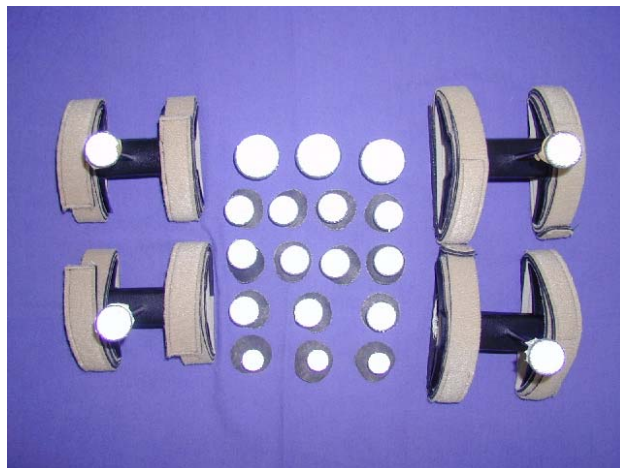


Figura 6. Marcadores e Hastes Segmentares. Fonte: Laboratório de Movimento – UEG.

O posicionamento dos marcadores e das hastes sobre o corpo das mulheres obedeceu às referências anatômicas a seguir: espinhas ilíacas ântero superiores e pósteros superiores,

epicôndilos laterais femorais, maléolos fibulares, calcanhares e cabeças do II metatarsianos, sendo fixados a pele com uso de fita crepe. Em seguida serão posicionadas as hastes intersegmentares localizadas no ponto médio do comprimento das coxas e na região de maior volume muscular do tríceps sural. As mesmas serão fixadas com o uso de elásticos e velcros conforme descrição de Kadaba *et al.*, 1990 (Figura 7).

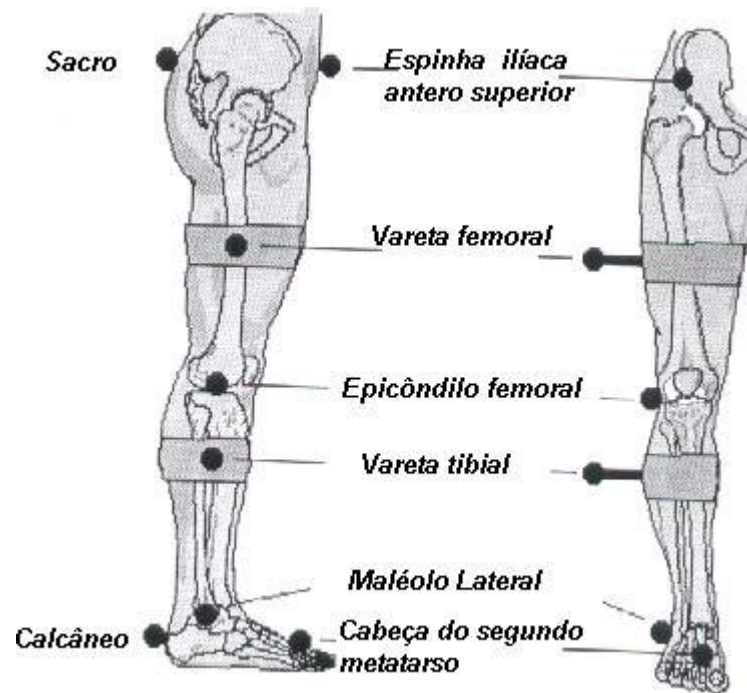


Figura 7. Disposição dos marcadores e das hastes segmentares. Fonte: Manual Peak Motus 2000, pág. 89.

Por meio dos marcadores e das hastes intersegmentares serão estabelecidas as coordenadas tridimensionais do sistema em relação à pélvis, coxa, perna e pés. Todas as participantes foram preparadas pelo mesmo avaliador, treinado anteriormente. Para cada dia do exame os equipamentos do laboratório foram previamente calibrados e os resultados de cinemática e cinética obtidos por meio de uma frequência de captura das câmeras de infravermelho de 120 Hz/s (em número de seis) considerando-se que as mesmas estavam sincronizadas com as plataformas de força. O volume de calibração era definido por um limite de desvio padrão que poderia ser de 0,001 a 0,003, indicações do fabricante (PEAK MOTUS, 1998) As plataformas de força foram calibradas separadamente às câmeras, sempre antes de cada exame.

Antes das filmagens, as mulheres deambulavam pela sala para se acostumarem com os marcadores na pele. Em seguida foram instruídas por comando verbal a se locomoverem, no

seu ritmo ou na sua velocidade natural, por uma pista de 8 metros de comprimento, passando pelas duas plataformas de força, localizadas no ponto médio da pista, tocando alternadamente as mesmas com os pés sendo na primeira com o pé direito e na segunda com o esquerdo. (figura 8), delimitando o ciclo de marcha. O tempo de filmagem foi delimitado no sistema pelo examinador em 7 segundos. O ambiente do laboratório é fechado, sem interferência de luz externa e com climatização a 28° C por sistema de ar condicionado com o objetivo de resfriar as câmeras de infravermelho.



Figura 8. Toque na plataforma de força. Fonte: Laboratório de Movimento – UEG.

Para cada participante foi realizada uma captura, em seguida as participantes aguardavam sentadas enquanto a identificação dos marcadores e o cálculo das variáveis eram executados pelo sistema *Peak Motus 9.2*. A análise foi considerada válida somente quando todos os marcadores foram reconhecidos pelo sistema e todos os cálculos de cinética e cinemática processados. Após análise foi gerado modelo para impressão do exame constando características lineares, modelo tridimensional do membro inferior e gráficos angulares do joelho e tornozelo (APÊNDICE 1).

O exame de marcha era excluído se o contato total do pé com a plataforma de força ocorresse de forma inadequada como, por exemplo, parte calcanhar fora da plataforma,

se ocorressem modificações óbvias do passo pelas mulheres para entrar em contato com as plataformas ou se a velocidade fosse notadamente alterada, para mais ou para menos, durante a captura e se os cálculos previstos não fossem concluídos.

Para evitar os efeitos de distorção naturais da marcha de aceleração e desaceleração, o ponto de início de gravação do exame de marcha pelo sistema ocorreu durante a fase de desenvolvimento da marcha, após os três passos iniciais (FRANSEN et al., 1999; GAMBLE *et al.*, 1998).

3.3.1 Materiais para avaliação de marcha computadorizada: foram utilizados para análise da marcha os seguintes materiais-fita métrica de 30 cm, paquímetro (Lafayette Instrument Company ® modelo 01290), fita crepe, 15 marcadores reflexivos, balança Filizola® (série 3134 nº 86713 com divisões de 100 gr e carga máxima de 150 Kg), 02 plataformas de força AMTI® modelo OR6-5-1000 (Advanced Mechanical Technology, Newton, MA, USA), 06 câmeras de infravermelho Pulnix® (modelo TM 6701AN, posicionadas a 1.75 m de altura e a 4 metros umas das outras e do centro da passarela) e 01 microcomputador com o sistema *Peak Motus 9.2* (Peak Performance Technologies, Englewood, Colorado, USA) para coleta e cálculo dos dados cinemáticos e cinéticos que se referem à análise da marcha.

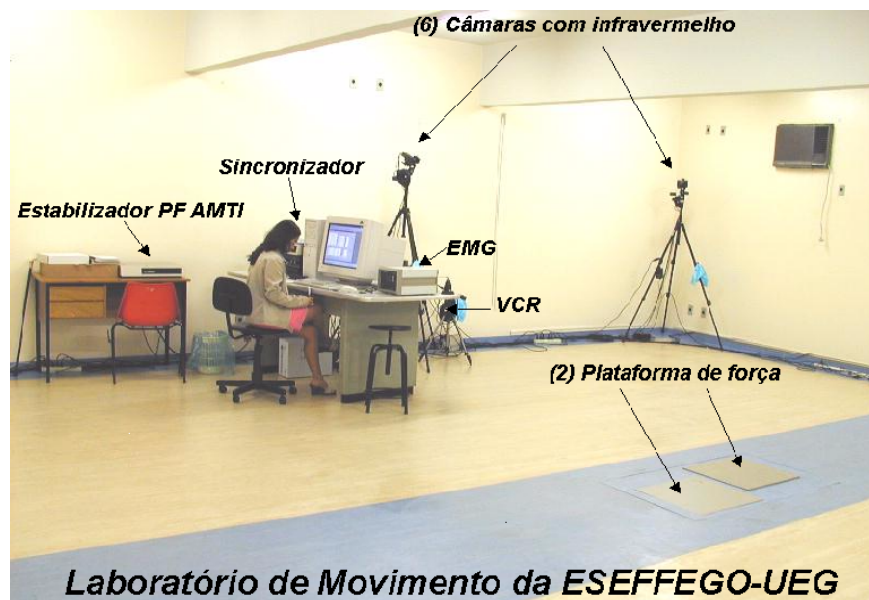


Figura 9. Visão do Laboratório de Movimento e seus componentes. Fonte: Laboratório de Movimento – UEG.

3.4. Análise dos dados: o estudo de significância dos resultados que foram obtidos no laboratório exigiram que os pontos do ciclo de marcha das mulheres eutróficas fossem comparados com os mesmos pontos de ciclo de marcha das mulheres obesas. Por este motivo procedeu-se a divisão do ciclo de marcha em momentos específicos da avaliação considerando que os movimentos aconteceram simultaneamente havendo interação do movimento do membro superior, tronco e manutenção do equilíbrio de cabeça.

Cada porcentagem do ciclo de marcha que foi escolhida para análise estatística sinaliza os pontos de alterações na direção do movimento de cada articulação considerando alterações inerentes às particularidades de deambulação particular de cada indivíduo. Tais porcentagens específicas do ciclo de marcha são consideradas críticas (PERRY, 2005).

Os resultados obtidos a partir dos cálculos do sistema *Peak motus 9.2* foram transcritos para o Excel para análise e cálculos estatísticos. O tratamento estatístico foi realizado mediante o pacote computadorizado *Statistical Package for the Social Science (SPSS)* – versão 13.0.

Para caracterização da amostra selecionada para o estudo foram utilizados tópicos da estatística descritiva tais como média e desvio padrão.

Para análise da distribuição de valores de cada amostra do grupo de mulheres Obesas e do grupo de mulheres eutróficas, com o objetivo de verificar a homogeneidade da distribuição destes valores, foi utilizado o teste de *Kolmogorov-Smirnov*.

Sendo caracterizada a distribuição de valores como homogênea seguiu-se a aplicação de teste paramétrico. Com a finalidade de apontar a existência de diferença estatisticamente significativa entre os grupos foi realizado o *Teste t-student* para amostras independentes, comparando assim as medidas antropométricas, espaço-temporais e angulares. O nível de significância adotado foi de 5% ($p < 0,05$). As variáveis espaço-temporais foram ainda normalizadas conforme a altura das mulheres avaliadas.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nesta seção serão apresentados os resultados obtidos na pesquisa divididos na seguinte ordem: características clínicas, antropométricas e cinemáticas. As variáveis cinemáticas são constituídas pelos dados espaço-temporais (características lineares) e dados angulares no plano sagital das articulações do joelho e tornozelo.

4.1. Características Clínicas da amostra

Houve uma preferência da Lateralidade mais a direita tanto no grupo normal (18 mulheres) como em obesos (22 mulheres). Duas pacientes do grupo de Obesas relataram Osteoartrose (OA) de joelho em estágio e quatro mulheres obesas apresentaram histórico de entorse no tornozelo direito sem dor no dia do exame.

4.2. Variáveis Antropométricas.

A TABELA 2 indica os dados relativos à idade, altura e peso das mulheres analisadas divididas em dois grupos conforme o IMC (Índice de Massa Corporal).

TABELA 2- Mínimo, máximo, média e desvio-padrão para a idade, altura, massa corporal e Índice de Massa Corporal (IMC) das mulheres para os dois grupos de IMC.

	Mulheres eutróficas (IMC: < 25,00)	Mulheres Obesas (IMC: 25 a 39)	p*
Idade (anos)	22 – 55 (36,33±11,14)	20-57 (35,20±9,9)	0,714
Altura (m)	1,52 – 1,68 (1,60±0,047)	1,51-1,72 (1,61±0,05)	0,344
Massa Corporal (Kg)	45,70-67,60 (56,29±5,2)	71 - 96 (83,33±7,18)	0,001
IMC (Kg/m ²)	18,89 - 24,53 (21,82± 1,58)	25,80- 37,71 (31,85± 2,94)	0,001

* test t-student para amostras independentes (p<0,05).

