

TÂNIA CRISTINA DIAS DA SILVA HAMU

**COMPARAÇÃO DA CINÉTICA DA MARCHA ENTRE MULHERES
OBESAS E MULHERES EUTRÓFICAS**

BRASÍLIA, 2013

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE**

TÂNIA CRISTINA DIAS DA SILVA HAMU

**COMPARAÇÃO DA CINÉTICA DA MARCHA ENTRE MULHERES
OBESAS E MULHERES EUTRÓFICAS**

Tese apresentada como requisito parcial para a obtenção do Título de Doutor em Ciências da Saúde pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Universidade de Brasília.

Orientador: Dr Jônatas de França Barros

**BRASÍLIA
2013**

SILVA-HAMU, Tânia Cristina Dias da

Comparação da cinética da marcha entre mulheres obesas e mulheres eutróficas. 83 p.

Tese (Doutorado) – Universidade de Brasília; Faculdade de Ciências da Saúde, Brasília, 2013.

Orientador: Dr. Jônatas de França Barros

1. Obesidade. 2. Marcha. 3. Cinética. 4. Força de Reação do Solo.

TÂNIA CRISTINA DIAS DA SILVA HAMU

**COMPARAÇÃO DA CINÉTICA DA MARCHA ENTRE MULHERES
OBESAS E MULHERES EUTRÓFICAS**

Tese apresentada como requisito parcial para a obtenção do Título de Doutor em Ciências da Saúde pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Universidade de Brasília.

Aprovado em 23 de agosto de 2013

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Jônatas de França Barros (presidente)
Universidade Federal do Rio Grande do Norte

Prof. Dr. Elioenai Dornelles Alves
Universidade de Brasília

Prof. Dr. Paulo Henrique Azevêdo
Universidade de Brasília

Prof. Dr. Ricardo Moreno Lima
Universidade de Brasília

Prof. Dr. Gustavo Christofolletti
Universidade Federal do Mato Grosso do Sul

Prof. Dr. José Roberto Pimenta de Godoy (suplente)
Universidade de Brasília

Dedico este trabalho à Deus, que sempre aponta-me o caminho certo a seguir. E ao meu inesquecível irmão, Marcos Aurélio Dias da Silva.

AGRADECIMENTOS

Agradeço inicialmente ao meu orientador professor Dr Jônatas de França Barros pela dedicação, paciência e gentileza durante todo o meu mestrado e doutorado. Agradeço por confiar no meu trabalho e pelo apoio e incentivo para a conclusão deste.

À minha querida amiga, confidente, colega de trabalho, parceira de pesquisas e publicações e companheira de sempre, Cibelle Kayenne Martins Roberto Formiga. Você despertou em mim o verdadeiro amor pela pesquisa e tem o dom de fazer parecer que tudo é bem menos difícil do que realmente é.

À toda equipe do Laboratório de Movimento Dr.Cláudio Almeida Borges. Ao amigo Darlan Ribeiro, pelo apoio nas coletas e por sempre estar disposto para discussões e para dividir o seu conhecimento. Ao Dr João Alyrio, pelo apoio e incentivo.

Um agradecimento especial, à amiga Flávia Gervásio, coordenadora do laboratório de movimento, por sua atenção e dedicação de sempre. Há exatos 5 anos, abriu as portas do laboratório para mim, e com toda simplicidade e paciência transmite tudo o que aprendeu na sua longa jornada de dedicação e construção do conhecimento sobre análise de marcha.

À Universidade Estadual de Goiás, Unidade ESEFFEGO, onde concluí minha formação como Fisioterapeuta e construo e consolido, a cada dia, minha carreira docente. Em especial, ao professor Wanderley de Paula Júnior, diretor da Unidade, por acreditar no meu potencial e pelas palavras de incentivo e apoio sempre que precisei. Aos colegas, docentes da ESEFFEGO, em especial às professoras Adriana Fantinati, Suely Inumaru, Lílian Pacheco, Renata Barreto e Martina Brom por sempre estarem por perto quando precisei. Vocês formaram uma torcida constante para que eu concluísse mais esta etapa. Muito obrigada!

À todos os servidores, colaboradores e pacientes da Clínica Escola de Fisioterapia da UEG/ESEFFEGO. Em especial, às servidoras Luara Christian e Rosana Borges por todo apoio nesta caminhada e pela parceria e amizade construídas a cada dia. Aos acadêmicos do curso de Fisioterapia da UEG, em especial, ao Guilherme Augusto e Raiane Reis. Agradeço a participação na coleta de dados e tenho muita satisfação de poder participar da formação profissional de vocês.

Aos meus queridos pais, Aprígio Dias da Silva e Catia Aparecida Silva, pelo apoio incondicional. Foi preciso muita perseverança para chegar até aqui, e foi a presença constante de vocês que me proporcionou todo o suporte de que precisei. Jamais esquecerei o que fizeram por mim. Serão sempre o meu grande amor!

Ao meu querido irmão e parceiro Douglas Dias da Silva. Você é um grande companheiro e estive ao meu lado sempre. Sua genialidade, juventude e alegria são comoventes. Muito obrigada pela sua presença constante, sinto muito orgulho de você.

Aos meus afilhadinhos Gabriel Avelar e Francisco Marcelino, por alegrarem os meus dias.

Ao meu amado esposo Elízeo Miguel Hamu Dias, por todo o amor que dedica a mim. Agradeço pelo apoio, pela atenção, pelas palavras de incentivo e conforto sempre que precisei. Obrigada por partilhar dos meus sonhos e fazer com que todos os dias se tornem mais leves. Você é parte fundamental desta conquista.

E por fim, agradeço a todas as mulheres participantes desta pesquisa. Nada faria sentido sem a presença de vocês.

“Que ninguém se engane, só se consegue a simplicidade através de muito trabalho”.

Clarice Lispector

RESUMO

Introdução: a obesidade é um problema de saúde pública. A incidência da obesidade é crescente na população, principalmente nas mulheres. A obesidade causa impacto no sistema musculoesquelético, levando a sobrecarga nas articulações do quadril, joelho e tornozelo, déficit no padrão de coordenação das articulações do membro inferior, dificuldade de equilíbrio e inabilidade funcional.

Objetivo O objetivo do estudo foi comparar os parâmetros cinéticos da marcha de mulheres com sobrepeso e mulheres com obesidade grau I com os parâmetros cinéticos da marcha de mulheres eutróficas. **Métodos:** estudo transversal composto por uma amostra de 40 mulheres. As participantes foram divididas em três grupos, baseado no seu IMC: 9 mulheres com sobrepeso ($25 \leq \text{IMC} \leq 29,9 \text{ kg/m}^2$; idade média de $32,6 \pm 9,7$ anos), 11 mulheres com obesidade grau I ($30 \leq \text{IMC} \leq 34,9 \text{ kg/m}^2$; idade média de $39,81 \pm 9,6$ anos) e 20 mulheres eutróficas ($18,5 \leq \text{IMC} \leq 24,9 \text{ kg/m}^2$; idade média de $34,10 \pm 10,77$). A marcha das mulheres foi avaliada pelo sistema Vicon Motus 9.2®. Foram estudados os parâmetros de velocidade e as três componentes da força de reação do solo durante a marcha (força vertical, força ântero-posterior e força médio-lateral). Foram realizadas comparações entre três grupos através da ANOVA e o nível de significância adotado para o estudo foi de 5% ($p < 0,05$). **Resultados:** a velocidade das mulheres obesas foi menor que a das mulheres eutróficas ($p < 0,001$). As mulheres eutróficas permaneceram menos tempo no período de apoio em comparação aos outros dois grupos ($p < 0,001$). O padrão das três componentes da força de reação do solo apresentou diferenças entre os grupos de mulheres com sobrepeso e obesidade grau I e as mulheres eutróficas, sendo que as últimas apresentam valores maiores ($p < 0,001$). No entanto, ao estabelecer comparação entre o grupo de mulheres com sobrepeso e mulheres com obesidade grau I, não foram encontradas diferenças significativas ($p > 0,05$). **Conclusão:** a força de reação do solo nas mulheres com sobrepeso e obesidade grau I são menores que o das mulheres eutróficas. Porém, a duração do tempo de apoio é maior, e a velocidade de marcha é menor, sugerindo diminuição do impacto com o solo. O incremento do IMC de sobrepeso para obesidade grau I não foi suficiente para acarretar significativas diferenças entre os valores da força de reação do solo. Medidas preventivas para o controle do ganho de peso são sugeridas, e também, a detecção precoce de alterações biomecânicas relacionadas com o excesso de peso.

Palavras-chave: Obesidade. Marcha. Cinética. Força de Reação do Solo.

ABSTRACT

Background: Obesity is a growing public health problem. The prevalence of obesity is increasing in the population, particularly in women. Obesity has an impact on the musculoskeletal system, leading to hip, knee and ankle overexertion, deficit in the coordination pattern of the lower limb joints, difficulty with balance, and functional disability. **Objective:** The aim of the study was to compare the kinetic parameters of gait in overweight and obese women with grade I kinetic parameters of gait in women with normal weight. **Methods:** A cross-sectional study consisting of a sample of 40 women. The participants were divided into three groups based on their BMI: 9 women with overweight ($25 \leq \text{BMI} \leq 29.9 \text{ kg/m}^2$, mean age 32.6 ± 9.7 years), 11 women with obesity class I ($30 \leq \text{BMI} \leq 34.9 \text{ kg/m}^2$, mean age of 39.81 ± 9.6 years) and 20 eutrophic women ($18.5 \leq \text{BMI} \leq 24.9 \text{ kg/m}^2$, mean age of 34.10 ± 10.77). The gait of women was evaluated by the system Vicon Motus[®] 9.2. The parameters of velocity and the three components of the ground reaction force during gait (vertical force, anterior-posterior force and medial-lateral force) were studied. Comparisons were made between three groups using ANOVA and the level of significance for the study was 5% ($p < 0,05$). **Results:** the velocity of obese women is less than eutrophic women ($p < 0.001$). The eutrophic women spent less time in the period of support compared to the other two groups ($p < 0.001$). The pattern of the three components of the ground reaction force showed differences between groups of women with overweight and obesity grade I and nourished women, and the last show higher values ($p < 0.001$). However, to establish comparisons between the group of overweight women and women with obesity class I, no significant differences were found ($p < 0,001$). **Conclusion:** The ground reaction force in women with overweight and obesity class I are smaller than eutrophic women. However, the duration of the support is increased, and the velocity is smaller, suggesting a decrease in impact with the ground. The increase in BMI for overweight and for obesity class I was not enough to cause significant differences between the values of the ground reaction force. Preventive measures for the control of weight gain are suggested, and also the early detection of biomechanical alterations related to excess weight.

Keywords: Obesity. Gait. Kinetic. Ground Reaction Force.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Prevalência de sobrepeso e obesidade nas regiões do Brasil.....	17
Figura 2	Projeção do sobrepeso e da obesidade em adultos (\geq a 18 anos) nas 26 capitais e no Distrito Federal, de 2006 a 2022.....	18
Figura 3	Comprimento do passo e comprimento da passada.....	24
Figura 4	Fases de apoio e balanço.....	26
Figura 5	Disposição da plataforma de força e direção das forças registradas..	29
Figura 6	Padrão vertical da FRS.....	29
Figura 7	Componentes vertical e de cisalhamento.....	30
Figura 8	Componentes da FRS e fases da marcha correspondentes.....	31
Figura 9	Laboratório de Movimento da ESEFFEGO-UEG	41
Figura 10	Material utilizado para avaliação antropométrica e posicionamento dos marcadores e hastes intersegmentares.....	42
Figura 11	Equipamentos do laboratório de movimento da UEG – ESEFFEGO...	43
Figura 12	Medidas Antropométricas.....	44
Figura 13	Disposição dos marcadores e das hastes segmentares.....	45
Figura 14	Toque na plataforma de força.....	47
Figura 15	Componente vertical da força de reação do solo para o grupo de mulheres com sobrepeso, obesidade grau I e eutróficas.....	55
Figura 16	Componente horizontal ântero-posterior da força de reação do solo para o grupo de mulheres com sobrepeso, obesidade grau I e eutróficas.....	56

Figura 17	Componente horizontal médio-lateral da força de reação do solo para o grupo de mulheres com sobrepeso, obesidade grau I e eutróficas.....	57
-----------	---	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Classificação da obesidade segundo o Índice de Massa Corporal (IMC) e risco de doença (Organização Mundial da Saúde - OMS).....	20
Tabela 2	Caracterização da amostra. Média, desvio-padrão e comparação da idade, altura, massa corporal e Índice de Massa Corporal (IMC) para os grupos de mulheres com sobrepeso, obesas grau I e eutróficas.....	50
Tabela 3	Média, desvio padrão e comparação das características descritivas da marcha de mulheres com sobrepeso, obesas grau I e eutróficas.....	52
Tabela 4	Média, desvio-padrão e comparação das componentes da força de reação do solo normalizadas pelo peso corporal para os grupos de mulheres com sobrepeso, obesas grau I e eutróficas.....	54

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CI	Contato Inicial
EIAS	Espinha Ilíaca Ântero Superior
ENDEF	Estudo Nacional da Despesa Familiar
ESEFFEGO	Escola Superior de Educação Física e Fisioterapia do Estado de Goiás
F_{AP}	Componente ântero- posterior da força de reação do solo
F_{AP1}	primeiro pico, ou vale, da componente horizontal ântero-posterior da força de reação do solo
F_{AP2}	segundo pico da componente horizontal ântero-posterior da força de reação do solo
F_{ML}	força médio- lateral
F_{ML1}	primeiro pico da componente horizontal médio-lateral da força de reação do solo
F_{ML2}	primeiro pico da componente horizontal médio-lateral da força de reação do solo
F_z	força vertical
F_zF_1	primeiro pico da componente vertical da força de reação do solo;
F_zF_2	segundo pico, ou vale, da componente vertical da força de reação do solo
F_zF_3	terceiro pico da componente vertical da força de reação do solo;
FRS	Força de reação do Solo
IMC	Índice de Massa Corporal
MMII	Membros Inferiores
NIPE	Núcleo Interdisciplinar de Pesquisa
OMS	Organização Mundial de Saúde
OA	Osteoartrose
PNSN	Pesquisa Nacional sobre Saúde e Nutrição
POF	Pesquisa de Orçamentos Familiares
SIA/SUS	Sistema de Informações Ambulatoriais
SIH/ SUS	Sistema de Informações Hospitalares
SUS	Sistema Único de Saúde

UEG	Universidade Estadual de Goiás
UnB	Universidade de Brasília
WHO	World Health Organization

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 Epidemiologia da obesidade.....	16
1.2 Marcha Humana	21
1.3 Repercussões da obesidade no aparelho locomotor.....	32
1.4 Relevância e problema de estudo.....	37
2 OBJETIVOS	39
3 MATERIAL E MÉTODO	40
3.1. Delineamento do estudo.....	40
3.2. Amostra do estudo.....	40
3.3. Local da pesquisa.....	41
3.4. Aspectos Éticos.....	41
3.5. Materiais e equipamentos.....	42
3.6. Coletas dos dados.....	43
3.7. Preparação e análise dos dados.....	48
4 RESULTADOS	49
4.1. Caracterização da amostra e características descritivas da marcha.....	49
4.2. Caracterização das componentes da força de reação do solo.....	53
5 DISCUSSÃO	58
5.1. Características da amostra e características descritivas da marcha de mulheres obesas	58
5.2. Características das componentes vertical, horizontal ântero-posterior e horizontal médio-lateral da força de reação do solo e comparação entre mulheres com sobrepeso, com obesidade grau I e mulheres eutróficas	65
6 CONCLUSÃO	69
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	70

APÊNDICES	79
APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre Esclarecido.....	79
ANEXOS	81
ANEXO A - Carta de Aprovação no Comitê de Ética em Pesquisa Humana e Animal	81
ANEXO B - Ficha de Avaliação Antropométrica	82
ANEXO C Artigo Publicado.....	83

1 INTRODUÇÃO

1.1 Epidemiologia da obesidade

O sobrepeso e a obesidade representam importantes problemas clínicos e de saúde pública em todo o mundo. Os números totais estimados de adultos com sobrepeso e obesidade em 2005 eram 937 milhões e 396 milhões, respectivamente (1). As estimativas mundiais, no ano de 2008, indicavam que cerca de 502 milhões de adultos estavam obesos (2). Considerando o período compreendido entre 1980 e 2008, a prevalência da obesidade quase duplicou em todo o mundo. No ano de 2008, 10% dos homens e 14% das mulheres no mundo estavam obesos, comparado aos dados de 1980, em que 5% dos homens e 8% das mulheres estavam obesos. Estatísticas indicam que as mulheres apresentam mais propensão à obesidade que os homens (3).

A incidência da obesidade aumentou consideravelmente nos últimos anos, sendo que em 2009-2010 sua prevalência tanto para homens quanto para mulheres estava em aproximadamente 35% (4). Em 2030, o respectivo número de adultos com sobrepeso e obesidade foi projetado para ser de 1,35 bilhões e 573 milhões de indivíduos (1).

Os países em desenvolvimento estão experimentando mudanças sociais que aumentam a incidência da obesidade em um ritmo muito mais rápido do que as populações de países economicamente desenvolvidos. Uma análise epidemiológica da obesidade em função do sexo nos países em desenvolvimento sugere que as mulheres estão experimentando a transição social, ou inversão do gradiente social da adiposidade excessiva, muito mais rápida do que os homens. Isto significa que as mulheres apresentam maiores índices de aumento do sobrepeso e da obesidade do que os homens (5).

A obesidade pode ser definida como o excesso de gordura corporal (6), podendo levar à co-morbidades importantes e de gravidade proporcional ao excesso de peso (7). Em estudos epidemiológicos, o Índice de Massa Corporal (IMC) é a medida padrão utilizada para caracterizar a normalidade e o excesso de peso, sendo calculado dividindo o peso pelo quadrado da altura (6). Estudos indicam que existe diferença quanto ao acúmulo de gordura corporal entre os sexos, as mulheres

apresentam significativamente maior quantidade de gordura corporal total do que os homens de mesmo IMC (8). Entre 1980 e 2008, o IMC médio, em todo o mundo, aumentou cerca de 0,4 Kg/m² por década para homens e 0,5 Kg/m² por década para mulheres (2).

Na perspectiva da Saúde Pública no Brasil, de acordo com os dados da Pesquisa de Orçamentos Familiares (POF) realizada em 2008-2009, a obesidade afetava aproximadamente, 14,8% da população adulta brasileira, atingindo 12,5% dos homens e 16,9% das mulheres do país. Estes valores indicam que os obesos representam cerca de, 25% do total de homens com excesso de peso e cerca de, um terço do total de mulheres com excesso de peso (9).

A Figura 1 indica a prevalência, em percentual, de indivíduos que apresentam sobrepeso e obesidade nas regiões do Brasil, no período compreendido entre 2006 e 2010.

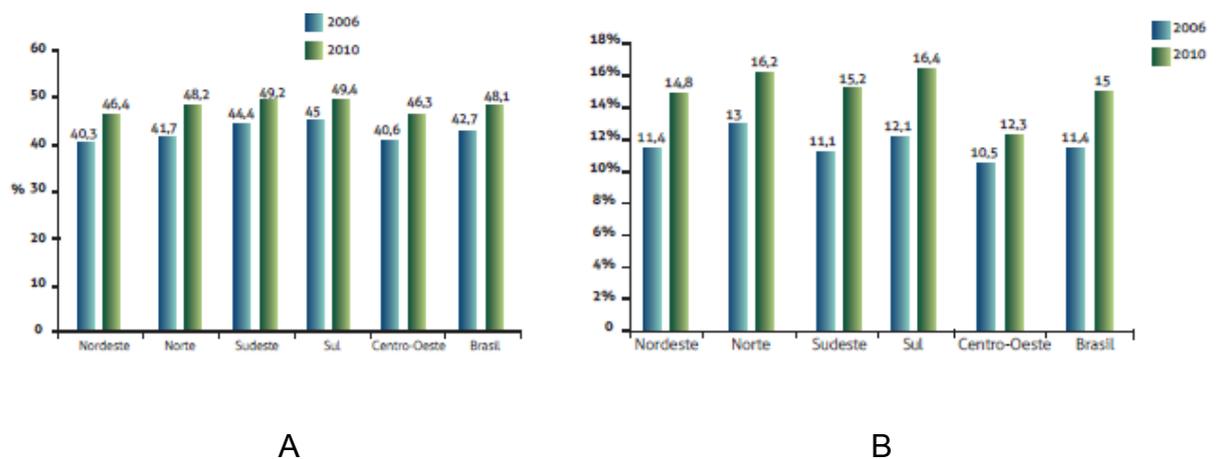


Figura 1- Prevalência de sobrepeso e obesidade nas regiões do Brasil

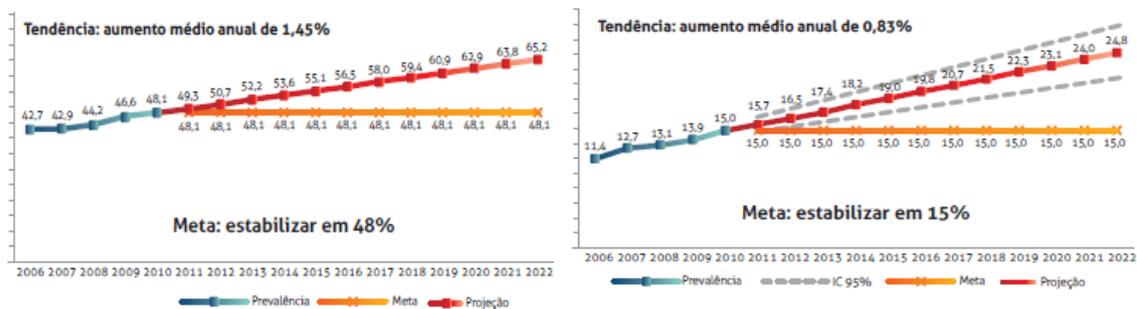
Fonte: Brasil. Ministério da Saúde, 2011, p.40 (adaptada) (10)

Nota: A – prevalência do sobrepeso; B- prevalência da obesidade.

