

ÁDERSON LOUREIRO

***INFLUÊNCIA DA INIBIÇÃO DOS MOVIMENTOS DOS
MEMBROS SUPERIORES NA COMPONENTE VERTICAL
DAS FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO NA MARCHA
HUMANA***

**FLORIANÓPOLIS - SC
2006**

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E
DESPORTOS – CEFID
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO
MOVIMENTO HUMANO**

ÁDERSON LOUREIRO

***INFLUÊNCIA DA INIBIÇÃO DOS MOVIMENTOS DOS
MEMBROS SUPERIORES NA COMPONENTE VERTICAL
DAS FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO NA MARCHA
HUMANA***

Dissertação de Mestrado apresentada ao programa de Pós-graduação do Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos – CEFID da Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC como requisito para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Aluisio Otavio V. Ávila

**FLORIANÓPOLIS - SC
2006**

ÁDERSON LOUREIRO

***INFLUÊNCIA DA INIBIÇÃO DOS MOVIMENTOS DOS
MEMBROS SUPERIORES NA COMPONENTE VERTICAL
DAS FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO NA MARCHA
HUMANA***

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de mestre em ciências do Movimento Humano no programa de Pós-graduação do Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos – CEFID da Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC.

Banca Examinadora:

Orientador:

Professor Doutor Aluísio Otávio Vargas Ávila
Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC

Membro:

Professor Doutor Antonio Renato Pereira Moro
Universidade Federal de Santa Catarina

Membro:

Professora Doutora Susana Cristina Domenech
Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC

Florianópolis, 31 de Março de 2006

Dedico este trabalho à Lu, minha amada mulher, ao Lucca fruto do nosso amor, a minha tia Maria que me mostrou como ser desprezado dos bens menos importantes, aos meus pais Edson e Lourdes Loureiro que são anjos que Deus me presenteou por ter sido criado, cuidado e amado por eles.

AGRADECIMENTOS

Com imensa gratidão quero agradecer àqueles que se fizeram presentes em algum momento da minha vida, mas algumas pessoas foram de suma importância para o início, o desenvolvimento e a finalização deste trabalho.

Ao amigo Luis Peroni pelo primeiro convite e fomentador da vontade de participar do processo seletivo para uma vaga no programa de Pós-graduação da Udesc.

Agradeço ao Professor Aluísio Vargas meu orientador, que acreditou e aceitou a empreitada de orientar-me, pelos seus ensinamentos, carinho e dedicação, personificando o ideal de “Mestre” num sentido mais amplo que sua titulação.

Ao Professor Milton Zaro que além de orientador, foi um educador, pois aprendi a respeitá-lo e admirá-lo como amigo, homem e colega.

Ao Professor Mario Andrade, pela sua atenção, companheirismo e amizade.

À minha querida colega Andresa, de uma capacidade extraordinária e de uma bondade ímpar, sempre disposta em ajudar no desenvolvimento do trabalho.

Ao colega Nabinguer que muito me ajudou no decorrer das discussões sobre o desenvolvimento da pesquisa e na coleta dos dados e me auxiliou na escolha dos melhores caminhos para elaboração deste.

Ao professor Krueel, que gentilmente abriu seu grupo de estudos e que esta nesta estrada dignifica nossa profissão.

Ao Alexandre Pinho e demais colegas Alex, Aline e Contreras que foram mais que colegas e pude desfrutar de bons momentos com os mesmos.

Aos alunos do curso de fisioterapia onde realizei a disciplina de docência orientada, na qual conheci uma turma maravilhosa.

A todos entrevistados que dedicaram seu tempo e amizade para coleta dos dados.

À coordenação, professores e funcionários do programa de Mestrado em Ciências do Movimento Humano.

Aos meus colegas e “irmão” Lino de Oliveira e Cláudia Candotti que por várias vezes me cobriram nas aulas da Unisinos para eu poder dar prosseguimento nas disciplinas, cursos e eventos.

RESUMO

TÍTULO: INFLUÊNCIA DOS MEMBROS SUPERIORES NA COMPONENTE VERTICAL DAS FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO NA MARCHA HUMANA

AUTOR: Áderson Loureiro

ORIENTADOR: Alúcio Otavio Vargas Ávila

O propósito desta pesquisa foi investigar se existem diferenças na marcha normal na situação descalço com e sem a inibição dos movimentos dos membros superiores, utilizando a “camisa de força” e especificamente identificar se existem diferenças nas variáveis cinéticas primeiro pico de força (PPF), a taxa de aceitação de peso (TAP), o segundo pico de força (SPF) e suporte médio, nas velocidades de 4 km/h e 6 km/h descalço. Foram selecionadas 20 mulheres com média de idade ($24,15 \pm 3,08$) anos, média de estatura ($162,9 \pm 4,8$) cm e massa corporal média ($63,005 \pm 8,689$) kg, fisicamente ativas, sem histórico de lesões nos membros inferiores nos seis meses anteriores às coletas, nem anormalidades nos pés. Os instrumentos de medidas foram devidamente calibrados. Para análise dos dados foi utilizada a estatística descritiva, a partir das médias aritméticas, os desvios padrão e os coeficientes de variação. A normalidade e homogeneidade dos dados foram tratados a partir do teste de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. Quanto à comparação entre as situações de marcha normal e marcha com inibição dos membros superiores foi utilizado o teste *t de student* considerando $p \leq 0,05$. Concluiu-se que na velocidade de 4 km/h a marcha com a inibição dos movimentos dos membros superiores não promovem diferenças significativas comparada com a situação de marcha normal nas variáveis cinéticas primeiro pico de força, segundo pico de força, taxa de aceitação de peso e suporte médio, nem para o segundo pico de força e taxa de aceitação de peso na velocidade de 6 km/h, mas a inibição dos movimentos dos membros superiores influencia significativamente o primeiro pico de força e o suporte médio nesta velocidade.

PALAVRAS-CHAVE: Biomecânica, Força de reação no solo, Marcha, Membros superiores.

ABSTRACT

TITLE: INFLUENCE OF INHIBITION OF MOVEMENTS OF UPPER LIMBS IN THE VERTICAL COMPONENT OF GROUND REACTION FORCES IN HUMAN GAIT

AUTHOR: Áderson Loureiro

TUTOR: Aluísio Otavio Vargas Ávila

This study aimed to investigate if there are differences in the normal barefoot gait with and without the inhibition of the superior members, using the "shirt of force " and more specifically to identify if there are differences in the kinetic variables first peak of force (PPF), rate of weight acceptance (TAP), the second peak of force (SPF) and support medium, in the conditions of normal gait and gait with inhibition of the superior limbs in the speeds of 4 km/h \pm 10% and 6 km/h \pm 10% barefoot. 20 women were selected with average age of 24,15 \pm 3,08 years old, average height 162,9 \pm 4,8 cm and medium corporal mass 63,005 \pm 8,689kg, physically active, without report of lesions in the inferior limbs in the six months prior to collections, neither abnormalities in the feet. The instruments were properly gauged. Descriptive statistics based on the arithmetic averages, the standard deviations and the variation coefficients, were used for the data analysis. The normality and homogeneity of the data was checked through the test of Shapiro-Wilk and Levene respectively. When comparing the situations of normal gait and gait with inhibition of the superior limbs it was used the student t Test considering $p \leq 0,05$. In conclusion, the gait with speed of 4 km/h with the inhibition of the superior limbs does not promote significant differences compared with the situation of normal gait in the kinetic variables first peak of force, second peak of force, rate of weight acceptance and medium support, neither for the second peak of force and rate of weight acceptance in the speed of 6 km/h. On the other hand, the study showed that the inhibition of the superior members influences the first peak of force and the medium support significantly in the speed of 6 km/h.

KEYWORDS: Biomechanics, Ground reaction force, Gait, Upper limbs.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – As divisões do ciclo da marcha (Adaptada de Viel, 2001)	8
Figura 2 – Gráfico ilustrativo da força versus tempo absoluto para o primeiro pico de força (PPF) da componente vertical da força de reação no solo (CVFRS).....	14
Figura 3 – Gráfico ilustrativo da força versus tempo absoluto para o segundo pico de força (SPF) da componente vertical da força de reação no solo (CVFRS).....	14
Figura 4 – Gráfico ilustrativo da força versus tempo absoluto para taxa de aceitação do peso.....	15
Figura 5 – Gráfico ilustrativo da força versus tempo absoluto para suporte médio (SM) da componente vertical da força de reação no solo (CVFRS).....	15
Figura 6 – Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos - IBTec	16
Figura 7 – Plataformas de Força do IBTeC.....	18
Figura 8 – Curvas F x T obtidas no software de aquisição e processamento de dados	18
Figura 9 – Condicionador de sinais	19
Figura 10 – Balança digital e altímetro	19
Figura 11 – Fita métrica de plástico	20
Figura 12 – Paquímetro	20

Figura 13 – Camisa de força	20
Figura 14 – Utilização da camisa de força inibindo os movimentos dos membros superiores	23
Figura 15 – Organograma descrevendo os procedimentos metodológicos	25
Figura 16 – Gráfico de comparação entre as variáveis cinéticas PPF, SPF e SM nas condições de MN e MIMSs na velocidade de 4 km/h \pm 10%	29
Figura 17 – Gráfico de comparação entre a variável cinética TAP nas condições de MN e MIMSs na velocidade de 6 km/h \pm 10%	29
Figura 18 – Gráfico de comparação entre as variáveis cinéticas PPF, SPF, e SM nas condições de MN e MIMSs na velocidade de 6 km/h \pm 10% ...	33
Figura 19 – Gráfico de comparação entre a variável cinética TAP nas condições de MN e MIMSs na velocidade de 6 km/h \pm 10%	33

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características antropométricas da amostra	17
Tabela 2 – Comparação dos índices de variabilidade do PPF na MN e na MIMSs na velocidade de 4 km/h $\pm 10\%$	27
Tabela 3 – Comparação dos índices de variabilidade do SPF na MN e na MIMSs na velocidade de 4 km/h $\pm 10\%$	27
Tabela 4 – Comparação dos índices de variabilidade da TAP na MN e na MIMSs na velocidade de 4 km/h $\pm 10\%$	28
Tabela 5 – Comparação dos índices de variabilidade do SM na MN e na MIMSs na velocidade de 4 km/h $\pm 10\%$	28
Tabela 6 – Comparação dos índices de variabilidade do PPF na MN e na MIMSs na velocidade de 6 km/h $\pm 10\%$	30
Tabela 7 – Comparação dos índices de variabilidade do SPF na MN e na MIMSs na velocidade de 6 km/h $\pm 10\%$	31
Tabela 8 – Comparação dos índices de variabilidade da TAP na MN e na MIMSs na velocidade de 6 km/h $\pm 10\%$	31
Tabela 9 – Comparação dos índices de variabilidade do SM na MN e na MIMSs na velocidade de 6 km/h $\pm 10\%$	32

LISTA DE SIMBOLOS E ABREVIATURAS

CEFID	Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desporto
CPG	Geradores de Padrões Centrais
CVFRS	Componente Vertical da componente vertical da força de reação no solo
Dp	Desvio Padrão
FRS	Força de Reação no Solo
Grf	Gramas força
IBTeC	Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos
km/h	Kilometro(s) por hora
MIMMSs	Marcha com inibição dos movimentos dos membros superiores
MN	Marcha Normal
PC	Peso Corporal
PPF	Primeiro Pico de Força
SM	Suporte Médio
SPF	Segundo Pico de Força
TAP	Taxa de Aceitação do Peso
\bar{X}	Média

SUMÁRIO

RESUMO	vi
ABSTRACT	vii
LISTA DE ILUSTRACOES	viii
LISTA DE TABELAS	x
LISTA DE SIMBOLOS E ABREVIATURAS	xi
INTRODUÇÃO	1
1.1 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	1
1.2 JUSTIFICATIVA	2
1.3 OBJETIVOS	4
1.3.1 Objetivo Geral.....	4
1.3.2 Objetivos Específicos.....	4
1.4 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO	5
1.5 LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....	5
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	6
2.1 A MARCHA HUMANA	6
2.1.1 Ciclo da Marcha	7
2.2 Medição da Força de Reação do Solo	8
2.3 A influência dos membros superiores na marcha	11
2.4 Velocidade de marcha	11
3 METODOLOGIA	13
3.1 CARACTERÍSTICA DA PESQUISA	13

3.2 DEFINIÇÃO DE TERMOS E VARIÁVEIS	13
3.2.1 Variáveis Cinéticas	13
3.2.1.1 Primeiro Pico de Força	13
3.2.1.2 Segundo Pico de Força	14
3.2.1.3 Taxa de Aceitação do Peso	15
3.2.1.4 Suporte Médio	15
3.3 LOCAL	16
3.4 INDIVÍDUOS DO ESTUDO	16
3.5 INSTRUMENTAÇÃO	17
3.5.1 Registro das características da amostra.....	21
3.5.2 Registro das características antropométricas da amostra.....	21
3.5.3 Aquisição e registro das variáveis cinéticas.....	21
3.6 COLETA DE DADOS.....	22
3.6.1 Procedimentos preliminares.....	22
3.7 COLETA	23
3.8 CONTROLE DAS VARIÁVEIS.....	24
3.9 TRATAMENTO ESTATÍSTICO.....	24
4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	26
5 CONCLUSÕES	34
REFERÊNCIAS	36
ANEXOS.....	39

1 INTRODUÇÃO

1.1 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

A marcha humana é uma característica funcional que acompanha o ser humano desde tenra idade até o final da vida, como via de regra, passando por estágios distintos conforme a idade avança.