Para verificação da normalidade dos dados descritos na TABELA 2 foi aplicado o teste de Kolmogorov-Smirnov que comprovou tratar-se de uma amostra homogênea

indicando análise paramétrica. Procedeu-se a análise do test t-student para amostras independentes que apontou diferença estatisticamente significativa entre os grupos GI e GII para IMC ($t=14,6; p<0,05$) e massa corporal ($t=14,9; p<0,05$). Não foi encontrada, no entanto, diferença significativa entre os grupos para as variáveis idade ($t=0,36; p>0,05$) e altura ($t=0,9; p>0,05$), evidenciando a homogeneidade da amostra.

Os parâmetros lineares da marcha sofrem influência de fatores tais como o sexo, idade e peso. Quanto ao sexo, estudos demonstram que em adultos saudáveis a velocidade pode apresentar valores diferenciados como 110 passos/min para os homens enquanto que para mulheres 115 passos/ min. (MURRAY *et al.*, 1964). Desta forma, investigar de forma comparativa indivíduos de sexo diferentes traria resultados inconclusivos. Optou-se, portanto, por analisar somente indivíduos do sexo feminino, embasado no fato das mulheres apresentarem um acúmulo de gordura corporal total maior que homens que apresentem o mesmo IMC, variável esta investigada no presente estudo (GALLAGHER *et al.*s, 1996)

A idade é outro fator que exerce influência sobre o padrão de marcha de um indivíduo. Os valores de velocidade, comprimento do passo e passada tendem a diminuir com o passar dos anos, notadamente a partir da sexta década de vida (WINTER, 1991). De acordo com Perry (2005) os parâmetros da marcha acentuam seu declínio a partir dos 70 anos, justificando que a idade exerceria pouca influência no padrão de marcha de adultos com idade inferior a esta, desde que apresentem finalização do processo de maturação do aparelho locomotor (idade adulta).

No presente estudo a idade nos dois grupos variou de 20 a 57 anos, minimizando, conforme a literatura, possíveis interferências da mesma no padrão de marcha apresentado pelos dois grupos estudados. Reforçado ainda pelo fato dos grupos não apresentarem diferença estatisticamente significativa com relação ao fator idade ($p>0,005$).

Quando analisada a marcha em crianças, percebe-se que seu padrão varia conforme a aquisição da coordenação motora, maturação em geral e dimensões corporais (SUTHERLAND *et al.*, 1980). No adulto, os dois primeiros fatores já atingiram desenvolvimento total, sendo que as dimensões corporais (altura e massa) permanecem como maior fator influenciador. Winter (1991) afirma ainda que o comprimento da passada sofre influência da altura dos sujeitos como possivelmente do peso, da idade e do sexo.

É consenso na literatura que a altura interfere nos parâmetros espaço-temporais da marcha, isto fica ainda mais perceptível quando é verificada a presença da altura em todas as fórmulas de Normalização indicando sua influência fundamental (SUTHERLAND *et al.*, 1980).

A altura influencia diretamente a velocidade e a cadência de mulheres que apresentavam dimensões físicas distintas. A altura é o fator que exerce maior influência sobre os parâmetros lineares (KADABA *et al.*, 1990).

A TABELA 2 indica que não houve diferença estatística entre os dois grupos no que se refere à altura ($p > 0,05$), demonstrando que a amostra estudada sofreu variação somente na massa apresentada pelas mulheres. Desta forma a variável IMC, composta pela massa dividida pelo quadrado da altura, não sofreu influência da altura mas tão somente da massa, objeto de estudo deste trabalho. Confirmando o fato de que na análise estatística tanto a massa corporal quanto o IMC demonstraram diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,005$). Pode-se inferir que alterações no padrão de marcha não sofreram interferência, no presente estudo, da altura e sim da massa corporal, conseqüentemente do IMC.

Na TABELA 3 estão descritos os valores das medidas antropométricas para cada Grupo estudado, importantes para caracterização da amostra. De acordo com Vaughan (1999) as medidas antropométricas são valores que não mudam durante o movimento de interesse. Na análise estatística as medidas antropométricas foram comparadas entre os grupos GI e GII sendo aplicado o teste de Kolmogorov-Smirnov demonstrando uma amostra homogênea paramétrica. Em seguida foi aplicado o teste t-student indicando que não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de comprimento dos segmentos. Entretanto nos valores correspondentes à circunferência de membros (coxa e perna), diâmetro do joelho, largura do pé e distância das espinhas ilíacas foi encontrada diferença estatisticamente significativa em função do maior volume antropométrico das mulheres obesas como demonstra a média destes valores.

TABELA 3- Média e desvio-padrão (em metros) das medidas antropométricas.

		GRUPO I		GRUPO II		p*	
Medidas antropom.		Dir	Esq.	Dir	Esq.	Dir	Esq.
Comprimento da coxa	da	0,44 ±0,041	0,44 ±0,044	0,44 ±0,24	0,44 ±0,02	0,527	0,716
Circunferência da coxa	da	0,48 ±0,033	0,48 ±0,032	0,62 ±0,043	0,62 ±0,04	0,001	0,001
Comprimento da perna	da	0,37 ±0,017	0,37 ±0,01	0,38 ±0,022	0,38 ±0,02	0,25	0,424
Circunferência da perna	da	0,29 ±0,031	0,29 ±0,034	0,34 ±0,027	0,34 ±0,034	0,001	0,001
Diâmetro do joelho		0,09 ±0,004	0,09 ±0,004	0,10 ±0,007	0,10 ±0,007	0,001	0,001
Comprimento do pé		0,23 ±0,008	0,23 ±0,007	0,23 ±0,009	0,23 ±0,009	0,129	0,528
Altura do maléolo lateral		0,05 ±0,004	0,05 ±0,005	0,05 ±0,005	0,05 ±0,005	0,552	0,650
Largura dos maléolos	dos	0,06 ±0,003	0,06 ±0,005	0,066 ±0,003	0,06 ±0,004	0,12	0,270
Largura do pé		0,087 ±0,003	0,08 ±0,004	0,09 ±0,006	0,09 ±0,005	0,001	0,001
Distância entre as EIAS	entre as	0,20 ± 0,02		0,25 ±0,02		0,001	

* test t-student para amostras independentes ($p < 0,05$).

4.3- Variáveis Espaço-temporais (Características lineares da marcha)

As variáveis espaço-temporais descritas neste trabalho e analisadas nos grupos GI e GII foram cadência, velocidade, comprimento da passada direita e esquerda, comprimento do passo direito e esquerdo. Os parâmetros lineares da marcha nas mulheres obesas apresentaram um importante decréscimo, com significância estatística em todos ($p < 0,05$). A tabela 4 indica as variáveis cadência e velocidade. As demais variáveis são apresentadas na tabela 5.

Como demonstrado nas tabelas 4 e 5 a análise do test t-student para amostras independentes apontou diferença estatisticamente significativa entre os grupos para valores lineares da marcha. Cadência ($t=4,5$; $p<0,05$), velocidade ($t= 5,8$; $p<0,05$), Comprimento do passo Direito ($t=5,8$; $p<0,05$), comprimento do passo Esquerdo ($t=3,8$; $p<0,05$), Passada D ($t= 4,2$; $p<0,05$); Passada Esquerda ($t = 5,0$; $p< 0,05$).

TABELA 4- Média e desvio-padrão da cadência e velocidade para os dois grupos de IMC:

	Cadência (passos/min)		Velocidade (m/s)	
	Media	DP	Média	DP
Grupo I	116,89	±5,46	1,22	±0,113 (IMC<25 kg/m ²)
Grupo II	108,64	±6,98	1,06	±0,123(IMC:25-29 Kg/m ²)
p*	0,001		0,001	

* test t-student para amostras independentes ($p <0,05$).

Kadaba *et al.* (1990) avaliaram em seu estudo 12 mulheres normais com idade variando de 18 a 40 anos. Os valores apresentados para Cadência foram de 115 ± 9 passos/min., e para Velocidade de $1,27 \pm 0,16$ metros/seg. Na análise de Winter (1991) são registrados valores normais para cadência de mulheres de 116 a 122 passos por minuto indicando que as mulheres caminham mais rapidamente do que os homens, em média 6 a 11 passos por minuto a mais que eles. Segundo este autor a altura diferente entre homens e mulheres influencia o comprimento do passo e da passada alterando desta forma a cadência e a velocidade.

Em um estudo com adolescentes obesos foi encontrado um déficit na habilidade de ajustar a velocidade da marcha. As características espaço-temporais diferem entre as crianças pré-puberal obesas e não obesas. Como exemplo, as crianças obesas têm uma velocidade mais lenta da marcha refletindo numa duração mais longa do ciclo refletindo numa cadência mais baixa e numa baixa velocidade normalizada (altura/s) (HILLS *et al.*, 2002). Este estudo reforça a influência da velocidade nas demais variáveis espaço-temporais.

No presente estudo, os valores encontrados para cadência e velocidade encontram-se dentro dos padrões de normalidade descritos na literatura para o sexo feminino. Entretanto existe uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos GI e GII, sendo que as

referidas características lineares encontram-se bastante reduzidas nas mulheres obesas em relação às mulheres normais e em relação à literatura científica encontrada.

Relatos científicos demonstram a influência exercida pela velocidade sobre as demais características lineares, indicando até mesmo uma relação de dependência entre elas. Em geral, quando o indivíduo aumenta a velocidade durante a marcha, seus passos aumentam e sua cadência fica mais elevada (INMAN *et al.*, 1998). De acordo com Perry, 2005, a velocidade pode ser responsável também pela diminuição da amplitude de movimento (ADM) articular do joelho sendo descrito que quanto menor a velocidade menor a ADM do joelho e vice-versa.

Ainda em relação a influência exercida pela velocidade sobre as demais variáveis espaço-temporais é de fundamental importância explicitar a relação matemática entre elas. Winter (1991) descreve a fórmula da velocidade da seguinte forma:

$$\text{VELOCIDADE: } \frac{\text{COMPRIMENTO DA PASSADA} \times \text{CADÊNCIA}}{120} \text{ m/s}$$

120

Onde: comprimento da passada é a distância entre dois contatos iniciais seqüenciais do mesmo pé, caracterizando um ciclo de marcha. E a cadência, o número de passos por minuto.

Desta equação matemática espera-se uma relação diretamente proporcional da velocidade em relação ao comprimento da passada e à cadência. Ou seja, um aumento da velocidade indica um aumento da cadência e do comprimento do passo. Se a cadência for isolada na fórmula acima, mantém-se a relação diretamente proporcional entre velocidade X Cadência e estabelece-se uma relação inversamente proporcional da Cadência com o comprimento do passo:

$$\text{CADÊNCIA: } \frac{\text{VELOCIDADE} \times 120}{\text{COMPRIMENTO DA PASSADA}}$$

COMPRIMENTO DA PASSADA

Importante ressaltar que a relação da velocidade com a passada expressa ainda a relação da velocidade com os comprimentos dos passos direito e esquerdo, pois, por definição, a passada representa a soma do passo direito com o esquerdo. (PERRY, 2005). Em resumo, se a velocidade se mantiver constante, um aumento do comprimento do passo ou da passada resulta na diminuição da cadência, ou seja, do número de passos por minuto.

No presente estudo foi encontrado uma diminuição estatisticamente significativa das variáveis comprimento do passo e comprimento da passada nas mulheres obesas do Grupo GII em relação às mulheres eutróficas do grupo GI, como observado na TABELA 5.

TABELA 5- Média, desvio-padrão e teste t-student dos parâmetros lineares da marcha para o Grupo I (mulheres eutróficas) e Grupo II (mulheres obesas). ($p < 0,05$).

	Comprimento do passo Direito (m)	Comprimento do passo Esquerdo (m)	Comprimento da passada Direita (m)	Comprimento da passada Esquerda (m)
Grupo GI	0,64±0,05	0,64±0,05	1,29±0,86	1,26±0,97
Grupo GII	0,59±0,04	0,58±0,04	1,18±0,09	1,17±0,87
p*	0,001	0,001	0,001	0,001

* test t-student para amostras independentes ($p < 0,05$).