Com o rápido aumento da prevalência da obesidade nas últimas décadas, a mesma passou a ser considerada uma epidemia. Uma análise da evolução da obesidade na população adulta brasileira foi realizada por meio da comparação das estimativas sobre o perfil antropométrico nutricional da POF 2002/2003 e POF 2008/2009 com estimativas do Estudo Nacional da Despesa Familiar (Endef) realizado em 1974- 1975 e, ainda com a Pesquisa Nacional sobre Saúde e Nutrição (PNSN) realizada em 1989. Entre 1974/1975 e 2008/2009, a prevalência de

obesidade aumentou em mais de quatro vezes nos homens (de 2,8% para 12,4%) e em mais de duas vezes nas mulheres (de 8% para 16,9%) (9).

No cenário atual, a prevalência da obesidade entre os homens considerados entre os 20% mais ricos da população é o dobro da encontrada entre o quinto mais pobre. Para as mulheres, as prevalências são semelhantes em todas as faixas de renda (10). As projeções do Ministério da Saúde, apresentadas na Figura 2, indicam que a obesidade em homens e mulheres continuará a subir no Brasil.



A

B

Figura 2- Projeção do sobrepeso e da obesidade em adultos (\geq a 18 anos) nas 26 capitais e no Distrito Federal, de 2006 a 2022

Fonte: Brasil. Ministério da Saúde, 2011, p.92 (adaptada) (10)

Nota: A – projeção para o sobrepeso; B- projeção para a obesidade.

A estimativa dos custos financeiros para o Sistema Único de Saúde (SUS) no Brasil, no ano de 2011, com o tratamento da obesidade e das doenças associadas na população adulta brasileira foi apresentado em um estudo em 2013. A investigação foi realizada na perspectiva dos serviços públicos de saúde, sendo analisados os custos financeiros diretos com a saúde, que envolvem, custos de hospitalização e de ambulatório, incluindo as consultas, os medicamentos e os meios complementares de diagnóstico). Esta análise desenvolveu-se a partir dos dados epidemiológicos da população adulta brasileira, referentes ao ano de 2011, que constam na POF 2008-2009, e dos dados de custos com a assistência à saúde, que são disponibilizados nos sistemas de informação do Ministério da Saúde

(Sistema de Informações Hospitalares – SIH/SUS e Sistema de Informações Ambulatoriais – SIA/SUS) (11).

Nesta análise, foram calculados os custos despendidos pelo SUS em 2011, com o tratamento da obesidade em si, e com o custo do tratamento das comorbidades associadas à obesidade, ou seja, os custos relacionados à doenças e agravos que poderiam ter sido evitados se a obesidade tivesse sido prevenida. Como conclusão, o estudo indicou que o custo financeiro da obesidade para o Sistema Único de Saúde no Brasil em 2011 foi estimado em quase 0,5 bilhão de reais (11).

A obesidade é reconhecida como o maior problema de saúde pública dos países industrializados e está associada a várias desordens musculoesqueléticas. Mas ainda existe uma escassez de informações quantitativas relativas à limitação funcional dos indivíduos obesos (12).

Por definição, a obesidade é uma condição de acúmulo excessivo ou anormal de gordura no tecido adiposo, podendo causar danos à saúde. Porém a obesidade não deve ser caracterizada somente pela quantidade de gordura, mas também pelo tipo de distribuição de gordura no corpo, pois, dependendo do local, o risco de desenvolver determinadas doenças é maior, como no caso da obesidade abdominal que está associada ao maior risco de desenvolvimento de doenças cardíacas (13).

Para a avaliação do peso corporal e a definição de sobrepeso e obesidade são utilizadas várias abordagens, algumas das quais complexas e invasivas, e não são aplicáveis fora do ambiente da prática clínica especializada para identificar candidatos ao controle de peso. Na rotina da prática clínica e nos estudos epidemiológicos, a medida mais comumente usada é o Índice de Massa Corporal (IMC) (14,15).

Conforme apresentado na Tabela 1, são seis as categorias do IMC identificadas de acordo com as recomendações da Organização Mundial de Saúde, que variam do baixo peso até a obesidade de grau III (16, 17).

Diversas pesquisas têm descrito as alterações que acometem indivíduos obesos, desde complicações sistêmicas até as manifestações sofridas pelo aparelho locomotor, ou queixas musculoesqueléticas, incluindo alterações na descarga de peso e balanço postural (18,19,20, 21).

Tabela 1- Classificação da obesidade segundo o Índice de Massa Corporal (IMC) e risco de doença (Organização Mundial da Saúde - OMS)

IMC (kg/m ²)	Classificação
<18,5	Baixo peso
18,5-24,9	Peso normal
25-29,9	Sobrepeso
30-34,9	Obesidade Grau I
35-39,9	Obesidade Grau II
≥40,0	Obesidade Grau III

Fonte: Sui Z, Dodd JM, 2013 (16), adaptado de WHO, 2000 (17).

A literatura registra ainda a influência da obesidade na inabilidade funcional e estudos indicam que os riscos adicionais da inabilidade são superiores ao risco da obesidade na mortalidade (22). A obesidade está relacionada a uma diversidade de alterações musculoesqueléticas em adultos. Com o aumento da incidência da obesidade, a condição musculoesquelética passa a ser um fator que interfere na qualidade de vida, capacidade funcional e aumento dos custos de saúde (23).

Alguns estudos já relataram alterações musculoesqueléticas especificamente no sexo feminino e investigaram a diferença na força da musculatura periférica entre mulheres obesas e não obesas comprovaram que as obesas apresentam insuficiência muscular, dificuldades na mobilidade dentro de casa, trabalhos domésticos, lazer, atividades esportivas e um maior custo energético durante a marcha (24, 25, 26, 27).

Vários são os processos patológicos associados ao aumento do IMC, dentre estes, a possibilidade de comprometer os achados normais da marcha. A sobrecarga repetida, principalmente das articulações dos membros inferiores, é um fator que interfere diretamente com a evolução da deambulação normal (28).

São descritas atualmente várias 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 (29).

Estudos que registram os parâmetros cinéticos e cinemáticos de marcha em indivíduos saudáveis jovens são bastante frequentes, no entanto o mesmo não ocorre em indivíduos obesos jovens (30).

Existe uma carência de descrições sobre o impacto da obesidade no padrão de marcha e sua relação com o IMC. 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 (31).

1.2 Marcha Humana

A marcha consiste em um harmonioso complexo de movimentos cíclicos dos membros com a interação dinâmica de forças internas e externas (32, 33). 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 (34).

A marcha é considerada, de certa maneira, uma forma exclusiva de locomoção por apresentar funcionalidade e eficiência únicas (35). A marcha humana pode ser definida como a progressão bípede de alternância dos membros inferiores em movimentos repetitivos que envolvem períodos em que os dois pés estão em contato com o solo (duplo suporte) e períodos em que somente um pé está em contato com o solo (suporte único) e o outro está acima do solo (balanço) (36). É o 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 (34).

O sistema sensório-motor adapta-se com a finalidade de gerar uma sequência de controle motor permitindo que o indivíduo desloque-se sem a geração de um esforço consciente. Este padrão de marcha normal é adquirido na infância (37).

A marcha humana deve ser eficiente e para tanto necessita reunir a integração de vários sistemas fisiológicos proporcionando uma conservação de

energia ao reduzir o esforço muscular. Este mecanismo ocorre devido ao controle e diminuição do deslocamento do centro de gravidade à frente em relação à linha de progressão (34, 35).

O padrão de marcha é adquirido, no ser humano normal, na infância sendo que sistema sensório-motor adapta-se durante o desenvolvimento e, para permitir que o indivíduo caminhe com o mínimo esforço, gera um conjunto repetido de comandos de controle motor. Desta forma o comportamento motor da criança, do adulto e do idoso resulta da interação de diversos domínios do comportamento humano (37).

Para que uma pessoa consiga desenvolver um padrão de marcha apropriado, ou seja, andar, é necessária uma sequência de eventos no corpo humano, sendo estes: 1) registro de ação do movimento produzido através de comandos do sistema nervoso central; 2) transmissão destes comandos para o sistema periférico; 3) contração da musculatura envolvida no movimento; 4) produção de forças e momentos articulares; 5) regulação de forças e momentos nas articulações; 6) deslocamentos dos segmentos 7) geração de forças de reação do solo (38).

A marcha humana é considerada um movimento de difícil avaliação, principalmente no que tange à complexidade deste movimento. A análise subjetiva da marcha, em função dos graus de liberdade dos movimentos envolvidos, apresenta muitas falhas no que diz respeito aos resultados obtidos de estudos de comparação intra e inter-sujeitos e de avaliações de respostas às fases de tratamentos, pré e pós-tratamento (39).

Atualmente, a principal tecnologia utilizada para análise clínica da marcha inclui sistemas de vídeo optico-eletrônicos, envolvendo câmeras, que captam e medem o deslocamento de marcadores (retrorefletivos ou emissores de luminosidade) colocados na pele do paciente e alinhados à proeminências ósseas e/ou a eixos de rotação articular (40). O sistema optico-eletrônico utiliza ainda de plataformas de força que representam o método padrão-ouro para determinar os parâmetros cinéticos e registrar exatamente o momento do contato inicial (CI) e do despreendimento dos pés no solo durante a marcha (34). Um dos fatores que limitam o uso dos sistemas ópticos é o alto custo dos sistemas disponíveis (41).

A análise da marcha é composta por elementos específicos 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 (34). Cinemática e cinética são dados analisados que oferecem informações capazes de descrever características fundamentais dos padrões de marcha (42). Na cinemática obtém-se o estudo de parâmetros têmporo-espaciais da marcha, como velocidade e ângulos articulares durante o movimento. 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) (43).

A análise da marcha em 3D possibilita reconhecer cada aspecto de normalidade da mesma. Sendo assim, para avaliação de parâmetros cinemáticos procede-se da seguinte forma: 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 é verificada a partir da movimentação de um marcador posicionado no sacro e o movimento de cada articulação durante a marcha é analisado de acordo com registros de gráficos de movimentos normais das mesmas (34).

Os parâmetros cinemáticos verificados em estudos da marcha humana são compostos pelos parâmetros espaciais que envolvem a posição dos pés durante a marcha, comprimento do passo e comprimento da passada. Estes podem ser observados na Figura 3. Comprimento da Passada é 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. O comprimento do passo é definido pelo intervalo entre os dois membros havendo, portanto, dois passos em cada passada (34).

Na análise cinemática, são analisados ainda outros parâmetros têmporo-espaciais que são as medidas das mudanças da posição do corpo ou dos segmentos corporais em relação ao tempo durante a marcha e incluem a cadência e a velocidade (36,44).



Figura 3 - Comprimento do passo e comprimento da passada

Fonte: modificado de Perry, 2010 (34).

A cadência é definida como o número de passos realizados por minuto (43). A velocidade da marcha é considerada como o tempo que um indivíduo gasta para percorrer determinada distância. É a distância percorrida durante a locomoção por unidade de tempo, expressa em geral, por metros por segundo, sendo uma medida importante para caracterizar a funcionalidade e a mobilidade do indivíduo do ponto de vista clínico. Do ponto de vista da análise de marcha, quanto maior a disfunção de um indivíduo menor será a velocidade durante a marcha e isto influenciará os demais parâmetros da marcha pelo fato de que quase todas as demais mensurações são dependentes da velocidade (36, 44).

Os padrões de marcha humana, considerados para análise neste trabalho, são aqueles descritos em que cada padrão de movimento executado durante a marcha relaciona-se a uma exigência funcional diferente, portanto, estes padrões foram designados de fases da marcha (34). A descrição da marcha compreende o estudo da passada sendo esta dividida em dois períodos, o de apoio e o de balanço, conforme demonstrado na Figura 4.

De acordo com a Figura 4, cada período do ciclo de marcha possui subdivisões. O período de apoio é constituído pelo contato inicial, resposta à carga, apoio médio e apoio terminal. O período de balanço é composto pelo pré-balanço, balanço inicial, balanço médio e balanço terminal (34, 35, 45).

O período de apoio envolve três atividades funcionais ou tarefas. O contato inicial e a resposta à carga constituem os primeiros 10% do ciclo de marcha, que é o período de transferência ou aceitação de peso. No contato com o solo o peso está sendo transferido de um membro para o outro. O apoio médio, 10-30% do ciclo de marcha, e o apoio terminal, 30-50% do ciclo de marcha, estão implicados na

atividade de apoio simples quando o peso corporal é totalmente apoiado pelo membro de referência. A tarefa 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), balanço médio (73-87% do ciclo da marcha) e balanço terminal (87-100% do ciclo da marcha) (35).

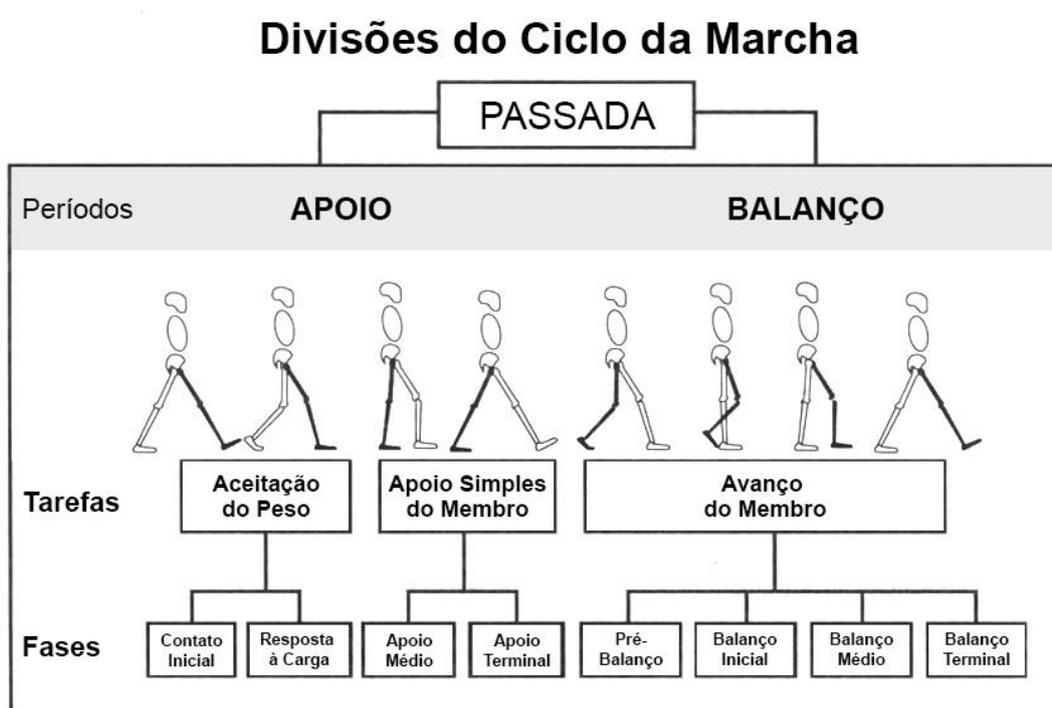


Figura 4- Fases de apoio e balanço
Fonte: modificado de Perry, 2010 (34).

A avaliação cinemática descreve ainda os parâmetros angulares da marcha. Na articulação do tornozelo é identificada 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 (34). 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 (34).

Na avaliação da articulação do quadril, a mesma 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 (34).

A avaliação cinética consiste da análise da força de reação do solo (FRS) e de variáveis relacionadas à distribuição de pressão plantar. Enquanto o corpo humano desloca-se durante a marcha as forças atuantes são: a força gravitacional, as forças de reação do solo e as forças exercidas pelos músculos e ligamentos. As forças de reação do solo compreendem a resposta às forças gravitacionais e musculares e podem ser avaliadas de forma direta por meio de plataformas de força. Esta avaliação fornece três componentes da força de reação do solo, uma vertical e duas horizontais (46).

A análise cinética envolve estudos realizados por plataformas de força, sistema computadorizado e software adequado para calcular os dados cinéticos e

cinemáticos. São estudos de análise tridimensional da marcha (cinética e cinemática), sendo que as forças de reação ao solo devem ser coletadas durante a caminhada normal em sincronia com os dados cinemáticos (47).

Para a interpretação adequada da locomoção humana é fundamental a compreensão da cinética da marcha, que proporciona uma identificação das causas da cinemática da marcha. A avaliação da cinética requer cálculos realizados a partir da avaliação da cinemática e, incluídas nos cálculos da avaliação cinética estão as Forças de Reação ao Solo (FRS). As FRS estão fundamentadas na terceira lei de Newton, lei da ação e reação, que afirma que as forças estão em pares e em direções opostas, com a mesma magnitude (35).

A cinética envolve o estudo das forças que causam o movimento, podendo ser estas forças externas ou internas. Como forças internas estão considerados os músculos, ligamentos e cápsulas articulares que podem funcionar como aspecto positivo (quando geram o movimento) ou negativo (quando resistem ao movimento). As forças externas são a gravidade e as FRS, estas últimas produzidas quando o pé está em contato com a superfície de marcha. A análise cinética da marcha, propriamente dita, concentra-se no estudo das forças de reação ao solo (36).

Por definição, a cinética trata das variáveis relacionadas à causa dos movimentos da marcha. As FRS são medidas por plataformas de força que refletem as forças do componente vertical e de cisalhamento agindo na superfície da plataforma. Como tal, elas são uma soma algébrica dos produtos de acelerações de massa de todos os segmentos do corpo, enquanto o pé está em contato com a plataforma. A força vertical reflete a aceleração devido à gravidade e vista pelas câmeras (46).

Na avaliação dos parâmetros dos segmentos corporais, medidas antropométricas simples como massa e comprimento do segmento são utilizadas em equações de regressão para calcular e prever os momentos de inércia das extremidades dos membros inferiores. Na dinâmica articular da análise tridimensional da marcha, parâmetros dos segmentos corporais, parâmetros cinemáticos lineares e angulares e FRS são integrados nas equações de movimento e resultam em momentos de forças articulares (38).

Quando um corpo está em repouso, a massa corporal é acelerada pela gravidade e exerce uma força sobre o solo. Como não existe movimento, o corpo permanecerá em equilíbrio. A força que compensa a força exercida pelo peso

corporal é originada do solo e possui força igual e sentido oposto sendo denominada de força de reação do solo. Os componentes da FRS são essenciais à marcha e atuam no plano horizontal (anterior/ posterior, medial/ lateral) e na direção vertical (36).

As FRS são forças geradas em resposta às forças experimentadas pelos membros quando estes estão em contato com o solo. Possuem a mesma intensidade, no entanto em direções opostas. Analisando as FRS é possível identificar o controle muscular e a tensão sofrida pelas articulações (34).

As FRS são mensuradas por plataformas de força, estrutura rígida localizada no centro da pista de marcha, suspensa sobre transdutores que avaliam a deformação ou efeito piezoelétricos. Três sensores estão localizados em cada canto das plataformas, dispostos em ângulo reto em relação aos outros, responsáveis por medir as forças de carga vertical e de cisalhamento ântero- posterior e médiolateral, conforme indicado na Figura 5.

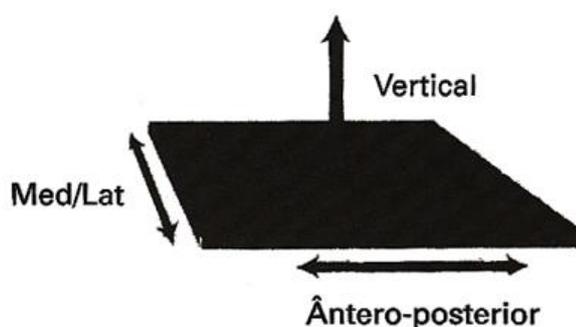


Figura 5- Disposição da plataforma de força e direção das forças registradas.

Fonte: Perry, 2010 (34).

O padrão de normalidade do componente vertical da FRS, a uma velocidade de marcha normal, apresenta dois picos (F_zF_1 e F_zF_3) separados por um vale (F_zF_2). As forças verticais são denominadas de F_1 , F_2 , F_3 e alternam-se nas fases da marcha conforme ilustrado na Figura 6.

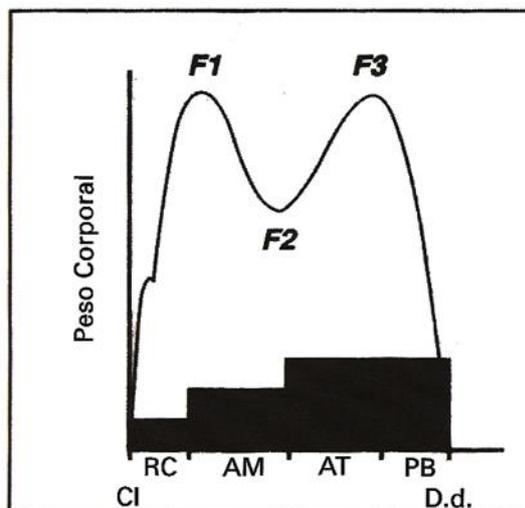


Figura 6- Padrão vertical da FRS

Fonte: Perry, 2010 (34).

O componente vertical possui maior magnitude, aumentando em até 125 por cento do peso corporal quando ocorre o contato com o solo representado pelo primeiro pico ($F_z F_1$), reduzindo para 75 por cento do peso corporal durante a metade do apoio caracterizando o vale ($F_z F_2$). Durante a fase de duplo suporte de propulsão, precisamente antes do balanço, o componente vertical ultrapassa novamente o peso corporal, sendo este o segundo pico ($F_z F_3$). (34, 36).

Forças de cisalhamento são as forças geradas em paralelo à superfície da marcha. Estas forças, denominadas horizontais, ocorrem quando o vetor de reação do solo desvia-se da vertical (34). O componente horizontal é demonstrado na Figura 7, em sua direção anterior/posterior, no momento de contato do calcanhar atua anteriormente sobre o pé com duração muito curta. Em seguida, quando o pé começa a receber, aceitar o peso, esta força é dirigida para posterior, atingindo 25 por cento do peso corporal. Aproximadamente, na metade do apoio, a força diminui sua magnitude até próximo de zero quando começa a atuar sobre o pé anteriormente até atingir 25 por cento do peso corporal na fase de duplo suporte (propulsão). Na sua direção medial/ lateral, o componente horizontal tem uma atuação muito curta após o contato do calcanhar, apresentando picos inferiores a 10 por cento do peso corporal (36).