Marcha é definida por Lehmkuhl *et al.* (1989), como uma maneira ou estilo de andar e salienta que um dos atributos da marcha normal, quando comparada aos padrões patológicos, é a grande faixa de velocidades seguras e confortáveis disponíveis. Assim, uma descrição do padrão de marcha de um indivíduo, inclui normalmente a velocidade de locomoção e o número de passos completados por espaço de tempo (passos por minuto, isto também é chamado cadência), bem como outras características do padrão, como citado por Larsson (1980).

Segundo Nordin e Frankel (2003), a locomoção bípede, ou marcha, é uma tarefa funcional que exige interações complexas e coordenação entre muitas das principais articulações do corpo, particularmente da extremidade inferior. Ainda segundo os autores, a locomoção bípede é uma atividade cíclica que consiste de duas fases para cada membro, apoio e oscilação.

Para Rose e Gamble (1998), um ciclo de marcha é definido sobre um intervalo de tempo durante o qual uma seqüência de eventos sucessivos e regulares se completam.

Esta locomoção pode se dar de várias maneiras, como por exemplo, correndo, saltitando e entre outras, marchando, que é o foco de pesquisa deste trabalho.

Acrescentando, mais especificamente a caminhada, deve envolver os seguintes requisitos:

- a) Uma forma de locomoção com alternância de membros inferiores;
- b) Uma sucessão de desequilíbrios controlados do centro de gravidade;
- c) Sempre, pelo menos, o contato de um pé com o solo;

O autor Saunders, *et al.* (1953), discute que, dentre os determinantes do modo de andar, o deslocamento do centro de gravidade corporal durante a locomoção tem relevância distinta, e descrevem seu movimento ondulante de aproximadamente 5 cm verticalmente e 5

em horizontalmente durante a progressão anterior, o mesmo autor continua, afirmando que o primeiro determinante é a rotação pélvica transversa, o segundo e o terceiro determinantes são a inclinação inferior da pélvis sobre o lado oscilante e a flexão do joelho na fase de apoio. O quarto e quinto determinantes estão relacionados aos mecanismos do pé, tornozelo e joelho e a relação íntima de seus deslocamentos angulares através do período da fase de apoio. O sexto determinante é a posição aduzida da diáfise do fêmur e o ângulo tíbiofemoral, que permite que o peso corporal seja colocado sobre o pé de suporte sem grandes deslocamentos laterais do centro de gravidade (LEHMKUHL *et al*, 1989).

Mas, mesmo sendo uma atividade básica do movimento humano não deixa de ser bastante complexa, e ainda que as pesquisas tenham avançado, não obstante há muito que se desvendar e entender sobre os processos e mecanismos da marcha. Por este motivo o conhecimento do comportamento dos parâmetros biomecânicos, que influenciam a marcha, principalmente a influência dos membros superiores são pouco conhecidos. O comportamento das variáveis cinéticas frente à variação da velocidade na marcha descalça com um padrão normal dos membros superiores e a inibição dos membros superiores, nos permitem conhecer melhor as respostas sobre os padrões biomecânicos. Para tais considerações foi levantada a seguinte questão problema :

A inibição dos movimentos dos membros superiores influenciam nas variáveis cinéticas no Primeiro Pico de Força (PPF), Segundo Pico de Força (SPF), Taxa de Aceitação do Peso (TAP) e Suporte Médio (SM), da marcha humana descalça comparada com a situação de marcha com balanceio d os membros superiores nas velocidade de 4 km/h \pm 10% e 6 km/h \pm 10%?

1.2 JUSTIFICATIVA

A marcha humana contém uma seqüência de eventos comuns nos seres humanos, entretanto, esta seqüência modifica-se de acordo com as características de cada indivíduo, ou seja, sua natureza morfológica, gênero, idade e presença de patologias dentre outros fatores, alteram sua dinâmica.

Sustentando a afirmação anterior, onde vários são os fatores que podem alterar o padrão e a dinâmica da marcha, Orendurff *et al.* (2005), concluem que a marcha circular apresenta ser um complexo jogo de mudanças nos impulsos de reação no solo, cinética e

cinemática articular, que alteram a orientação do tronco como o centro de massa.

Esta tarefa fundamental, a marcha, tem sido tema de estudo de muitos cientistas como exemplo citamos Hennig (1984), que avaliou a distribuição de pressão sobre o impacto no pé humano, também Erdemir *et al.* estudaram o braço de alavanca da força de reação do solo (FRS) sobre o eixo da articulação talocrural, ou Rao *et al.* (2005) que examinaram a influência dos dados antropométricos na cinética articular durante a marcha. Há muito tempo investiga-se a relação e a descrição dos movimentos corporais na marcha em pessoas saudáveis ou portadoras de condições patológicas e intervenções terapêuticas como foi o tema da pesquisa de O’Kane *et al.* (2003) que investigaram a marcha em indivíduos com prejuízos neurológicos. À medida que os avanços tecnológicos se tornam mais sofisticados e propícios, a análise biomecânica detalhada da marcha pode ser realizada cada vez mais em um ambiente clínico. Isto significa que a biomecânica da marcha deve ser mais amplamente compreendida por clínicos, professores e pesquisadores.

Friego (2003), cita que apesar da relevância dos movimentos da coluna na marcha ser amplamente reconhecida, a maioria dos estudos em locomoção humana, considera quase que exclusivamente o estudo dos parâmetros cinéticos e cinemáticos das articulações inferiores. O autor continua, citando Perry (1992), que o corpo superior, cabeça, tronco e braços, sempre é considerado como uma unidade rígida, ou o tronco como um segmento rígido. Portanto, não demonstrando a contribuição de cada segmento na marcha, tanto normal quanto na marcha patológica, nem tampouco os membros superiores.

Nordin e Frankel (2003) ressaltam que os membros superiores e a cabeça não têm recebido tanta atenção na literatura quanto o tronco e os membros inferiores. Dentro desta perspectiva pouco se sabe da influência dos membros superiores na marcha normal e sua relação com as componentes cinéticas da Força de Reação do Solo (FRS).

Com a intenção de colaborar para o conhecimento da influência dos movimentos dos membros superiores sobre as componentes cinéticas da FRS, surgiu a motivação para o desenvolvimento desta pesquisa. A realização deste estudo justifica-se, pois o mesmo tem o foco no conhecimento do comportamento da componente vertical na FRS na marcha normal, importante para a saúde das pessoas e o entendimento deste comportamento em casos especiais (fratura de clavícula, luxação de ombro, prótese de mama, amputados, por exemplo), devido à posição dos membros superiores, tanto no período de recuperação, como na falta dos mesmos.

Os parâmetros cinéticos da marcha são largamente estudados e pesquisados atualmente por muitos pesquisadores, tais como Lelas *et al.* (2003), Nurse *et al.* (2005), Pain

et al. (2004), entre outros, porém pouco explorados sobre a interação dos membros superiores, e sua influência sobre os parâmetros cinéticos e sobre a FRS. A importância deste estudo está na abordagem de um assunto que produzirá conhecimentos para a indústria calçadista, para fisioterapia, terapia ocupacional, medicina e para educação física, no desenvolvimento de calçados e no entendimento da influência dos membros superiores na componente vertical da FRS, bem como o significado da velocidade na marcha em mulheres adultas e como isto ocorre.

1.3 OBJETIVOS

Para este estudo os seguintes objetivos foram formulados:

1.3.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral deste trabalho foi pesquisar a influência dos movimentos dos membros superiores (braços, antebraços e mãos) nos parâmetros cinéticos da marcha humana descalça.

1.3.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

Como objetivos específicos o trabalho analisou com velocidades controladas a 4 km/h \pm 10% e 6 km/h \pm 10%, em indivíduos do sexo feminino, descalços, o comportamento da curva na componente vertical da força de reação do solo (CVFRS), e se existem diferenças no primeiro pico de força (PPF), na taxa de aceitação de peso (TAP), no segundo pico de força (SPF) e no suporte médio (SM), na marcha (MN), situação esta, definida por Lehmkuhl (1989), como uma maneira ou estilo de andar, salientando que um dos atributos da marcha normal comparada aos padrões patológicos é a grande faixa de velocidades seguras e confortáveis disponível, comparando com a marcha, na qual os movimentos dos membros superiores foram inibidos.

1.4 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Este estudo foi realizado com as seguintes delimitações:

- a) Analisou a locomoção, nas velocidades de 4 km/h \pm 10% e 6 km/h \pm 10% em mulheres fisicamente ativas com idade entre 20 e 30 anos completos, sem alterações nos pés ou lesões ortopédicas prévias.
- b) Analisou as alterações biomecânicas no andar descalço normal e no andar descalço com a inibição dos membros superiores, através das seguintes variáveis cinéticas: primeiro pico de força, segundo pico de força, taxa de aceitação do peso e suporte médio.

1.5 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Este estudo apresenta como limitações os seguintes fatos:

- a) número de observações coletadas para cada sujeito de pesquisa que foi de 5 coletas para cada situação e poderia ter um número de 20 coletas para cada situação;
- b) a plataforma de força desenvolvida pelo IBTeC tem como objetivo avaliar a componente vertical da FRS e não permite a avaliação das componentes médio-lateral e ântero-posterior da FRS.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo mostra o referencial teórico adotado nesta pesquisa, para melhor compreensão do leitor.

2.1 A MARCHA HUMANA

Conforme Lettre & Contini (1998), a locomoção humana é descrita em três estágios distintos: o estágio de desenvolvimento (do repouso até certa velocidade); estágio rítmico (determinada velocidade média constante); e estágio de declínio (retorno para o repouso). A maior parte das pesquisas concentra-se no estágio rítmico de marcha em velocidade livre.

Inman *et al.* (1998), apontam locomoção como uma característica dos animais, sendo um processo pelo qual, o animal se move de uma posição geográfica para outra. A maioria dos mamíferos é quadrúpede, que ao andar lentamente tendem a coordenar os quatro membros, de modo que três das patas fiquem apoiadas, isso proporciona a estabilidade de um tripé. Essa estabilidade se perde quando o animal se torna bípede, e embora a locomoção bípede pareça mais simples, requer um controle neural maior. O domínio da locomoção bípede na posição ereta é ocorrência prolongada e parece ser uma combinação de instinto e aprendizado. Se a marcha for uma atividade aprendida não é de surpreender que cada indivíduo apresente certas peculiaridades pessoais sobrepostas ao padrão básico da locomoção bípede.

Mesmo que exista uma grande variação na marcha entre os indivíduos e também no próprio indivíduo em diferentes situações, existem certas características na locomoção que permitem uma padronização no movimento. Para Perry (1984), a análise completa da marcha compreende a avaliação de cinco aspectos funcionais: 1- característica da passada; 2- movimento; 3- ação muscular; 4- forças que produzem o movimento; 5- gasto energético.

A marcha é definida por Durward (2001), como uma forma de progressão bípede na qual movimentos repetitivos dos membros inferiores incluem períodos de suporte duplo, quando ambos os pés estão em contato com o solo, seguidos por períodos nos quais apenas

um pé sustenta o corpo (suporte único) enquanto o outro está sendo movido acima do solo (balanço).

Resumidamente podemos dividir o ciclo da marcha normal em dois momentos ou fases. A fase de apoio do ciclo, na qual um pé está em contato com o solo e uma fase de oscilação, na qual o referido pé está no ar, sendo este ciclo um conjunto de fenômenos entre o contato inicial de um pé e o próximo contato inicial do mesmo pé.

No artigo intitulado: “regulação dos movimentos dos braços e pernas durante a locomoção humana”, Zehr & Duysens (2004), sustentam que a locomoção humana pode ser um processo automático, e é provável que geradores de padrões centrais (CPGs), desenvolvam um papel na coordenação dos membros. Evidências recentes, sugerem que ambos, braços e pernas são regulados por CPG e que a avaliação sensorial também regula as atividades CPG e ajuda mediando a coordenação entre os membros. Embora a força conjunta entre as pernas ser maior que a força entre os braços, ambos pernas e braços são regulados pela atividade CPG e resposta sensorial (ex., controle reflexo) durante a locomoção.

Para Vaughan *et al*, Apud Andrade (2000), a seqüência de eventos no corpo humano que envolvem a marcha, podem ser resumidas em sete itens: 1– registro e ação do andar através do comando do sistema nervoso central; 2– transmissão dos sinais para o sistema nervoso periférico; 3– contração dos músculos que desenvolvem a tensão; 4– geração de forças e momentos sobre as articulações sinoviais; 5– regulação das forças e momentos nas articulações pelos segmentos esqueléticos rígidos baseados na antropometria; 6– deslocamento dos segmentos, buscando uma forma que reconheça um andar funcional; 7– geração das forças de reação no solo. A variável força refere-se ao comportamento da curva da força vertical da força de reação do solo.