Kadaba *et al.*, (1990) avaliaram em seu estudo 12 mulheres de 18 a 40 anos, com altura média de 1,63m, que apresentaram um Comprimento da passada de $1,30 \pm 0,10$. Para Winter (1991) o Comprimento da passada normal é de $1,63 \pm 0,16$ metros e este autor indica que a altura é o fator dominante para determinar o comprimento do passo e da passada (indivíduo mais alto, maior o comprimento da passada, conseqüentemente do passo). Estes achados quando comparados ao presente estudo indica que as 24 mulheres eutróficas apresentaram valores de comprimento do passo e da passada compatíveis com os encontrados na literatura, levando-se em consideração que a altura média das mulheres eutróficas foi de $1,60 \pm 0,047$ m e das mulheres obesas de $1,61 \pm 0,05$ m.

Entretanto, quando comparadas, observou-se que as mulheres obesas do apresentaram valores de comprimento do passo e da passada menores quando comparadas ao grupo de mulheres eutróficas ($p < 0,001$). Colné *et al.*, (2008) em um estudo com adolescentes obesas verificou que as meninas obesas andam mais lentamente e com uma base de suporte mais alargada, conseqüentemente apresentando um comprimento do passo e da passada menores do que as meninas eutróficas. Recorrendo ao raciocínio matemático de Winter (1991) quanto à fórmula da velocidade, se a mesma se mantiver constante, espera-se com a diminuição do comprimento do passo e da passada um aumento do valor da Cadência. O que não aconteceu no presente estudo, pois os valores da cadência decresceram para o grupo GII, assim como a velocidade também declinou seu valor no grupo de mulheres obesas, confirmando assim a relação linear entre cadência e velocidade e a influência determinante da velocidade sobre as demais variáveis lineares.

4.4 Variáveis Angulares da marcha nas articulações do joelho e tornozelo.

A análise das medidas angulares no plano sagital é a mais utilizada por ser mais facilmente reproduzível com precisão. Neste plano são realizados movimentos amplos, no entanto a variação entre indivíduos é muito pequena. Nos planos frontal e transversal a variação entre os indivíduos é muito grande, conferindo imprecisão aos achados (DAVID, 2000). No estudo de Kadaba *et al.* (1990) foi encontrada uma alta sensibilidade da análise dos valores angulares no plano sagital.

A análise do movimento do quadril não será alvo deste estudo em função da dificuldade em garantir que os marcadores da espinha íliaca Antero superior estejam posicionados corretamente em relação à proeminência óssea em função do volume abdominal. Deste modo existe a possibilidade da imprecisão para os dados angulares relacionados ao quadril (DAVID, 2000; CAPOZZO, 1991)

Para análise destas medidas angulares o ciclo da marcha (toque de um pé até o segundo toque consecutivo deste mesmo pé deve ser entendido como um período de 100%). Serão analisadas algumas porcentagens deste ciclo consideradas críticas do ponto de vista da direção do movimento como descritos por Perry (2005) e apresentados a seguir estabelecendo correlação com a fase da marcha e o movimento normal esperado desta articulação.

Os movimentos articulares serão apresentados através de tabelas que descrevem as amplitudes de movimento em cada porcentagem do ciclo para cada articulação nos dois grupos estudados. E também em gráficos que são sensíveis em registrar as alterações na mobilidade articular e a temporização dos movimentos durante a marcha.

Segue a ADM das articulações do joelho e tornozelo e as porcentagens críticas no ciclo de marcha normal correlacionado com a respectiva fase da marcha segundo Perry (2005)

JOELHO

0% → 18° de Flexão duplo apoio inicial- toque do pé.

15%- 40% → 5° de extensão- apoio simples.

70% → 65° de flexão- balanço inicial.

97% → 2° de extensão- balanço terminal.

TORNOZELO

12% → 7° de plantiflexão (PLN)- duplo apoio inicial- Resposta de carga.

48 % → 10° de dorsiflexão (DOR)- apoio simples- toque do pé oposto. Médio apoio.

62% → 20° de plantiflexão- desprendimento do pé. Balanço inicial.

100% → dorsiflexão para neutro- segundo toque do pé. Balanço terminal.

4.4.1. Variáveis Angulares da marcha na articulação do joelho.

São descritas a seguir as análises angulares do joelho referentes aos grupos GI – Mulheres Eutróficas e GII- Mulheres Obesas, nas porcentagens do ciclo de marcha 0%, 15-40%, 70 % e 97 %.

Durante cada passada o joelho executa quatro arcos de movimento alternando-se em movimentos de flexão e extensão (PERRY, 2005).

Segundo Sutherland *et al.*, (1980), o gráfico de movimento do joelho no plano sagital apresenta duas ondas de flexão. A primeira, de menor proporção, ocorre em aproximadamente 15%-20 % do ciclo, na fase de apoio. Esta flexão é responsável por contribuir com a absorção de choque e distribuição de peso. A segunda onda de flexão alcança o intervalo máximo quando executa a fase de balanço em aproximadamente 70% do Ciclo de Marcha. Estes achados foram encontrados no presente estudo para as mulheres normais como representado na Figura 10 que apresenta ainda a curva média de mulheres obesas.

A aplicação do teste de Kolmogorov-Smirnov apontou que todos os dados do joelho contemplaram os parâmetros de normalidade exigidos para aplicação da estatística paramétrica. A análise promovida pelo test t-student para amostras independentes apontou diferença entre os grupos para as variáveis joelho D na porcentagem do ciclo 15%-40% D ($t=2,21; p<0,05$); joelho D na porcentagem do ciclo 97% D ($t= -14,57; p<0,05$) e joelho E na porcentagem do ciclo 97% ($t=-12,107; p<0,05$). Não foi observada diferença entre os grupos na porcentagem do ciclo 0% do joelho Direito ($t= 0,846; p>0$), e Esquerdo ($t= -1,608; p> 0,05$); joelho esquerdo, na porcentagem do ciclo 40% ($t=0,793; p>0,05$); joelho D, na porcentagem do ciclo 70% ($t= 1,170; p>0,05$) e joelho esquerdo, na porcentagem do ciclo 70% ($t=0,859; p>0,05$).

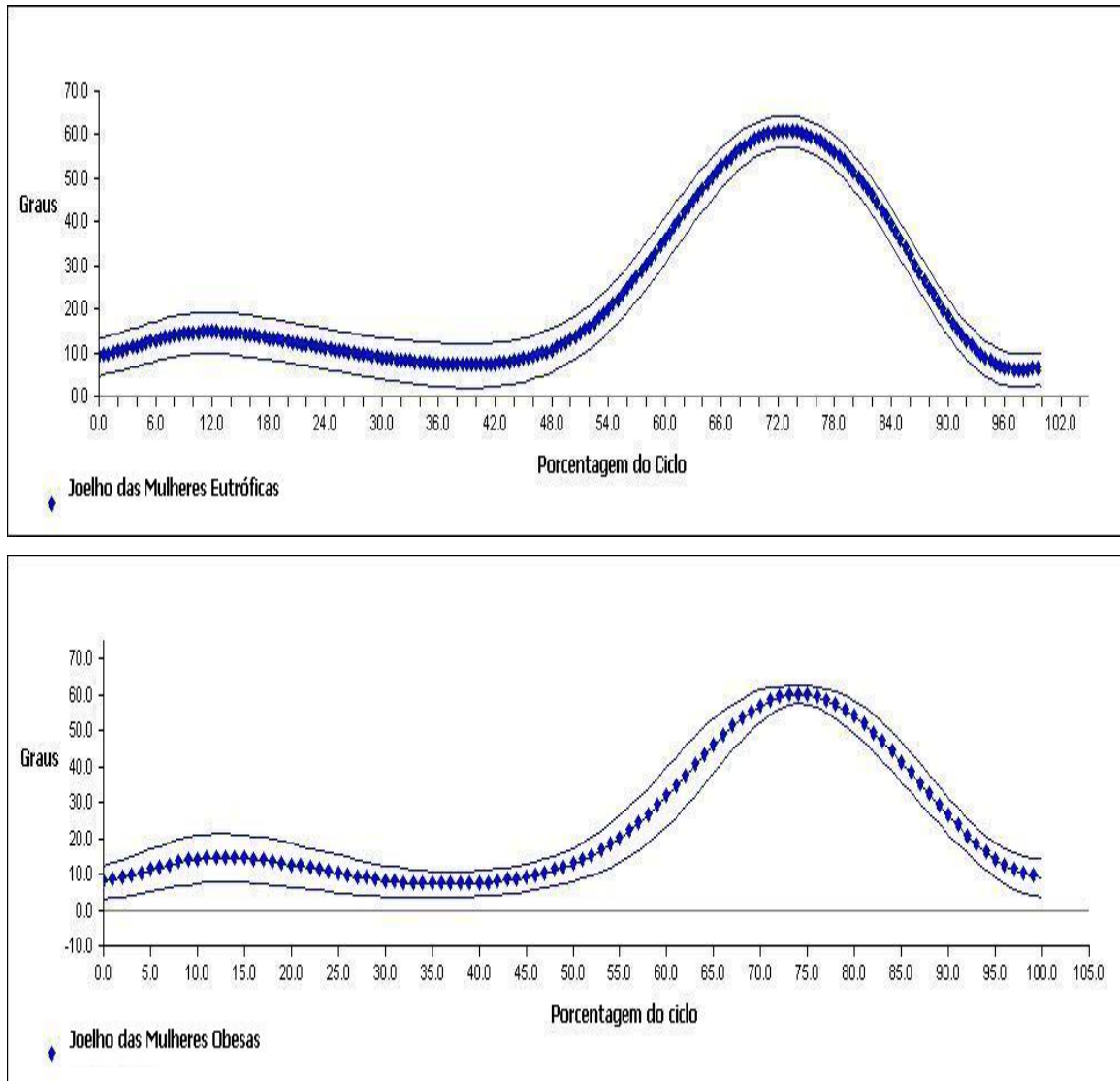


Figura 10-. Curva Angular Média (\pm desvio padrão) no plano sagital (em graus) do joelho das Mulheres Eutróficas e Mulheres Obesas.

A literatura não apresenta consenso sobre alterações angulares nas articulações do joelho apresentadas por indivíduos obesos. Em contraponto vários estudos descrevem padrões antropométricos destes indivíduos, correlacionando com sobrecarga nesta articulação e surgimento de osteoartrose (KHOLE *et al.*, 2006; MESSIER *et al.*, 2005; POWELL *et al.*, 2005).

Larsson *et al.*, (2001) descrevem ainda alterações como redução da capacidade funcional em mulheres obesas quando comparadas com eutróficas. Um aumento do custo energético em mulheres obesas durante a marcha também foi descrito por Browning *et al.* (2006).

Colné *et al.*, (2007) descrevem em seu estudo com adolescentes obesas um atraso no momento de início da marcha destas meninas quando comparadas com outras de IMC menor.

Na Figura 11 é possível perceber que o movimento angular do joelho das mulheres obesas apresentou-se de forma bastante semelhante a das mulheres eutróficas porém com um atraso no traçado principalmente na segunda onda de flexão.

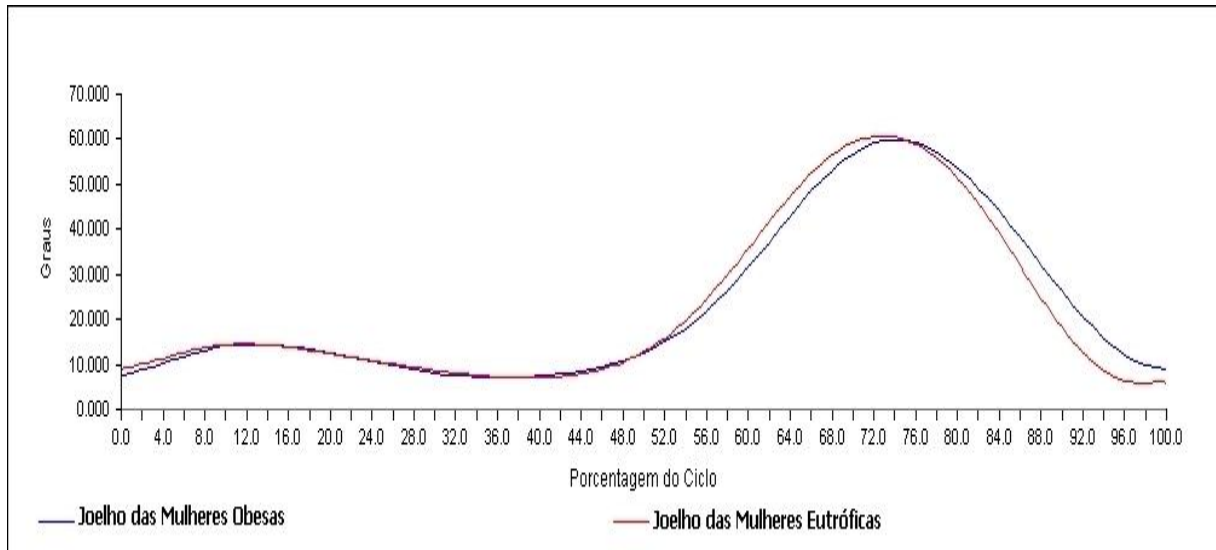


Figura 11-Representação gráfica da Média Angular dos movimentos de flexo-extensão de joelhos em Mulheres Eutróficas e Mulheres Obesas.