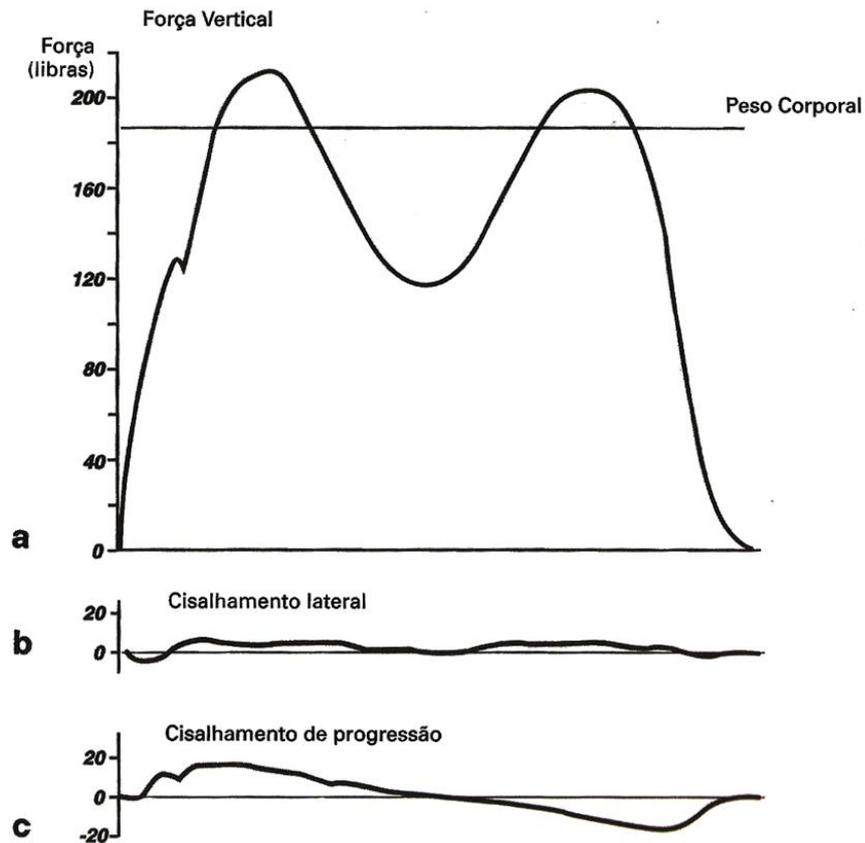


Figura 7- Componentes vertical e de cisalhamento
 Fonte: Perry, 2010 (34).

Forças significativas no solo em todas as três direções (vertical, progressional e lateral) são iniciadas pela carga do membro no momento do apoio. Quando existe um alinhamento do corpo sobre o membro que está em apoio, a magnitude e a direção destas forças modificam-se. Analisar estas forças, com equipamentos adequados, contribui de forma eficaz para a compreensão dos mecanismos de marcha (34).

A Figura 8 ilustra a disposição das três componente da força de reação do solo em relação as fases da marcha correspondentes.

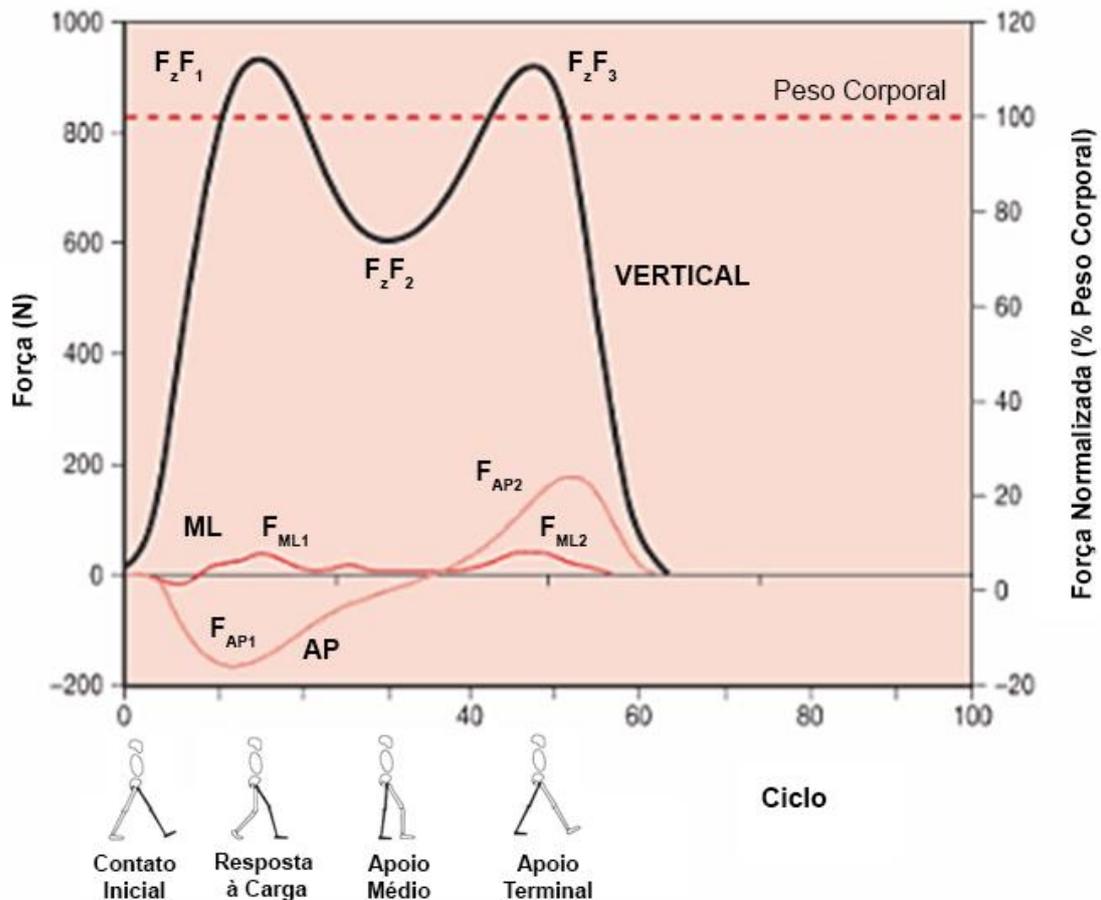


Figura 8- Componentes da FRS e fases da marcha correspondentes

Fonte: modificado de Kirtley, 2006 (48).

Quando o pé está em contato com o solo, por exemplo, são produzidas as forças vertical, e de cisalhamento horizontal. A força vertical resulta do peso corporal e forças de cisalhamento são devido ao atrito entre o pé e o solo. Assim como o peso corporal, agindo para baixo gera uma reação do solo para cima, igual e oposta, a força de cisalhamento que atua anteriormente provoca uma reação igual e oposta posteriormente. As três componentes da FRS durante a marcha são a força vertical (F_z), a força anterior-posterior (F_{AP}), e força medial-lateral (F_{ML}). F_z é o maior componente da FRS e, a curva típica da força vertical de reação do solo por meio de um ciclo de marcha é, às vezes, chamada de curva M, porque se assemelha ao formato da consoante (48).

A F_z atinge um máximo de 120% do peso corporal (PC) durante a fase de apoio duplo e cai para cerca de 80% do PV durante postura única. F_{AP} inicia como uma força de travagem a partir do início da fase de suporte de apoio médio, e em seguida, ele se transforma em uma força de propulsão. Ela normalmente representa uma curva de onda senoidal com amplitude de 25% do PC. Como mostrado na figura 8, ela é composta de duas distintas fases, de propulsão e de frenagem, sendo que cada fase ocorre ao longo de aproximadamente 50% do tempo do apoio. F_{ML} é de menor magnitude e, na maioria das situações se relaciona com o equilíbrio durante a marcha. F_{ML} inicialmente age na direção medial com uma magnitude de 10% do PC ou menos e, em seguida, atua lateralmente durante o balanço da fase de apoio (48).

1.3 Repercussões da obesidade no aparelho locomotor

Baseado no exposto sobre as características que compõem a análise de marcha, alguns estudos já esclarecem alterações da cinemática da marcha na população de indivíduos portadores de sobrepeso e obesidade. No que tange à avaliação de parâmetros cinemáticos da marcha de indivíduos obesos, alguns estudos oferecem importantes resultados.

Obesos apresentam alterações na articulação do tornozelo sendo que o movimento de dorsiflexão estava aumentado e o de flexão plantar reduzido em relação aos sujeitos normais. Os autores concluíram que indivíduos obesos exibem um padrão de marcha que segue um padrão normal, mas alguns dos parâmetros temporais e angulares são diferentes daquelas das pessoas não obesas, principalmente por causa do excesso de tecido adiposo de suas coxas (49).

Ainda com relação aos parâmetros cinemáticos da marcha foram analisados, com a utilização de câmeras de 50 Hz de frequência, os parâmetros cinemáticos de comprimento e duração do ciclo, velocidade e cadência e duração das fases de MN suporte unipodal e duplo suporte em 35 crianças obesas e 33 eutróficas. Em comparação com crianças de IMC normal, as crianças obesas apresentam alterações do ciclo de marcha tais como: diminuição do comprimento do passo, maior duração do suporte simples e do duplo, e redução na fase de balanço da velocidade e da cadência (50).

Um estudo submeteu à análise de marcha, 14 sujeitos obesos (seis homens e oito mulheres) com IMC maior que 30 kg/m^2 e idade de 35.36 (8.76) anos e 14 sujeitos (seis homens e oito mulheres) com IMC normal e idade de 27.57 (8.62) anos. Este estudo revelou, em uma análise tridimensional da marcha normal de indivíduos obesos e tróficos, que os sujeitos obesos caminham mais lentamente que os sujeitos normais apresentando diferenças significativas em alguns dos parâmetros têmporo-espaciais. O pico vertical e ântero-posterior das forças de reação ao solo foram menores em relação aos sujeitos normais. Os obesos apresentaram também uma maior adução de quadril e de joelho bem como uma maior eversão da articulação do tornozelo (30).

As alterações biomecânicas nos membros inferiores apresentadas pelos indivíduos obesos podem ser determinantes para alterações da marcha. No entanto, é prudente observar diferenças na sobrecarga, principalmente da articulação do joelho, tanto baseadas na distribuição da obesidade nos membros inferiores, como também com o aumento do IMC (47).

Foi realizado um estudo com o objetivo de determinar se o padrão de obesidade na região inferior do corpo é capaz de aumentar as forças estimadas no compartimento medial do joelho. Este estudo avaliou se o aumento da circunferência da coxa estava associado com um maior "EKAM" (momento de adução externa do joelho) em indivíduos obesos em relação à indivíduos com peso normal. A amostra foi constituída de 19 indivíduos não-obesos com IMC de $22.8 \text{ kg/m}^2 \pm 1.8 \text{ kg/m}^2$, 20 indivíduos com obesidade central IMC de $35.0 \pm 4.0 \text{ kg/m}^2$ e 20 indivíduos com obesidade na região inferior com IMC de $36.4 \pm 5.4 \text{ kg/m}^2$. Todos com idade variando de 37–55 anos e sem dor na articulação do joelho (47).

Analisar a circunferência da coxa é importante pois poderia explicar um mecanismo potencial para a maior risco de Osteoartrose (OA) do joelho em mulheres obesas. A amostra foi submetida à análise tridimensional de parâmetros cinéticos e cinemáticos da marcha e não foram encontradas diferenças significativas na sobrecarga do compartimento medial do joelho com base na distribuição da obesidade, mas existe uma força de torque maior com maior peso. Isto sugere que o mecanismo do risco de aumento da obesidade para a OA do joelho não pode ser relacionado a distribuição da obesidade nos membros inferiores, mas sim com relação ao IMC (47).

A obesidade também foi relacionada às alterações anatômicas e biomecânicas, resultando em aumento do risco de lesão das extremidades inferiores. Quando o IMC aumentado e o desalinhamento esquelético existirem simultaneamente, o aumento do estresse articular e lesão da cartilagem articular proporcionais são esperados. Isto é particularmente verdadeiro na articulação do joelho, onde a prevalência da osteoartrose aumenta com o IMC elevado (51).

Em um estudo com 20 crianças com idade média de 10.4 ± 1.6 anos e classificadas como obesas, foram coletados dados cinemáticos durante a fase de apoio da marcha para cada pé. As forças de reação do solo foram medidas em Newtons usando 2 plataformas de força a uma taxa de amostragem de 150Hz. Os resultados revelaram que, em comparação com o grupo de IMC normal, os participantes com sobrepeso tinham significativamente maior pico sagital, frontal e transversal. Depois que os dados foram estatisticamente normalizados para o peso corporal, os participantes com sobrepeso tiveram momentos da articulação do tornozelo significativamente maiores do que os indivíduos normais, embora não houvesse diferença significativa nos parâmetros cinemáticos entre grupos (51).

Em outro estudo, 21 obesos (8 homens e 13 mulheres) e 18 adultos eutróficos (7 homens e 11 mulheres) com IMC variando de $32.4\text{--}58.7 \text{ kg/m}^2$ e $16.3\text{--}27.3 \text{ kg/m}^2$ respectivamente foram avaliados. A avaliação foi realizada com uma plataforma de força (AMTI®, modelo LG6-4-1, Newton, MA) e um sistema de cronometragem infravermelho (Lafayette®, modelo 63520) para medir o tempo necessário para cada indivíduo andar em uma pista de 4 metros. Como resultados os autores demonstraram que embora os participantes obesos apresentassem IMC maior que os participantes não-obesos, ambos os grupos tiveram torques de joelho idênticos ao andar na mesma velocidade (52). Estes resultados suportam o conceito de que indivíduos obesos reorganizam sua função neuromuscular para produzir um padrão de marcha com menos carga total no joelho. Um estudo prospectivo com 34 pacientes classificados como morbidamente obesos (2 homens e 32 mulheres com $\text{IMC} \geq 35 \text{ kg/m}^2$, obesidade grau II and III, com idade de 47.2 ± 12.9 anos), objetivou verificar parâmetros cinemáticos da marcha e as variáveis analisadas incluíam velocidade, cadência, comprimento do passo e da passada. O teste consistiu de caminhada por 7 metros ao longo de um medidor de papel, em um assoalho liso. O tempo de caminhada foi controlado por um cronômetro. Este estudo

indicou uma diminuição nos parâmetros cinemáticos lineares da marcha do grupo de indivíduos obesos, tanto no grau II como no grau III (21)

Foram identificados e comparados, os componentes cinemáticos da marcha em 12 homens obesos e 12 eutróficos, com idade variando de 30 a 47 anos. Neste estudo foram verificadas diferenças estatisticamente significativas nos parâmetros cinemáticos da marcha como menor comprimento do passo e velocidade mais lenta em indivíduos obesos. O autor concluiu que homens obesos apresentaram diferenças nos parâmetros lineares e angulares da marcha em relação aos homens eutróficos em função do excesso de tecido adiposo por eles apresentados (49).

Os estudos de análise de marcha em mulheres normalmente priorizam identificar fatores que correlacionam a obesidade à patologias frequentes neste grupo como a OA de joelhos (47) e alterações das pressões plantares (53).

Em um estudo analítico transversal com a participação de 24 mulheres obesas com idade de 20-57 anos 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). Neste estudo as mulheres foram submetidas à análise tridimensional de marcha que observou uma redução nos valores nas Características Lineares e Angulares da marcha nas mulheres obesas em relação às mulheres eutróficas ($p < 0,05$) (54).

A análise de marcha em indivíduos obesos tem identificado adaptações cinemáticas incluindo velocidade menor, comprimento do passo mais curto, aumento do tempo de duplo suporte e diminuição do movimento angular da articulação do joelho. No entanto, os parâmetros cinéticos como uma maior força de reação do solo em indivíduos obesos em comparação com indivíduos normais são menos estudados (49, 55, 56, 57).

No entanto, são frequentes as indagações sobre a necessidade de validade dos modelos cinéticos quando se estuda a locomoção em indivíduos obesos. Um estudo que objetivou validar uma representação relevante do obeso a partir de uma análise cinética, 14 adolescentes com obesidade (IMC de $40 \pm 5,2$ kg/m²) foram estudados durante o salto. Os saltos foram filmados por seis câmeras (sincronizadas a 50 Hz), associadas a uma plataforma de força. A análise linear mecânica dos saltos demonstrou resultados semelhantes ($p > 0,05$), mas houve diferentes momentos de inércia o que foi associado a um significativo gasto energético elevado, possivelmente ocasionado por fadiga pelo excesso de peso. Os autores

concluíram que a validação de modelos de avaliação específicos para indivíduos obesos permitirá uma melhor compreensão da sua locomoção (58).

Acredita-se que o elevado gasto energético, ao qual, os indivíduos obesos estão submetidos, pode ser um fator de alteração do padrão de marcha. Alterações que promovem diminuição do ciclo de marcha, cadência, posição das articulações, dificuldades de marcha por gasto energético são observadas em indivíduos obesos (21, 22, 25).

Para controlar o gasto energético, alguns autores sugerem que obesos deveriam modificar as estratégias motoras e funcionais, modificação esta que, pelo excesso de peso, talvez não ocorresse. Um modelo biomecânico a partir de dados cinéticos e cinemáticos e utilizando o teste funcional “sentado para de pé” para identificar se havia alguma modificação de estratégia motora. A flexão de tronco, o movimento de tornozelo e o torque das articulações de joelho e quadril são índices sensíveis para discriminar o movimento entre sujeitos normais e obesos. A amostra foi constituída de 40 indivíduos obesos, de idade média 45 anos e IMC médio de 37 kg/m² (IMC > 30 kg/m²) e 10 indivíduos normais de 23 a 28 anos com IMC médio de 23 kg/m² (59).

No estudo descrito acima, a análise cinética foi voltada para o torque gerado pelas articulações do membro inferior, principalmente joelho e quadril. Duas diferenças foram encontradas entre o grupo controle e o de obesos: primeiro, o maior pico de “torque” (força) corresponde ao joelho e não ao quadril como no grupo controle. Segundo, os indivíduos obesos não modificam suas estratégias de movimento em mais de um teste. Portanto, grupos de obesos têm valores maiores no joelho e menores no quadril. Os parâmetros cinéticos foram confirmados diferentes ($p < 0,05$). Os autores concluíram que no teste de “sentado para de pé”, a análise Cinética confirma e explica os resultados cinemáticos. O cálculo do torque em diferentes articulações permite explicar as diferenças nas estratégias motoras entre pacientes obesos e não-obesos (59).

Outro fator que interfere diretamente no padrão de marcha é a alteração da pressão plantar. Foram avaliadas 25 pessoas obesas com idade média de 53±9,5 anos e IMC de 30 a 35 kg/m² e comparadas à avaliação de 25 pessoas não obesas com idade média de 48± 12,2 anos e IMC de 18 a 24,9 kg/m². A avaliação foi constituída da análise da distribuição da pressão plantar por um dispositivo de baropodometria (sistema Mini-Emed, modelo Alemão). Este sistema mede as

pressões plantares de forma estática e dinâmica e consiste de uma plataforma sensível às pressões plantares. Esta avaliação revelou valores significativamente maiores no que se refere às pressões plantares nas crianças obesas quando comparadas ao grupo controle (53).

Este estudo foi considerado pelos autores como o primeiro passo para avaliar o efeito de diferentes categorias de obesidade nos valores da pressão plantar. A alteração do IMC pode levar a significativa diferença das cargas fisiológicas sob o pé, mesmo em indivíduos que não têm dor, perda da função ou desordem estrutural. No entanto, mais estudos são necessários para investigar o efeito de diferentes graus de obesidade na distribuição das pressões plantares (53).

Todos estes estudos mencionados oferecem importantes informações sobre o padrão de marcha de indivíduos obesos. No entanto são observadas algumas limitações tais como, amostra de obesos envolvendo ambos os sexos e falta de padronização dos instrumentos de avaliação. Apesar destas limitações, são dados que fundamentam conceitos importantes e inovadores relacionados à biomecânica da obesidade.

Neste contexto, a análise tridimensional da cinética da marcha, em um grupo de obesos de um mesmo sexo (feminino) permite descrever, com precisão, alterações decorrentes da obesidade oferecendo assim um suporte para a avaliação e tratamento a esta população específica.

1.3 Relevância e problema de estudo

Estudos levantam a necessidade e a urgência em pesquisar as consequências 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 (29).

A análise de marcha não é incluída regularmente na lista de co-morbidades de indivíduos obesos, mas sua avaliação é importante porque a obesidade promove alterações no padrão de marcha que interferem com a qualidade de vida destes indivíduos (21).

A pesquisa a respeito do padrão de marcha dos obesos é de extrema importância ao envolver a identificação de mudanças que ocorrem com o ganho de peso. Não existem modelos biomecânicos validados para análise da locomoção dos obesos, sendo que os modelos utilizados são adaptados daqueles modelos utilizados para antropometria de indivíduos magros (52, 58).

Os estudos atuais sobre a marcha de obesos com frequência não diferenciam os grupos por sexo (47, 56, 58), são mais frequentes em crianças e adolescentes (60, 61, 62), analisam alterações de pressão plantar (28, 53, 63), do balanço postural (18, 64) e apresentam dados da avaliação cinemática (20, 49), explorando com superficialidade a cinética (65).

Desta forma, 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 o Índice de Massa Corpórea (IMC) com as alterações cinéticas, proporcionando subsídios para futuras ações de caráter preventivo e aperfeiçoamento das metas de tratamento.

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

Neste sentido, a caracterização da cinética da marcha de mulheres com sobrepeso e obesas fornecerá informações importantes sobre os possíveis aspectos alterados neste grupo específico, subsidiando ações preventivas e terapêuticas à esta população capazes de minimizar o desconforto e o surgimento de patologias inerentes ao processo de obesidade. Assim, surgirá espaço para o estudo mais aprofundado do assunto, e a implementação de ações, 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.