2.1.1 Ciclo da Marcha

Segundo Perry (2005), cada ciclo da marcha é dividido em dois períodos, apoio e balanço, frequentemente chamados de fases, porém a autora prefere utilizar o termo fases como subdivisões funcionais destes períodos. O apoio é subdividido segundo a autora, em três intervalos, de acordo com a seqüência de contato entre o solo e os dois pés, são eles: duplo apoio inicial, apoio simples e duplo apoio terminal, sendo a distribuição normal dos períodos de contato com o solo de 60% para o apoio e 40% para o balanço. A combinação seqüencial das fases também possibilita ao membro realizar as três tarefas básicas. São elas: aceitação do peso, apoio simples e avanço.

Para Viel (2001), o ciclo completo de um passo é realizado, segundo as normas internacionais, por um contato calcanhar/solo, seguido pelo próximo contato calcanhar/solo, do mesmo lado, conforme ilustra a figura 1.

O autor define ainda que a fase de apoio corresponde à tomada de equilíbrio sobre um único pé, com o peso do corpo na vertical do pé de apoio. Os esforços musculares são concentrados durante esta fase, que é, ao mesmo tempo, de sustentação e equilíbrio. A fase de oscilação (do membro inferior que estava apoiado) corresponde à atividade de procurar o solo à sua frente a fim de avançar. A atividade muscular é mínima, sobretudo, por uma recuperação de energia cinética.

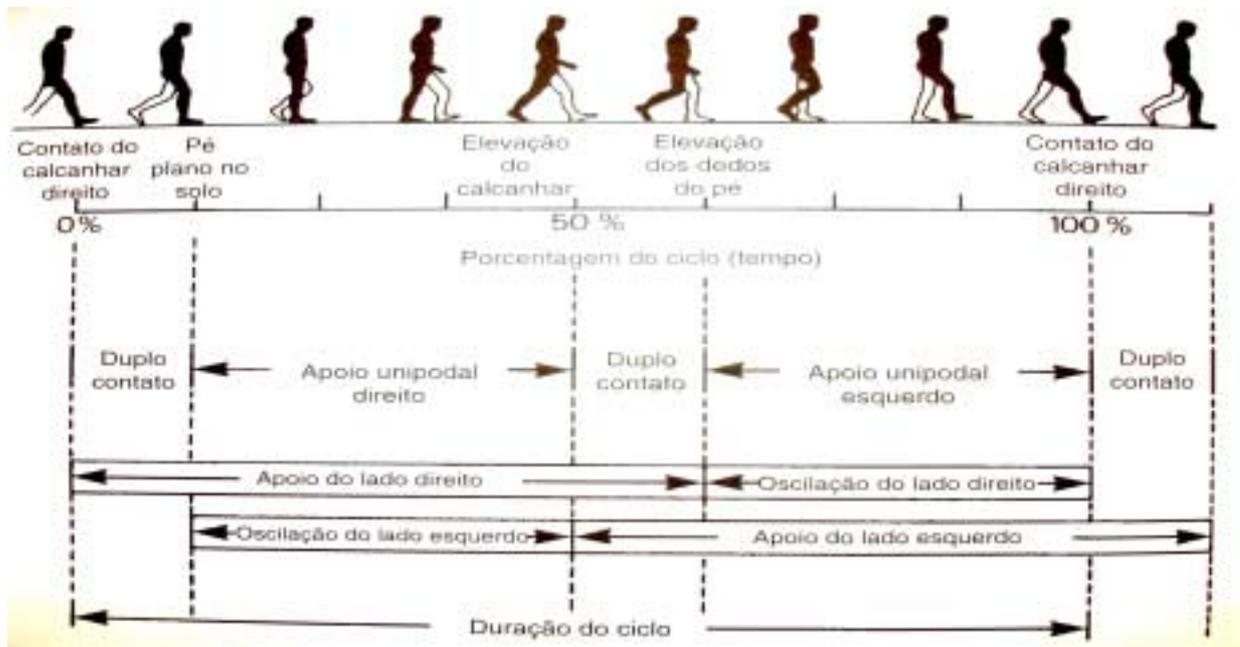


Figura 1 – As divisões do ciclo da marcha (Adaptada de Viel, 2001).

2.2 Medição da Força de Reação no Solo

De acordo com Winter (1990), qualquer força externa pode ser medida por um transdutor de força. A maioria dos transdutores comerciais gera um sinal elétrico proporcional à força aplicada, sendo este utilizado para medir a FRS. A marcha pode ser estudada a partir da medição da FRS, em três componentes espaciais: uma vertical e duas horizontais (ântero-posterior e médio-lateral) (AMADIO, 1996; ROSE & GAMBLE, 1994; ENOKA, 1994).

Conforme afirma Durward (2001), o principal método para coletar dados sobre as FRS é através do uso de plataformas de força, acrescentando que estas plataformas fornecem dados sobre o vetor de força isolado entre o pé e o solo durante o apoio, mas não informa em que

ponto sob o pé a força está agindo. O autor elucidou que quando em repouso, a massa corporal, acelerada pela gravidade, exerce uma força sobre o solo e, como o corpo não está se movendo, deve estar em um estado de equilíbrio. A força decorrente do peso corporal deve, portanto, ser compensada por uma força igual e oposta do solo, o que é chamada de FRS. Os componentes desta força atuam tanto no plano horizontal, (ântero/posterior e medial/lateral), como na direção vertical.

De acordo com Nigg (1994), forças de impacto na locomoção humana são aquelas que resultam de uma colisão entre dois objetos alcançando seu pico máximo em um tempo menor que 50 ms após o primeiro contato entre os dois objetos.

Em termos de magnitude, o componente vertical é de longe o maior continua Durward (2001), corroborando com a afirmação de Amadio (1996), que dentre estas três componentes, a vertical se destaca, pela sua magnitude figurando como uma das principais influenciadoras da sobrecarga no aparelho locomotor, mas de forma alguma desmerecendo a importância das componentes horizontais.

Para Amadio (1996), a componente vertical apresenta dois picos, onde o primeiro está relacionado com a fase de recepção do pé no solo, e o segundo pico está relacionado à fase de propulsão. Por esse motivo, chama-se o primeiro pico de passivo e o segundo pico de ativo. Já para Viel *et al* (2001), o componente vertical da força pode ser decomposto em três partes. O primeiro pico exprime a força exercida durante o impacto do calcanhar. Esta força varia, em uma marcha normal, entre 110 e 120% do peso do corpo. O vale da curva corresponde ao instante em que o pé está plano sobre o solo, caracterizando o apoio médio, e finalmente, o segundo pico corresponde à força exercida para separar do solo o pé que vai se liberar para avançar. O valor deste pico é similar ao primeiro em caso de uma marcha normal.

Os biomecânicos têm utilizado a dinamometria como método único ou em conjunto com outros sistemas para análise da marcha. De acordo com Silveira (1997), o campo de ação da análise da marcha pode ser dividido em três categorias: 1- estudo cinemático dos membros e movimento articular através de técnicas de filmagem; 2- análise de força de reação no solo/pé e pressões de contato e 3- predição de forças articulares interna e musculares.

Dos métodos citados, um dos mais utilizados para análise da marcha, como referido anteriormente é a dinamometria, que analisa a FRS, pois tanto a marcha como a corrida e as demais atividades que envolvem uma fase de contato podem ser estudadas considerando-se a variação desta.

De acordo com Durward (2001), inúmeros aparelhos medidores de força têm sido utilizados para avaliar o movimento humano. O instrumento básico em dinamometria é a

plataforma de força, que mede fundamentalmente a força de reação no solo, seus momentos e o ponto de aplicação da força. Ainda segundo Durward (2001), as plataformas de força tem sido extensivamente usadas para investigar anormalidades e assimetrias nos padrões de carga sobre os membros inferiores e em varias patologias durante a marcha. Estes instrumentos medidores (de aproximadamente 50 X 50 cm – 60 x 100 cm) são montados no chão, e permitem a mensuração dos três componentes espaciais da força aplicada à plataforma, o ponto de aplicação da força, e a torção exercida simultaneamente com a força.

Através da utilização das plataformas de força, a medição da força de reação no solo é obtida por um sinal elétrico proporcional à força aplicada. São vários os tipos de sensores existentes para estas medições, mas os sensores que se destacam são os *strain gauges*, piezoelétricos e piezoresistivos, dentre outros (WINTER, 1990).

Segundo Viel (2001), existem vários tipos de plataformas de forças que se diferenciam pelo tipo de captadores utilizados. Esses captadores são tanto à base de quartzo (Kistler) quanto à base de tensiômetros (AMTI, Bertec, Logalex).

Portanto, a plataforma quantifica a variação dinâmica da força de reação do solo durante a fase de contato entre os corpos, fase que ocorre quando há uma transferência destas forças externas para o corpo, determinando alterações nas condições de movimento.

Hennig & Cavanagh e Hennig & Riehle Apud Andrade (2000), demonstram que muitos parâmetros podem determinar mudanças individuais num padrão de normalidade da estrutura dinâmica de apoio durante o ciclo do andar, determinado em função da velocidade do movimento, ocorrendo alteração no traçado da curva e ainda no valor da força máxima vertical.

Com o objetivo de comparar diferentes tentativas e diferentes sujeitos, cujos tempos de contato podem ser também diferentes, opta-se pela normalização das variáveis a partir dos procedimentos definidos por WINTER (1991). Para tanto o tempo total de apoio será determinado pela componente vertical da força de reação no solo, e divididos por intervalos de tempo equivalentes a 1%. Dessa forma, a partir da normalização, o início do apoio é considerado 0% e o final do apoio 100%. Objetivando-se ainda a comparação entre sujeitos que apresentam massas corporais diferentes, utiliza-se a normalização da magnitude da força de reação no solo em função do peso corporal dos sujeitos.

2.3 A influência dos membros superiores na marcha

Segundo Perry (2005), o balanço recíproco dos braços ocorre espontaneamente durante a marcha. Mais adiante a autora cita que durante a passada, cada braço flete e estende reciprocamente em um arco total de deslocamento de 30° a 40°. O intervalo entre os dois braços é um período de 50% do ciclo, com o pico do deslocamento em uma ou outra direção ocorrendo no contato inicial. Durante o período de apoio, a partir do contato inicial até o desprendimento contralateral dos dedos, o braço, mensurado como deslocamento do punho, completa um arco de aproximadamente 20° de flexão. Então com o início do apoio contralateral, o movimento do braço reverte para extensão e alcança uma posição de 9° de hiperextensão. A marcha mais rápida aumenta o arco total de movimento pela utilização de maior movimento de extensão do ombro e flexão do cotovelo, enquanto os outros arcos não se modificam.

A função dos braços na marcha segundo Perry (2005), concluiu que o movimento dos braços nos três planos funcionais e com movimentos opostos aos membros inferiores, permite os membros inferiores realizarem seus movimentos sem transmitir uma rotação acentuada ao corpo, porém que esta função não é um componente essencial da marcha, mas não foi quantificada a influencia dos mesmos em diferentes situações.

Mesmo que há muito se investigue sobre a marcha humana e estas pesquisas dotadas de procedimentos, metodologia e instrumentação com o mais alto nível de produção, ainda pouco se sabe sobre o papel dos membros superiores e sua influência na marcha, acerca das variáveis, velocidade normal e velocidade acelerada, bem como nas situações estando os indivíduos femininos descalços e com a inibição dos membros superiores em todas as situações.

2.4 Velocidade de marcha

Durward (2001) descreve, que as medidas de como a posição do corpo e segmentos corporais mudam com o tempo são conhecidos como parâmetros temporais e espaciais. A velocidade da marcha pode ser simplificada descrita como o tempo que uma pessoa leva para caminhar uma distancia determinada. Quanto à mobilidade funcional a velocidade é a medida objetiva mais básica, pois é claramente um indicador global de capacidade, ou mais importante da incapacidade, já que está virtualmente em todos os indivíduos com anormalidades da marcha. Outra razão pela qual esta medida é tão importante é que quase

todas as outras mensurações de marcha são dependentes da velocidade (ANDRIACCHI, 1997) Apud Durward (2001).

Para adultos jovens saudáveis caminhando em velocidade média de livre escolha, a velocidade de marcha é aproximadamente de 3 mph ou 5 km/h.

Viel (2001), descreve a velocidade da marcha como uma avaliação quantitativa, onde existe a possibilidade de fixar valores, da extrema lentidão a uma rapidez considerada fácil de atingir pelo indivíduo médio, como segue:

- intervalo das velocidades lentas, indivíduos adultos: 0,50 m/s a 1,0 m/s;
- intervalo das velocidades confortáveis, indivíduos adultos: 1,30 m/s a 1,60 m/s;
- intervalo das velocidades rápidas, indivíduos adultos: 1,90 m/s a 2,45 m/s;

A norma de testes para análise do conforto dos calçados, ABNT NBR 14838, considera para realização dos testes em indivíduos do sexo feminino uma velocidade de 4 km/h e 5 km/h para indivíduos do sexo masculino.