Na porcentagem do ciclo de marcha 0% acontece a aceitação de peso, onde ocorre a absorção do choque com a dificuldade de transferir abruptamente o peso para o membro que acabou de concluir o balanço. As fases de contato inicial e de resposta à carga estão envolvidas. O joelho encontra-se em flexão podendo alcançar até 18° deste movimento (PERRY, 2005; WINTER, 1991). A tabela 5 descreve os valores de amplitude mínima, máxima, média e desvio-padrão do movimento do joelho na porcentagem de 0% do ciclo de marcha.

A partir da análise da tabela 6 percebe-se que o movimento angular do joelho varia de um mínimo negativo (extensão) a um máximo positivo (flexão) nos dois grupos indicando que as articulações tanto das mulheres eutróficas quanto das obesas executam padrões de movimento semelhantes nesta porcentagem do ciclo. Os valores médios encontram-se ligeiramente diminuídos no GII (obesas) indicando atraso no movimento das mulheres obesas como observado no gráfico 2. Estatisticamente, não foi encontrada diferença significativa nesta porcentagem do ciclo entre os dois grupos ($p > 0,05$). Colné *et al.* (2008) em seu estudo

com adolescentes obesas, verificou que o duplo suporte inicial apresentou-se com características semelhantes ao grupo de adolescentes eutróficas corroborando com o presente estudo. No entanto, o esperado era que a fase de duplo suporte diminuísse em obesas fazendo com que a velocidade aumentasse na tentativa de compensação. Mas o indivíduo obeso, visando menor gasto energético na condução de sua massa elevada, diminui a velocidade da marcha o que conseqüentemente acaba por elevar o duplo suporte que se aproxima das características normais. Segundo Colne *et al* (2008) este é o maior efeito do aumento da massa corporal para a porcentagem 0% do ciclo de marcha.

TABELA 06- Amplitude de movimento angular mínima, máxima, média e desvio-padrão da articulação do joelho para Porcentagem do Ciclo de Marcha 0% nos Grupos I e II.

	Mínimo		Máximo		Média		DP	
	D	E	D	E	D	E	D	E
Grupo I	-0,66	-6,25	17,78	11,24	8,32	3,54	4,75	4,66
Grupo II	-3,57	-7,99	14,10	16,30	7,08	6,22	5,36	6,68
p*					0,402	0,115		

* test t-student para amostras independentes ($p < 0,05$).

A porcentagem de 15-40% do Ciclo de Marcha corresponde à metade do apoio terminal, momento em que o joelho apresenta uma flexão mínima já que é o instante em que esta articulação realiza uma extensão de forma gradual (PERRY, 2005; WINTER,1991). Ainda de acordo com Perry (2005), esta fase encerra o apoio simples e durante toda esta fase o peso do corpo desloca-se para frente sendo suportado pelo ante-pé. A tabela 6 descreve os valores de amplitude mínima, máxima, média e desvio-padrão do movimento do joelho na porcentagem de 15%-40% do ciclo de marcha.

Pode-se observar a partir da análise da tabela 07 que apenas o membro inferior direito apresentou diferença significativa entre os dois grupos. Os valores médios do joelho direito nos dois grupos foram maiores que os valores médios do joelho esquerdo inferindo que embora os dois joelhos realizem movimentos de flexão, o joelho direito dos dois grupos

executa com maior amplitude em contrapartida o joelho direito das mulheres obesas executa este movimento com menor amplitude quando comparado ao joelho direito normal Winter (1991) indica a presença de variabilidade para os ângulos articulares inter-sujeitos pode acontecer, embora em pequenas amplitudes, indicando inclusive uma variação maior no joelho direito. Kadaba *et al.*, (1990) em seu estudo também encontrou diferenças entre os joelhos direito e esquerdo atribuindo à lateralidade. No entanto, no presente estudo, as mulheres obesas apresentavam preferência pelo membro inferior direito assim como as normais. A inferência que pode ser realizada é que 4 dentre as 24 mulheres obesas apresentavam histórico de entorse em tornozelos direitos, embora no momento do exame não apresentavam quadro de dor superior a dois na análise sintomatológica.

TABELA 07- Amplitude de movimento angular mínima, máxima, média e desvio-padrão da articulação do joelho para Porcentagem do Ciclo de Marcha 15%-40% nos Grupos I e II.

	Mínimo		Máximo		Média		D.P.	
	D	E	D	E	D	E	D	E
Grupo I	3,01	-3,42	24,23	19,25	13,96	9,7	5,12	6,18
Grupo II	-2,74	-8,41	20,27	19,39	10,20	8,06	6,55	8,09
p*					0,032	0,432		

* test t-student para amostras independentes ($p < 0,05$).

A tabela 8 descreve os valores de amplitude mínima, máxima, média e desvio-padrão do movimento do joelho na porcentagem de 70% do ciclo de marcha. Esta porcentagem corresponde à fase de Balanço inicial do membro inferior sendo que possui como objetivo a liberação do pé do solo e o avançar o membro a partir da sua posição de apoio.

A análise da tabela 08 indica que não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos inferindo que a elevação do pé do solo é realizada pelas mulheres obesas com relativa facilidade se comparadas com as mulheres normais .

TABELA 08- Amplitude de movimento angular mínima, máxima, média e desvio-padrão da articulação do joelho para Porcentagem do Ciclo de Marcha 70% nos Grupos I e II.

	Mínimo		Máximo		Média		D.P.	
	D	E	D	E	D	E	D	E
Grupo I	2,56	-7,62	22,91	19,73	11,29	8,420	5,19	6,90
Grupo II	1,19	-4,38	18,16	17,00	9,53	6,75	5,24	6,48
p*					0,248	0,395		

* test t-student para amostras independentes ($p < 0,05$).

Na tabela 9 estão descritos os valores de amplitude mínima, máxima, média e desvio-padrão do movimento do joelho na porcentagem de 97% do ciclo de marcha. Nesta porcentagem o membro executa o balanço terminal, objetivando o avanço do membro e preparar o membro para o novo contato inicial. Foram encontrados valores estatisticamente significativos indicando diferenças entre o balanço terminal realizado pelas mulheres obesas e as mulheres eutróficas ($p < 0,05$).

TABELA 09- Amplitude de movimento angular mínima, máxima, média e desvio-padrão da articulação do joelho para Porcentagem do Ciclo de Marcha 97% nos Grupos I e II.

	Mínimo		Máximo		Média		D.P.	
	D	E	D	E	D	E	D	E
Grupo I	-0,55	-9,96	17,84	16,58	8,05	4,24	4,44	6,32
Grupo II	23,61	14,69	48,47	49,84	35,70	33,90	8,16	10,20
p*					0,001	0,001		

* test t-student para amostras independentes ($p < 0,05$).

Quando a média é analisada nota-se que os joelhos das obesas, tanto direito quanto esquerdo, realiza um movimento de flexão com uma amplitude muito maior do que a flexão

executada pelas mulheres eutróficas. Para a compreensão deste achado faz-se necessária a discussão sobre o momento de inércia do segmento. De acordo com Winter (1991), o momento de inércia é descrito como a medida da resistência corporal ao movimento angular. Nas fórmulas que predizem o momento de inércia nos segmentos a massa em kilogramas está sempre presente estabelecendo relação com medidas como comprimento e circunferência do segmento, estabelecendo com estas medidas uma relação diretamente proporcional. Na fase de balanço terminal, o momento de inércia é responsável pela presença do movimento pendular passivo executado pelo membro inferior quando este desloca-se à frente (COLNE *et al*, 2008; VAUGHAN *et al*, 1999; Winter, 1991). Sendo a massa diretamente proporcional ao momento de inércia, quando esta é aumentada, como verificado nas mulheres obesas deste estudo, existe uma tendência à exacerbação do movimento pendular. Na tentativa de conter este avanço exagerado do membro à frente, a musculatura flexora do joelho (semi-tendinoso, semi-membranoso e bíceps femoral) aumenta sua ação e segura a articulação do joelho em flexão (CÓLNÉ *et al*, 2008). Isto explica a amplitude de flexão muito aumentada nos joelhos das mulheres obesas na fase de balanço terminal.

Para finalizar a análise da variável angular da marcha na articulação do joelho a Figura 12 ilustra a sobreposição das médias angulares no plano sagital dos joelhos das mulheres eutróficas e das mulheres obesas.

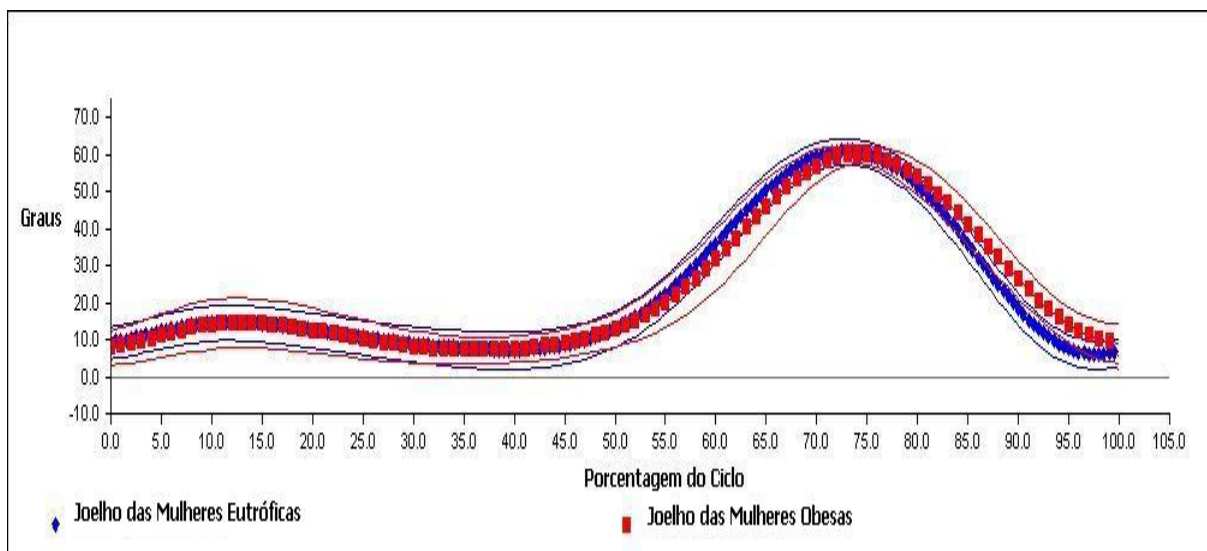


Figura 12- Sobreposição da curvas Médias das medidas angulares no plano sagital dos joelhos das Mulheres Eutróficas e Obesas.

A Figura 12 indica que durante a primeira onda de flexão, as medidas angulares do GI e do GII são semelhantes, apresentando um atraso do joelho das mulheres obesas,

principalmente durante a segunda onda de flexão por volta de aproximadamente 50% a 99% do ciclo de marcha.

4.4.2. Variáveis Angulares da marcha na articulação do tornozelo.

São descritas a seguir as análises angulares do tornozelo referentes aos grupos GI – mulheres Eutróficas e GII- Mulheres Obesas, nas porcentagens do ciclo de marcha 12%, 48%, 62 % e 100%.

De acordo com Sutherland *et al.*, (1980), as curvas de flexão-plantar e dorsiflexão são as mais complexas no plano sagital. O movimento de flexão plantar inicial é devido ao momento de força decorrente da força de reação ao solo gerada até que o apoio total do pé ao solo aconteça. De acordo com Perry, (2005) neste momento inicial de flexão plantar ocorre uma alta exigência dos músculos pré-tibiais para desacelerar o movimento de flexão plantar quando a carga excessiva é distribuída no calcanhar no instante do choque do mesmo no solo. A dorsiflexão acontece durante o apoio simples e corresponde ao momento em que o corpo passa por sobre o pé oposto. Em seguida, os flexores-plantares aumentam sua ação elevando o calcanhar. A flexão plantar inicia com o desprendimento do pé e atinge o máximo quando o pé é elevado do solo para em seguida declinar até o final do balanço (SUTHERLAND *et al.*, 1980). Este período de pré-balanço embora a amplitude de flexão plantar seja maior, a demanda de exigência dos músculos flexores plantares (sóleo e gastrocnêmios) é bem menor (PERRY, 2005). Importante considerar que os dois arcos dorsiflexores comportam-se de forma semelhante aos flexores plantares com maior exigência no primeiro arco (apoio simples) e menor exigência no segundo (balanço). Estes achados foram encontrados no presente estudo para as mulheres normais como representado na Figura 13 que apresenta ainda a curva média do Tornozelo de mulheres obesas.