Para tanto, levantou-se duas hipóteses a serem verificadas: a) Mulheres com sobrepeso e obesidade grau I apresentam alterações nos padrões cinéticos de marcha em relação ao padrão de marcha das mulheres eutróficas; b) O grau de aumento de peso, classificado pelo sobrepeso e pela obesidade grau I, possui impacto negativo diferente nos padrões cinéticos de marcha das mulheres obesas.

2 OBJETIVO

Objetivo geral:

Comparar os parâmetros cinéticos da marcha de mulheres com sobrepeso e mulheres com obesidade grau I com os parâmetros cinéticos da marcha de mulheres eutróficas.

Objetivos específicos:

a) Identificar as características das componentes vertical, horizontal ântero-posterior e horizontal médio-lateral da força de reação do solo da marcha de mulheres com sobrepeso, mulheres com obesidade grau I e mulheres eutróficas.

b) Comparar as três componentes da força de reação do solo (vertical, ântero-posterior e médio-lateral) da marcha de mulheres com sobrepeso e mulheres com obesidade grau I com os achados de mulheres eutróficas.

c) Comparar as três componentes da força de reação do solo (vertical, ântero-posterior e médio-lateral) da marcha entre mulheres com sobrepeso e as mulheres com obesidade grau I.

3 MATERIAL E MÉTODO

3.1 Delineamento do estudo

O presente estudo apresenta delineamento Analítico Transversal.

3.2. Amostra do Estudo

Participaram do estudo 20 mulheres, sendo 9 mulheres com sobrepeso e 11 mulheres com obesidade grau I, voluntárias, provenientes do ambulatório do serviço da clínica escola de Fisioterapia da Universidade Estadual de Goiás (UEG), localizada na Unidade Universitária ESEFFEGO (Escola Superior de Educação Física e Fisioterapia do Estado de Goiás), na cidade de Goiânia, Estado de Goiás. A escolha das voluntárias ocorreu de forma não-probabilística intencional.

Foram selecionadas, ainda, para constituírem um grupo controle, 20 mulheres eutróficas, pareadas com as mulheres com sobrepeso e obesidade grau I, quanto à idade e altura. As mulheres do grupo controle foram convidadas entre familiares das mulheres do grupo experimental e comunidade da UEG- ESEFFEGO.

Os seguintes critérios de inclusão foram adotados para o grupo experimental: mulheres com sobrepeso (IMC variando entre 25kg/m^2 e $29,9\text{ kg/m}^2$) e obesidade grau I (IMC variando entre 30kg/m^2 e $34,9\text{ kg/m}^2$), deambuladoras comunitárias e independentes, com idade entre 20 e 60 anos. Para o grupo controle foram adotados os mesmos critérios de inclusão, diferenciando apenas pelo IMC, que nas mulheres eutróficas variou de $18,5\text{ kg/m}^2$ a $24,9\text{ kg/m}^2$.

Como critérios de exclusão foram adotados para os dois grupos os seguintes: mulheres gestantes, que utilizavam dispositivos auxiliares à marcha, que possuíssem 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 e usuárias de medicamentos que afetavam o equilíbrio.

3.3 Local da pesquisa

A avaliação das participantes e a coleta dos dados foram realizadas no Laboratório de Movimento da UEG, localizado na Unidade Universitária ESEFFEGO, no período de fevereiro a agosto de 2012.

A organização e análise dos dados coletados ocorreram no Núcleo Interdisciplinar de Pesquisa (NIPE) da UEG-ESEFFEGO e no Laboratório de Movimento da UEG-ESEFFEGO apresentado na Figura 9.

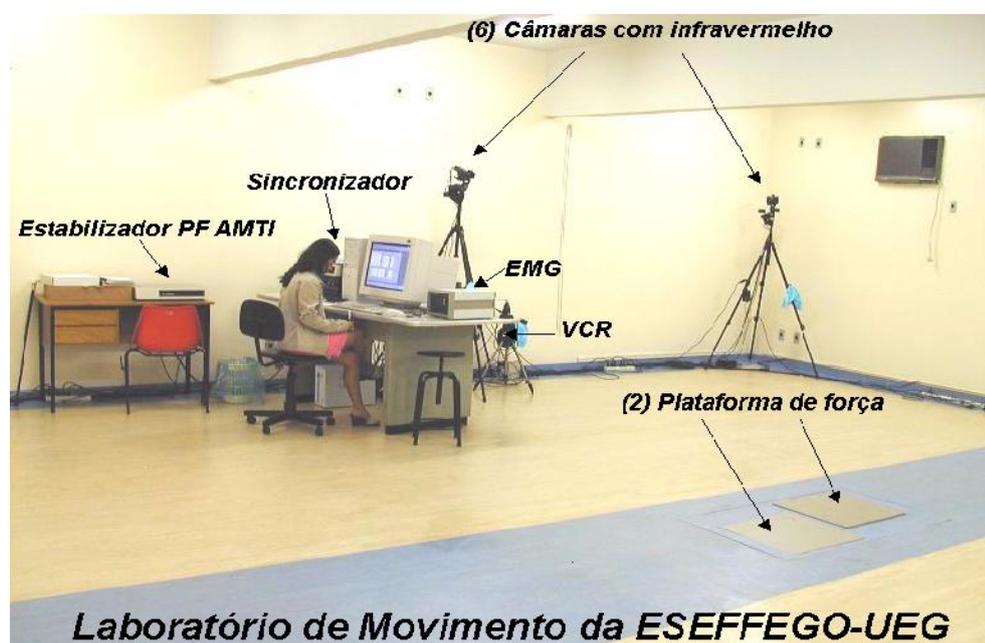


Figura 9- Laboratório de Movimento da ESEFFEGO-UEG

Fonte: Gervásio, 2005 (66).

3.4 Aspectos Éticos

Todos os procedimentos envolvidos nesta pesquisa foram realizados em conformidade com as Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisas envolvendo seres humanos (Resolução 196/96, Conselho Nacional de Saúde – Ministério da Saúde de 10 de outubro de 1996). O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética do Hospital de Urgências de Goiânia- CEP/HUGO/SES sob o protocolo n° 027/11, conforme ANEXO A. Antes de iniciadas as coletas, todas as

voluntárias assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), APÊNDICE A.

3.5 Materiais e equipamentos

Para a avaliação inicial foi realizada a mensuração da massa corporal e da estatura das mulheres. Para tanto, foi utilizada uma balança Filizola®, série 3134, nº 86713 com resolução de 100 gramas, e carga máxima de 150 Kg. Para a avaliação antropométrica e o posicionamento dos marcadores reflexivos foram utilizados os seguintes materiais: fita métrica de 30 cm, paquímetro (Lafayette Instrument Company ® modelo 01290), fita dupla face, 11 marcadores reflexivos e 04 hastes intersegmentares (Figura 10).



A B
Figura 10- Material utilizado para avaliação antropométrica e posicionamento dos marcadores e hastes intersegmentares.

Fonte: própria autora e Gervásio, 2005 (66).

Nota: A – paquímetro, fita métrica, fitas dupla-face, hastes intersegmentares marcadores reflexivos; B- hastes intersegmentares marcadores reflexivos.

Para a análise de marcha foram utilizadas 02 plataformas de força AMTI® modelo OR6-5-1000 (Advanced Mechanical Technology, Newton, MA, USA) e 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). Para coleta e cálculo dos dados cinemáticos e cinéticos que se referem à análise da marcha foi utilizado 01 microcomputador com o sistema Vicon Motus 9.2® (Vicon Motion Systems Inc, Centennial, CO, USA).



A

B

Figura 11- Equipamentos do laboratório de movimento da UEG - ESEFFEGO

Fonte: Gervásio, 2005 (66).

Nota: A – câmera de infravermelho Pulnix®; B - 02 plataformas de força AMTI® modelo OR6-5-1000.

3.6 Coleta dos dados

Inicialmente, foi realizada a mensuração da massa corporal e estatura das participantes para cálculo do Índice de Massa Corpórea (IMC). A partir desta avaliação, as mulheres foram distribuídas em três grupos conforme relacionado abaixo:

- a) mulheres que apresentavam sobrepeso com IMC 25-29,9 kg/m²;
- b) mulheres que apresentavam obesidade grau I com IMC 30-34,9 kg/m²;
- c) mulheres eutróficas com IMC de 18,5-24,9 Kg/m².

Em seguida, todas as participantes foram submetidas à avaliação antropométrica para posterior posicionamento dos marcadores reflexivos. 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 (38, 67) (ANEXO B).

Para a avaliação antropométrica, as mulheres vestiam bermuda que possibilitavam a localização, por palpação, do trocânter maior do fêmur e deixavam 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 (EIAS) e o IMC (38, 67). Estas medidas

são avaliadas por se tratarem de segmentos os quais, as dimensões não se modificam durante o movimento de interesse (38). Com o auxílio de um paquímetro foram tomadas as medidas de diâmetros e comprimentos e a circunferência foi medida por uma fita métrica.

As medidas antropométricas realizadas estão ilustradas na Figura 12.



Figura 12 - Medidas Antropométricas.

Fonte: Vaughan, *et al.*, 1999 (38).

As medidas antropométricas ilustradas na Figura 12 são descritas a seguir:

- distância entre as espinhas ílicas ântero-superiores (EIAS);
- comprimento da coxa: distância do trocânter maior do fêmur até face lateral da tíbia;
- circunferência da coxa: circunferência no ponto médio entre o trocânter maior e a face lateral da tíbia;
- comprimento da perna: distância entre a margem superior e lateral da tíbia até o maléolo lateral;
- circunferência da perna: circunferência no ponto médio entre a margem superior e lateral da tíbia e o maléolo lateral;

- f) diâmetro do joelho: distância entre os epicôndilos medial e lateral do fêmur;
- g) comprimento do pé: distância entre a margem posterior do calcanhar até a extremidade do maior metatarso;
- h) altura do maléolo lateral: distância vertical do solo até face do maléolo lateral;
- i) largura dos maléolos: distância entre os dois maléolos;
- j) largura do pé: distância entre o final do I e V metatarsiano.

Após a avaliação antropométrica, seguiu-se a etapa de posicionamento dos marcadores reflexivos e das hastes intersegmentares apresentado na Figura 13.

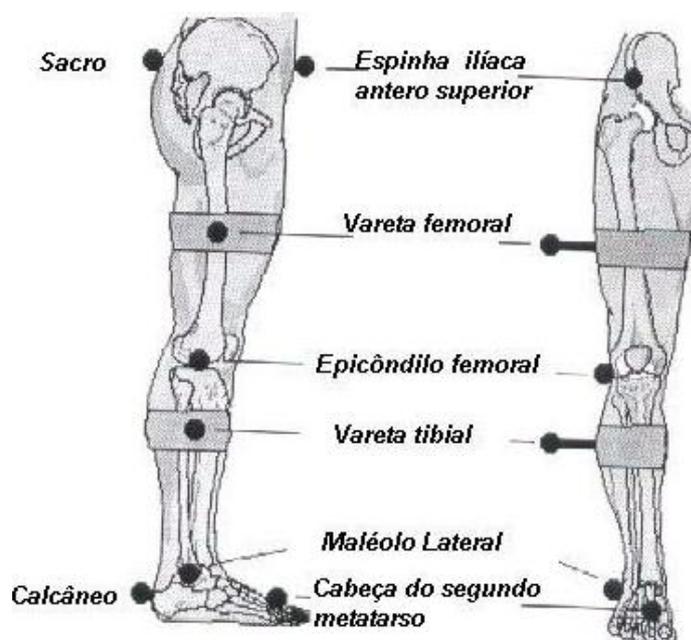


Figura 13 - Disposição dos marcadores e das hastes segmentares.

Fonte: Manual Peak Motus 1998, pág. 89 (67).

O posicionamento dos marcadores reflexivos e das hastes intersegmentares obedeceu às referências anatômicas (68), e está apresentado a seguir:

- a) 02 marcadores reflexivos nas EIAS;
- b) 01 marcador reflexivo na região sacral;
- c) 02 marcadores reflexivos nos epicôndilos laterais femorais;
- d) 02 marcadores reflexivos nos maléolos fibulares;
- e) 02 marcadores reflexivos nos calcanhares;
- f) 02 marcadores reflexivos nas cabeças dos segundos metatarsianos;

- g) 02 hastes intersegmentares localizadas no ponto médio do comprimento das coxas;
- h) 02 hastes intersegmentares localizadas no ponto médio do comprimento das pernas.

Os marcadores reflexivos foram fixados à pele por fitas dupla-face e as hastes intersegmentares foram fixadas com o uso de elásticos e velcros, conforme Figura 13.

A avaliação antropométrica e o posicionamento dos marcadores e das hastes intersegmentares constituem uma etapa fundamental do processo de análise de marcha tridimensional. A partir deste posicionamento foram estabelecidas as coordenadas tridimensionais do sistema em relação à pelve, coxas, pernas e pés. Por este motivo, esta etapa foi executada por uma única avaliadora, a pesquisadora responsável por este estudo.

Os dados coletados no processo de análise de marcha envolvem a trajetória tridimensional dos marcadores que estão fixados na pele dos sujeitos avaliados, e os valores das forças de reação do solo. As trajetórias dos marcadores são normalmente utilizadas (em combinação com os dados de calibração do sistema) para calcular a posição absoluta ou de rotação de um segmento (pelve, por exemplo) no espaço ou a relação da posição de rotação de dois segmentos justapostos (por exemplo, mobilidade articular da articulação do joelho). Estes dados dos segmentos/articulações estão relacionados com os valores dos três componentes da força de reação do solo, fornecidos pela combinação dos dados das duas plataformas de força (69).

Antes de cada exame, os equipamentos do laboratório eram 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, considerando-se que as mesmas estavam sincronizadas com as plataformas de força. O volume de calibração foi definido por um limite de desvio padrão que poderia ser de 0,001 a 0,003 segundos, indicações do fabricante (67). As plataformas de força foram calibradas separadamente às câmeras, sempre antes de cada exame.

Após a calibração dos equipamentos e o posicionamento dos marcadores reflexivos e das hastes intersegmentares, as mulheres deambulavam pela sala para se acostumarem com as hastes e os marcadores fixados na pele. Em seguida, eram 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. As plataformas eram tocadas alternadamente com os pés, sendo na primeira com o pé direito e na segunda com o pé esquerdo, delimitando o ciclo de marcha, conforme demonstrado na Figura 14. 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 evitar o aquecimento das câmeras de infravermelho.



Figura 14 - Toque na plataforma de força.

Fonte: próprio autor.

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 Vicon Motus 9.2®. A análise era considerada válida somente quando todos os marcadores eram reconhecidos pelo sistema e todos os cálculos de cinética e cinemática processados.

Caso o contato total do pé com a plataforma de força ocorresse de forma inadequada, tal como parte calcanhar fora da plataforma, o exame era excluído. Outras situações também acarretavam a exclusão do exame: modificações óbvias

do passo pelas mulheres para entrar em contato com as plataformas, velocidade da marcha notadamente alterada, para mais ou para menos e não conclusão dos cálculos. Com a exclusão do exame, todo o procedimento era repetido até a captura completa.

Para evitar os efeitos de aceleração e desaceleração da marcha, considerados distorções naturais da deambulação, o ponto de início de gravação do exame de marcha pelo sistema ocorreu durante a fase de desenvolvimento da marcha, ou seja, após os três passos iniciais (35, 70).

3.7 Preparação e análise dos dados

Para tornar possível a análise e comparação entre os grupos dos dados cinéticos obtidos por meio das plataformas de força, foi necessário executar a normalização dos dados das componentes da força de reação do solo. Sendo assim, a normalização da magnitude da força de reação do solo foi realizada pelo peso corporal de cada participante (Newtons/Kg) (46, 71, 72). Após a normalização, os dados das componentes da FRS foram apresentados em função do percentual do ciclo de marcha (0% a 100%). Todo o conjunto de dados coletados por meio das plataformas de força foi organizado em uma planilha eletrônica do Excel®.

Para caracterização da amostra selecionada para o estudo, foram utilizados tópicos da estatística descritiva com medidas de tendência central e variabilidade (média e desvio padrão). Para análise da normalidade da distribuição de valores da amostra foi utilizado o teste de *Shapiro-Wilk*, sendo que, todas as variáveis apresentaram distribuição normal. Desta forma, com a finalidade de apontar a existência de diferença estatisticamente significativa entre os grupos, os dados relacionados à força de reação do solo nos três grupos (mulheres com sobrepeso, mulheres com obesidade grau I e mulheres eutróficas) foram tratados por meio da ANOVA one-way, e o teste *post hoc de Tukey* aplicado posteriormente para identificar as diferenças entre os grupos. O nível de significância adotado para os testes foi de 5% ($p < 0,05$).

4 RESULTADOS

Os resultados do presente estudo serão apresentados em duas seções. Na primeira seção serão apresentados os dados referentes à caracterização da amostra. Nesta seção, serão também apresentados os dados que indicam as características descritivas da marcha (velocidade, duração do período de apoio e duração do período de balanço) analisadas para os grupos de mulheres com sobrepeso, mulheres obesas grau I, e mulheres eutróficas. Na segunda seção, serão apresentadas as características cinéticas da marcha: padrão das componentes vertical (F_z), horizontal ântero-posterior (F_{AP}) e horizontal médio-lateral (F_{ML}) da força de reação do solo. A apresentação das características dos componentes da força de reação do solo será descrita, acompanhada da comparação entre os achados cinéticos da marcha de mulheres com sobrepeso e obesas grau I, com os achados de mulheres eutróficas, contemplando, assim, os objetivos do presente estudo.

4.1 Caracterização da amostra e características descritivas da marcha

A Tabela 2 evidencia os valores médios e de variabilidade para a caracterização da amostra do presente estudo. A amostra foi constituída por 40 mulheres com idade de 20 a 57 anos. Os grupos constituídos por mulheres com sobrepeso, mulheres com obesidade grau I e eutróficas não apresentaram diferenças quanto à idade e quanto à altura. Sendo assim, a análise não apontou diferença entre os grupos para estas variáveis. No entanto, observaram-se diferenças entre os grupos para massa corporal e IMC, conforme ficou evidenciado na Tabela 2.

Tabela 2 – Caracterização da amostra. Média, desvio-padrão e comparação da idade, altura, massa corporal e Índice de Massa Corporal (IMC) para os grupos de mulheres com sobrepeso, obesas grau I e eutróficas

Características da amostra	Valores médios e desvio padrão			Comparação entre os grupos p**		
	Sobrepeso 25 ≤ IMC ≤ 29,9 kg/m ²	Obesas grau I 30 ≤ IMC ≤ 34,9 kg/m ²	Eutróficas 18,5 ≤ IMC ≤ 24,9 kg/m ²	Sobrepeso X Eutróficas	Sobrepeso X Obesas grau I	Obesas grau I X Eutróficas
Idade (anos)	32,6 (±9,7)	39,81 (±9,6)	34,10 (±10,77)			
Altura (m)	1,64 (±0,50)	1,61 (±0,04)	1,61 (±0,04)			
Massa corporal (Kg)	76,4 (±5,54)	85,4 (±5,46)	56,7 (±5,46)	< 0,001	0,002	< 0,001
IMC (kg/m ²)	28,29 (±1,19)	32,80 (±1,23)	21,81 (±1,87)	< 0,001	< 0,001	< 0,001

Fonte: próprio autor.

Nota: p* ANOVA One Way (p<0,05). p** post hoc test Tukey HSD (p<0,05).

Os valores médios e de variabilidade para as características descritivas da marcha são apresentados na Tabela 3. Estes dados são apresentados em relação ao ciclo de marcha. Para estas variáveis, a análise apontou diferenças entre os grupos constituídos por mulheres com sobrepeso, mulheres com obesidade grau I e eutróficas ($p < 0,005$).

As mulheres eutróficas apresentaram velocidade de marcha maior que as mulheres com sobrepeso, enquanto que as mulheres com obesidade grau I apresentaram a menor velocidade, entre os três grupos ($p < 0,005$). No que se refere ao tempo de apoio, as mulheres eutróficas permaneceram menos tempo no período de apoio em comparação aos outros dois grupos (sobrepeso e obesas grau I), que apresentaram um tempo de apoio maior ($p < 0,005$). Consequentemente, o tempo de permanência no período de balanço foi maior nas mulheres eutróficas em relação aos outros dois grupos (sobrepeso e obesas grau I), que apresentaram um período de balanço menor ($p < 0,005$). Para os períodos de permanência em apoio e balanço, os grupos de mulheres com sobrepeso e obesas grau I apresentaram valores semelhantes entre si.

Baseado nos dados apresentados na Tabela 3, a análise indicou a presença de diferença nas características descritivas da marcha entre os grupos. Para analisar a interação entre os três grupos, e identificar as diferenças entre eles, foi aplicado o teste *post hoc de Tukey* com o nível de significância adotado de 5% ($p < 0,05$).

Observou-se, no que tange às características descritivas da marcha, que tais medidas são diferentes quando se estabelece a comparação entre o grupo de mulheres eutróficas com as mulheres com sobrepeso, e entre o grupo de mulheres eutróficas com as mulheres com obesidade grau I. No entanto, ao se estabelecer comparação entre o grupo de mulheres com sobrepeso e as mulheres com obesidade grau I, não foi encontrada diferença entre elas.

Tabela 3 – Média, desvio padrão e comparação das características descritivas da marcha de mulheres com sobrepeso, obesas grau I e eutróficas

Características Descritivas da marcha	Valores médios e desvio padrão			Comparação entre os grupos p**			
	Sobrepeso 25 ≤ IMC ≤ 29,9 kg/m ²	Obesas grau I 30 ≤ IMC ≤ 34,9 kg/m ²	Eutróficas 18,5 ≤ IMC ≤ 24,9 kg/m ²	p*	Sobrepeso X Eutróficas	Sobrepeso X Obesas grau I	Obesas grau I X Eutróficas
Velocidade (m/s)	1,1 (±0,11)	1,0 (±0,14)	1,2 (±0,11)	< 0,001	0,004	0,702	<0,001
Apoio (%)	64 (±1,90)	64 (±1,91)	61 (±1,83)	<0,001	0,009	0,912	<0,001
Balanço (%)	35 (±1,90)	35 (±1,91)	38 (±1,83)	<0,001	0,009	0,912	<0,001

Fonte: próprio autor.