Para este estudo utilizou-se as velocidades de 4km/h e 6 km/h pois as mesmas encontram-se dentro do intervalo de velocidades confortáveis segundo a bibliografia pesquisada.

3 METODOLOGIA

3.1 CARACTERÍSTICAS DA PESQUISA

A classificação deste estudo caracteriza-se como do tipo mista, sendo uma fase descritiva, onde se descrevem as características das variáveis cinéticas do andar normal e com a inibição dos membros superiores. E uma segunda fase, exploratória, na qual se verifica o efeito da inibição dos movimentos dos membros superiores e compara com as situações de marcha normal.

3.2 DEFINIÇÃO DE TERMOS E DAS VARIÁVEIS

3.2.1 Variáveis Cinéticas

As três leis do movimento, desenvolvidas por Isaac Newton, segundo Arciprete *et al.* (1981), são uma parte importante da base matemática da avaliação da cinética da locomoção, mas a terceira lei tem uma significância especial para a locomoção, a lei da ação e reação, afirma que as forças são sempre compostas aos pares, iguais e em direções opostas.

Perry (2005), ressalta que o ciclo da marcha é uma seqüência única de eventos entre dois contatos iniciais seqüenciais pelo mesmo membro.

Neste estudo foi analisado o comportamento da FRS, na marcha normal e na marcha com a inibição dos movimentos dos membros superiores através da utilização de uma “camisa de força” nas velocidades de 4 km/h \pm 10% e 6 km/h \pm 10% na condição descalço.

3.2.1.1 Primeiro Pico de Força (PPF): ocorre na primeira metade do tempo de contato completo para cada toque dos pés. O pico é determinado pelo valor máximo encontrado durante a primeira metade do contato do pé (ANDRADE, 2000). Sendo assim, corresponde ao choque do calcanhar com o solo em uma marcha normal. (Figura 2).

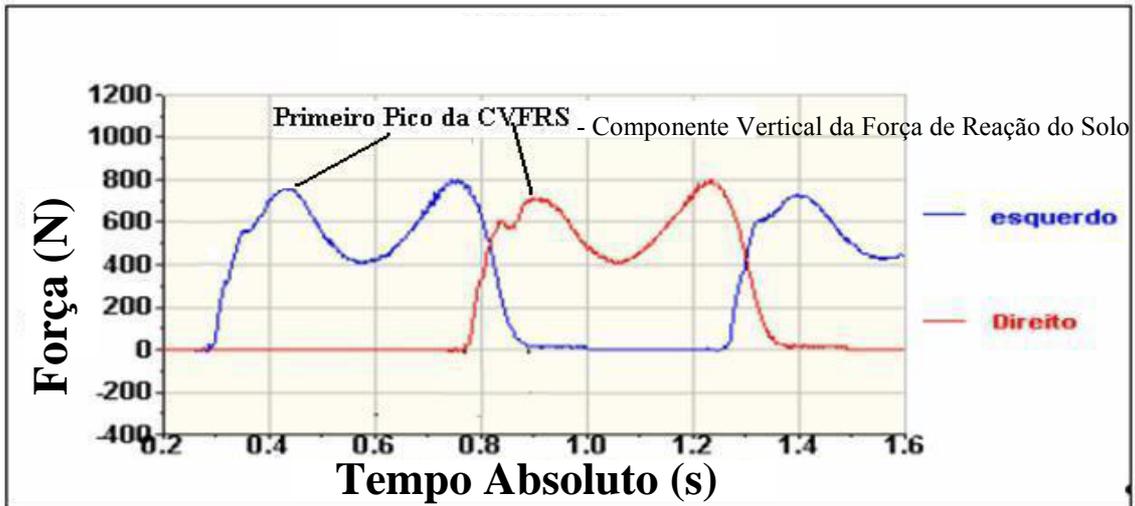


Figura 2 – Gráfico ilustrativo da força versus tempo absoluto para o primeiro pico de força (PPF) da componente vertical da força de reação no solo (CVFRS).(Dados do autor).

3.2.1.2 Segundo Pico de Força (SPF): o segundo pico ocorre próximo do final da fase de apoio, quando os pés começam acelerar e elevar a massa corporal. Tanto no PPF, quanto no SPF, a força vertical normalmente ultrapassa o peso corporal do sujeito. (Figura 3).

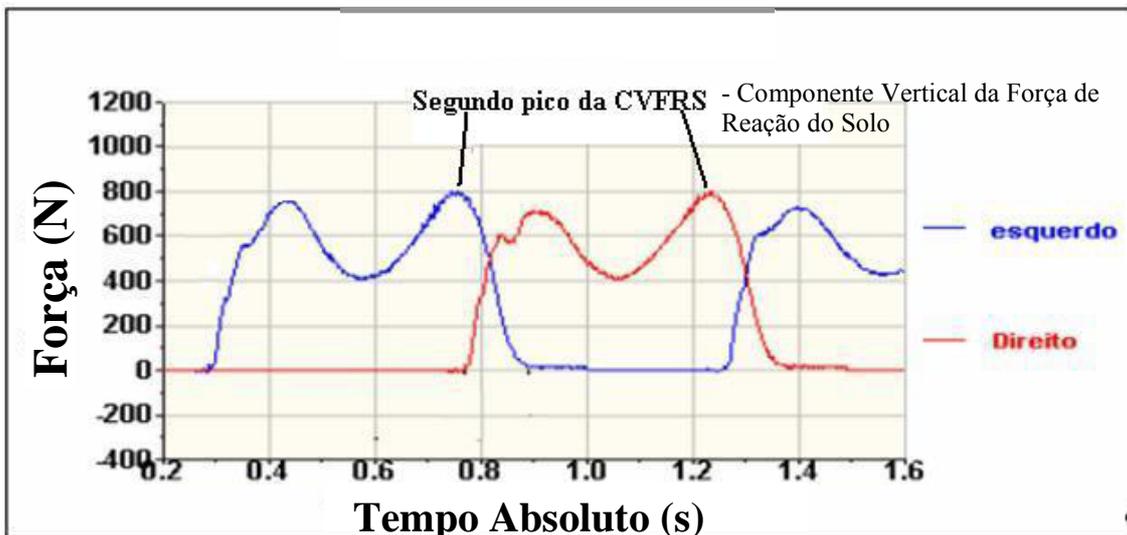


Figura 3 - Gráfico ilustrativo da força versus tempo absoluto para o Segundo Pico de Força (SPF) da componente vertical da força de reação no solo (CVFRS).(Dados do autor).

3.2.1.3 Taxa de Aceitação do Peso (TAP): é a inclinação da reta que une os pontos correspondentes do valor do contato inicial do calcanhar até o primeiro pico de força (ANDRADE, 2000). (Figura 4).

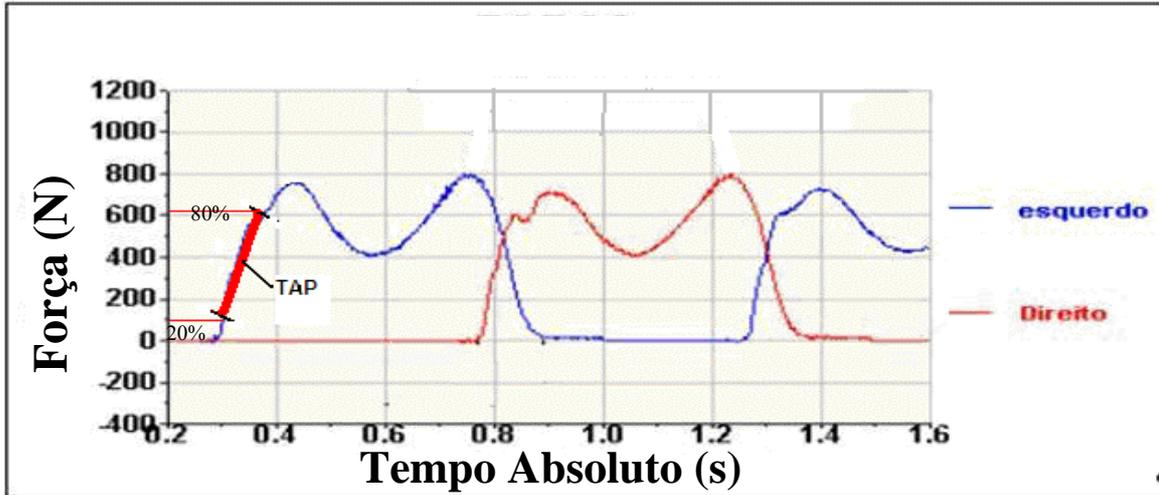


Figura 4 - Gráfico ilustrativo da força versus tempo absoluto para taxa de aceitação de peso (TAP). (Dados do autor).

3.2.1.4 Suporte Médio: Lippert (1996), definiu que o ponto no qual o peso passa sobre o pé que está sustentando o peso do corpo é chamado de passo médio. Nesta fase, o tornozelo move-se em leve dorsiflexão, entretanto, os flexores plantares começam a contrair-se controlando a proporção na qual a perna se move sobre o tornozelo. Joelho e quadril continuam a se estender, ambos os braços estão em extensão essencialmente paralelos ao corpo, e o tronco esta em posição neutra em relação à rotação. (Figura 4).

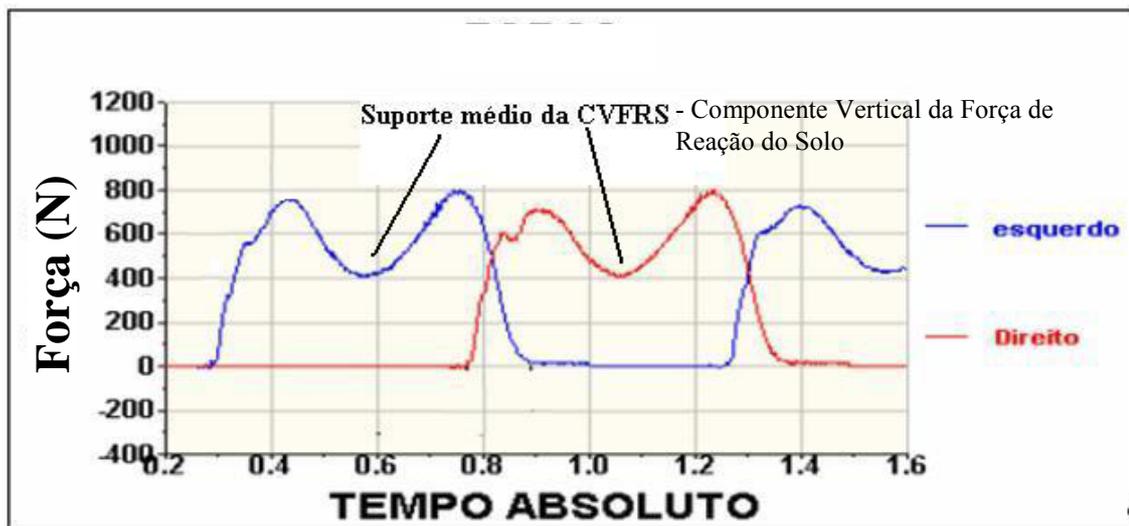


Figura 5 - Gráfico ilustrativo da força versus tempo absoluto para o suporte médio da componente vertical da força de reação do solo (CVFRS). (Dados do autor).

3.3 LOCAL

O estudo foi realizado no laboratório de biomecânica do Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos – IBTeC (Novo Hamburgo, Brasil), (Figura 7) em conjunto com o Laboratório de Biomecânica do Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos da Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC (Florianópolis, Brasil).



Figura 6 – Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos – IBTeC (dados do autor)

3.4 INDIVÍDUOS DO ESTUDO

Conforme Lopes (1999), a população de uma pesquisa consiste na totalidade de unidades de observação (usualmente pessoas, objetos, ou eventos) a partir das quais se deseja tomar uma decisão, e a amostra um conjunto de unidades selecionadas de uma população.

Participaram deste estudo uma população de mulheres com idade entre 20 e 30 anos completos. O processo de escolha dos indivíduos foi do tipo não-probabilística intencional, pois foram selecionadas 20 mulheres, com as seguintes características que serviram como critérios de inclusão:

- a) Não apresentar lesões prévias, entorse de tornozelo, fascíte plantar, metatarsalgia, entorse nos joelhos, condromalácea, entre outros. (Critério de desqualificação);
- b) Não apresentar anormalidades nos pés, como exemplo: pés planos, pés cavos, pés eqüinos, entre outros. (Critério de desqualificação);

- c) Ser fisicamente ativo, realiza exercício físico aeróbio e neuromuscular pelo menos 3 dias por semana.

As características dos indivíduos do estudo estão apresentadas na tabela 1.