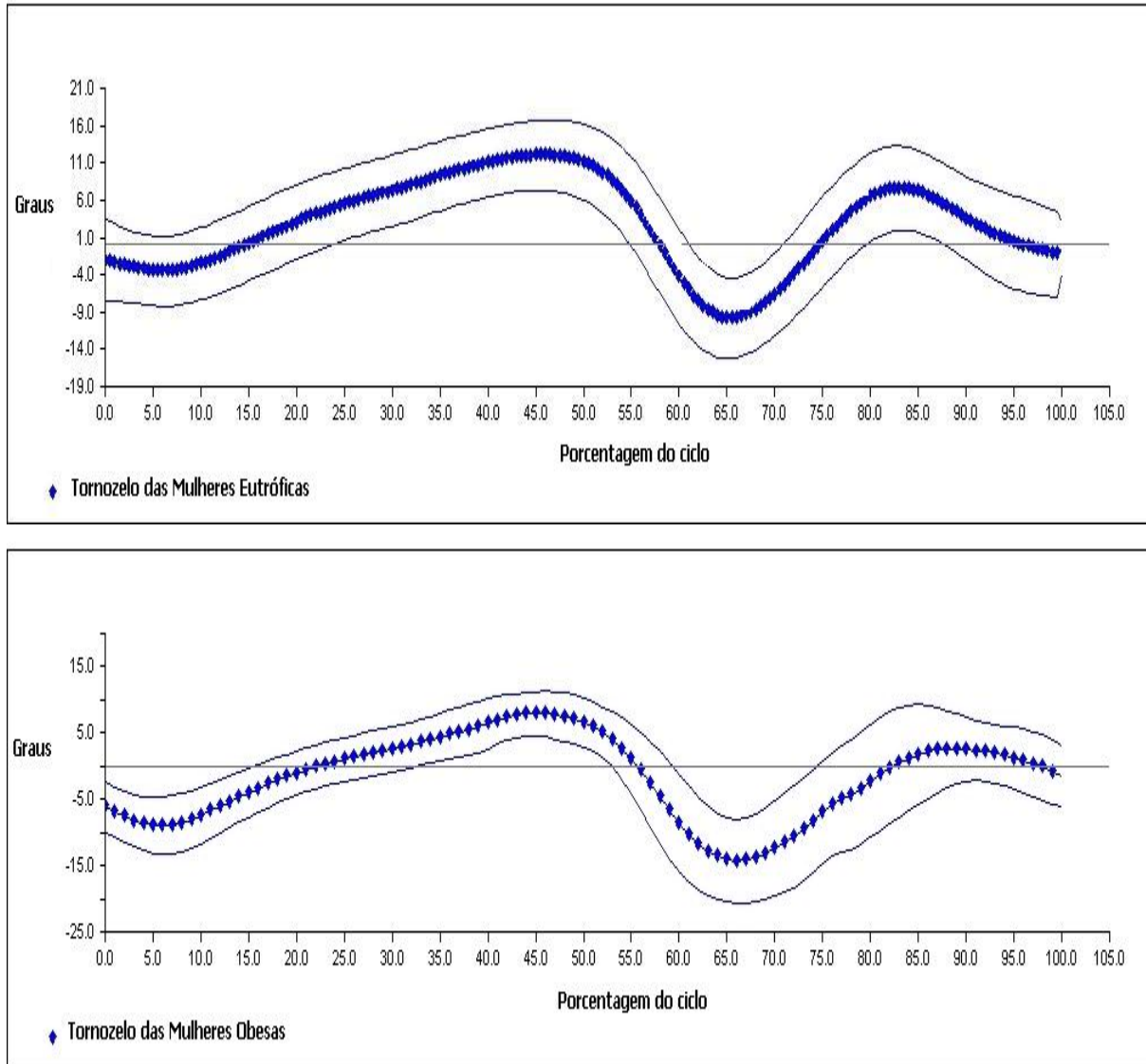


Figura 13- Curva Angular Média (\pm desvio padrão) no plano sagital (em graus) do tornozelo das Mulheres Eutróficas e Mulheres Obesas.

A aplicação do teste de Kolmogorov-Smirnov apontou que todos os dados do tornozelo contemplaram os parâmetros de normalidade exigidos para aplicação da estatística paramétrica. A análise promovida pelo test t-student para amostras independentes apontou diferença entre os grupos para as variáveis Tornozelo na porcentagem do ciclo 12% D ($t=4,8; p<0,05$) e E ($t=4,5; p<0,05$); na porcentagem do ciclo 48% D ($t=2,3; p<0,05$) e E ($t=3,5; p<0,05$); na porcentagem do ciclo 62% D ($t=3,4; p<0,05$) e E ($t=4,0; p<0,05$); na porcentagem do ciclo 100% D ($t=16,4; p<0,05$) e E ($t=13,7; p<0,05$).

De acordo com Magalhães *et al.*, (2003) qualquer alteração do peso corporal durante a marcha, altera a transferência de peso do calcanhar para a cabeça dos metatarsianos o que interfere nas características lineares tais como velocidade, comprimento do passo e passada.

No estudo de Blanc *et al.*, (1999), foi realizada um análise dos movimentos do pé de 75 mulheres com idade média de 32,3 anos e massa variando de 42 a 70 Kg. O autor relata que a massa exerceu uma influência no que tange ao aumento da descarga de peso no ante-pé. Não observou diferenças na fase de balanço do membro para os movimentos angulares do tornozelo, somente na fase de apoio que se comportou com um aumento do tempo de descarga de peso, no entanto atribuiu este aumento à idade e não à massa.

A Figura 14 demonstra que tanto o tornozelo das mulheres eutróficas, quanto das mulheres obesas apresentaram as curvas de flexão-plantar e dorsiflexão no plano sagital. No entanto é perceptível o atraso do gráfico das mulheres obesas em relação ao traçado gráfico das mulheres eutróficas. Este achado relaciona-se com o importante decréscimo das variáveis espaço- temporais.

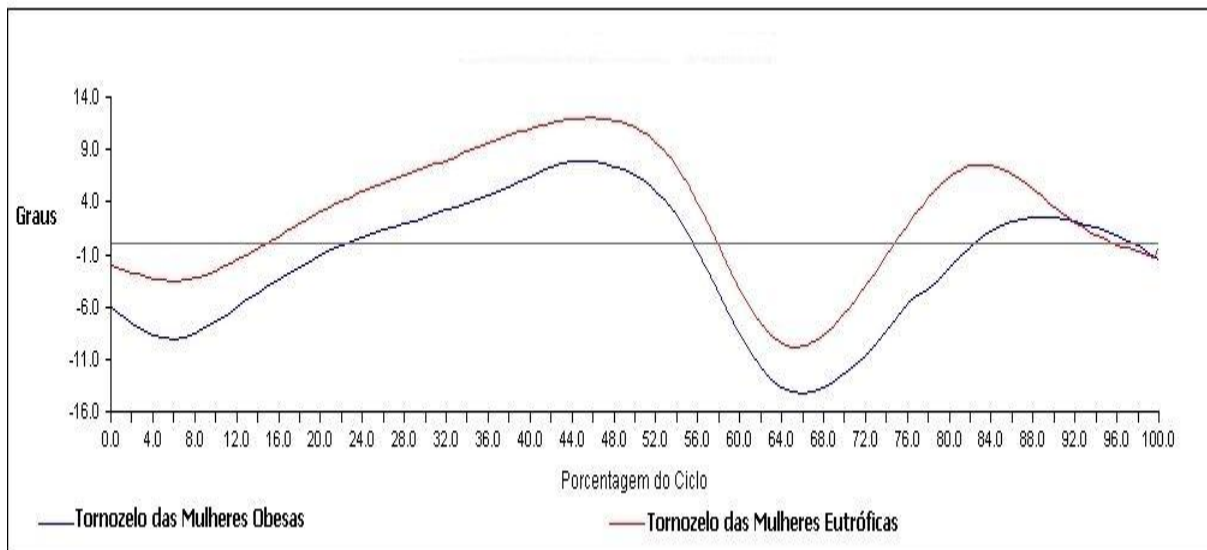


Figura 14- Representação gráfica da Média Angular dos movimentos de flexão dorsal e flexão plantar de tornozelos em Mulheres Eutróficas e Mulheres Obesas.

A tabela 10 descreve os valores de amplitude mínima, máxima, média e desvio-padrão do movimento do tornozelo na porcentagem de 12% do ciclo de marcha.

TABELA 10- Amplitude de movimento angular mínima, máxima, média e desvio-padrão da articulação do tornozelo para Porcentagem do Ciclo de Marcha 12% nos Grupos I e II.

	Mínimo		Máximo		Média		D.P.	
	D	E	D	E	D	E	D	E
Grupo I	-10,71	-12,03	5,52	2,02	-3,37	-4,43	3,99	4,16
Grupo II	-20,17	-20,52	-2,92	-1,85	-9,28	-11,21	4,50	6,03
p*					0,001	0,001		

* test t-student para amostras independentes ($p < 0,05$).

Os valores negativos do gráfico correspondem ao movimento de flexão sendo notável o aumento deste movimento na fase de resposta de carga. Segundo Perry (2005), este já é um momento de grande exigência muscular dos músculos pré-tibiais para conter ou desacelerar o ritmo dos flexores plantares no momento em que a descarga de peso é transferida rapidamente para o calcanhar. O movimento aumentado de flexão plantar nas mulheres obesas é um indicativo de que os músculos pré-tibiais (tibial anterior, extensor longo dos dedos e do hálux) vão estar sobrecarregados tentando desacelerar esta flexão plantar exagerada.

Outro componente verificado no estudo de Colné *et al.*, (2008) indica a dificuldade do indivíduo obeso em iniciar o movimento de marcha pela necessidade de desenvolver o torque muito maior do tornozelo para manter o equilíbrio. Neste estudo o autor infere que a redução do deslocamento do “PC” (Centro de Pressão de Massa) podia ser relacionada a uma limitação da força muscular disponível nestes indivíduos em função do seu peso ou a uma estratégia voluntária para impedir a queda do pé nesta fase da marcha.

A tabela 11 descreve os valores de amplitude mínima, máxima, média e desvio-padrão do movimento do tornozelo na porcentagem de 48% do ciclo de marcha. Neste momento o membro encontra-se na fase de apoio médio executando o primeiro arco de dorsiflexão do tornozelo compondo o chamado movimento de rolamento do tornozelo enquanto o sóleo atua para manter a estabilidade do apoio do membro. A atividade do sóleo é considerada a força de desaceleração dominante nesta fase (PERRY, 2005).

TABELA 11- Amplitude de movimento angular mínima, máxima, média e desvio-padrão da articulação do tornozelo para Porcentagem do Ciclo de Marcha 48% nos Grupos I e II.

	Mínimo		Máximo		Média		D.P.	
	D	E	D	E	D	E	D	E
Grupo I	-7,98	-9,98	7,23	2,59	-1,08	-3,62	4,19	3,30
Grupo II	-7,04	-7,91	8,94	11,62	1,85	1,10	4,37	5,52
p*					0,022	0,001		

* test t-student para amostras independentes ($p < 0,05$).

O valor da média angular do tornozelo das mulheres normais indica que o tornozelo ainda está em flexão plantar controlando para entrar em dorsiflexão (valores negativos). No entanto para a mesma porcentagem do ciclo as mulheres obesas já encontram-se em dorsiflexão inferindo que o sóleo pode estar sobrecarregado na tentativa de desacelerar a dorsiflexão aumentada. Este achado irá refletir na porcentagem de ciclo de marcha seguinte pois aqui o membro das obesas deveria realizar uma flexão plantar assim como a executada pelas mulheres normais.