Nota: p* ANOVA One Way (p<0,05). p** post hoc test Tukey HSD (p<0,05).

4.2 Caracterização das componentes da força de reação do solo

Para a adequada apresentação das componentes da FRS, obtidas por meio das plataformas de força, foi necessário executar a normalização dos dados das mesmas. Os dados apresentados nesta seção foram submetidos à normalização da magnitude da FRS pelo peso corporal de cada participante (Newtons/Kg).

A Tabela 4 apresenta os valores médios (\pm DP) referentes às componentes vertical, horizontal ântero-posterior e horizontal médio-lateral da força de reação do solo (FRS) durante o ciclo de marcha de mulheres com sobrepeso, mulheres com obesidade grau I e eutróficas.

O padrão de normalidade da componente vertical da FRS, a uma velocidade de marcha normal, apresenta dois picos (F_{ZF_1} e F_{ZF_3}), separados por um vale (F_{ZF_2}). Os valores da componente vertical, durante o ciclo de marcha de mulheres com sobrepeso, mulheres com obesidade grau I e eutróficas, foram apresentados na Tabela 4, de acordo com o primeiro e segundo picos e o vale. A análise indicou diferença entre os três grupos para todos os valores da componente vertical ($p < 0,001$).

Quanto ao padrão de normalidade da componente horizontal ântero-posterior da FRS, a uma velocidade de marcha normal, esta apresenta um vale (F_{AP1}) e um pico (F_{AP2}). Os valores da componente horizontal ântero-posterior, durante o ciclo de marcha de mulheres com sobrepeso, mulheres com obesidade grau I e eutróficas, apresentados na Tabela 4, demonstraram diferenças entre os grupos ($p < 0,001$).

Finalizando os resultados apresentados na Tabela 4, o padrão de normalidade da componente horizontal médio-lateral da FRS, a uma velocidade de marcha normal, apresenta dois picos (F_{ML1} e F_{ML2}). Os valores desta componente, durante o ciclo de marcha de mulheres com sobrepeso, mulheres com obesidade grau I e eutróficas, apresentados na Tabela 4, também demonstraram diferenças entre os grupos ($p < 0,001$).

Baseado nos dados apresentados na Tabela 4, a análise indicou a presença de diferença nos valores médios das três componentes da FRS da marcha entre os grupos. Para analisar a interação entre os três grupos, e identificar as diferenças entre eles, foi aplicado o teste *post hoc* de Tukey com o nível de significância adotado de 5% ($p < 0,05$). A Tabela 4 indica, ainda, as diferenças encontradas, comparando-se os três grupos.

Tabela 4 – Média, desvio-padrão e comparação das componentes da força de reação do solo normalizadas pelo peso corporal para os grupos de mulheres com sobrepeso, obesas grau I e eutróficas

FRS	Valores médios e desvio padrão			Comparação entre os grupos p**			
	Sobrepeso 25 ≤ IMC ≤ 29,9 kg/m ²	Obesas grau I 30 ≤ IMC ≤ 34,9 kg/m ²	Eutróficas 18,5 ≤ IMC ≤ 24,9 kg/m ²	p*	Sobrepeso X Eutróficas	Sobrepeso X Obesas grau I	Obesas grau I X Eutróficas
F _Z F ₁	7,9 (±2,87)	9,0 (±2,20)	20,1 (±2,58)	< 0,001	< 0,001	0,621	< 0,001
F _Z F ₂	6,4 (±2,33)	7,3 (±1,65)	14,5 (±2,05)	< 0,001	< 0,001	0,582	< 0,001
F _Z F ₃	8,4 (±2,89)	9,7 (±2,23)	21,5 (±2,46)	< 0,001	< 0,001	0,486	< 0,001
F _{AP1}	-1,0 (±0,86)	-1,4 (±0,51)	-3,2 (±0,90)	< 0,001	< 0,001	0,400	< 0,001
F _{AP2}	1,4 (±0,47)	1,5 (±0,46)	3,7 (±0,68)	< 0,001	< 0,001	0,776	< 0,001
F _{ML1}	0,5 (±2,22)	0,5 (±0,23)	1,2 (±0,42)	< 0,001	< 0,001	0,984	< 0,001
F _{ML2}	0,5 (±0,23)	0,7 (±0,23)	1,4 (±0,32)	< 0,001	< 0,001	0,183	< 0,001

Fonte: próprio autor.

Nota: p* ANOVA One Way (p<0,05). p** post hoc test Tukey HSD (p<0,05).

FRS: força de reação do solo. F_ZF₁: primeiro pico da componente vertical da força de reação do solo; F_ZF₂ segundo pico, ou vale, da componente vertical da força de reação do solo; F_ZF₃: terceiro pico da componente vertical da força de reação do solo; F_{AP1}: primeiro pico, ou vale, da componente horizontal ântero-posterior da força de reação do solo; F_{AP2}: segundo pico da componente horizontal ântero-posterior da força de reação do solo; F_{ML1}: primeiro pico da componente horizontal médio-lateral da força de reação do solo; F_{ML2} primeiro pico da componente horizontal médio-lateral da força de reação do solo.

Observou-se, no que tange às características das componentes da força de reação do solo da marcha, que tais medidas são diferentes quando se estabelece a comparação entre o grupo de mulheres eutróficas com as mulheres com sobrepeso ($p < 0,001$) e, entre o grupo de mulheres eutróficas com as mulheres com obesidade grau I ($p < 0,001$). No entanto, ao se estabelecer comparação entre o grupo de mulheres com sobrepeso e as mulheres com obesidade grau I, não foi encontrada diferença entre elas ($p > 0,05$).

As componentes da força de reação do solo serão apresentadas, na sequência, em gráficos que indicam o comportamento destas componentes durante o ciclo de marcha.

Com relação à componente vertical da FRS, demonstrada na Figura 15, o grupo das mulheres eutróficas apresentou os picos e o vale bem definidos. É notável a diferença entre o gráfico das mulheres eutróficas e os gráficos das mulheres com sobrepeso e obesidade grau I, principalmente no que se refere à magnitude dos picos de força (F_zF_1 , F_zF_3), sendo estes bem maiores nas mulheres eutróficas. Observa-se que as mulheres com sobrepeso e obesidade grau I permanecem mais tempo no período do apoio do que as mulheres eutróficas. Existe um atraso para o início da F_z nos gráficos das mulheres com sobrepeso e obesidade grau I em relação ao traçado gráfico das mulheres eutróficas sugerindo uma demora para iniciar a fase de contato inicial. Estas diferenças nos achados dos gráficos, comparando-se as mulheres com sobrepeso e obesidade grau I com as mulheres eutróficas, foram relatadas de forma semelhante na análise estatística.

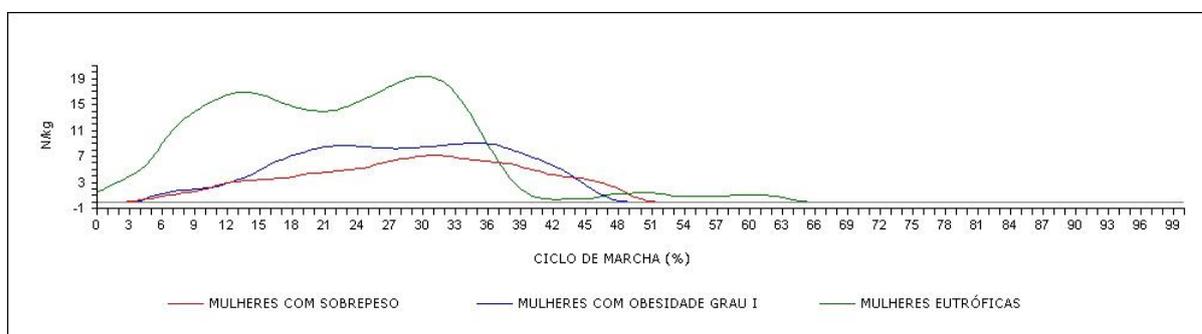


Figura 15- Componente vertical da força de reação do solo para o grupo de mulheres com sobrepeso, obesidade grau I e eutróficas

Fonte: próprio autor.

De acordo com os resultados referentes aos valores das componentes da FRS, para a comparação entre os grupos de mulheres com sobrepeso e obesidade grau I, a análise estatística não apontou diferenças significativas. No entanto, a partir da análise dos gráficos observam-se diferenças entre estes dois grupos.

Na Figura 15, que ilustra a F_z , é possível perceber que os dois grupos (sobrepeso e obesidade grau I) apresentam períodos de apoios bastante semelhantes e ambos atrasam para o contato inicial. Mas, uma análise detalhada do gráfico indica que as mulheres com sobrepeso apresentam inversão para os picos e para o vale (F_zF_1 , F_zF_2 , F_zF_3), fato não verificado nas mulheres obesas que apresentam curvas que se assemelham às mulheres eutróficas, porém com uma menor magnitude. Este achado pode sugerir algum mecanismo de adaptação ao ganho de peso.

Em se tratando da componente horizontal ântero-posterior, ilustrada na Figura 16, as mulheres eutróficas apresentaram uma fase negativa na primeira metade do período de apoio, e uma fase positiva na segunda metade desse período, caracterizando a F_{AP} normal. Para esta componente, também é notável a diferença entre o gráfico das mulheres eutróficas e os gráficos das mulheres com sobrepeso e obesidade grau I, achado confirmado pela análise estatística.

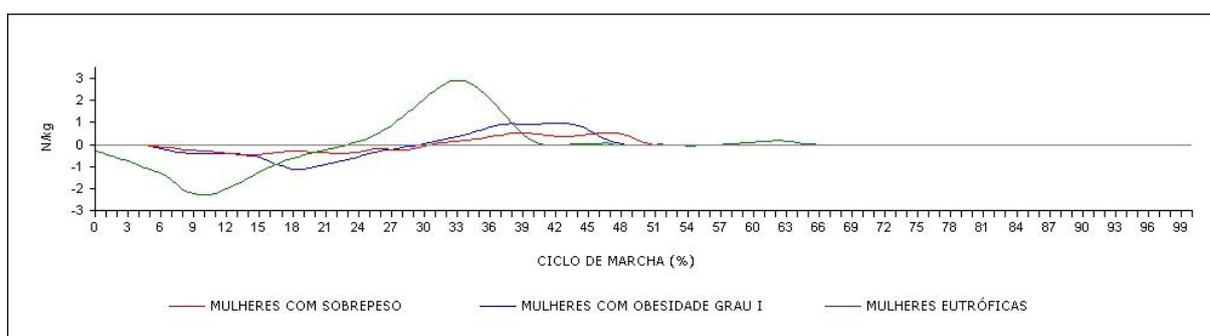


Figura 16- Componente horizontal ântero-posterior da força de reação do solo para o grupo de mulheres com sobrepeso, obesidade grau I e eutróficas

Fonte: próprio autor.

Nos traçados gráficos das mulheres com sobrepeso e obesidade grau I, existe um atraso para o início da F_{AP} relação ao traçado do gráfico das mulheres eutróficas, compatível com um atraso para o início da fase de contato inicial. Para a comparação entre os grupos de mulheres com sobrepeso e obesidade grau I, a

análise estatística não apontou diferenças significativas, mas é possível perceber uma diferença no traçado gráfico para estes grupos. Analisando a Figura 15, que ilustra a F_{AP} , percebe-se que, assim como na F_Z , as mulheres com sobrepeso apresentam inversão para os dois picos (F_{AP1} , F_{AP2}).

Para finalizar a análise dos gráficos, a Figura 17 ilustra o traçado da componente médio-lateral (F_{ML}) para os grupos de mulheres com sobrepeso, obesidade grau I e eutróficas. Esta componente apresenta uma magnitude muito pequena, com valores considerados pela literatura como inconsistentes (73), mas que traduzem um posicionamento do pé durante a fase de apoio.

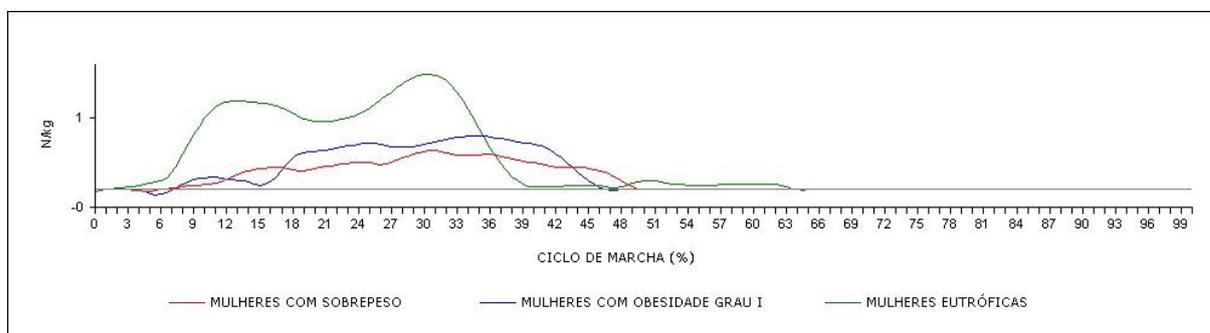


Figura 17- Componente horizontal médio-lateral da força de reação do solo para o grupo de mulheres com sobrepeso, obesidade grau I e eutróficas

Fonte: próprio autor.

No que se refere à F_{ML} para as mulheres eutróficas, estas apresentam um traçado gráfico dentro dos padrões de normalidade, com os dois picos evidenciados (F_{ML1} e F_{ML2}). Para o traçado gráfico das mulheres com sobrepeso, nota-se uma distorção do gráfico, enquanto que para as mulheres com obesidade grau I, o traçado ainda preserva os picos, porém com magnitude bem inferior às mulheres eutróficas. Estes achados serão fundamentados na discussão, pautados na migração do apoio do pé da borda lateral para a borda medial.

5 DISCUSSÃO

A discussão dos resultados está organizada de forma a contemplar os objetivos e hipóteses do estudo. Portanto, serão discutidas, inicialmente, a contextualização da análise de marcha tridimensional em indivíduos obesos, bem como as características da amostra estudada e as características descritivas da marcha. Em seguida, serão discutidas as características das componentes vertical, horizontal ântero-posterior e horizontal médio-lateral da força de reação do solo da marcha comparando-as entre mulheres com sobrepeso, mulheres com obesidade grau I e mulheres eutróficas.

5.1 Características da amostra e características descritivas da marcha de mulheres obesas

A análise tridimensional da marcha é utilizada na avaliação da locomoção com a finalidade de fornecer uma medida de resultado fundamental para as pesquisas científicas e para a aplicabilidade terapêutica (74). O presente estudo objetivou comparar a cinética da marcha, especificamente a FRS, entre mulheres com sobrepeso, obesidade grau I e eutróficas. A amostra foi constituída por 40 mulheres, sendo 9 mulheres com sobrepeso, 11 mulheres com obesidade grau I e 20 mulheres eutróficas.

A decisão de compor a amostra somente por mulheres foi fundamentada no fato de que o sexo feminino apresenta significativamente maiores quantidades de gordura corporal total do que os homens para um mesmo IMC. Sendo assim, comparação entre sexos influenciaria no presente estudo, visto que o foco do mesmo é a comparação entre os grupos baseada na classificação do IMC (8).

Além da diferença para o IMC entre homens e mulheres, os achados da análise tridimensional da marcha (cinéticos e cinemáticos) também podem sofrer interferências relacionadas ao sexo dos indivíduos avaliados (75, 76, 77).

Em um estudo realizado com trinta jovens adultos saudáveis, sendo 15 mulheres e 15 homens, foram investigados, durante a marcha, a atividade muscular, mobilidade articular de membros inferiores e força vertical de reação do solo. As mulheres apresentaram maior atividade do músculo tibial anterior, maior amplitude

de movimento do tornozelo, e maior pico de força vertical de reação do solo em relação aos homens (75).

Com a hipótese de pesquisa de que os adultos saudáveis andariam de forma diferente de acordo com seu sexo, quando caminhavam descalços em sua velocidade confortável, um estudo coreano investigou dados cinemáticos e cinéticos através da análise tridimensional da marcha. A amostra constituída de 98 adultos saudáveis coreanos (47 mulheres e 51 homens) foram avaliados por sistema óptico e plataformas de força. Os dados cinéticos foram normalizados pelo peso corporal e, avaliados pelo teste t independente. Os resultados mostraram que as mulheres andaram a uma velocidade menor do que os homens, devido ao menor comprimento do passo ($p < 0,05$), e apresentaram ainda, menor comprimento da passada e largura do passo. O estudo concluiu que a análise da marcha apresentou diferenças significativas entre os sexos, fundamentadas nas características anatômicas do gênero (76).

A influência do sexo sobre a biomecânica da marcha tem sido investigada, dadas as diferenças percebidas, de forma subjetiva, na análise observacional do andar entre os sexos. A análise quantitativa revela as diferenças entre os sexos, no que tange aos dados cinemáticos (movimento articular) e cinéticos dos membros inferiores durante a marcha. Comprovando isto, foram coletados torque e potência em 99 indivíduos adultos jovens (49 mulheres e 50 homens), com idades entre 20 a 40 anos, através da análise de movimento optico-eletrônica e sistema de plataforma de força. Dados cinéticos foram normalizadas para altura e peso, e dados das mulheres e dos homens foram comparados graficamente e estatisticamente para avaliar as diferenças em todos os principais valores cinemáticos e cinéticos. As mulheres apresentaram significativamente maior flexão do quadril e extensão do joelho antes do contato inicial, maior momento de flexão do joelho no pré-balanço, e uma maior absorção de energia mecânica no joelho na fase pré-balanço ($P < 0,001$) (77).

Baseado no exposto acima, o presente estudo limitou sua amostra, exclusivamente ao sexo feminino. Para avaliação da amostra, foram verificadas algumas características que incluem a idade, altura, massa corporal e IMC.

Dentre os diversos fatores que influenciam os parâmetros de marcha, a idade é relatada como sendo um deles. No presente estudo a idade das mulheres variou de 20 a 57 anos. A Idade selecionada como critérios de inclusão, entre 20 a 60

anos, foi escolhida 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, o que inviabilizaria um estudo comparativo (78, 79).

O avanço da idade é responsável por déficit na produção do torque e na atividade enzimática mitocondrial dos flexores plantares (tríceps sural). Fundamenta a hipótese de que para compensar as reduções não uniformes na função dos músculos do membro inferior, os idosos se adaptam, aumentando o torque em algumas articulações e diminuindo em outras para tentar andar à mesma velocidade. (52)

A literatura registra que a idade é um fator que influencia negativamente a velocidade, fazendo com que esta diminua com o passar dos anos (81, 82). Os efeitos da idade sobre a seleção da velocidade de caminhada e o comprimento da passada foram descritos em um estudo realizado com 289 homens e 149 mulheres com idades entre 19-102 anos. Estes indivíduos foram convidados a andar em três passos auto-selecionadas (lento, normal e rápido) por uma distância de 80 metros. Foi identificado que a idade média de 62 anos coincidiu com um declínio acelerado da velocidade da marcha. Antes de 62 anos, foi observado um declínio da velocidade de marcha normal apenas, de 1% a 2% por década (82).

O mesmo estudo relatou que após a idade de 63 anos, as mulheres mostraram uma diminuição da velocidade de 12,4% por década, e os homens apresentaram um decréscimo de 16,1% por década. O grupo mais idoso (idade superior a 63 anos), apresentou uma velocidade significativamente menor ao caminhar, e um menor comprimento do passo em relação aos grupos mais jovens (19-39 anos e 40-62 anos). Em uma análise de regressão múltipla, a única variável independente significativa para a velocidade da marcha foi a idade, que respondeu por 19 a 38% da variância. Quando a população foi dividida em duas faixas etárias (19-62 anos e 63-102 anos), a velocidade da marcha foi associada com a altura do indivíduo antes dos 62 anos, e com altura e idade após 62 anos (82).

No presente estudo, a idade das mulheres participantes não apresentou diferença significativa na comparação entre os três grupos, caracterizando que as mulheres com sobrepeso, obesidade grau I e eutróficas apresentam valores similares para a idade. Desta forma esta variável não exerceu influência nas características descritivas da marcha, tampouco nas componentes da FRS.

Os parâmetros de marcha, além do sexo e da idade, sofrem interferência também de características antropométricas como altura e peso corporal. Corroborando com esta afirmação, um estudo investigou as mudanças associadas à idade e ao gênero, na velocidade, comprimento do passo e cadência da marcha, de mulheres e homens, adultos saudáveis, e estabeleceu a influência dos índices antropométricos como altura e peso corporal na marcha. Participaram 118 mulheres e 121 homens, na faixa etária de 19 a 90 anos. Estes caminharam em sua velocidade preferida sobre uma passarela de 12 metros cruzando duas plataformas de força. Constatou-se que indivíduos mais idosos apresentaram valores mais baixos para a velocidade da marcha e para o comprimento do passo do que os indivíduos mais jovens. Embora haja pouca diferença na redução percentual entre homens e mulheres na faixa de idade adulta, os valores absolutos para a velocidade de caminhada são mais baixos em mulheres do que em homens em todas as idades. Nas mulheres, o percentual de variância explicada para o declínio na velocidade de caminhada foi de 30%, e para o declínio no comprimento do passo de 40%. Ao se levar em consideração o peso corporal, o percentual de variância explicada para a velocidade da marcha sobe para 37%, e para comprimento do passo para 59%. Em conclusão, a velocidade da marcha e o comprimento do passo declinam seu valores com a idade, em pessoas saudáveis. Os valores mais baixos encontrados em indivíduos saudáveis, apresentaram também relação com diferenças encontradas para a altura e peso corporal entre os indivíduos jovens e idosos (83).