Tabela 1 - Características da Amostra

Sujeito	Idade (anos completos)	Massa (kg)	Estatura (cm)
1	26	50,3	158,5
2	23	61,1	164,5
3	30	77,1	174,1
4	22	68,4	157,6
5	29	67,5	168,0
6	22	60,6	162,0
7	24	65,4	167,7
8	22	63,8	164,5
9	26	53,5	155,0
10	27	59,6	159,5
11	21	84,5	163,0
12	26	65,9	165,2
13	24	72,4	161,2
14	20	51,1	156,0
15	24	58,7	165,0
16	27	61,8	169,0
17	28	57,0	164,0
18	22	67,9	163,5
19	20	51,8	157,2
20	20	61,2	162,8
\bar{X}	24,2	63,0	162,9
Dp	3,1	8,7	4,8

3.5 INSTRUMENTAÇÃO

Os instrumentos utilizados para o estudo foram os seguintes:

- a) questionário destinado ao registro das características demográficas da amostra (Anexo D).

b) sistema de medição da FRS,

- duas plataformas de força triaxiais com sensores extensiométricos de carga *strain gauges* que emitem sinais elétricos proporcionais à força aplicada, desenvolvidas no próprio IBTeC (frequência natural maior que 300Hz, resolução +/- 100 grf, fundo de escala 200 kgf e desvio de linearidade menor que 0,2% e imprecisão menor que 200 grf).

Calibradas por método de comparação direta (com peso padrão), pelo CETEMP. (Figura 7);



Figura 7 - Plataformas de força do IBTeC (dados do autor)

- a coleta e o processamento dos dados foram realizados através do programa Matlab 5.0®, gentilmente cedido pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul-UFRGS. (Figura 8);

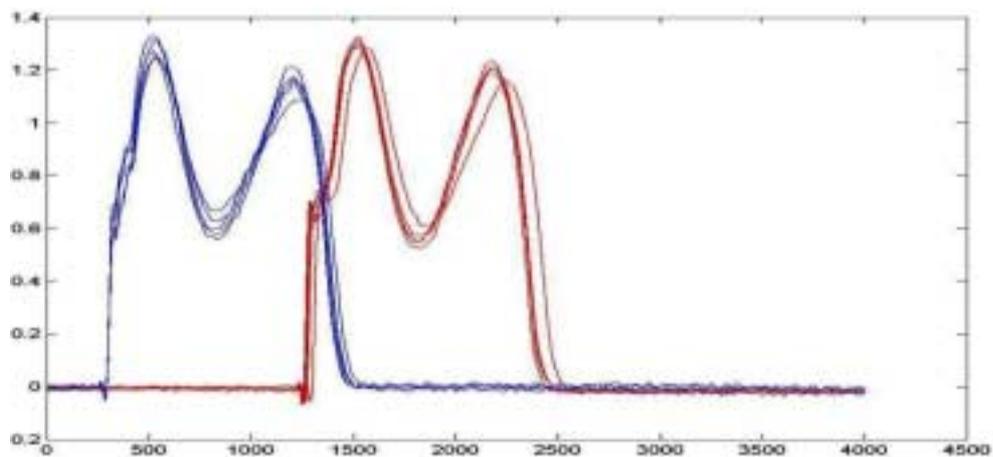


Figura 8 – Curvas de F x T obtidas no software de aquisição e processamento dos dados (dados do autor)

- condicionador de sinais Endevco modelo 136 (3 canais). (Figura 9);



Figura 9 – Condicionador de sinais (dados do autor)

- conversor A/D computer boards CIO-DAS 16Jr, 12 Bits, 16 canais, taxa máxima de amostragem 50 kHz;

c) balança digital marca Balmak*, modelo BK 50F, classe 3 com resolução 50 gramas e fundo de escala 150 kg. (Figura 10);

d) altímetro marca Balmak*, modelo BK 50F, com precisão de escala de 0,1 cm. (Figura 10);



Figura 10 – Balança digital e altímetro (dados do autor)

* - A balança e o altímetro foram calibrados pela RBC (Rede Brasileira de Calibração), SENAI-CETEMP em 10 de Janeiro de 2006 sob o certificado numero 0096/2006.

e) fita métrica de plástico resolução 0,5 mm. (Figura 11);



Figura 11 – Fita métrica de plástico (dados do autor)

f) paquímetro de plástico 0,5 mm. (Figura12);



Figura 12 – Paquímetro (dados do autor)

g) sistema é composto por dois pares de foto-células (VICTORY), ligadas a um cronômetro digital (Technos) calibrado pelo laboratório (LABELO). As foto-células estão distanciadas 3 metros uma da outra.

h) Camisa de força (desenvolvida pelo autor). (Figura 13).



Figura 13 – Camisa de força (dados do autor)

3.5.1 Registro das características da amostra

As características dos sujeitos foram determinadas mediante a aplicação de um questionário do tipo padronizado, auto-aplicável, composto por 3 questões abertas e 11 questões fechadas. O questionário aplicado aos sujeitos foi composto pelas seguintes partes:

- a) identificação;
- b) dados antropométricos;
- c) histórico de lesões.

3.5.2 Registro das características antropométricas da amostra

Foram medidas as seguintes características antropométricas:

Algumas medidas como a massa corporal e a estatura (altura em pé) devem seguir procedimentos padronizados, como recomendado pelo *Anthropometric Standardization Reference Manual* (Gordon, Chumlea & Roche, 1988) Apud Heyward, (2000).

- 1) Estatura: medida do solo ao vértex do crânio, com o indivíduo na postura ereta com a cabeça posicionada no plano de Frankfurt (linha imaginária que passa pelo ponto mais baixo do bordo inferior da órbita direita e pelo ponto mais alto do bordo superior do meato auditivo direito), (MARINS, 1998);
- 2) Massa corporal total;
- 3) Comprimento do pé: medida do calcâneo até o final da falange distal do dedo mais longo do pé;
- 4) Largura do pé: medida das cabeças do primeiro ao terceiro metatarsianos;
- 5) Perímetro do pé: medida da circunferência do ante-pé das cabeças do primeiro ao quinto metatarsianos.

3.5.3 Aquisição e registro das variáveis cinéticas

O estudo foi realizado sobre o piso fixo instrumentado com duas plataformas de força com frequência natural maior que 300Hz, resolução +/- 100 grf, fundo de escala 200 kgf e desvio de linearidade menor que 0,2% e imprecisão menor que 200 grf. Estas plataformas estão fixadas em uma passarela de aproximadamente 10,6 metros de comprimento com 0,90 metros de largura onde a superfície superior das plataformas, estão dispostas no mesmo nível

da passarela na qual os indivíduos executam a marcha, a uma velocidade média de 4 km/h $\pm 10\%$ e 6 km/h $\pm 10\%$ caminhando descalços com os braços em balanceio natural. Para cálculo da velocidade foram utilizadas células fotoelétricas para determinação do intervalo de tempo e uma fita métrica metálica calibrada ($\approx 0,3$ mm) para medir a distância entre as células, sendo que todos os instrumentos utilizados (fita métrica, peso padrão, cronômetro, balança, etc), foram calibrados por instituições certificadas pelo INMETRO.

Este sistema opera com um computador com processador Pentium II 50 Mz com 128 Mb de memória RAM e 20 GB de disco rígido.

Os sinais de saída do condicionador de sinais, de 12 bits (sensibilidade de 1 parte em 4095 e taxa de amostragem máxima ≈ 5 kHz) conectados às plataformas de força, são levados à um conversor A/D de 16 canais e taxa de amostragem maior que 50 kHz, lidos por um software especialmente desenvolvido para leitura e processamento de dados (baseados no MATLAB 5.0, versão para Windows 98).

As plataformas de força utilizadas no presente estudo foram construídas de modo a medir somente a componente vertical da FRS, sendo seus valores normalizados pelo peso corporal dos sujeitos, a fim de proporcionar comparações entre e intra-sujeitos em relação à magnitude do peso corporal e as diferentes fases do movimento.

3.6 COLETA DE DADOS

3.5.1 Procedimentos preliminares

Os procedimentos foram aprovados pela comissão de ética da UDESC, e coletados no IBTeC, em período agendado com o pesquisador e os sujeitos em consonância com a legislação em vigor sobre pesquisa em seres humanos. Antes de iniciar a coleta, os seguintes procedimentos foram realizados:

- a) comunicação prévia aos sujeitos dos procedimentos da avaliação. Após esclarecidos e concordantes, foi solicitado a assinatura do consentimento formal para participação no estudo. (Anexo I);
- b) medidas antropométricas dos sujeitos e aplicação do questionário. (Anexo II);
- c) para realização dos testes as mulheres vestiram camiseta ou “top” e calça apropriada para ginástica;

3.7 COLETA

Na fase de coleta foram adotados os seguintes procedimentos:

Primeira etapa: pesagem do sujeito nas plataformas um e dois para normalização da força em função do peso corporal.

Segunda etapa: período de adaptação, no qual o sujeito foi motivado a marchar sobre a passarela na velocidade de 4 km/h \pm 10% objetivando o contato com a primeira plataforma de força com seu pé dominante, e com a finalidade de familiarização com o instrumento de medida.

Terceira etapa: os sujeitos realizaram tantas passagens quantas necessárias, e validadas as 5 passagens na velocidade de 4 km/h \pm 10% descalço e com o balanceio dos braços normalmente, o que doravante chamamos de marcha normal (MN). Após a realização das 5 passagens válidas, repetiram mais 5 passagens sobre as plataformas na velocidade de 6 km/h \pm 10%, na condição de MN, de forma que se enquadrassem no protocolo definido.

Prosseguindo as coletas, foram realizadas tantas passagens quantas necessárias e selecionadas aqueles 5 ensaios que se enquadrassem no protocolo definido, nas velocidades de 4 km/h \pm 10% e 6 km/h \pm 10%, respectivamente, descalços, mas com a utilização da “camisa de força” (figura 14), com a intenção de inibir a ação dos membros superiores, que a partir deste momento chamaremos de marcha com inibição dos movimentos dos membros superiores (MIMMSs).



Fig. 14 – Utilização da “camisa de força” inibindo os movimentos dos membros superiores (dados do autor).

Os critérios considerados para exclusão de qualquer passagem foram:

- a) velocidade inadequada;
- b) posicionamento inadequado dos pés nas bordas das plataformas de força;
- c) posicionamento de qualquer um dos pés fora da plataforma de força.

3.8 CONTROLE DAS VARIÁVEIS

No controle das variáveis adotou-se a manipulação seletiva, que segundo Brown & Guiselli apud Andrade (2000), consiste em assegurar e manter constantes as condições experimentais.

Para assegurar a validade interna desta pesquisa, foram controladas as seguintes variáveis: a) local dos testes; b) restrição de atividade física; c) controle da temperatura ambiente e umidade; d) seqüência do teste para todos os indivíduos.

Todos os testes foram realizados no IBTeC.

Os sujeitos foram orientados no agendamento do teste para evitar realizar atividades físicas 24 h antes da realização do mesmo. Durante a realização do teste a temperatura manteve-se oscilando entre 23 ± 2 °C e a umidade do ar na faixa de $50\% \pm 5$.

Quanto à seqüência e ordem das avaliações, foi adotado o procedimento de iniciar o teste com o sujeito descalço, marchando normalmente a 4 km/h $\pm 10\%$ e 6 km/h $\pm 10\%$, depois com o sujeito utilizando a “camisa de força”, locomoveu-se nas mesmas velocidades prévias.

3.9 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Para análise dos dados foi utilizada a estatística descritiva, a partir das médias aritméticas, os desvios padrões e os coeficientes de variação, e para o tratamento estatístico foi utilizado foram utilizados os *softwares Excel* versão 2003 para *Windows XP Professional* e pacote estatístico SPSS versão 12, para confirmação dos dados. (Anexo III e IV).

A normalidade e homogeneidade dos dados foram realizadas a partir do teste de Shapiro Wilk, no qual foi constatado normalidade .

Quanto a comparação entre as situações de marcha normal e marcha com inibição dos membros superiores foi utilizado o teste *t de student* considerando $p \leq 0,05$.