A tabela 12 descreve os valores de amplitude mínima, máxima, média e desvio-padrão do movimento do tornozelo na porcentagem de 62% do ciclo de marcha. Esta porcentagem do ciclo corresponde ao balanço inicial do membro momento em que o tornozelo inicia o segundo arco de dorsiflexão e tem o objetivo de liberar o pé para o avanço do membro à frente. O tornozelo está vindo de uma flexão plantar e necessita inverter o movimento para uma dorsiflexão e posterior liberação dos dedos. Eleva-se então a solicitação dos músculos Pré-tibiais direcionando o tornozelo para posição neutra em seguida dorsi-flexão (PERRY, 2005).

TABELA 12- Amplitude de movimento angular mínima, máxima, média e desvio-padrão da articulação do tornozelo para Porcentagem do Ciclo de Marcha 62% nos Grupos I e II.

	Mínimo		Máximo		Média		D.P.	
	D	E	D	E	D	E	D	E
Grupo I	-4,01	-8,62	9,77	4,67	1,62	-0,25	4,02	3,41
Grupo II	-2,23	-4,32	12,98	17,78	5,92	4,92	4,52	5,25
p*					0,001	0,001		

* test t-student para amostras independentes ($p < 0,05$).

Na tabela 12, nota-se que o valor máximo angular do obeso indicou uma dorsiflexão muito maior do que no indivíduo normal. Pode-se justificar este achado de duas maneiras. A primeira advém do fato de que na porcentagem do ciclo de marcha anterior (48%) o tornozelo das mulheres obesas já se encontrava em uma dorsiflexão maior que as mulheres eutróficas o que propiciou com que no balanço inicial elas conseguissem gerar um aumento neste sentido de amplitude de movimento.

Outra justificativa está no achado do estudo de Hue *et al.*, (2007) que pontua que a uma pessoa obesa quando é submetida a uma oscilação para diante pequena e normal, a distribuição anormal da gordura do corpo na área abdominal (centro da articulação do tornozelo relativa da posição da massa) rende ao tornozelo um torque aumentado necessário para executar estabilizar o movimento. Isto sugere ainda que, estes indivíduos obesos, quando submetidos à esforços diários e perturbação postural, em particular aqueles com uma distribuição anormal da gordura de corpo na área abdominal, podem apresentar um risco mais elevado de queda do que indivíduos de massa corporal normal porque os obesos têm que gerar o torque do tornozelo de forma mais rápida e com uma taxa muito mais elevada de desenvolvimento de amplitude de Movimento.

Completando o ciclo de marcha, a tabela 13 descreve os valores de amplitude mínima, máxima, média e desvio-padrão do movimento do tornozelo na porcentagem de 100% do

ciclo de marcha. O movimento principal que ocorre nesta fase é a sustentação do tornozelo em neutro com a função de preparar o membro para o novo contato inicial. Na porcentagem do ciclo de marcha anterior (62%), o tornozelo apresentou-se em dorsi-flexão com aumento da ação dos músculos pré-tibiais garantindo uma posição neutra da articulação para um ótimo contato inicial. É aceitável uma queda de aproximadamente 5° de flexão plantar sugerindo discreta imprecisão dos dados (PERRY, 2005; VAUGHAN *et al.*, 1999).

Importante enfatizar que o estímulo provável para maior solicitação muscular, principalmente do músculo tibial anterior, é a inércia do pé enquanto a tibia está avançando. Esta intensa atividade muscular prepara os músculos pré-tibiais, dentre eles o tibial anterior, para a exigência que sofrerão na resposta à carga (PERRY, 2005; WINTER, 1991). Ressalta-se ainda que o momento inercial de qualquer segmento corporal sofre influência direta da massa corporal do segmento, pois a massa é diretamente proporcional ao momento de inércia dos segmentos conforme descrito por Winter, (1991).

TABELA 13- Amplitude de movimento angular mínima, máxima, média e desvio-padrão da articulação do tornozelo para Porcentagem do Ciclo de Marcha 100% nos Grupos I e II.

	Mínimo		Máximo		Média		D.P.	
	D	E	D	E	D	E	D	E
Grupo I	1,42	-4,69	15,14	10,34	7,53	4,85	3,98	3,52
Grupo II	-22,97	-25,91	-4,73	-2,94	-14,15	-15,43	5,08	6,31
p*					0,001	0,001		

* test t-student para amostras independentes (p <0,05).

Os achados da Tabela 13 além de apresentarem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos I e II (p<001) indicaram que o tornozelo das mulheres obesas realizou uma flexão plantar muito maior do que a esperada para a porcentagem do ciclo (aceitável uma flexão plantar de 3° a 5°, portanto -3 a -5). Isto pode ser justificado pelo momento inercial do pé que era de alcançar posição neutra com os músculos pré-tibiais

desacelerando. Como a massa destas mulheres é aumentada em relação ao outro grupo pode ter gerado influência sobre este movimento articular (PERRY, 2005; VAUGHAN *et al.*, 1999; WINTER, 1991). O que indica a necessidade de estudos que façam maior inferência aos componentes cinéticos da marcha de indivíduos obesos.

Outra observação importante quanto ao balanço terminal é que com o aumento da massa corporal, os picos médios angulares diminuíram e a distância entre as regiões estáveis aumentaram significativamente. Estas observações sugerem que com aumento da massa corporal o sistema de controle do balanço torna-se menos sensível para regular oscilações do balanço do membro e do corpo. Todavia, os dados indicam a um fator importante da limitação para indivíduos obesos porque uma velocidade mais rápida do centro de pressão do pé (e a estabilidade diminuída) foram repetidamente associados com um risco aumentado de queda. (HUE *et al.*, 2007).

Finalizando a análise angular da articulação do tornozelo com a sobreposição das imagens na Figura 15.

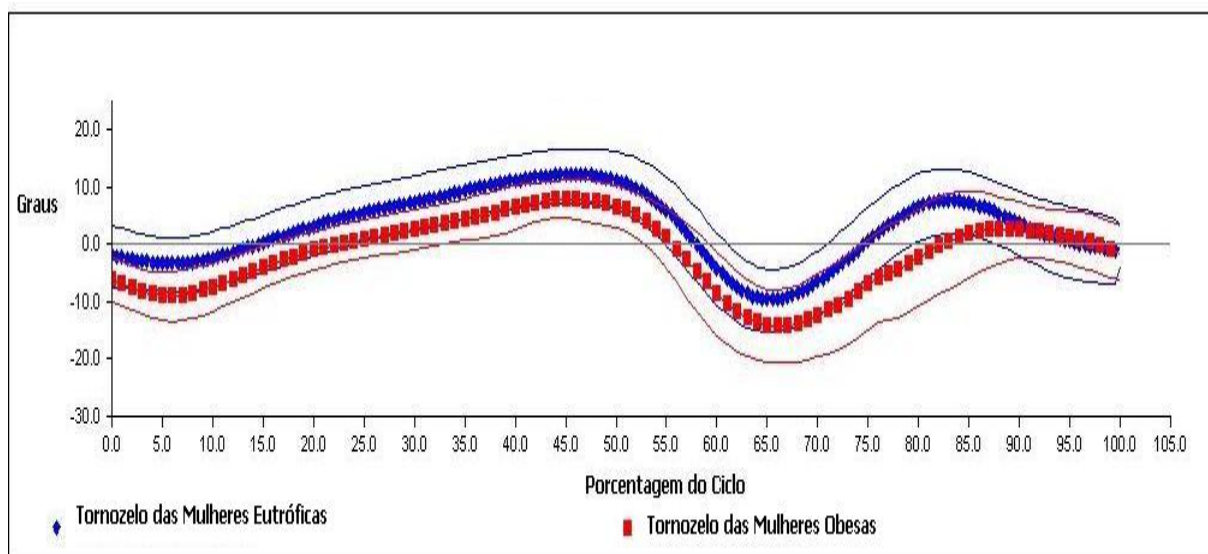


Figura 15- Sobreposição da curvas Médias das medidas angulares no plano sagital dos tornozelos das Mulheres Eutróficas e obesas.

Nota-se na Figura 15 o atraso do movimento angular das mulheres obesas em praticamente todo o ciclo de marcha, devido a redução da velocidade. Confirmando também a variação apresentada no final do ciclo de marcha como discutido na fase de balanço terminal.

5. CONCLUSÃO

Com o objetivo de estabelecer a análise tridimensional da marcha de mulheres obesas comparadas à análise de marcha de mulheres eutróficas, este estudo demonstrou um decréscimo nos parâmetros cinemáticos lineares (velocidade, cadência, comprimento do passo e da passada direito e esquerdo) e cinemáticos angulares da marcha no grupo de obesas. Ficou evidenciado que as mulheres obesas apresentam atraso principalmente no início da segunda onda de flexão do joelho induzindo estas mulheres a exacerbarem este movimento no final da amplitude de movimento como compensação. Indicou ainda que em todas as fases do ciclo da marcha a articulação do tornozelo encontra-se com atraso demonstrando uma redução da amplitude de movimento e sobrecarga dos músculos pré-tibiais e sóleo simultaneamente. Conclui-se, portanto que para este grupo, a análise tridimensional apresentou-se como um método sensível para detectar transtornos lineares e articulares na marcha em mulheres com aumento do índice de massa corporal.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Apesar de vários estudos destacarem o aumento da incidência da obesidade e dos transtornos decorrentes desta, poucos se destinam a esclarecer com precisão as conseqüências no padrão de marcha em função da sobrecarga constante das articulações do membro inferior. Este estudo demonstrou, apesar do pequeno número amostral, indícios de transtornos de marcha relacionados ao sobrepeso e obesidade, apontando a necessidade de novos estudos que analisem também as características da cinética deste grupo de indivíduos fornecendo desta forma subsídios para a implementação de propostas preventivas e até mesmo de reabilitação destes transtornos.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADES L., KERBAUY R. R. Obesity: Reality and Questions. **Psicologia**.USP, v.13, n.1, p. 197-216, 2002.

ALVES, M.G.S. **Análise da marcha em crianças obesas: estudo da influência da velocidade**. Dissertação, Mestrado em Ciências da Saúde, UNB Brasília, DF, 1999.

AL-OBAIDS, WALL J. C., 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. **Jornal of rehabilitation research and development**, v. 40 n. 4, p.361-366, 2003.

ANDRADE L. M. **Análise de marcha: protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas**. Dissertação de Mestrado, Universidade Estadual de Campinas- Faculdade de Educação Física, 2002.

ARAÚJO A. G. N., ANDRADE L. M., BARROS R. M. L. Sistema para análise da marcha humana baseado em videogrametria. **Fisioterapia & Pesquisa**, v.2 , p. 36-39,2005.

BLANC Y., BALMER C., LANDIS T., VINGERHOETS F. Temporal parameters and patterns of the foot roll over during walking: normative data for healthy adults. **Gait and Posture**. v.10, p 97-108, 1999.

BROWNING R. C., KRAM R. Energetic Cost and Preferred Speed of Walking in Obese vs. Normal Weight Women. **Obesity Research**, v. 13, n. 5, p.891-899, 2005.

BROWNING R. C., BAKER E. A., HERRON J. A., KRAM R. Effects of obesity and sex on the energetic cost and preferred speed of walking. **Journal Applied Physiology**, v. 100, 390-398, 2006.

CABRERA M., JACOB F. W. Obesidade em idosos: prevalência, distribuição e associação com hábitos e co-morbidades. **Arquivos Brasileiros de Endocrinologia Metabologia**. v. 45, n. 5, p. 494-501,2001.

CALVETE, S.A. A relação entre alteração postural e lesões esportivas em crianças e adolescentes obesos. **Motriz**, Rio Claro, v.10, n.2, p.67-72, 2004.

CASTANHEIRA M., OLINTO M. T. A., GIGANTE D. P. Associação de variáveis sócio-demográficas e comportamentais com a gordura abdominal em adultos: estudo de base populacional no Sul do Brasil. **Cadernos de Saúde Pública**, Rio de Janeiro, v.19(Sup. 1) p. S55-S65, 2003.

CAPOZZO A. Three dimensional analysis of human walking: Experimental methods and associated artifacts. **Human Movement Science**, v 10, 589-602, 1991.

CHIARA V., SICHIERI R., MARTINS P. Sensibilidade e especificidade de classificação de sobrepeso em adolescentes, Rio de Janeiro. **Revista de Saúde Pública**, v. 37, n 2, p1090-1095, 2003.

CHUNG T. M. Avaliação cinética e cinemática da marcha de adultos do sexo masculino. **Acta Fisiátrica**, v. 7, n 2, p61-67, 2000.