Os padrões de marcha apresentam modificações durante o desenvolvimento motor. Na análise da marcha em crianças, percebe-se que seu padrão varia conforme a aquisição da coordenação motora, maturação em geral e dimensões corporais (30, 44). No adulto, os dois primeiros fatores já atingiram desenvolvimento total, sendo que as dimensões corporais (altura e peso corporal) permanecem como maior fator influenciador. O comprimento da passada sofre influência da altura dos sujeitos como possivelmente do peso, da idade e do sexo (31, 46).

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 (30, 44). 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 da marcha (22,68). No presente estudo não foi encontrada diferença estatística entre os três grupos no que se refere à altura ($p > 0,05$), demonstrando que a amostra estudada sofreu variação somente na massa corporal 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 aumentada, objeto de estudo deste trabalho. Confirmando o fato de que na análise estatística o IMC demonstrou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,005$), pode-se inferir que alterações no padrão de marcha apresentados no presente estudo sofreram interferência da massa corporal, consequentemente do IMC.

A literatura registra achados da influência do IMC nos parâmetros de marcha. Foi realizado um estudo caso-controle com 24 mulheres obesas, com idade média de $35,20 \pm 9,9$ anos, e IMC médio de $31,85 \pm 2,94$ Kg/m², e 24 mulheres eutróficas, com idade média de $36,33 \pm 11,14$, e IMC médio de $21,82 \pm 1,58$ kg/m². A marcha das mulheres foi avaliada pelo sistema Vicon Motus 9.2®, e foram investigados os parâmetros lineares de velocidade, cadência, comprimento do passo e da passada direitos e esquerdos e também os parâmetros angulares das articulações do joelho e tornozelo. Como resultado, o estudo encontrou que houve um decréscimo nos parâmetros lineares da marcha ($p < 0,001$), velocidade, cadência, comprimento do passo e da passada direitos e esquerdos. Nos parâmetros angulares do joelho e tornozelo também ocorreram diferenças entre as análises ($p < 0,001$). Na articulação do joelho, as mulheres obesas apresentam atraso no início da segunda onda de flexão, exacerbando este movimento como compensação. No tornozelo, os dois grupos apresentaram curvas de flexão plantar e dorsiflexão normais, porém existe um atraso no traçado gráfico do tornozelo das mulheres obesas indicando uma redução da amplitude de movimento e possível sobrecarga dos músculos pré-tibiais e sóleo simultaneamente. Estas alterações foram atribuídas às diferenças de IMC apresentadas pelos grupos (54).

Considerando a discussão a cerca das características descritivas da marcha, a velocidade desponta como uma das características que exercem grande influência nas demais. Em um estudo realizado com trinta jovens adultos saudáveis, sendo 15 mulheres e 15 homens, que teve por objetivo investigar o efeito da velocidade na atividade muscular, mobilidade articular de membros inferiores e força vertical de reação do solo durante a andar descalço. Os resultados indicaram que a velocidade

de marcha influenciou de forma significativa os parâmetros, sendo que, o aumento da velocidade de caminhada causou aumento significativo nas atividades musculares dos eretores da coluna lombar, bíceps femoral e gastrocnêmio medial, bem como a força de reação do solo vertical na resposta carga (75).

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 e o contrário também é verdadeiro [24, 35]. 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 (23,34).

Resultados de estudos da análise de marcha em indivíduos obesos, já indicam alterações da velocidade em decorrência do IMC (30, 49, 54). Em um estudo de análise tridimensional da marcha realizado com uma amostra de 14 sujeitos com idade média de $35,4 \pm 8,8$ anos, sendo 8 mulheres e seis homens obesos com IMC médio de $33,4 \pm 4,2$ kg/m², indivíduos obesos apresentaram um comprimento de passo mais curto, menor velocidade e gastaram mais tempo na fase de apoio e duplo suporte quando comparados a indivíduos eutróficos (30).

No presente estudo foi identificada uma diminuição da velocidade na marcha de mulheres com sobrepeso e obesidade grau I em relação às eutróficas. No entanto, a velocidade, apesar de diminuída, não apresentou diferenças significativas quando comparados os grupos de sobrepeso e obesidade grau I. Pode-se concluir que no presente estudo, existe diferença entre a velocidade de mulheres eutróficas e com sobrepeso e obesidade grau I. No entanto, o incremento do IMC do grupo de mulheres com sobrepeso para o grupo de mulheres obesas grau I, não foi suficiente para diminuir a velocidade de forma significativa. Este achado pode exercer influência sobre todas as demais comparações realizadas, no presente estudo, incluindo as componentes da FRS. A velocidade é uma característica que interfere de forma decisiva nos demais parâmetros de marcha (46).

Em contraponto, a velocidade apresentou valores menores do que os padrões de referência para população normal no estudo de análise observacional da marcha realizado com 34 indivíduos morbidamente obesos, com idade média $47,2 \pm 12,9$ anos com IMC médio de 40.1 ± 6.0 kg/m². Destaca-se o fato de que o incremento do IMC

apresenta-se como um fator importante para alteração dos parâmetros de velocidade (21).

A análise de marcha é realizada baseada nas divisões do ciclo da marcha, compreendida em dois períodos, o de apoio e o de balanço. O período de apoio envolve quatro fases, o contato inicial, a resposta à carga, apoio médio e apoio terminal. É durante o apoio que ocorrem as tarefas de aceitação do peso e o apoio simples do membro. O período do balanço compreende a tarefa de avanço do membro à frente, sendo constituído pelas fases de pré-balanço, balanço inicial, balanço médio e balanço terminal (34)

A literatura registra achados de modificações nos períodos de apoio e balanço associadas à obesidade (52, 55). Em um estudo de análise tridimensional da marcha realizado com uma amostra de 14 sujeitos com idade média de $35,4 \pm 8,8$ anos, sendo 8 mulheres e seis homens obesos com IMC médio de $33,4 \pm 4,2$ kg/m², indivíduos obesos permaneceram mais tempo na fase de apoio e duplo suporte quando comparados a indivíduos eutróficos (30).

O presente estudo corrobora com a literatura, ao constatar que o tempo de permanência no período de apoio é maior nas mulheres obesas, quando comparadas às mulheres eutróficas. No entanto, ao se estabelecer a comparação entre as mulheres com sobrepeso e as mulheres com obesidade grau I, não foram encontradas diferenças entre o tempo gasto no apoio.

Os resultados encontrados no presente estudo indicam que existe uma readaptação do equilíbrio devido a sobrecarga em decorrência do excesso de peso. No indivíduo obeso, a fase de balanço é diminuída, este fato reduz o tempo de oscilação. Isso leva também a um aumento do período de sustentação de peso, quando ambos os pés ainda estão em contato com o solo, durante o transferência de peso de uma perna para a outra (21).

O ciclo da marcha em indivíduos obesos é caracterizado por uma fase de balanço mais curta, e uma base mais ampla de apoio. O padrão de marcha alterado é, provavelmente, relacionado ao aumento da necessidade de estabilização causada pela obesidade. Na verdade, o maior período de apoio proporciona uma locomoção mais segura através da manutenção do peso em ambas as pernas e não sobrecarregando um membro somente, reduzindo assim o risco de instabilidade. O esforço feito por indivíduos obesos para manter o equilíbrio do corpo também produz uma marcha de velocidade auto-selecionada reduzida. A redução da

velocidade pode ser um indicativo de má condição física em adultos obesos, bem como uma tentativa de oferecer ao sistema nervoso central mais tempo para reagir a obstáculos (84).

5.2 Características das componentes vertical, horizontal ântero-posterior e horizontal médio-lateral da força de reação do solo e comparação entre mulheres com sobrepeso, com obesidade grau I e mulheres eutróficas

Para que a comparação dos dados adquiridos com a plataforma de força entre os grupos de mulheres com sobrepeso, obesidade grau I e eutróficas fosse possível, foi necessário normalizar a amplitude desses dados. Dessa forma, a normalização dos dados foi feita pelo peso corporal (Newtons) de cada participante.

Os achados do presente estudo, com relação às componentes da FRS, indicaram que tais parâmetros são diferentes quando se estabelece a comparação entre o grupo de mulheres eutróficas com as mulheres com sobrepeso e, entre o grupo de mulheres eutróficas com as mulheres com obesidade grau I. No entanto, ao se estabelecer comparação entre o grupo de mulheres com sobrepeso e as mulheres com obesidade grau I, não foi encontrada diferença entre elas.

Ainda com relação aos achados do presente estudo, com relação à componente vertical da FRS, é notável a diferença entre o gráfico das mulheres eutróficas e os gráficos das mulheres com sobrepeso e obesidade grau I, principalmente no que se refere à magnitude dos picos de força (F_zF_1 , F_zF_3), sendo estes bem maiores nas mulheres eutróficas. Achados corroborados na literatura

Observou-se, ainda, que as mulheres com sobrepeso e obesidade grau I permanecem mais tempo no período do apoio do que as mulheres eutróficas. A literatura indica que indivíduos com sobrepeso e obesos necessitam de mais tempo de apoio, para manter o equilíbrio (84). Deste modo, mulheres obesas tendem a sofrer maior sobrecarga durante a fase de apoio e na tentativa de gerar maior estabilidade, exacerbam a flexão do joelho contralateral em período de balanço, para suportar este maior tempo de permanência em apoio (54). Outra adaptação desenvolvida pelos indivíduos obesos é uma maior adução do quadril, durante a fase de apoio terminal e fase de pré-balanço. Os indivíduos obesos podem ajustar a força da musculatura adutora do quadril, durante a fase de apoio terminal para

controlar e, conseqüentemente, para manter a estabilidade na posição vertical. A maior ação dos músculos adutores pode também resistir a extensão do quadril na fase de apoio terminal, interferindo deste modo na magnitude da F_zF_3 (30).

Outro achado importante do presente estudo foi o de que as mulheres com sobrepeso apresentaram inversão do vale (F_zF_2), fato não verificado nas mulheres obesas que apresentam curvas que se assemelham às mulheres eutróficas, porém com uma menor magnitude. Este achado pode revelar algum mecanismo de adaptação ao ganho de peso, pois o vale corresponde à transição da fase de resposta à carga para a fase de apoio médio. Os picos da componente vertical da FRS são dependentes da velocidade média da amostra, é importante considerar que os valores encontrados para a velocidade estavam reduzidos em comparação às mulheres eutróficas. Quanto maior a velocidade maior o pico e o contrário é verdadeiro. Desta forma, velocidades médias reduzidas achatam os picos da curva de descarga de peso, aproximando-se da própria descarga de peso corporal e o vale tende a desaparecer como observado mulheres com sobrepeso (34). A diminuição dos valores de resposta de carga está intimamente relacionada com o aumento de flexão de joelho na fase de resposta a carga (46). Este aumento da flexão é maior em indivíduos mais obesos, o que pode caracterizar um mecanismo de adaptação que fez com que esta inversão do vale não se apresentasse no gráfico das mulheres com obesidade grau I como ocorreu nas mulheres com sobrepeso.

No que tange aos achados da componente ântero-posterior, a mesma descreve a mobilidade corporal no sentido de anterior para posterior. Reflete respostas de controle e ajuste postural nas questões de equilíbrio e reações de proteção, uma vez que, busca harmonizar os desequilíbrios naturais para que a troca de passos ocorra naturalmente (34). Em se tratando da componente horizontal ântero-posterior, as mulheres eutróficas apresentaram uma fase negativa na primeira metade do período de apoio, e uma fase positiva na segunda metade desse período, caracterizando a F_{AP} normal. Para esta componente, também é notável a diferença entre o gráfico das mulheres eutróficas e os gráficos das mulheres com sobrepeso e obesidade grau I, achado confirmado pela análise estatística. Para a comparação entre os grupos de mulheres com sobrepeso e obesidade grau I, a análise estatística não apontou diferenças significativas.

As mulheres com sobrepeso e obesidade grau I permanecem os primeiros segundos do ciclo sem oscilações laterais, iniciando a fase de contato inicial com um

atraso. Ambas com menor grau de oscilação que o grupo eutrófico. Menores velocidades de marcha também causam menor oscilação ântero-posterior (46). A ausência de resposta à carga no início do ciclo para as mulheres com sobrepeso e com obesidade grau I apresenta relação com a velocidade com a qual tocam o calcanhar no solo. Nesta fase de marcha, enquanto o corpo acelera anteriormente, o tornozelo e o pé aplicam velocidade contrária no sentido de manter a estabilidade, originando a força negativa no gráfico (46).

No que tange à componente horizontal médio-lateral da FRS, a literatura afirma que esta componente apresenta magnitude muito pequena (69), e com valores inconsistentes (72, 73), tanto intra- quanto inter-indivíduos, o que dificulta a sua interpretação. A variabilidade observada nessa componente pode ser em virtude da diversidade no posicionamento do pé, que pode estar apontando para dentro (adução do pé) ou para fora (abdução do pé) durante o período de apoio (73).

No presente estudo, a F_{ML} para as mulheres eutróficas apresentou um traçado gráfico dentro dos padrões de normalidade, com os dois picos evidenciados (F_{ML1} e F_{ML2}). Para o traçado gráfico das mulheres com sobrepeso, nota-se uma distorção do gráfico, enquanto que para as mulheres com obesidade grau I, o traçado ainda preserva os picos, porém com magnitude bem inferior às mulheres eutróficas. A componente F_{ML} indica a direção da força aplicada no sentido de lateral para medial e está bastante relacionada ao equilíbrio durante a marcha (72), e traduz a migração da localização do apoio da borda lateral do pé para a borda medial, durante a marcha (85). Importante salientar que durante a marcha normal existe um mecanismo de travagem medial no momento do contato de calcanhar e uma pressão lateral em quase todo o apoio (34, 85). A distorção apresentada no gráfico da F_{ML} indica que existe uma alteração que faz com que as mulheres obesas e com sobrepeso façam a maior parte do apoio na borda medial. Este achado concorda com a literatura que registra que indivíduos obesos tendem a aumentar a eversão do tornozelo, o que acarreta um maior apoio na borda medial do pé (30).

A principal limitação do presente estudo foi a dificuldade de colocação adequada dos marcadores reflexivos de forma reproduzível e confiável, sendo esta tarefa considerada como o principal desafio na rotina de análise da marcha atualmente. Somado ao fato da obesidade acarretar um aumento do volume abdominal, o que pode, em determinados momentos durante a marcha, encobrir o marcador posicionado nas EIAS. Neste trabalho, na tentativa de amenizar esta

dificuldade, toda avaliação e colocação dos marcadores foram realizadas exclusivamente pela pesquisadora, para que não houvesse diferenças quanto ao posicionamento.

Em virtude desta dificuldade para a análise de marcha, o presente estudo apresentou outra limitação, no que se refere à restrição de generalização dos resultados obtidos em virtude da pequena amostra. Pode-se afirmar que os resultados foram representativos para a amostra em questão, levando-se em consideração que os estudos de análise de marcha em indivíduos obesos, em geral, são executados com amostras também reduzidas.

Os resultados deste estudo podem indicar que condições clínicas patológicas podem instalar-se precocemente com o incremento de peso. Pois, baseado nos achados relatados, apenas o sobrepeso, foi suficiente para desencadear alterações na marcha que diferem do padrão de normalidade.

Por conseguinte, os desdobramentos deste estudo para a prática clínica, sugerem medidas preventivas, tanto para o controle do ganho de peso, quanto para a detecção precoce de alterações biomecânicas oriundas do excesso de peso.

Como sugestão para pesquisas futuras, propõe-se a inclusão de um terceiro grupo, o da obesidade grau II ($35 < \text{IMC} < 39,9 \text{ kg/m}^2$), a fim de detectar se existem outras alterações em relação a este grupo. Sugere-se, ainda, em pesquisas futuras, avaliar a interferência do tronco nos padrões de marcha dos indivíduos obesos, bem como realizar este estudo na população masculina para verificar se os resultados são similares.

6 CONCLUSÃO

Baseado nos objetivos e nos resultados obtidos no presente estudo conclui-se que o padrão das componentes vertical (F_z), horizontal ântero-posterior (F_{AP}) e horizontal médio-lateral (F_{ML}) da força de reação do solo apresentaram diferenças quando se estabeleceu a comparação entre o grupo de mulheres eutróficas com as mulheres com sobrepeso e, entre o grupo de mulheres eutróficas com as mulheres com obesidade grau I. No entanto, ao estabelecer comparação entre o grupo de mulheres com sobrepeso e mulheres com obesidade grau I, não foram encontradas diferenças entre as componentes.

Pode-se concluir que os picos de força nas mulheres com sobrepeso e obesidade grau I, são menores que o das mulheres eutróficas (após normalização pelo peso corporal). Porém, a duração do tempo de apoio é maior, e a velocidade de marcha é menor, sugerindo que o amortecimento das massas durante o contato com o solo seja realizado de forma mais gradual e menos brusca, buscando diminuir o impacto com o solo. Isto pode sugerir um mecanismo de defesa desenvolvido em virtude da obesidade.

Importante ressaltar que o incremento do IMC de sobrepeso para obesidade grau I, na presente amostra não foi suficiente para acarretar significativas diferenças entre os padrões das componentes vertical (F_z), horizontal ântero-posterior (F_{AP}) e horizontal médio-lateral (F_{ML}) da força de reação do solo.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Kelly T, Yang W, Chen CS, Reynolds K, He J. Global burden of obesity in 2005 and projections to 2030. *Int J Obes*. 2008;32(9):1431–1437.
- 2- Finucane MM, Stevens GA, Cowan MJ, et al; Global Burden of Metabolic Risk Factors of Chronic Disease Collaborating Group (Body Mass Index). National, regional, and global trends in body-mass index since 1980: systematic analysis of health examination surveys and epidemiological studies with 960 country-years and 9·1 million participants. *Lancet*. 2011;377(9765):557–567.
- 3- World health statistics 2012. 45p. Geneva: WHO 2012.
4. Flegal KM, Carroll MD, Kit BK, Ogden CL. Prevalence of obesity and trends in the distribution of body mass index among US adults, 1999–2010. *JAMA*. 2012;307(5):491–497.
5. Aitsi-Selmi A, Batty GD, Barbieri MA, et al. Childhood socioeconomic position, adult socioeconomic position and social mobility in relation to markers of adiposity in early adulthood: evidence of differential effects by gender in the 1978/79 Ribeirao Preto cohort study. *Int J Obes (Lond)*. 2013;37(3):439–447.
6. Ogden CL, Yanovski SZ, Carroll MD, Flegal KM. The epidemiology of obesity. *Gastroenterology*. 2007;132(6):2087–2102.
7. Ryan M, Kanthala A, Cantrell A. The prevalence of obesity and obesity-related comorbidities in emergency medicine. *Ann Emerg Med*. 2011;58(4):S197–S198.
8. Gallagher D, Visser M, Sepúlveda D, Pierson RN, Harris T, Heymsfield SB. How useful is body mass index for comparison of body fatness across age, sex, and ethnic groups? *Am J Epidemiol*. 1996; 143(3):228–239.

- 9- Brasil. Ministério da Saúde [base de dados na Internet]. Departamento de Informações em Saúde. [acesso em 05 jan 2013]. Disponível em: www.datasus.gov.br
- 10- Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância em Saúde. Departamento de Análise de Situação de Saúde. Plano de ações estratégicas para o enfrentamento das doenças crônicas não transmissíveis (DCNT) no Brasil 2011-2022. 2011: Brasília: 148 p.
- 11- Lessa OM. Estimativa dos custos da obesidade para o Sistema Único de Saúde do Brasil. Tese (doutorado) – Faculdade de Ciências da Saúde, Universidade de Brasília. 2013.
- 12- Vismara L, Menegoni F, Galli M, Capodaglio P. A kinematic analysis of trunk mobility during standing, flexion, and lateral bending: The influence of obesity and low back pain. *Gait Post.* 2008; 28 (1): S28-S29.
- 13- Brasil. Ministério da saúde. Cadernos de Atenção Básica. 2006; 12: 108p
- 14- Kamadjeu RM. Anthropometry measures and prevalence of obesity in the urban adult population of Cameroon: an update from the Cameroon Burden of Diabetes Baseline Survey. *BMC Public Health.* 2006; 6: 228-235.
- 15- Seidell JC, Flegal KM. Assessing obesity: classification and epidemiology. *Br Med Bull.* 1997; 53 (2): 238-252.
- 16- Sui Z, Dodd JM . Exercise in obese pregnant women: positive impacts and current perceptions. *Int J Womens Health.* 2013; 5: 389–398.
- 17- WHO Obesity: preventing and managing the global epidemic. Report of a WHO consultation. *World Health Organ Tech Rep Ser.* 2000;894: i-xii, 1-253.

- 18- Anandacoomarasamy A, Caterson I, Sambrook P, Fransen M, March L. The impact of obesity on the musculoskeletal system. *Int J Obes (Lond)*. 2008; 32(2):211–222.
- 19- Greve J, Alonso A, Bordini AC, Camanho GL. Correlation between body mass index and postural balance. *Clinics (Sao Paulo)*. 2007;62(6):717–720.
- 20- Browning RC, Kram R. Energetic cost and preferred speed of walking in obese vs normal weight women. *Obes Res*. 2005;13(5):891–899.
- 21- de Souza SA, Faintuch J, Valezi AC, Sant'Anna AF, Gama-Rodrigues JJ, Fonseca, ICB, Souza RB, Senhorini RC. Gait cinematic analysis in morbidly obese patients. *Obes Surg*. 2005;15(9):1238–1242.
- 22- Hills AP, Hennig EM, McDonald M, Bar-Or O. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. *Int J Obes Relat Metab Disord*. 2001;25(11):1674–1679.
- 23- Browning RC, Baker EA, Herron JA, Kram R. Effects of obesity and sex on the energetic cost and preferred speed of walking. *J Appl Physiol*. 2006;100(2):390–398.
- 24- Hulens M, Vansant G, Lysens R, Claessens AL, Muls E, Brumagne S. Study of differences in peripheral muscle strength of lean versus obese women: an allometric approach. *Int J Obes Relat Metab Disord*. 2001; 25(5):676–681.
- 25- Mattsson E, Larsson UE, Rössner S. Is walking for exercise too exhausting for obese women? *Int J Obes Relat Metab Disord*. 1997; 21(5):380–386.
- 26- Larsson UE, Mattsson E. Perceived disability and observed functional limitations in obese women. *Int J Obes Relat Metab Disord*. 2001; 25(11):1705–1712.