Os procedimentos metodológicos podem ser observados resumidamente no organograma abaixo, (Figura 14):

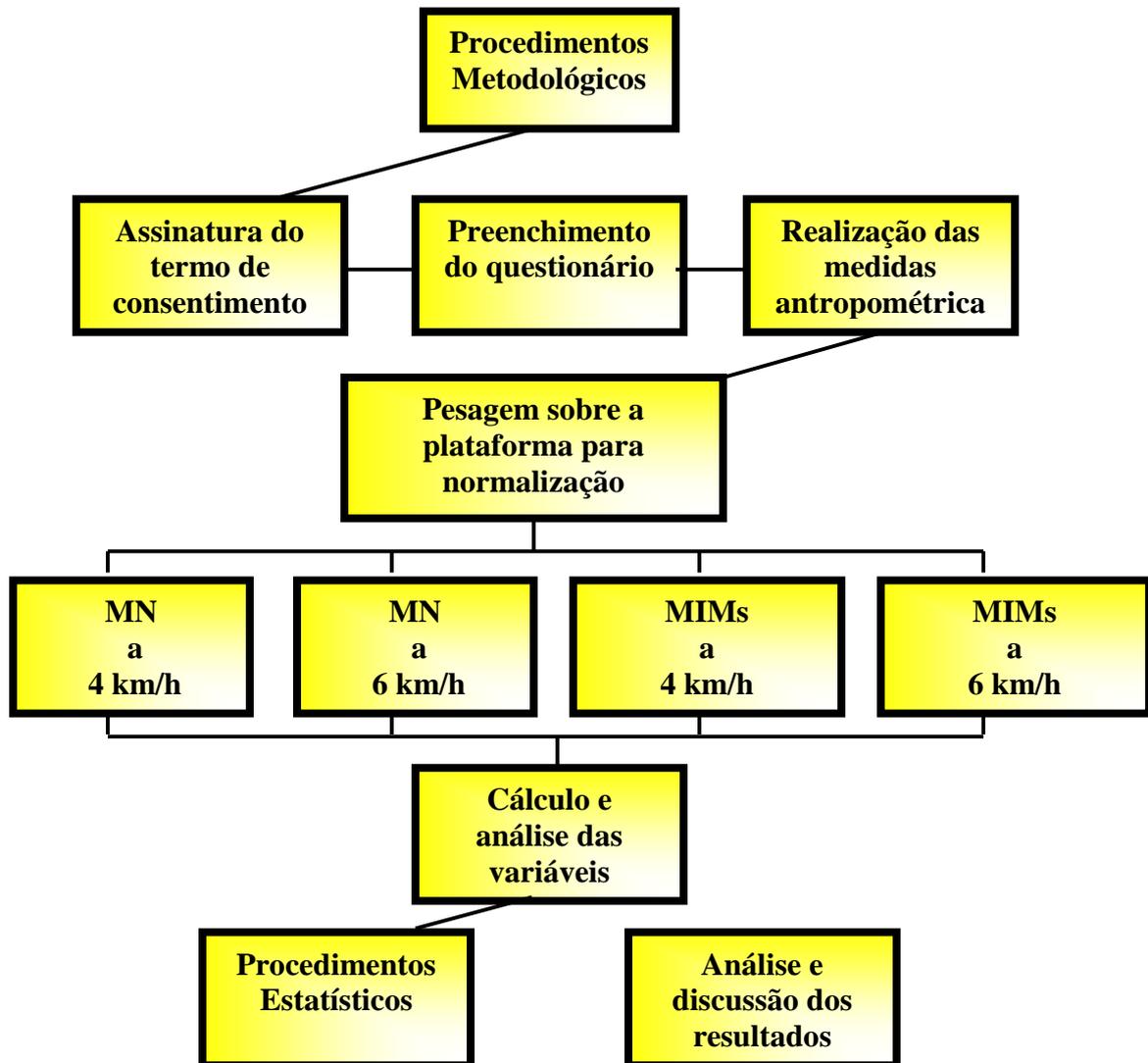


Figura 15 - Organograma descrevendo os procedimentos metodológicos (dados do autor).

4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Este capítulo apresenta e discute os resultados obtidos neste estudo. Para melhor entendimento e compreensão do leitor, encontra-se subdividido de acordo com os objetivos específicos, na seguinte ordem: Apresentação e comparação das médias das variáveis cinéticas do PPF, SPF, SM e TAP da CVFRS nas condições de MN e MIMMSs na velocidade de 4 km/h $\pm 10\%$. A seguir, são apresentadas as comparações das médias das variáveis cinéticas do PPF, SPF, SM e TAP da CVFRS na condição da MN e na condição da MIMMSs na velocidade de 6 km/h $\pm 10\%$.

4.1 Comportamento das variáveis cinéticas da CVFRS na MN e MIMMSs na velocidade de 4 km/h $\pm 10\%$.

Este tópico apresenta 5 momentos. 1- analisa o comportamento do PPF da CVFRS nas situações de MN e MIMMSs na velocidade de 4 km/h $\pm 10\%$; 2- analisa o comportamento do SPF da CVFRS nas situações de MN e MIMMSs na velocidade de 4 km/h $\pm 10\%$; 3- analisa o comportamento da TAP da CVFRS nas situações de MN e MIMMSs na velocidade de 4 km/h $\pm 10\%$; 4- analisa o comportamento do SM da CVFRS nas situações de MN e MIMMSs na velocidade de 4 km/h $\pm 10\%$; 5- finalmente apresenta o gráfico comparativo entre as variáveis cinéticas em questão para as condições de MN e MIMMSs na velocidade de 4 km/h $\pm 10\%$.

Procedido o levantamento e registro das passagens dos sujeitos sobre as plataformas de força, foi realizado então as comparações das variáveis cinéticas nas situações previstas, ou seja na condição de MN e MIMMSs na velocidade de 4 km/h $\pm 10\%$, cujos resultados estão expressos nas Tabelas 2, 3, 4 e 5 e resumidos no gráfico 1.

4.1.1 Comportamento do PPF, na MN e na MIMMSs na velocidade de 4 km/h $\pm 10\%$. Tabela 2.

Na Tabela 2 verificou-se que o comportamento da CVFRS para o PPF não diferiu significativamente entre as situações de MN e MIMMSs na velocidade de 4 km/h $\pm 10\%$.

Teste-t: duas amostras presumindo variâncias equivalentes.

Tabela 2 – Comparação dos índices de variabilidade do PPF na MN e na MIMMSs na velocidade de 4 k/h $\pm 10\%$, $p \leq 0,05$.

	<i>Marcha com Inibição dos MSs.</i>	<i>Marcha Normal</i>
Média	1,057 (%pc)	1,053 (%pc)
Dp	0,002	0,002
N	20	20
Gl	38	
Stat t	0,301	
P(T<=t) bi-caudal	0,765	
t crítico bi-caudal	2,024	

* (%pc) percentual do peso corporal

4.1.2 Comportamento do SPF, na marcha normal e na marcha com a inibição dos movimentos dos membros superiores na velocidade de 4 km/h $\pm 10\%$.

Na Tabela 3, também verificou-se que o comportamento da CVFRS para o SPF não diferiu significativamente entre as situações de MN e MIMMSs na velocidade de 4 km/h $\pm 10\%$.

Teste-t: duas amostras presumindo variâncias equivalentes.

Tabela 3 - Comparação dos índices de variabilidade do SPF na MN e na MIMMSs na velocidade de 4 k/h $\pm 10\%$, $p \leq 0,05$.

	<i>Marcha com Inibição dos MSs.</i>	<i>Marcha Normal</i>
Média	1,122 %pc	1,110 %pc
Dp	0,001	0,001
N	20	20
Gl	38	
Stat t	0,844	
P(T<=t) bi-caudal	0,403	
t crítico bi-caudal	2,024	

* (%pc) percentual do peso corporal

4.1.3 Comportamento da TAP, na marcha normal e na marcha com a inibição dos movimentos dos membros superiores na velocidade de 4 km/h \pm 10%.

Na Tabela 4 em uma análise entre os dois grupos, verificou-se que o comportamento da CVFRS para a TAP não diferiu significativamente entre as situações de MN e MIMMSs na velocidade de 4 km/h \pm 10%.

Teste-t: duas amostras presumindo variâncias equivalentes.

Tabela 4 - Comparação dos índices de variabilidade da TAP na MN e na MIMMSs na velocidade de 4 k/h \pm 10%, $p \leq 0,05$.

	<i>Marcha com Inibição dos MSs.</i>	<i>Marcha Normal</i>
Média	7,135 (N/N)/s	6,962 (N/N)/s
Dp	1,595	1,194
N	20	20
Gl	38	
Stat t	0,462	
P(T<=t) bi-caudal	0,647	
t crítico bi-caudal	2,024	

4.1.4 Comportamento do SM, na marcha normal e na marcha com a inibição dos movimentos dos membros superiores na velocidade de 4 km/h \pm 10%.

Analisando a Tabela 5 verificou-se que o comportamento da CVFRS para a TAP não diferiu significativamente entre as situações de MN e MIMMSs na velocidade de 4 km/h \pm 10%.

Teste-t: duas amostras presumindo variâncias equivalentes

Tabela 5 - Comparação dos índices de variabilidade do SM na MN e na MIMMSs na velocidade de 4 k/h \pm 10%, $p \leq 0,05$.

	<i>Marcha com Inibição dos MSs.</i>	<i>Marcha Normal</i>
Média	0,783 %pc	0,794 %pc
Dp	0,001	0,001
N	20	20
Gl	38	
Stat t	-0,917	
P(T<=t) bi-caudal	0,364	
t crítico bi-caudal	2,024	

* (%pc) percentual do peso corporal

4.1.5 Gráficos comparativos entre as variáveis cinéticas do PPF, SPF, SM (Figura 15) e TAP (Figura 16) para as condições de MN e MIMMSs na velocidade de 4 km/h \pm 10%.

A figura 15 ilustra a comparação do grupo que se locomoveu com inibição dos membros superiores utilizando a camisa de força para tal propósito, e o grupo que se locomoveu com o balanceio normal dos membros superiores.

Como mostram as tabelas 2, 3, 4 e 5 as médias das variáveis cinéticas do PPF, SPF, SM e da TAP, não apresentaram significância estatística, pois apresentaram $p \leq 0,05$.

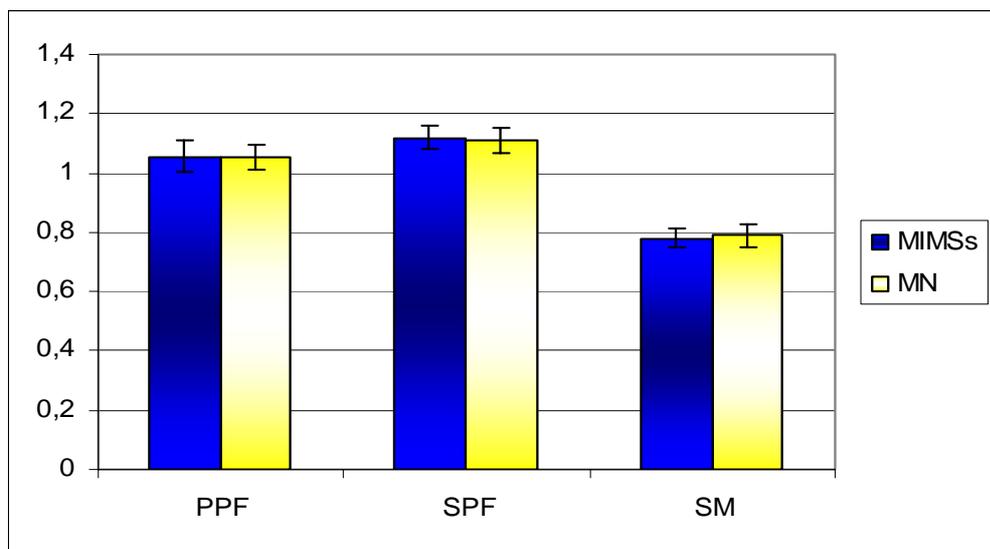


Figura 16 – Gráfico de comparação entre as variáveis cinéticas PPF, SPF e SM nas condições de MN e MIMMSs na velocidade de 4 km/h \pm 10%, $p < 0,05$.

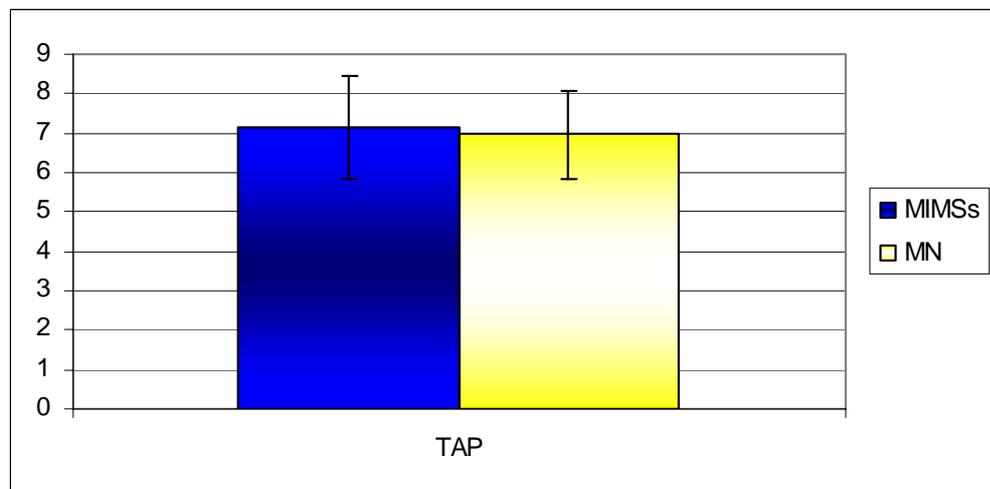


Figura 17 – Gráfico de comparação entre a variável cinética TAP nas condições de MN e MIMMSs na velocidade de 4 km/h \pm 10%, $p < 0,05$.