COIMBRA F., SAMARA A. M., COIMBRA I. B. Estudo da associação entre o Índice de Massa Corpórea (IMC) e Osteoartrite (OA) de mãos. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 44, n.2, p. 206-211, 2004.

COLNÉ P., FRELUT D. E., PÉRES G., THOUMIE, P. Postural control in obese adolescents assessed by limits of stability and gait initiation. **Gait and Posture**, v.28,p 29-34 2008.

CUTILIP R. G., MANCINELLI C., HUBER F., DIPASQUALE J. Evaluation of an instrumented walkway for measurement of the kinematic parameters of gait. **Gait and Posture**. v. 12, p 134-138, 2000.

DAVID A. C. **Aspectos biomecânicos do andar em crianças: cinemática e cinética**. Tese de Doutorado, pós-graduação em Ciência do Movimento Humano, UFSM, Universidade Federal de Santa Maria, 2000.

DAVIS R. B. Reflections on Clinical Gait Analysis. **Journal Electromyography Kinesiology**. v. 7 , n4, p 134-139,1997.

DOMINGOS-BENÍCIO N. C., GASTALDI A. C., PERECIN J. C., AVENA, K. M. GUIMARÃES R. C., SOLOGUREN M. J. J., LOPES-FILHO J. D. Medidas espirométricas em pessoas eutróficas e obesas nas posições ortostática, sentada e deitada. **Revista da Associação Médica Brasileira**. v 50, n 2, p: 142-7, 2004.

DUQUIA R. P, DUMITH S. C., REICHERT F. F., MADRUGA S. W., DURO L. N., MENEZES A.M. B., ARAÚJO, C. L. Epidemiologia das pregas cutâneas tricipital e subescapular elevadas em adolescentes. **Cadernos de Saúde Pública**, v. 24, n1,p 35-39, 2008.

FAIRBURN P. S., Panagamuwa B., Falkonakis A., Osborne S., Palmer R, Johnson B, Southwood T.R. The use of multidisciplinary assesment and scientific measurement in advance juvenile idiopathic arthritis can categorise gait deviations to guide treatment. **Archive disease childhood**. v. 87 ,n2, p 160-165, 2002.

FARIA E. S. F., MARTINS G. M., VIANA F. P. **Prevalência de sobrepeso e obesidade em profissionais da área da saúde em um cais de Goiânia**. Universidade Católica de Goiás, 2006 (Graduação). Curso de Fisioterapia.

FARIA T. C. C., MASIERO D., SPÓSITO M. M. M., SAAD M. A avaliação do uso da toxina botulínica A e da cinesioterapia na melhora da marcha do portador de paralisia cerebral do tipo hemiparético. **Acta Fisiátrica**, v 8, n3, p 39-43,2001.

FERNANDES A. M. S., LEME L. C. P., YAMADA E. M., SOLLERO C. A. Avaliação do índice de massa corpórea em mulheres atendidas no ambulatório geral de ginecologia. **Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia**. v. 27, n.2,p.69-74, 2005.

FERRARI A., BENEDETTI M. G., PAVAN E., FRIGO C, BETINELLI D., RABUFFETTI M., CRENNNA P., LEARDINI A. Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. **Gait and Posture**, v. 28, p- 35-40, 2008.

FILHO M. B., RISSIN, A. A transição nutricional no Brasil: tendências regionais e temporais. **Cadernos de saúde Pública**, v.19(supl 1), p 35-39,2003

FILIPPIN, N. T.; SACCO, I. C. N.; COSTA, P. H. L. Distribuição da pressão plantar: definição, caracterização e aplicações no estudo do movimento humano. **Fisioterapia Brasil**, v. 9, n2, p 221-229,2008.

FRANCISCHI R. P. P., PEREIRA L. O., FREITAS C. S., KLOPER M., SANTOS R. C., VIEIRA P., LANCHÁ JUNIOR A. H. Obesidade: atualização sobre sua etiologia, morbidade e tratamento. **Revista de Nutrição**. v.13 n.1. p. 17-28, 2000.

FRANSEN M., EDMONDS, J. Gait variables: appropriate objective outcome measures in rheumatoid arthritis. **Journal of Rheumatology**. v. 38, p663-667, 1999.

GALLAGHER M. J., FRANKLIN B. A., EHRMAN J. K., KETEVAN S. J., BRAWNER C. A., DELONG A. T., MCCULLOUGH P. A. Comparative Impact of Morbid Obesity vs Heart Failure on Cardiorespiratory Fitness. **Chest** , v. 127 n. 6, p 493-494, 2006

GALLAGHER D., VISSER M., SEPÚLVEDA D., PIERSON R. N., HARRIS T., HEYMSFIELD S. B. How Useful Is Body Mass Index for Comparison of Body Fatness across Age, Sex, and Ethnic Groups? **American Journal of Epidemiology**.v.143, p1089-1180, 1996.

GAGE J. R., DAVIS III R. B., ÖUNPUU S., TYBURSK D. A gait analysis data collection and reduction technique. **Human Movement Science**.v. 10, p 575-587, 1991.

GAMBLE J. G., ROSE J. **Marcha Humana**. 2ed. São Paulo: Premier, 1998.

GERVÁSIO F. M. **Análise da marcha em pacientes com Artrite Reumatóide**. Dissertação de Mestrado. Mestrado em Ciências da Saúde UNB/UFMG/UFMS, 2005.

GREGG E. W., GURALNIK J. M. Is disability obesity's price of longevity? **JAMA**, v. 298 n. 17, 2066-2067,2007.

- GREVE J., ALONSO A., BORDINI A. C. P., CAMANHO G. L. Correlation between body mass index and postural balance. **Clinics**. v62,n6, 717-720, 2007.
- HAGEMAN P. A., BLANKE D. J. Comparison of gait of young women and elderly women. **Physical Therapy**. v. 66 ,n9, p 222-280, 1986.
- HILLS A. P., HENNIG E. M., MCDONALD M., BAR-OR O. Plantar pressure differences between obese and nonobese adults: a biomechanical analysis. **International Journal of Obesity**.v. 25, p.1674–1679, 2001.
- HILLS A. P., HENING E. M., BYRNE N. M., STEELE J. R. The biomechanics of adiposity-structural and functional limitations of obesity and implications for movement. **Obesity Review**. v. 3, n.1, p 35-43,2002.
- HOOPER M. M. Tending to the musculoskeletal problems of obesity. **Cleveland Clinic Journal of Medicine**. v. 73, n9n, p839-845, 2006.
- HUE O., SIMONEAU M., MARCOTTE J., BERRIGAN F. Body weight is a strong predictor of postural stability. **Gait and Posture**. v. 26 , p32–38, 2007.
- HULENS M., VANSANT G., LYSSENS R. CLAESSENS A. L., MULS E., BRUMAGNE S. Study of differences in peripheral muscle strength oflean versus obese women: an allometric approach. **International Journal of Obesity**. v. 25 p. 676-681, 2001.
- INMAN V.T., RALSTOM H. J., TODD, F. A locomoção humana- Cap. 1, In: **Marcha Humana**, 2ª edição, São Paulo: Premier, p. 1-22, 1998.
- KAC, G. Fatores determinantes da retenção de peso no pós-parto: uma revisão da literatura. **Cadernos de Saúde Pública**. v. 17 n. 3. p.45, 2001.
- KADABA M., RAMAKRISNAN H. K. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. **Journal of Orthopaedic Research**. 1990, v. 8.

KHOLE, P., SEGAL N., YACK H. J. Relationship between the anthropometric variables and frontal knee moments in healthy obese adults. Oral Presentations / **Gait and Posture**, p 380, 2006.

KOTTKE T. E., LAMBERT A. WU., HOFFMAN R. S. Economic and Psychological Implications of the Obesity Epidemic. **Mayo Clinic Proceedings**. v 78 p.92-94, 2003.

LARSSON E., MATTSSON E. Perceived disability and observed functional limitations in obese women. **International Journal of Obesity**. v. 25, p 1705-1712, 2001.

LEWIS A., STEWART C., POSTANS N., TREVELYAN, J. Development of an instrumented pole test for use as a gait laboratory quality check. **Gait and Posture**, v 26, p 317-322,2007.

LORD S. R., LLOYD D. G., LI S. K. Sensori-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women. **Age and ageing**. v. 25, p 292-299, 1996.

MACHADO G. P. M., BARRETO S. M., PASSOS V. M. A., LIMA-COSTA M. F. F. Projeto Bambuí: prevalência de sintomas articulares crônicos em idosos. **Revista da Associação Médica Brasileira**. v. 50, n. 4, p. 367-372, 2004.

MAGALHÃES E. P., FILHO D. J., BATISTELA L. R. Pés reumatóides: avaliação pela podobarometria dinâmica computadorizada e restauração funcional com órteses plantares. **Acta Fisiátrica**, v.10, n2, p78-82, 2003.

MAGEE D. J. Avaliação da marcha. In: **Avaliação Músculo-esquelética**. 3 ed. São Paulo: Manole, 2003.

MANCINI M.C. Obstáculos diagnósticos e desafios terapêuticos no paciente obeso. **Arquivos Brasileiros de Endocrinologia e Metabologia**. v. 45, n. 6, p. 584-608, 2001.

MARQUES A. P. O., ARRUDA I. K. G., ESPIRITO SANTO A.G.G., RAPOSO M. C., GUERRA M. D., SALES T. F. Prevalence of Obesity and associated factors in elderly

women. **Arquivos Brasileiros de Endocrinologia e Metabologia**. v.49, n. 3, p. 441-448, 2005.

MATTSSON E., LARSSON U. E., ROSSNER S. et alli. Is walking for exercise too exhausting for obese women? **International Journal of Obesity** , v. 21, p 380-386,1997.

MESSIER S., GUTEKUNST D. J., DAVIS C., DEVITA P. Weight Loss Reduces Knee-Joint Loads in Overweight and Obese Older Adults With Knee Osteoarthritis. **Arthritis & Rheumatism**. v52, n.7, p 2026-2032, 2005.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2006. **Cadernos de Atenção Básica** - n.º 12- obesidade Brasília – DF.

MURRAY M. P., DROUGHT A. B., KORY R. C. Walkin patterns of normal men. **The journal of bone and joint surgery**, v 46-a, n 2, p335-360, 1964.

OKORO C. A., ZHONG Y., FORD E. S., BALLUZ L. S., STRINE T. W., MOKDAD A. H. Association between the metabolic syndrome and its components and gait speed among U.S. adults aged 50 years and older: across-sectional analysis. **BMC Public Health**. v.6, p 36-43,2006.

PEAK MOTUS. **Peak Performance Technologies. Motion Measurement System**. Users Manual. Englewood, 1998.

PEIXOTO M. R., BENÍCIO M. H. D., JARDIM P. C. B. V. Validade do peso e da altura auto-referidos: o estudo de Goiânia. **Revista de Saúde Pública**. v.40, n 6,p 1065-1072, 2006.

PEREIRA L. O., FRANCISCHI R. P. P., LANCHETA JR Antônio. Obesity: dietary intake, sedentarism and insulin resistance. **Arquivos Brasileiros de Endocrinologia e Metabologia**. v.47 n. 2, p. 111-127, 2003.

PEREIRA M. G. **Epidemiologia- Teoria e prática**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.

PERRY J. **Análise da Marcha**. Volume 1: Marcha Normal. São Paulo: Manole, 2005.

PERRY J. **Gait analysis normal and pathological function**. Thorofare: Slack Incorporated, 1992.

POWELL A., TEICHTAHL A. J., WLUKA A. E., CICUTTINI F. M. Obesity: a preventable risk factor for large joint osteoarthritis which may act through biomechanical factors. **British Journal of Sports Medicine**. v. 39 – 48-53, 2005.

RADOMINSK S. C.. Obesidade e doenças músculo-esqueléticas. **Revista Brasileira de Reumatologia**. v. 38, n.5, p 275-278,1998.

RIBAS D. I. R., ISRAEL V. L., MANFRA E. F., ARAÚJO C. C. Estudo comparativo dos parâmetros angulares da marcha humana em ambiente aquático e terrestre em indivíduos hígidos adultos jovens. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**.v.13, n.6, 2007.

RICARDO D. R., ARAÚJO C. G. S. Índice de massa corporal: Um questionamento científico baseado em evidências. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**.v. 79 n.1,p 371-375, 2002.

RILEY P. O., PAOLINI G., CROCE U. D., PAYLO K. W., KERRIGAN C. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. **Gait and Posture**. v. 26, p 17-24, 2007.