- 27- Vartiainen P, Bragge T, Lyytinen T, Hakkarainen M, Karjalainen PA, Arokoski JP. Kinematic and kinetic changes in obese gait in bariatric surgery-induced weight loss. *J Biomech.* 2012;45(10):1769–1774.
- 28- Filippin NT, Sacco ICN, Costa PHL. Distribuição da pressão plantar: definição, caracterização e aplicações no estudo do movimento humano. *Fisiot Brasil.* 2008; 9(2): 221-229.
- 29- Hills AP, Henning EM, Byrne NM, Steele JR. The biomechanics of adiposity-structural and functional limitations of obesity and implications for movement. *Obes Rev.* 2002; 3(1): 35-43.
- 30- Lai PP, Leung AK, Li AN, Zhang M. Three-dimensional gait analysis of obese adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23(Suppl 1):S2–S6.
- 31- Fairburn PS, Panagamuwa B, Falkonakis A, Osborne S, Palmer R, Jonhson B, Southwood TR. The use of multidisciplinary assesment and scientific measurement in advance juvenile idiopathic arthritis can categorise gait deviations to guide treatment. *Arch Dis Child.* 2002; 87 (2): 160-165.
- 32- Alencar JF., et al. Análise cinemática da marcha em pacientes hemiparéticos tratados nos serviços de fisioterapia da UFPB. *Rev Bras Ciênc Saúde.* 1999; 3: 45-50.
- 33- Sacco IC, Amadio AC. A study of biomechanical parameters in gait analysis and sensitive cronaxie of diabetic neuropathic patients. *Clin Biomech.* 2000; 15: 196-202.
- 34- Perry J, Burnfield JM. *Gait analysis: normal and pathological function.* 2° ed. New Jersey: Slack Incorporated; 2010.
- 35- Rose J, Gamble JG. *Human Walking.* 3° ed. Lippincott Williams & Wilkins; 2005

- 36- Rowe PJ. Movimento Funcional humano – Mensuração e Análise. São Paulo: Manole; 2001.
- 37- Ribas DIR, Israel VL, Manfra EF, Araújo CC. Estudo comparativo dos parâmetros angulares da marcha humana em ambiente aquático e terrestre em indivíduos hígidos adultos jovens. Rev Bras Med Esp. 2007; 13(6); 371-375.
- 38- Vaughan CL, Davis BL, O'Connor JC. Dynamics of Human Gait. 2° ed. Cape town: Kiboho Publisher; 1992.
- 39- Meneghesso LA. Análise de marcha: protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas. 2002; Dissertação – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, São Paulo.
- 40- Davis RB. Reflections on Clinical Gait Analysis. J Electrom Kines. 1997; 7(4): 251-257.
- 41- Araújo AGN, Andrade LM, Barros RML. Sistema para análise da marcha humana baseado em videogrametria. Fisiot Pesq. 2005; 2: 36-39..
- 42- Davis RB, Ounpu S, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. Human Mov Sci. 1991 ; 10 : 575-587.
- 43- Saad M, Battistella LR, Masiero D. Técnicas de análise de marcha. Acta Fisiat. 1996; v(2): 23-26.
- 44- Sutherland DH, Olshen R, Cooper LES, Savio LY. The development of mature gait. J Bone joint surg. 1980; 62: 221-225.
- 45- Magee DJ. Avaliação músculo-esquelética. 3 ed. São Paulo: Manole, 2003.
- 46- Winter AD. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. Second edition. Waterloo, 1991.

- 47- Segal NA, Yack HJ, Khole, P. Weight, rather than obesity distribution, explains peak external knee adduction moment during level gait. *Am J Phys Med Rehabil.* 2009; 88: 180-191.
- 48- Kirtley C. *Clinical gait analysis : theory and practice.* Edinburgh ; New York, Elsevier. 2006.
- 49- Spyropoulos P, Pisciotta JC, Pavlou KN, Cairns MA, Simon SR. Biomechanical gait analysis in obese men. *Arch Phys Med Rehabil.* 1991 Dec;72(13):1065-70.
- 50- Pretkiewicz-Abacjew E. The kinematics of gait of overweight and obese six-year-old children. 2008; *Gait Post*; 2008: 28(2): S58-S59.
- 51- Shultz SP, Anner J, Hills AP. Paediatric obesity, physical activity and the musculoskeletal system. *Obes Rev.* 2009; 10(5): 576–582.
- 52- Devita P, Hortobágyi T. Obesity is not associated with increased knee joint torque and power during level walking. *J Biomec.* 2003; 36: 1355–1362.
- 53- Birtane M, Tuna H. The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults. *Clin Biomec.* 2004; 19: 1055–1059.
- 54- Silva-Hamu TCD, Formiga CKMR, Gervásio F, Ribeiro D, Christofolletti G, Barros JF. The impact of obesity in the kinematic parameters of gait in young women. *Int J Gen Med.* 2013; 6: 507-513
- 55- McGraw B, McClenaghan BA, Williams HG, Dickerson J, Ward DS. Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *Arch Phys Med Rehabilitation.* 2000; 81: 484–489.
- 56- Messier SP. Osteoarthritis of the knee and associated factors of age and obesity: effects on gait. *Med Sci Sports Exerc.* 1994; 26:1446–1452.

- 57- Messier S, Gutekunst DJ, Davis C, Devita P. Weight Loss Reduces Knee-Joint Loads in Overweight and Obese Older Adults With Knee Osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2005; 52(7): 2026-2032.
- 58- Leluardière FA, Najri LH, Lacouture P, Duboy J, Frelut ML, Peres G. Validation and influence of anthropometric and kinematic models of obese teenagers in vertical jump performance and mechanical internal energy expenditure. *Gait Post.* 2006; 23: 149–158.
- 59- Sibella F, Galli M, Romei M, Montesano A, Crivellini M. Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects. *Clin Biomech.* 2003; 18: 745-750.
- 60- Colné P, Frelut ML, Pérès G, Thoumie P. Postural control in obese adolescents assessed by limits of stability and gait initiation. *Gait Posture.* 2008; 28(1): 164-169.
- 61- Morrison SC, Durward BR, Watt GF, Donaldson MD. The influence of body mass on the temporal parameters of peripubescent gait. *Gait Post.* 2008; 27: 719–721.
- 62- Nantel J, Brochu M, Prince F. Locomotor strategies in obese and non-obese children. *Obesity.* 2006; 14(10): 1789-1794.
- 63- Filippin NT, Barbosa VLP, Sacco ICN, Lobo da Costa PH. Efeitos da obesidade na distribuição de pressão plantar em crianças. *Rev Bras Fisiot.* 2007; 11(6): 495-501.
- 64- Fabris SM, Valezi AC, Souza SAF, Faintuch J, Cecconelloml, Pedroni-Junior M. Computerized baropodometry in obese patients. *Obes Surg.* 2006; 16: 1574-1578.
- 65- Peggy PKL, Aaron KLL, Agnes NML, Zhang M. Three-dimensional gait analysis of obese adults. *Clin Biomech.* 2008; 23: S2–S6.

- 66- Gervásio FM. Análise da marcha em pacientes com Artrite Reumatóide. Dissertação de Mestrado. Mestrado em Ciências da Saúde UNB/UFG/UFMS, 2005.
- 67- Peak Motus. Peak Performance Technologies. Motion Measurement System. Users Manual. Englewood, 1998.
- 68- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J. Orthop Res.* 1990 may; 8(3):383-392
- 69- Whittle MW. Three-dimensional motion of the center of the body during walking of gravity. *Hum Mov Sci.* 1997; 16: 347-355.
- 70- Fransen M, Edmonds J. Gait variables: appropriate objective outcome measures in rheumatoid arthritis. *J Rheum.* 1999; 38: 663-667.
- 71- Kleiner AFR, Carmo AA, Kletecke R, Burgos D, Souza MF, Barros RML. Análise das forças de reação do solo durante a marcha de indivíduos saudáveis com e sem uso de calcanheiras corretivas. *Acta Fisiatr.* 2012;19(1):1-5
- 72- Barela AMF. Análise biomecânica do andar de adultos e Idosos nos ambientes aquático e terrestre. Tese (Doutorado). Universidade de São Paulo, 2005.
- 73- Hamil J, Knutzen KM. Bases Biomecânicas do Movimento Humano. 2012; Ed Manole.
- 74- McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait Post.* 2009; 29: 360–369.
- 75- Chiu MC, Wang MJ. The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait Post.* 2007; 25(3):385-92.

- 76- Cho SH; Park JM; Kwon OY. Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clin Biomech.* 2004; 19; 145-152.
- 77- Kerrigan D, Casey MD, Todd MS, Mary K. BA; Croce, Ugo Delia PhD. Gender differences in joint biomechanics during walking normative study in young adults. *Am J Phys Med Rehab*, 1998; 77(1): 2-7.
- 78- Lord SR, Lloyd DG, Li SK. Sensori-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women. *Age ageing.* 1996; 25: 292-299.
- 79- Hageman, PA, Blanke, DJ. Comparison of gait of young women and elderly women. *Phys Ther.* 1986; 66(9):1382-1387.
- 80- Bohannon RW. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. *Age Ageing.* 1997; 26(1):15-9.
- 81- Bohannon RW, Williams AA . Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy.* 2011; 97(3):182-9.
- 82- Himann JE, Cunningham DA, Rechnitzer PA, Paterson DH.. Age-related changes in speed of walking. *Med Sci Sports Exerc.* 1988 Apr;20(2):161-6.
- 83- Samson MM, Crowe A, de Vreede PL, Dessens JA, Duursma SA, Verhaar HJ. Differences in gait parameters at a preferred walking speed in healthy subjects due to age, height and body weight. *Aging (Milano).* 2001 Feb;13(1):16-21.
- 84- Ranavolo A, Donini LM, Mari S, Serrao M, Silveti A, Lavicoli S, Cava E, Asprino R, Pinto A, Draicchio F. Lower-Limb Joint Coordination Pattern in Obese Subjects. *BioMed Res Int.* 2013; 9: 1-9.
- 85- Almeida MMD. Estudo comparativo da marcha entre crianças obesas e crianças não-obesas. Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física. Universidade do Porto. Monografia, 2005.

APÊNDICE A- Termo de Consentimento Livre Esclarecido

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE GOIÁS-ESEFFEGO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO

Convidamos o (a) senhor (a) a participar como voluntário na pesquisa intitulada: “ANÁLISE CINÉTICA DA MARCHA DE MULHERES OBESAS”. Caso concorde, deverá assinar este formulário em duas vias, uma delas será sua. A referida pesquisa tem por objetivo geral identificar parâmetros cinéticos da marcha em mulheres obesas grau I e II estabelecendo comparação com a análise de marcha de mulheres normais e justifica-se pela 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. espera-se como resultados identificar alguma alteração precoce de marcha e a partir desta avaliação detalhada reconhecer possíveis alterações na deambulação fundamentando futuras ações preventivas ou terapêuticas.

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 á análise da marcha onde você caminhará normalmente no laboratório de marcha da ESEFFEGO-UEG, sendo submetido á filmagens no decorrer desta caminhada que serão utilizadas para análise. A duração total da participação no estudo perfaz o tempo aproximado de 1 hora. Antes, durante e após a avaliação você tem a garantia de fazer qualquer pergunta e o direito de obter respostas relacionadas à mesma, bem como de interrompê-la, se for da sua vontade.

Não haverá riscos diretos, pois não existe 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. Haverá sigilo de todos os dados coletados como dados pessoais e imagens. Todas as informações serão

confidenciais, o seu nome será mantido em sigilo, e os dados obtidos terão finalidade acadêmica e publicação. Todos os dados serão arquivados por cinco anos e após, incinerados conforme orientação Resolução CNS N. 196/96

Você tem liberdade de recusar ou retirar sua permissão a qualquer momento, sem prejuízo. Caso de dúvidas ligar/ procurar o CEP/ HUGO – no endereço Hospital de Urgências de Goiânia – situado à Av. 31 de Março, Esq. c/ 5 Radial, S/N, Setor Pedro Ludovico, CEP: 74820-200 - Goiânia – Goiás. e telefone (62) 3201-4438, ou se precisar, pode ligar a cobrar para: Tânia Cristina Dias da Silva, telefone (62) 9975-6810.

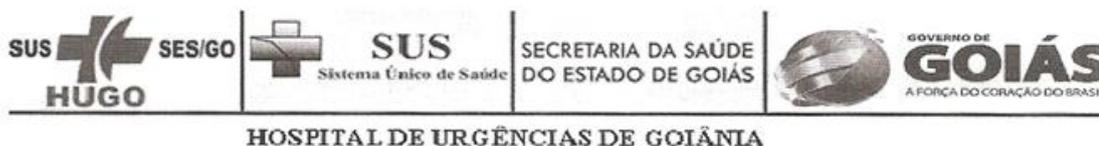
Eu, _____ fui devidamente informado (a) sobre os procedimentos da referida pesquisa, tais como: objetivos e metodologia. Sendo assim concordo em participar dessa pesquisa.

Goiânia, de _____ de 2011

Assinatura do sujeito.

R.G. _____

ANEXO A- Carta de Aprovação no Comitê de Ética em Pesquisa Humana e Animal



PARECER CONSUBSTANCIADO CEP/HUGO/SES Nº 020/11

Goiânia, 06 de junho de 2011

Referente ao protocolo CEP/HUGO/SES Nº 027/11

CAAE: 0017. 0.171.000.-11

Folha de Rosto: 423448

Pesquisador responsável: Tânia Cristina Dias da Silva

Título: ANÁLISE CINÉTICA DA MARCHA DE MULHERES OBESAS

Área Temática: Grupo III

Descrição do projeto:

- Analisar a cinética da marcha em mulheres obesas estabelecendo comparação com a análise cinética de marcha de mulheres normais (eutróficas)
- Descrever e comparar as características da componente vertical da força de reação do solo da marcha de mulheres obesas;
- Verificar e descrever as características da componente ântero-posterior da força de reação do solo da marcha de mulheres obesas;
- Verificar e descrever as características da componente médio-lateral da força de reação do solo da marcha de mulheres obesas;
- Comparar os componentes da força de reação ao solo de mulheres obesas com os achados de mulheres eutróficas.

Local de realização: ESEFFEGO-UEG

Parecer: **PROJETO APROVADO**

Recomendação do CEP pesquisador deve apresentar relatórios **quinzenais** para projetos com duração de **30 dias**, **mensais** para projetos de **31 a 90 dias** e **trimestrais** para projetos com duração superior a **90 dias**. Comunicar primeiramente ao CEP qualquer intercorrência ou mudança durante o projeto. O relatório final deve ser entregue juntamente com o trabalho para arquivo no CEP.


 Dr. Leonardo Aparecido Guimarães Tomaz
 Coordenador/CEP HUGO

ANEXO B- Ficha de Avaliação Antropométrica

Ficha de Avaliação Antropométrica

Ficha Antropométrica do Laboratório de Movimento-UEG
LABORATÓRIO DE MOVIMENTO DA ESEFFEGO-UEG

Data: ___/___/___ Código LM: _____

Nome:

Endereço:

Sexo: F() M()

Telefone:

Data de Nascimento:

Idade:

ALTURA		
PESO		
LARGURA EIAS		
	DIREITO (R)	ESQUERDO (L)
COMPRIMENTO DA COXA		
CIRCUNFERÊNCIA DA COXA		
COMPRIMENTO DA PERNA		
CIRCUNFERÊNCIA DA PERNA		
DIÂMETRO DO JOELHO		
COMPRIMENTO DO PÉ		
ALTURA DO MALÉOLO		
LARGURA DOS MALÉOLOS		
LARGURA DO PÉ		

ANEXO C- Artigo Publicado

Silva-Hamu TCD, Formiga CKMR, Gervásio F, Ribeiro D, Christofolletti G, Barros JF.
The impact of obesity in the kinematic parameters of gait in young women. *Int J Gen
Med.* 2013; 6: 507-513

The impact of obesity in the kinematic parameters of gait in young women

Tânia Cristina Dias da Silva-Hamu¹
Cibelle Kayenne Martins
Roberto Formiga¹
Flávia Martins Gervásio¹
Darlan Martins Ribeiro²
Gustavo Christofoletti³
Jônatas de França Barros⁴

¹Physical Therapy Department of the State University of Goiás, Goiânia, Goiás, ²Dr Henrique Santillo Readaptation and Rehabilitation Center, Goiânia, Goiás, ³Physical Therapy Department of the Federal University of Mato Grosso do Sul, Campo Grande, Mato Grosso do Sul, ⁴Department of Physical Education of the Federal University of Rio Grande do Norte, Natal, Rio Grande do Norte, Brazil

Background: The prevalence of obesity is increasing in the population, particularly in women. Obesity has an impact on the musculoskeletal system, leading to knee and ankle overexertion, difficulty with balance, and functional disability. The aim of this study was to identify changes in kinematic parameters of gait in obese young women.

Methods: A case-control study with 24 obese women (mean age 35.20 ± 9.9 years and mean body mass index of 31.85 ± 2.94 kg/m²) and 24 eutrophic women (mean age of 36.33 ± 11.14 and mean body mass index of 21.82 ± 1.58 kg/m²). The gait of women was evaluated by the system Vicon Motus[®] 9.2. The linear parameters of speed, cadence, right and left step, and stride lengths were studied, as well as the angular parameters of knee and ankle.

Results: There was a decrease in linear gait parameters ($P < 0.001$), speed, cadence, right and left step, and stride lengths. In regard to the angular parameters of the knee and ankle, there were also differences between the analyses ($P < 0.001$). At the knee joint, obese women have delayed onset of the second wave of flexion, exacerbating such movement in order to compensate. In regard to the ankle, both groups showed curves of normal plantar flexion and dorsiflexion, but there was a delay in the path graph in the ankle of obese women indicating a reduced range of motion and possible over-exertion of the pretibial muscles and soleus muscles simultaneously.

Conclusion: The results of this study revealed that obesity is a factor that negatively influences the kinematic parameters of gait of young women.

Keywords: gait, musculoskeletal system, body mass index

Introduction

Excess weight and obesity are major clinical and public health problems worldwide. The estimated total numbers of overweight and obese adults in 2005 were 937 million and 396 million, respectively.¹

The incidence of obesity has considerably increased in recent years, and its prevalence in men and women was approximately 35% in 2009–2010.² Developing countries have been experiencing social changes that have increased the incidence of obesity at a much faster rate than the populations of economically developed countries.³

Obesity can be defined as excess body fat, and in epidemiological studies, the body mass index (BMI) is the standard measure used to characterize normal and overweight.⁴ Obesity may lead to relevant comorbidities and severity which are proportional to excess body fat.⁵ Studies indicate that there is a difference in the accumulation of body fat between the sexes; women have a significantly higher amount of total body fat than

Correspondence: Tânia Cristina Dias da Silva-Hamu
Universidade Estadual de Goiás,
Departamento de Fisioterapia, Av
Anhanguera, n° 3228 Setor Leste Vila
Nova, CEP 74643-010, Goiânia – GO
Tel +55 62 3579 1290
Fax +55 62 3522 3506
Email tania.ft@gmail.com

men of the same BMI.⁶ Between 1980 and 2008, the average BMI in the world increased about 0.4 kg/m² per decade for men and 0.5 kg/m² per decade for women.⁷

Obesity is related to a variety of musculoskeletal abnormalities in adults. With the increasing incidence of obesity, the musculoskeletal condition becomes a factor that interferes with the quality of life, functional capacity, and increased healthcare costs.⁸ Several studies have described the changes that affect obese individuals, from demonstrations to systemic complications suffered by the locomotor system, or musculoskeletal complaints, including changes in weight-bearing and postural balance.^{9–12}

Some studies have reported musculoskeletal changes specifically in females, and such studies have proved that obese women have: muscular deficiencies; mobility difficulties at home; difficulties in performing housework, leisure, and sports activities; and higher energy cost during walking.^{13–16}

Studies that show the kinematic and kinetic parameters of gait in healthy young individuals are quite extensive; however, the same is not so for obese young individuals.¹⁷ In a study of the three-dimensional analysis of gait of obese men and women, a decrease of the gait parameters, such as speed and step and stride length, were found.¹⁸ However, studies of gait analysis, such as the three-dimensional gait analysis, in obese individuals who were evaluated separately according to their sex and with instruments considered as gold standard, have still been infrequently performed.

Due to advances in gait analysis and to the increasing importance of the incidence of obesity, it is necessary to describe the impact of obesity in the walking pattern of young women. The aim of this study was to identify the impact of obesity in the linear and kinematic angular parameters of gait in young obese women in Brazil, and the results may help in establishing preventive or rehabilitative actions to improve the quality of life of obese individuals.

Material and methods

Sample

The case-control study was approved by the Ethics Committee of the University of Brasília (protocol number 178/08). The sample consisted of two groups: a case group of 24 obese women with a mean age of 35.20 years (± 9.9) and a mean BMI of 31.85 kg/m² (± 2.94) and a control group of 24 eutrophic women with a mean age of 36.33 years (± 11.14) and mean BMI of 21.82 kg/m² (± 1.58). The study was conducted in the Movement Analysis Laboratory at the University of Goiás, Central-West Brazil.

Inclusion criteria for both groups were: female, aged 20–60 years, and community nonambulators. Exclusion criteria were: pregnancy with use of assistive devices for walking (crutches, canes, walkers); surgical history in the lower limbs or use of prosthetics and orthotics; history of fractures of the spine or lower limbs; neurological, orthopedic, rheumatologic, or vestibular system disorders or other disorders that alter the integrity of the lower limbs; use of drugs that affect balance; and use of alcoholic beverages in the previous 24 hours before the test.