4.2 Comportamento das variáveis cinéticas da CVFRS na MN e MIMMSs na velocidade de 6 km/h $\pm 10\%$.

Este tópico como o anterior também apresenta 5 momentos. 1- analisa o comportamento do PPF da CVFRS nas situações de MN e MIMMSs na velocidade de 6 km/h $\pm 10\%$; 2- analisa o comportamento do SPF da CVFRS nas situações de MN e MIMMSs na velocidade de 6 km/h $\pm 10\%$; 3- analisa o comportamento da TAP da CVFRS nas situações de MN e MIMMSs na velocidade de 6 km/h $\pm 10\%$; 4- analisa o comportamento do SM da CVFRS nas situações de MN e MIMMSs na velocidade de 6 km/h $\pm 10\%$; 5- finalmente apresenta o gráfico comparativo entre as variáveis cinéticas em questão para as condições de MN e MIMMSs na velocidade de 6 km/h $\pm 10\%$.

Após o levantamento e registro das passagens dos sujeitos sobre as plataformas de força, foram realizadas as comparações das variáveis cinéticas nas situações previstas, ou seja na condição de MN e MIMMSs na velocidade de 6 km/h $\pm 10\%$, cujos resultados estão expressos nas Tabelas 6,7,8 e 9 e resumidos no gráfico 2.

4.2.1 Comportamento do PPF, na marcha normal e na marcha com a inibição dos movimentos dos membros superiores na velocidade de 6 km/h $\pm 10\%$.

Na Tabela 6 verificou-se que o comportamento da CVFRS para o PPF apresentou diferença significativa entre as situações de MN e MIMMSs na velocidade de 6 km/h $\pm 10\%$, contrariando Perry (2005) e Nordin e Frankel (2003) que afirmam que os membros superiores não apresentam influencia na locomoção humana.

Conforme os dados apresentados nota-se que o PPF na condição de MN é significativamente maior que na condição de MIMMSs.

Teste-t: duas amostras presumindo variâncias equivalentes.

Tabela 6 – Comparação dos índices de variabilidade do PPF na MN e na MIMMSs na velocidade de 6 km/h (+/- 10%), $p < 0,05$.

	<i>Marcha com Inibição dos MSs.</i>	<i>Marcha Normal</i>
Média	1,232 %pc	1,186 %pc
Dp	0,003	0,004
N	20	20
Gl	38	
Stat t	2,451	
P(T<=t) bi-caudal	0,019	
t crítico bi-caudal	2,024	

* (%pc) percentual do peso corporal

4.2.2 Comportamento do SPF, na marcha normal e na marcha com a inibição dos movimentos dos membros superiores na velocidade de 6 km/h \pm 10%.

Analisando a Tabela 7 verificou-se que o comportamento da CVFRS para o SPF não diferiu significativamente entre as situações de MN e MIMMSs na velocidade de 4 km/h \pm 10%.

Teste-t: duas amostras presumindo variâncias equivalentes

Tabela 7 – Comparação dos índices de variabilidade do SPF na MN e na MIMMSs na velocidade de 6 k/h \pm 10%, $p < 0,05$.

	<i>Marcha com Inibição dos MSs.</i>	<i>Marcha Normal</i>
Média	1,178 %pc	1,154 %pc
Variância	0,004	0,003
N	20	20
GI	38	
Stat t	1,361	
P(T<=t) bi-caudal	0,182	
t crítico bi-caudal	2,024	

* (%pc) percentual do peso corporal

4.2.3 Comportamento da TAP, na marcha normal e na marcha com a inibição dos movimentos dos membros superiores na velocidade de 6 km/h \pm 10%.

Analisando a Tabela 8 verificou-se que o comportamento da CVFRS para a TAP não diferiu significativamente entre as situações de MN e MIMMSs na velocidade de 4 km/h \pm 10%.

Teste-t: duas amostras presumindo variâncias equivalentes

Tabela 8 – Comparação dos índices de variabilidade da TAP na MN e na MIMMSs na velocidade de 6 k/h \pm 10%, $p < 0,05$.

	<i>Marcha com Inibição dos MSs.</i>	<i>Marcha Normal</i>
Média	12,974 (N/N)/s	11,663 (N/N)/s
Dp	4,337	4,855
N	20	20
GI	38	
Stat t	1,933	
P(T<=t) bi-caudal	0,061	
t crítico bi-caudal	2,024	

4.2.4 Comportamento do SM, na marcha normal e na marcha com a inibição dos movimentos dos membros superiores na velocidade de 6 km/h \pm 10%.

A Tabela 9 demonstra que o comportamento da CVFRS para o SM apresenta diferença significativa entre as situações de MN e MIMMSs na velocidade de 6 km/h \pm 10%, contrariando Perry (2005) e Nordin e Frankel (2003) que afirmam que os membros superiores não apresentam influencia na locomoção humana.

Analisando os resultados das comparações dos dados apresentados entre o andar na condição de MIMMSs e o andar na condição de MN, nota-se que o SM apresenta uma deflexão na curva significativamente maior para condição de MIMMSs que na condição de MN.

Teste-t: duas amostras presumindo variâncias equivalentes

Tabela 9 – Comparação dos índices de variabilidade do SM na MN e na MIMMSs na velocidade de 6 k/h \pm 10%, $p < 0,05$.

	<i>Marcha com Inibição dos MSs.</i>	<i>Marcha Normal</i>
Média	0,575 %pc	0,665 %pc
Dp	0,004	0,002
N	20	20
Gl	38	
Stat t	-5,213	
P(T<=t) bi-caudal	0,000	
t crítico bi-caudal	2,024	

* (%pc) percentual do peso corporal

4.2.5 Gráficos comparativos entre as variáveis cinéticas PPF, SPF e SM(Figura 17) e TAP (Figura 18) para as condições de MN e MIMMSs na velocidade de 6 km/h \pm 10%.

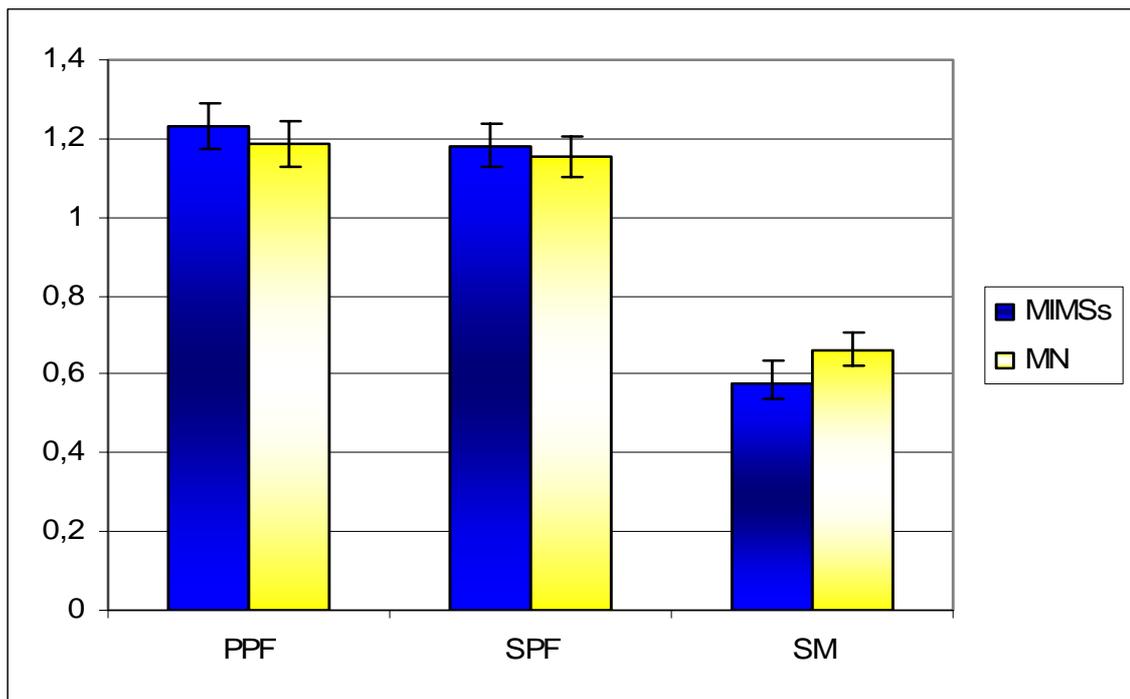


Figura 18 – Gráfico de comparação entre as variáveis cinéticas PPF, SPF e SM nas condições de MN e MIMMSs na velocidade de 6 km/h \pm 10%, $p < 0,05$.

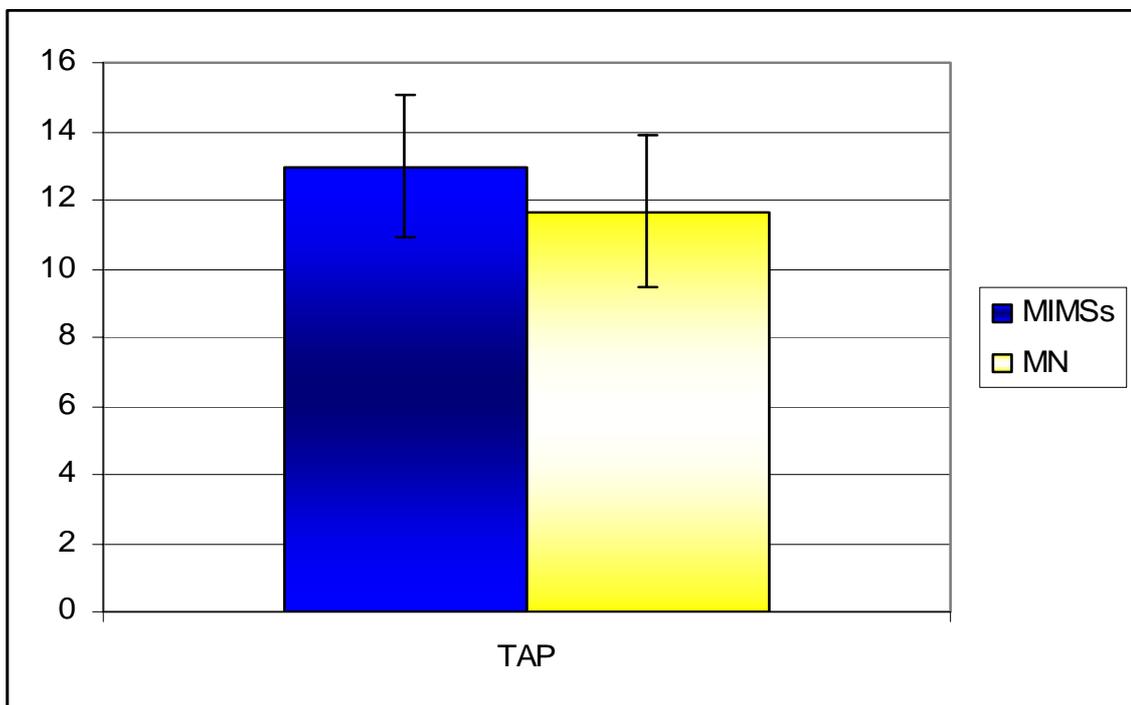


Figura 19 – Gráfico de comparação entre a variável cinética TAP nas condições de MN e MIMMSs na velocidade de 6 km/h \pm 10%, $p < 0,05$.

5 CONCLUSÕES

Esta pesquisa teve como objetivo geral investigar a influência dos movimentos dos membros superiores (braços, antebraços e mãos) nos parâmetros cinéticos da marcha humana descalça.

Sendo os objetivos específicos analisar os resultados e descrever os mesmos considerando se existem diferenças significativas entre o andar normal e o andar com inibição dos membros superiores de mulheres entre 20 e 30 anos completos, nas velocidades controladas de 4 km/h \pm 10% e 6 km/h \pm 10% na condição descalça foram obtidos os seguintes dados.

Na análise descritiva das curvas médias da componente vertical da FRS, na condição da marcha em que a ação dos membros superiores foram inibidos pelo uso da camisa de força, comparando com a condição onde os sujeitos caminharam com o balanceio normal dos membros superiores, percebeu-se semelhança em todas as variáveis cinéticas estudadas na velocidade de 4 km/h \pm 10%, sendo elas: PPF, SPF, TAP e SM.

Não foram encontradas diferenças significativas no PPF na condição da MIMMSs comparando com a MN, ambas situações na velocidade de 4 km/h \pm 10%. Este estudo assemelha-se dos descritos por Nigg et al. Apud Andrade (2000), que apontam valores entre 1,1 e 1,5 vezes o peso corporal para o PPF em uma velocidade auto-selecionada, sendo que os valores médios encontrados neste estudo, foi de 1,05 vezes o peso corporal. Já na velocidade de 6 km/h \pm 10% o PPF houve diferença significativa $p < 0,05$ entre a condição da MIMMSs com o valor médio de 1,23 vezes o peso corporal, comparando com a MN que apresentou valor médio de 1,18 sendo maior para a condição na qual os membros superiores foram inibidos, já nesta velocidade os valores ficaram compreendidos na faixa descrita nos estudos realizados por Nigg et al. Apud Andrade (2000).