ROPKA M. E. Symptom Status and Functional Status Outcomes: Humanistic Outcomes in Obesity Disease Management. **Obesity Research**. v..10 Suppl. 1, p 834-840, 2002.

SAAD M., BATTISTELLA L. R., MASIERO D. Técnicas de análise de marcha. **Acta Fisiátrica**.v. 3, n2, p 23-26, 1996.

SANTANA L. A.. **Medidas de estabilidade postural: estudo das diferenças entre crianças obesas e não-obesas**. Dissertação , Mestrado em Ciências da Saúde, UNB Brasília, DF, 1999.

SANTOS D. M., SICHIERI R. Índice de massa corporal e indicadores antropométricos de adiposidade em idosos. **Revista de Saúde Pública**. v.39 ,n 2, p 163-168,2005.

SOUZA S. A. F., FAINTUCH J. Gait Cinematic Analysis in Morbidly Obese Patients. **Obesity Surgery**. v15,p 1238-1242, 2005.

SUTHERLAND D. H., OLSHEN R. A., COOPER L.,WOO S.L. J. The development of mature gait. **Journal Bone an joint surgery**, v 62, p 221-225,1980.

SILVA G. A. P., BALABAN G., MOTTA M. E. F. A. Prevalência de sobrepeso e obesidade em crianças de adolescentes de diferentes condições econômicas. **Revista Brasileira de Saúde Materno Infantil**. v. 5, p 129-139,2005.

VASCONCELOS L. P. C., SODRÉ H. Tratamento de Talalgia Plantar Postural. **Revista Brasileira de Ortopedia**. v. 28 n.7, p 230-234,1993

VASCONCELOS K.S.S., DIAS J. M. D., DIAS R.C. Relação entre intensidade de dor e capacidade funcional em indivíduos obesos com osteoartrite de joelho. **Revista Brasileira de Fisioterapia**.v.10, n 2 ,p. 213-218, 2006.

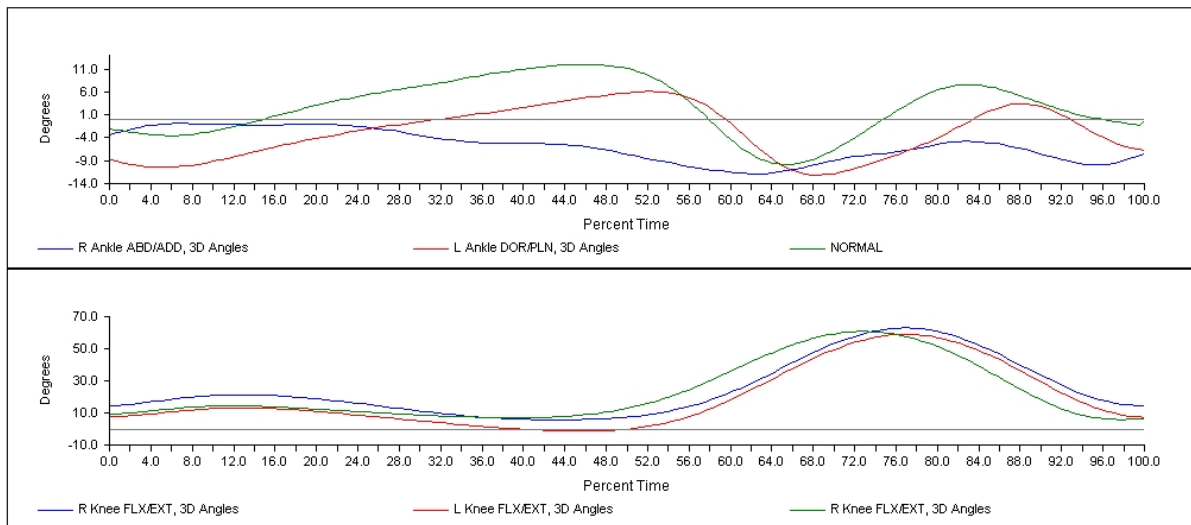
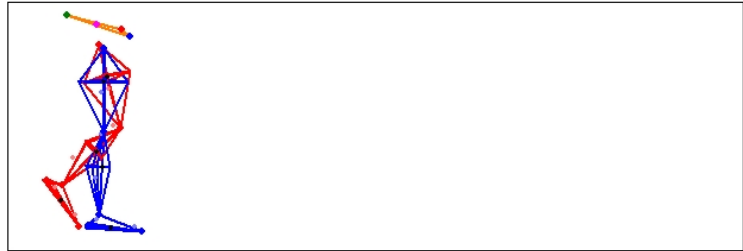
VAUGHAN C. L., DAVIS B. L., O’CONNOR J. C. **Dynamics of Human Gait**. 2nd Edition. South Africa: Kiboho Publisher, 1999.

VELÁSQUEZ-MELÉNDEZ G., PIMENTA A.M., KAC G. Epidemiologia do sobrepeso e da obesidade e seus fatores determinantes em Belo Horizonte (MG) Brasil: estudo transversal de base populacional . **Revista Panamericana de Saúde Publica** .v. 16 n. 5. p. 308-314, 2004.

WINTER A. D. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. Second edition. Waterloo, 1991.

APÊNDICE 1- MODELO PARA IMPRESSÃO DO EXAME DE MARCHA

	Mean
Right stride length	1.110
Right step length	0.552
Cadence (Whittle)	102.370
Left stride length	1.102
Left step length	0.551
Average gait velocity	0.944



**ANEXO 1- DECLARAÇÃO DE CIÊNCIA INSTITUCIONAL
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE GOIÁS**

Projeto de Pesquisa: ANÁLISE DA MARCHA EM MULHERES OBESAS E SUA
RELAÇÃO COM ÍNDICE DE MASSA CORPORAL

Pesquisador responsável: Tânia Cristina Dias da Silva

Eu, de livre e espontânea vontade autorizo a participação na pesquisa “ANÁLISE DA
MARCHA EM MULHERES OBESAS E SUA RELAÇÃO COM ÍNDICE DE MASSA
CORPORAL” das pessoas ou dos (das) alunos (as)
_____ sob minha responsabilidade.

Informo que, quando julgar necessário e sem qualquer prejuízo, poderei cancelar o
presente termo de consentimento livre e esclarecido.

Autorizo as pessoas citados acima a realizarem os seguintes procedimentos de
avaliação para mensurar a correlação entre o IMC e a análise da marcha.

- Avaliação do peso e altura para cálculo do IMC;
- Análise da marcha no laboratório de marcha na Universidade Estadual de Goiás-
ESEFFEGO.

Fui informado de que estes procedimentos de avaliação não acarretarão nenhum
prejuízo ou dano para as pessoas ou alunos (as), e que contribuirão muito no sentido de
correlacionar as características da marcha com o incremento do Índice de Massa Corporal.

Estou ciente de não haverá risco ao indivíduo, pois os procedimentos não causam dor e
não são de cunho invasivo.

Certifico de que tive a oportunidade de ler e entender o conteúdo das palavras contidas
no termo, sobre o qual me foram dadas explicações.

Goiânia-GO, _____ de _____ de _____

Responsável pela Instituição

Pesquisador responsável: Tânia Cristina Dias da Silva

Fones: (62) 35791290/99756810

ANEXO 2- CARTA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



Universidade de Brasília
Faculdade de Ciências da Saúde
Comitê de Ética em Pesquisa – CEP/FS

PROCESSO DE ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

Registro do Projeto no CEP: 178/2008

Título do Projeto: ANÁLISE DA MARCHA EM MULHERES OBESAS E SUA
CORRELAÇÃO COM ÍNDICE DE MASSA CORPORAL

Pesquisadora Responsável: Tânia Cristina Dias da Silva

Data de Entrada: 03/11/2008

Com base na Resolução 196/96, do CNS/MS, que regulamenta a ética em pesquisa com seres humanos, o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, após análise dos aspectos éticos e do contexto técnico-científico, resolveu **APROVAR** o projeto 178/08 com o título: “Análise da marcha em mulheres obesas e sua correlação com índice de massa corporal”, analisado na 11ª Reunião Ordinária, realizada no dia 09 de Dezembro de 2009.

A pesquisadora responsável fica, desde já, notificada da obrigatoriedade da apresentação de um relatório semestral e relatório final sucinto e objetivo sobre o desenvolvimento do Projeto, no prazo de 1 (um) ano a contar da presente data (item VII.13 da Resolução 196/96).

Brasília, 14 de Abril de 2009.

Prof. Volnei Garrafa
Coordenador do CEP-FS/UnB

ANEXO 3- TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – T.C.L.E.

Você está sendo convidado a participar como voluntário na pesquisa intitulada: “ANÁLISE DA MARCHA EM MULHERES OBESAS E SUA RELAÇÃO COM ÍNDICE DE MASSA CORPORAL”. Caso concorde, deverá assinar este formulário em duas vias, uma delas será sua.

A referida pesquisa tem por objetivo correlacionar a marcha com o Índice de Massa Corporal em mulheres obesas e normais com idade compreendida entre 20 a 57 anos de Goiânia. Dentre os benefícios resultantes do projeto podemos destacar a utilização dos dados para a elaboração de programas de prevenção da disfunção supracitada (no caso a marcha) bem como de programas de intervenção precoce em mulheres obesas com transtornos similares. Haverá sigilo de todos os dados coletados e estes ficarão sob a guarda da pesquisadora responsável. Todas as informações serão confidenciais, o seu nome será mantido em sigilo, sendo que os dados obtidos terão finalidade acadêmica e publicação científica.

Consideramos que esta avaliação não oferece risco direto ou desconforto para os sujeitos envolvidos. Não existe, portanto, qualquer tipo de lesão física ou moral, relacionada aos procedimentos da avaliação e a participação pode ser interrompida a qualquer momento que for conveniente à você.

A avaliação da pesquisa consiste inicialmente na coleta de seus dados pessoais, depois a avaliação do Índice de Massa Corporal (IMC) por meio da medição do seu peso e sua altura, em seguida você será submetido à análise da marcha onde você caminhará normalmente no laboratório de marcha da ESEFFEGO-UEG, sendo submetido à filmagens no decorrer desta caminhada que serão utilizadas para análise. A duração total da participação no estudo perfaz o tempo aproximado de 1 hora.

Você tem a liberdade de retirar seu termo de consentimento e não fazer parte da pesquisa, bem como sair dela a qualquer momento, sem penalização. Em caso de dúvidas procurar a pesquisadora Tânia Cristina Dias da Silva, pelo telefone (62) 99756810 ou ainda, entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília pelo telefone (61) 3307 3799.

Antes, durante e após a avaliação você tem a garantia de fazer qualquer pergunta e o direito de obter respostas relacionadas à mesma. Não haverá qualquer forma de ressarcimento ou ônus pela participação da pesquisa ou caso você se sinta prejudicado.

Eu _____, portador do RG nº _____, expedido pelo _____, CPF nº _____, residente e

domiciliado à _____, fui devidamente informado sobre os procedimentos da referida pesquisa, tais como objetivos, método e casuística e que os dados serão para fins acadêmicos e de publicação. Concordo em participar como sujeito da pesquisa.

Goiânia, ____ de _____ de 2008

Assinatura sujeito da pesquisa

Assinatura do pesquisador Responsável

ANEXO 4- FICHA ANTROPOMÉTRICA



LABORATÓRIO DE MOVIMENTO DA ESEFFEGO-UEG
EXAME ANTROPOMÉTRICO (*ANTROPOMETRIC MEASUREMENT*)

DATA: ____/____/____

CÓDIGO LM:

NOME:

ENDEREÇO:

SEXO (*Gender*) F () M ()

Telefone:

DATA DE NASCIMENTO:

IDADE (Age):

ALTURA (HEIGHT)		
PESO (TOTAL BODY MASS)		
LARGURA EIAS (ASIS BREADTH)		
	Direito (R)	Esquerdo (L)
COMPRIMENTO DA COXA (THIGHT LENGTH)		
CIRCUNFERÊNCIA DA COXA (MIDTHIGH CIRCUNFERENCE)		
COMPRIMENTO DA PERNA (CALF LENGTH)		
CIRCUNFERÊNCIA DA PERNA (CALF CIRCUNFERENCE)		
DIÂMETRO DO JOELHO (KNEE DIAMETER)		
COMPRIMENTO DO PÉ (FOOT LENGTH)		
ALTURA DO MALÉOLO (MALLEOLUS WIDTH)		
LARGURA DOS MALÉOLOS (MALLEOLUS WIDTH)		
LARGURA DO PÉ (FOOT BREADTH)		

Obs: _____