Protocol of anthropometric assessment and placement of reflective markers

Women in the study were weighed and measured using a Filizola® Series 3134 (Filizola Balança Industries, São Paulo, Brazil), and their BMIs were calculated. They then underwent anthropometric assessment, which consisted of the measurement of nine bilateral points (lengths of the thigh, leg, and foot; circumference of the thigh and leg; knee diameter; lateral malleolus height; malleolus and foot width) and the distance between the anterior superior iliac spines. These measures were selected as key segments whose dimensions do not change during the movement of interest.¹⁹

The measurements of diameters and lengths were performed using a caliper gauge, (model 01290; Lafayette Instrument Company, Lafayette, IN, USA) and the circumferences were measured by a 30 cm measuring tape. Following the anthropometric assessment, the reflective markers were placed and the intersegmental rods were positioned.²⁰

Protocol of three-dimensional gait analysis

Utilizing the positioned reflective markers and intersegmental rods, the three-dimensional coordinates of the system, comprising the pelvis, thigh, leg, and feet, were established. We used 06 Pulnix® infrared cameras (model TM 6701AN; Pulnix Inc, Sunnyvale, CA, USA), and the results of kinematics obtained through a capture rate of 120 Hz/second. The cameras were synchronized to two AMTI® force platforms model OR6-5-1000 (Advanced Mechanical Technology Inc, Watertown, MA, USA). The identification of markers and the calculation of variables were performed by the Vicon Motus® 9.2 system (Vicon Motion Systems Inc, Centennial, CO, USA).

We considered the following linear kinematic parameters: step length, stride length, speed, and cadence. The analysis of angular kinematic parameters consisted of joint angles

performed by the knee and ankle joints during walking movement.^{21,22}

Statistical analysis

Statistical analysis was performed using the Statistical Package for the Social Sciences version 20.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA). To analyze the normality of the data we used the Kolmogorov–Smirnov test. Later, a parametric test (Student's *t*-test) was applied to independent samples to compare the sample characteristics (age, weight, height, and BMI) and the results of the linear and angular kinematic parameters. In all the analyses, the level of significance was 5% ($P < 0.05$). Afterwards, the Bonferroni correction test was performed in order to adjust the *P* value, using R version 2.10.1 (Free Software Foundation, MA, USA).

Results

The description of the age and anthropometric characteristics of the study participants is presented in Table 1. There were statistical differences in body mass between the groups, whereas there was no statistically significant difference in height, indicating that the BMI was strongly influenced by the body mass.

The spatiotemporal linear variables analyzed in this study showed a statistically significant decrease ($P < 0.05$) in obese women as indicated in Table 2.

Figure 1 shows the result of size estimation of the differences in sample characteristics as well as the linear parameters of gait between groups of obese and normal weight women. The numbers to the left in the figure indicate the minimum and maximum values of each parameter presented.

The kinematic analysis of angular measurements in the sagittal plane²¹ in the group of obese women and the group of eutrophic women was performed for the knee and ankle joints. This study revealed that the angular movement of the knee of obese women was quite similar to that of eutrophic women, but with a delay in tracing, especially in the second wave of bending as shown in Figure 2.

Figure 3 shows that the ankle of both the eutrophic women and obese women had plantar flexor curves and dorsiflexion in the sagittal plane; however, there is a noticeable delay in the graph of obese women relative to the trace graph of normal weight women. This finding relates to the important reduction of the space–time variables. Delay of the angular movement of the ankle joint of obese women is noted in almost all of the gait cycle.

Discussion

The three-dimensional analysis of the kinematic parameters of gait is routinely used in clinical evaluation of locomotion in order to provide an outcome measure, which is essential for the therapeutic applicability of scientific research.²³ The kinematic findings vary according to sex, and in the present study we chose to analyze the gait of women because, although they have an equivalent BMI to men, they have significantly higher amounts of total body fat. Comparison between the sexes would have influenced the study.⁶ The study sample was defined as 24 obese women and 24 women with normal weight, and was based on studies on kinetic and kinematic analyses in obese subjects.^{17,18,24–27}

The age of participants ranged from 20–60 years, an economically active age group in which movement disorders may cause greater functional and labor impairment. We also considered that human gait shows expected decreases after 60 years of age.^{28,29}

Gait patterns show changes during motor development, and in gait analysis in children, it is clear that their standard varies according to the acquisition of motor skills, maturity in general, and body size.³⁰ In adults, the first two factors have already reached full development, and body size (height and weight) remain the most influential factor. Stride length is influenced by the height of an individual and possibly by the weight, age, and sex as well.³¹

There is consensus in the literature that height interferes with the spatiotemporal parameters of gait. This is even more noticeable when the presence of height in all normalization

Table 1 Mean and standard deviation of sample age, height, body weight, and body mass index for the obese women group and eutrophic women group

	Obese women (n = 24) (BMI from 25 to 39.9 kg/m²)	Eutrophic women (n = 24) (BMI < 24.9 kg/m²)	P value*
Age (years)	35.20 ± 9.9	36.33 ± 11.14	1.000
Height (meters)	1.61 ± 0.05	1.60 ± 0.047	1.000
Body mass (kg)	83.33 ± 7.18	56.29 ± 5.2	<0.001
BMI (kg/m ²)	31.85 ± 2.94	21.82 ± 1.58	<0.001

Notes: **P* value – Student's *t*-test for independent multiple samples ($P < 0.05$), followed by the Bonferroni correction test.

Abbreviation: BMI, body mass index.

Table 2 Mean and standard deviation of the linear parameters of gait for the obese women group and the eutrophic women group

	Obese women (BMI from 25 to 39.9 kg/m²)	Eutrophic women (BMI < 24.9 kg/m²)	P value*
Length of right step (meter)	0.59 ± 0.04	0.64 ± 0.05	<0.001
Length of left step (meter)	0.58 ± 0.04	0.64 ± 0.05	0.014
Length of right stride (meter)	1.18 ± 0.09	1.29 ± 0.86	0.003
Length of left stride (meter)	1.17 ± 0.8	1.26 ± 0.97	<0.001
Speed (meter/second)	1.06 ± 0.123	1.22 ± 0.113	<0.001
Cadence (steps/minute)	108.64 ± 6.98	116.89 ± 5.46	0.01

Notes: *P value – Student’s t-test for independent multiple samples ($P < 0.05$), followed by the Bonferroni correction test.

Abbreviation: BMI, body mass index.

formulas has been verified, indicating its fundamental influence.³² Height directly influences the speed and cadence of women who have different physical dimensions. Height is the factor that exerts the greatest influence on the linear parameters.²⁰ In this study no statistical difference was found between the two groups with regard to height ($P > 0.05$), demonstrating that the sample varied only in body mass. Statistical analysis ($P < 0.001$) confirmed the fact that the BMI for the groups showed a significant difference. It can be inferred that changes in gait pattern did not suffer interference by the height but by the BMI in this study.

The present study identified a decrease in speed and cadence in the gait of obese women compared to eutrophic women. A study of observational gait analysis performed with 34 obese individuals with BMI of $40.1 \pm 6.0 \text{ kg/m}^2$

found that the measured kinematic variables (speed, cadence, and stride length) had lower values than the benchmark values for the normal population.¹¹ In a three-dimensional gait analysis of eight women and six obese men with an average BMI of $33.4 \pm 4.2 \text{ kg/m}^2$, obese individuals had a shorter stride length, were slower, and spent more time in the stance phase and double support when compared to eutrophic individuals.¹⁸

Scientific reports demonstrate the influence of speed on the other linear features, even indicating a dependency relationship among them. In general, when one increases the speed during walking, one takes longer steps and has a higher cadence, but the reverse can also be true.²² The speed can be also responsible for the knee joint decreased range of motion. Research shows that the lower the speed, the lower the knee range of motion and vice versa.²¹

It can be inferred that obesity influenced the walking speed of these women. When we observe that the cadence is directly proportional to the speed,³¹ we can understand that the latter has its value decreased, due to both increased BMI and the reduction of speed. An observational study²⁵ assessed the components of function and disability in a group with class III obesity (14 obese individuals) and a group that was overweight or class I obesity (18 obese individuals), with age ranging from 26–63 years, and primarily female (87%). Velocity, cadence, and stride length were measured through gait observation during a 6-minute walk. Both mean velocity and cadence for the class III cohort decreased in comparison with the non-class III group and with normative values.²⁵

The analysis of angular measurements in the sagittal plane is the most frequently used tool for gait analysis research.¹⁸ Ample movements are made in the sagittal plane; however, variation among individuals is very small, and this analysis is highly sensitive to angular values.²⁸ In the frontal and

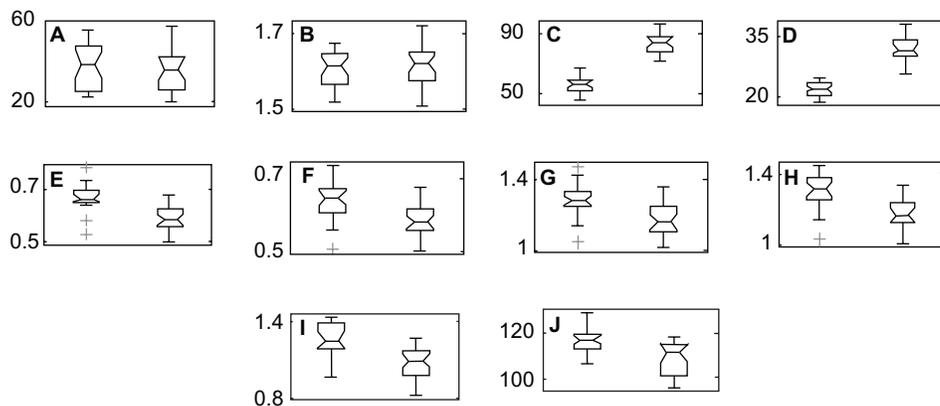


Figure 1 Results of the estimated differences between groups. Normal weight women on the left and obese women on the right. (A) age (years), (B) height (meters), (C) body mass (kg), (D) BMI (kg/m²), (E) length of right step (meters), (F) length of left step (meters), (G) length of right stride (meters), (H) length of left stride (meters), (I) speed (meters/second), (J) cadence (steps/minute).

Note: The numbers to the left in the figure indicate the minimum and maximum values of each parameter presented.

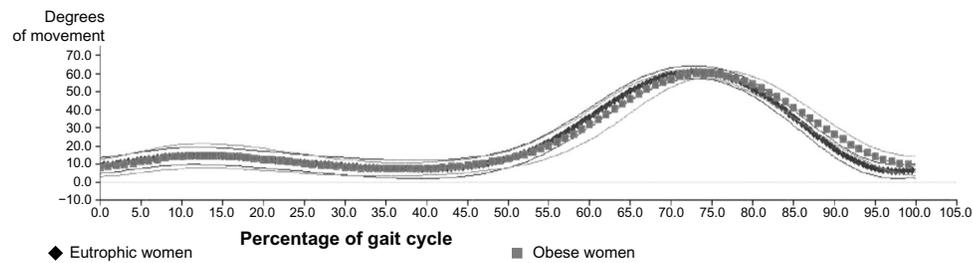


Figure 2 Graphical representation of the angular average of the movements of flexion and knee extension in obese and eutrophic women.

transverse planes, there is great variation among individuals, and consequent inaccuracy in the findings.³¹

The literature shows no consensus on changes in the knee angle in obese individuals. In contrast, several studies show that there is a correlation between the anthropometric patterns of these individuals correlated with joint overexertion and development of osteoarthritis.³³⁻³⁵

In this study the angular movement of the knee of the obese women was quite similar to that of the eutrophic women, but with a delay especially in the second wave of flexion. This can be explained by the fact that in the terminal-swing phase, the moment of inertia is responsible for the presence of the passive pendular movement performed by the lower limb when it moves forward.^{19,31}

Since the mass is directly proportional to the moment of inertia, when this is increased, as seen in obese women in this study, there is a tendency toward exacerbation of the pendular movement. In an attempt to contain this exaggerated limb movement forward, the knee flexor muscles (semitendinosus, semimembranosus, and biceps femoris) increase their action and hold the knee joint in flexion.³⁶ This explains the greatly increased range of flexion in the knees of obese women in the terminal swing phase.

The plantar flexion curves and dorsiflexion are the most complex in the sagittal plane. The plantar flexion movement is due to the initial moment of force caused by the ground reaction force generated until the full support of the foot occurs.¹⁵ As regards the assessment of the ankle, it was

identified in this study that both the ankle of eutrophic women and obese women had plantar flexion curves and dorsiflexion in the sagittal plane.

There is a noticeable delay in the graph of obese women in relation to the graphic line of eutrophic women. The findings, regarding the ankle, in the present study relate to the important decrease of the space-time variables. The obese individual has difficulty initiating walking movement due to the need to develop much greater ankle torque to keep balance. The reduction of the displacement of the center of body mass may be related to a limitation of the available muscle strength in these individuals due to their weight.³⁶

This is a moment of great demand on the pretibial muscles in order to stop or decelerate plantar flexion when the weight load is transferred rapidly to the heel. The increased movement of plantar flexion in obese women is an indication that the pretibial muscles (tibialis anterior, Extensor digitorum longus, and Extensor hallucis longus) will be overexerted in the effort to decelerate this exaggerated plantar flexion.²¹

It is important to emphasize that the likely stimulus for increased muscular demand, especially in the tibialis anterior muscle, is the inertia of the foot while the tibia is moving forward. This intense muscle activity prepares the pretibial muscles, including the tibialis anterior, for the demands that they will suffer in response to the load.^{21,31} It is worth noting that the inertial timing of any body segment is under direct influence of the body mass of the segment, and the

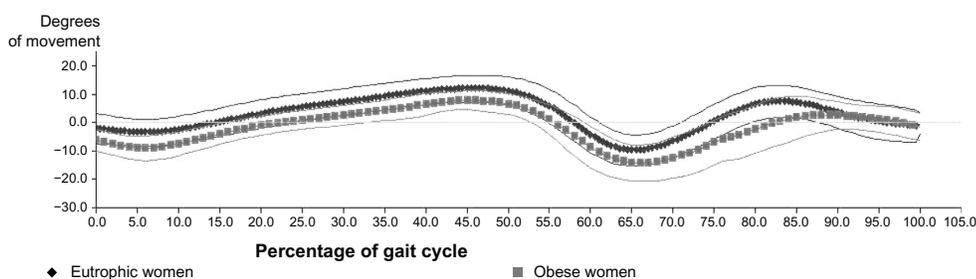


Figure 3 Graphical representation of the angular average of the movements of dorsiflexion and plantar flexion of the ankles in eutrophic and obese women.

body mass is directly proportional to the moment of inertia of the segments.³¹

Conclusion

In order to ascertain the impact of obesity on linear (speed, cadence, right and left step and stride lengths) and kinematic angular parameters of the gait in young obese women, this study demonstrated a decrease in these parameters. It was shown that obese women have a delay mainly in the second knee flexion wave initiation. It has also been stated that in all stages of the gait cycle, the ankle joint is delayed and shows a reduced range of motion and an overexertion in the pretibial and soleus muscles, simultaneously. Therefore, it is concluded that for this group, the three-dimensional analysis is a sensitive method to detect linear and joint disorders in gait in women with increased body mass index.

Disclosure

The authors report no conflicts of interest in this work.

References

- Kelly T, Yang W, Chen CS, Reynolds K, He J. Global burden of obesity in 2005 and projections to 2030. *Int J Obes*. 2008;32(9):1431–1437.
- Flegal KM, Carroll MD, Kit BK, Ogden CL. Prevalence of obesity and trends in the distribution of body mass index among US adults, 1999–2010. *JAMA*. 2012;307(5):491–497.
- Aitsi-Selmi A, Batty GD, Barbieri MA, et al. Childhood socioeconomic position, adult socioeconomic position and social mobility in relation to markers of adiposity in early adulthood: evidence of differential effects by gender in the 1978/79 Ribeirao Preto cohort study. *Int J Obes (Lond)*. 2013;37(3):439–447.
- Ogden CL, Yanovski SZ, Carroll MD, Flegal KM. The epidemiology of obesity. *Gastroenterology*. 2007;132(6):2087–2102.
- Ryan M, Kanthala A, Cantrell A. The prevalence of obesity and obesity-related comorbidities in emergency medicine. *Ann Emerg Med*. 2011;58(4):S197–S198.
- Gallagher D, Visser M, Sepúlveda D, Pierson RN, Harris T, Heymsfield SB. How useful is body mass index for comparison of body fatness across age, sex, and ethnic groups? *Am J Epidemiol*. 1996;143(3):228–239.
- Finucane MM, Stevens GA, Cowan MJ, et al; Global Burden of Metabolic Risk Factors of Chronic Disease Collaborating Group (Body Mass Index). National, regional, and global trends in body-mass index since 1980: systematic analysis of health examination surveys and epidemiological studies with 960 country-years and 9.1 million participants. *Lancet*. 2011;377(9765):557–567.
- Anandacoomarasamy A, Caterson I, Sambrook P, Fransen M, March L. The impact of obesity on the musculoskeletal system. *Int J Obes (Lond)*. 2008;32(2):211–222.
- Greve J, Alonso A, Bordini AC, Camanho GL. Correlation between body mass index and postural balance. *Clinics(Sao Paulo)*. 2007;62(6):717–720.
- Browning RC, Kram R. Energetic cost and preferred speed of walking in obese vs normal weight women. *Obes Res*. 2005;13(5):891–899.
- de Souza SA, Faintuch J, Valezi AC, et al. Gait cinematic analysis in morbidly obese patients. *Obes Surg*. 2005;15(9):1238–1242.
- Hills AP, Hennig EM, McDonald M, Bar-Or O. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. *Int J Obes Relat Metab Disord*. 2001;25(11):1674–1679.
- Browning RC, Baker EA, Herron JA, Kram R. Effects of obesity and sex on the energetic cost and preferred speed of walking. *J Appl Physiol*. 2006;100(2):390–398.
- Hulens M, Vansant G, Lysens R, Claessens AL, Muls E, Brumagne S. Study of differences in peripheral muscle strength of lean versus obese women: an allometric approach. *Int J Obes Relat Metab Disord*. 2001;25(5):676–681.
- Mattsson E, Larsson UE, Rössner S. Is walking for exercise too exhausting for obese women? *Int J Obes Relat Metab Disord*. 1997;21(5):380–386.
- Larsson UE, Mattsson E. Perceived disability and observed functional limitations in obese women. *Int J Obes Relat Metab Disord*. 2001;25(11):1705–1712.
- Vartiainen P, Bragge T, Lyytinen T, Hakkarainen M, Karjalainen PA, Arokoski JP. Kinematic and kinetic changes in obese gait in bariatric surgery-induced weight loss. *J Biomech*. 2012;45(10):1769–1774.
- Lai PP, Leung AK, Li AN, Zhang M. Three-dimensional gait analysis of obese adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008;23(Suppl 1):S2–S6.
- Vaughan CL, Davis BL, O'Connor JC. *Dynamics of Human Gait*, 2nd ed. Vaughan CL, editor. Cape Town, South Africa: Kiboho Publishers; 1992.
- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*. 1990;8(3):383–392.
- Perry J, Burnfield JM. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, 2nd ed. Thorofare, New Jersey: SLACK Incorporated; 2010.
- Rose J, Gamble JG. *Human Walking*, 3rd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.
- McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait Posture*. 2009;29(3):360–369.
- Handrigan GA, Berrigan F, Hue O, et al. The effects of muscle strength on center of pressure-based measures of postural sway in obese and heavy athletic individuals. *Gait Posture*. 2012;35(1):88–91.
- Ling C, Kelechi T, Mueller M, Brotherton S, Smith S. Gait and function in class III obesity. *J Obes*. 2012;2012:257468.
- Menegoni F, Galli M, Tacchini E, Vismara L, Caviglioli M, Capodaglio P. Gender-specific effect of obesity on balance. *Obesity (Silver Spring)*. 2009;17(10):1951–1956.
- Spyropoulos P, Pisciotto JC, Pavlou KN, Cairns MA, Simon SR. Biomechanical gait analysis in obese men. *Arch Phys Med Rehabil*. 1991;72(13):1065–1070.
- Lord SR, Lloyd DG, Li SK. Sensori-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women. *Age Ageing*. 1996;25(4):292–299.
- Hageman PA, Blanke DJ. Comparison of gait of young women and elderly women. *Phys Ther*. 1986 Sep;66(9):1382–1387.
- Sutherland DH, Olshen RA, Cooper L, Woo SL. The development of mature gait. *J Bone Joint Surg*. 1980;62(3):336–353.
- Winter DA. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*, 4th ed. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons; 2009.
- Cappozzo A. Three-dimensional analysis of human walking: experimental methods and associated artifacts. *Hum Mov Sci*. 1991;10:589–602.
- Khole P, Segal N, Yack HJ. Relationship between the anthropometric variables and frontal knee moments in healthy obese adults. *Gait and Posture*. 2006;24(Suppl 2):S29–S31.
- Messier S, Gutkunst DJ, Davis C, DeVita P. Weight loss reduces knee-joint loads in overweight and obese older adults with knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*. 2005;52(7):2026–2032.
- Powell A, Teichtahl AJ, Wluka AE, Cicuttini FM. Obesity: a preventable risk factor for large joint osteoarthritis which may act through biomechanical factors. *Br J Sports Med*. 2005;39(1):4–5.
- Colnè P, Frelut ML, Pérès G, Thoumie P. Postural control in obese adolescents assessed by limits of stability and gait initiation. *Gait Posture*. 2008;28(1):164–169.

International Journal of General Medicine**Dovepress****Publish your work in this journal**

The International Journal of General Medicine is an international, peer-reviewed open-access journal that focuses on general and internal medicine, pathogenesis, epidemiology, diagnosis, monitoring and treatment protocols. The journal is characterized by the rapid reporting of reviews, original research and clinical studies across all disease areas.

A key focus is the elucidation of disease processes and management protocols resulting in improved outcomes for the patient. The manuscript management system is completely online and includes a very quick and fair peer-review system. Visit <http://www.dovepress.com/testimonials.php> to read real quotes from published authors.

Submit your manuscript here: <http://www.dovepress.com/international-journal-of-general-medicine-journal>