A segunda variável analisada foi o SPF que corresponde a fase ativa do movimento, esta fase ocorre por ação da musculatura extensora dos membros inferiores, promovendo a propulsão. Os dados neste trabalho não apresentou diferenças significativas nos valores da

variável SPF na condição da MIMMSs comparando com a MN, ambas situações tanto na velocidade de 4 km/h \pm 10% quanto na velocidade de 6 km/h \pm 10%.

A TAP que é uma variável que influencia o grau de impacto na locomoção, foi a terceira variável analisada e apresentou um comportamento semelhante tanto na MN quanto na MIMMSs onde mostrou médias que não apresentaram diferenças significativas, considerando a mesma velocidade.

O comportamento de SM na MN e na MIMMSs na velocidade de 4 km/h \pm 10% não apresentou diferença significativa, mas com o aumento da velocidade esta variável apresentou diferença $p < 0,05$ entre a condição da MIMMSs com o valor médio de 0,57 vezes o peso corporal, comparando com a MN que apresentou valor médio de 0,66 sendo maior a deflexão para a condição na qual os membros superiores foram inibidos. Esta deflexão da força vertical corresponde a fase de balanço da perna livre, que ocorre quando uma das pernas se encontra em fase aérea, num movimento de recuperação para a próxima passada, enquanto a outra, a perna de apoio, ainda se encontra em contato com o solo (AMADIO, 1996).

Schelee, Andrade e Ávila (2004), reportam em seu estudo o comportamento das variáveis PPF, SPF e SM coletados em esteira instrumentalizada para caminhada entre as velocidades de 3 e 7 km/h, com aumentos de 0,5 km/h. Os autores concluíram haver diferenças significativas nos valores das variáveis na transição entre velocidades mais elevadas, a partir de 5 km/h, achados estes que confirmam os achados neste estudo para as diferenças encontradas na velocidade de 6 km/h na variável PPF e SM comparando a MIMMSs com a MN.

Como conclusão final, os resultados mostram não existir diferenças significativas dos membros superiores para as variáveis PPF, SPF, TAP e SM quando comparadas em caminhada sobre piso fixo na velocidade de 4 km/h \pm 10% nem para o SPF e TAP na velocidade de 6 km/h \pm 10%. Já no PPF e SM o trabalho demonstrou que a inibição dos membros superiores influenciam significativamente sobre estas variáveis na velocidade de 6 km/h \pm 10%.

Após estas conclusões advindas desta pesquisa, sugiro para trabalhos futuros avaliar as variáveis cinéticas nas componentes espaciais horizontais tanto antero-posteriores como médio-laterais.

6 REFERÊNCIAS BIBLIORÁFICAS

AMADIO, A.C. **Fundamentos Biomecânicos para análise do movimento Humano.** São Paulo: Laboratório de Biomecânica, 1996.

ANDRADE, M. C. **Biomecânica da marcha atlética em diferentes velocidades.** 2000. 92 p. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano: Biomecânica) – Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos, Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, 2000.

ARCIPRETE, N.; GRANADO, N.V. **Física 1: mecânica.** São Paulo, Editora Ática, 1981.

BISQUERRA, R.; SARRIERA J. C.; MARTINEZ F. **Introdução à estatística: enfoque informático com o pacote estatístico spss.** Porto Alegre: Artmed, 2004.

CHAMLIAN, T.R; **Medicina Física e Reabilitação – Parte 1.** São Paulo, Universidade Federal de São Paulo, Escola Paulista de Medicina, 1999.

DURWARD, B.R; BAER, G.D; ROWE P.J. **Movimento funcional humano.** 1ª ed. São Paulo, Editora Manole, 2001.

ENOKA, R.M. **Neuromechanical basis of kinesiology.** Champaign III. Human kinetics books, 1998.

ENOKA, R.M. **Neuromechanical basis of kinesiology.** 2. ed. Champaign: Human kinetics publishers, 1994.

ERDEMIR, A; PIAZZA, S. J. **Rotational foot placement specifies the lever arm of the ground reaction force during the push-off phase of walking initiation.** Gait & Posture, V. 15, p 212-219, 2002.

FRIGO, C; CARABALONA, M; DALLA MURA, M; NEGRINI, S. **The upper body segmental movements during walking by young females.** Clinical Biomechanics V. 18, p.419-425, 2003.

HENNIG, E. M.; **Pressure distribution under the impactin human foot during expected and unexpected falls.** Doctoral Dissertation, The Pennsylvania State University, 1984.

HENNIG, E. M.; **Bipedalismo iniciou há cerca de 3,7 milhões de anos.** Revista Tecnicouro Vol. 25, 2004.

HEYWARD, V.H; STOLARCZYK, L.M. **Avaliação da composição corporal aplicada.** 1ª ed. São Paulo, Editora Manole, 2000.

INMAN, V.T; RALSTON, H.J; TODD, F. **A locomoção humana.** In: Rose, J. & Gamble, J.G. *Marcha Humana.* 2ª ed. São Paulo, Editora Premier, 1998.

LEHMKUHL, L.D; SMITH, L.K. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom.** 4ª ed. São Paulo, Editora Manole,1989.

LELAS, L. J.; MERRIMAN, G. J.; RILEY, P. O.; KERRIGAN, D. C. **Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed.** *Gait & Posture*, V. 17. p. 106-112, 2003.

LETTRE, C; CONTINI, R. **Análise de marcha: aplicação clínica.** In ROSE, J; GAMBLE, J. G. **Marcha humana.** 2ª ed. São Paulo, Editorial Premier, 1998.

LIPPERT, L. **Cinesiologia clínica para fisioterapeutas.** 2ª ed. Rio de Janeiro, Livraria e Editora Revinter, 1996.

LOPES, P. A. **Probabilidades e Estatística.** Rio de Janeiro, Reichmann & Affonso Editores, 1999.

MARINS, J. C. B.; GIANNICHI, R. S. **Avaliação e prescrição de atividade física: guia prático.** Rio de Janeiro, Shape Editora, 1998.

MCGINNIS, P. M. **Biomecânica do esporte e exercício.** Porto Alegre, Artmed, 2002.

NIGG, B. M. & HERZOG, W. **Biomechanics of the muscle-skeletal system.** New York: John Wiley and Sons, 1994.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica básica do sistema esquelético.** Editora Koogan: Rio de Janeiro, 2003.

NURSE, M. A.; HULLIGER, M.; WAKELING, J. M.; NIGG, B. M.; STEFANYSHYN, D. J. **Changing the texture of footwear can alter gait patterns.** *Journal of Electromyography and kinesiology*, V. 15. Issue 5. p. 496-506, 2005.

O'KANE, F. W.; MCGIBBON, C. A.; KREBS, D. E. **Kinetic analysis of planned gait termination in healthy subjects and patients with balance disorders.** *Gait & Posture*, V. 17, p 170-179, 2003.

ORENDURFF, M. S. et al. **The kinematics and kinetics of turning: limb asymmetries associated with walking a circular path.** *Gait & Posture*. V. 23. p. 106-11, 2006.

PAIN, M. T. G.; CHALLIS, J. H. **The influence of soft tissue movement on ground reaction force, joint torques and joint reaction forces in drop landings.** *Journal of Biomechanics*, V. 39. p. 119-224, 2006.

PERRY, J. **Gait AnalysisÇ Normal and Patological Function.** Thoorofare, New Jersey: Slack Inc., 1984.1.

PERRY, J. **Análise de Marcha** - Vol. 1. São Paulo, Manole, 2005.

RAO, G.; et al. **Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait.** Journal of Biomechanics, 2005.

ROSE, J. & GAMBLE, J. G. **Human walking.** Baltimore: Williams and Wilkins, 1994.

ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana.** Editora Premier, 1998.

SAUNDERS, J. B.D.M.; INMAN, V.T.; EBERHART, H.D.; **The major determinants in normal and pathological gait.** Journal Bone Jt. Surgery. 35A. p. 543-558, 1953.

SCHELEE, G.; ANDRADE, M. C.; ÁVILA, A. O.V. **Normalização da componente vertical da força de reação no solo para indivíduos não-atletas.** Tecnicoro. CTCCA, Novo Hamburgo. n.2,v. 25, p. 100-103, março 2004.

SERRÃO, J. C. **Locomoção Humana: em busca de identificação de parâmetros reguladores de controle e geração de movimento.** In: Congresso Brasileiro de Biomecânica, 9., Gramado, 2001. **Anais...**Porto Alegre: Escola Superior de Educação Física da UFRGS, 2001. Vol. 2. p. 15-19.

VAUGHAN, C; DAVIS, B. L; O'CONNOR, J. **Dinamics of Human Gait.** U.S.A: Versa Press, 1992.

VIEL, E. **A marcha humana, a corrida e o salto. Biomecânica, investigações, normas e disfunções.** Editora Manole. São Paulo: 2001.

ZEHR, P. E; DUYSSENS, J. **Regulation of Arm and Leg Movement during Human Locomotion.** The Neuroscientist; Vol. 10, 2004.

WINTER, D. A **Biomechanics and motor control of human movements.** 2. ed. New York: John Wiley and Sons, 1990.

WINTER, D. A **Biomechanics and motor control of human movements.** 2. ed. New York: John Wiley and Sons, 1991.

ANEXOS

Anexo I. Consentimento Informado.



UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS - CEFID

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

A senhora está sendo convidada a participar de um estudo, e fará uma seqüência de ensaios de marcha no Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos (IBTEC). Serão previamente marcados a data e horário para medições de peso corporal e altura, utilizando uma balança digital e um estadiômetro convencional, avaliação subjetiva dos pés e aquisição dos dados propriamente ditos que irá demandar um total de 3 horas. Estas medidas serão realizadas no Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos (IBTEC).

Os riscos destes procedimentos serão mínimos por envolver somente medições não-invasivas.

A sua identidade será preservada pois cada indivíduo será identificado por um número.

Os benefícios e vantagens em participar deste estudo serão o auto-conhecimento sobre sua marcha normal e a influência dos membros superiores na marcha.

As pessoas que estarão te acompanhando serão dois professores, o primeiro será o autor deste projeto, Áderson Loureiro, e o segundo será o co-orientador do mesmo, professor Milton Antonio Zaro.

O(a) senhor(a) poderá se retirar do estudo a qualquer momento.

Solicitamos a vossa autorização pra o uso de seus dados para a produção de artigos técnicos e científicos. A sua privacidade será mantida através da não-identificação do seu nome.

Agradecemos a vossa participação e colaboração.

PESSOA PARA CONTATO: Áderson Loureiro
(pesquisador responsável)

NÚMERO DO TELEFONE: 051 – 9963 4275
ENDEREÇO: Av Assis Brasil, 2975 - Porto Alegre - RS

TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro que fui informada sobre todos os procedimentos da pesquisa e, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e, que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo, as medições dos experimentos/procedimentos de tratamento serão feitas em mim.

Declaro que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome por extenso _____.

Assinatura _____ Florianópolis, ____/____/____.

Anexo II. Questionário destinado a coleta dos dados demográficos e antropométricos da amostra.

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS
INSTITUTO DE BIOMECÂNICA

FICHA DE AVALIAÇÃO

1. IDENTIFICAÇÃO

NOME: _____

IDADE: _____ anos completos

2. DADOS ANTROPOMÉTRICOS

MASSA: _____ Kg

ALTURA _____ cm

	COMPRIMENTO (cm)	LARGURA (cm)	PERÍMETRO (cm)
PÉ DIREITO			
PÉ ESQUERDO			

3. INFORMAÇÕES ADICIONAIS

3.1 Qual a frequência de atividade física semanal?

3.2 Qual o seu pé dominante?

() Direito () Esquerdo

3.3 Você já teve alguma lesão ou dor no pé? Qual?

3.4 Você já teve alguma lesão ou dor no tornozelo?

Anexo III – Tabelas Estatísticas extraídas do software SPSS versão 12.0 para velocidade de 4 km/h±10%.

T-Test

Group Statistics

Condição	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pico 1	c	20	1.05705	4.5190E-02
	n	20	1.05300	3.9844e-02
Pico 2	c	20	1.12250	3.8234E-02
	n	20	1.11200	4.0341E-02
SM	c	20	.78350	3.3131E-02
	n	20	.79400	3.8987E-02
TAP	c	20	7.13450	1.26277
	n	20	6.96200	1.09258

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means				t-test for Equality of Means		
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
Pico 1	Equal variances assumed	.456	.504	.301	38	.765	4.0500E-03	1.3472E-02	-2.32E-02	3.132E-02
	Equal variances not assumed			.301	37.413	.765	4.0500E-03	1.3472E-02	-2.32E-02	3.134E-02
Pico 2	Equal variances assumed	.240	.627	.845	38	.403	1.0500E-02	1.2428E-02	-1.47E-02	3.566E-02
	Equal variances not assumed			.845	37.891	.403	1.0500E-02	1.2428E-02	-1.47E-02	3.566E-02
SM	Equal variances assumed	.284	.597	-.918	38	.365	-1.050E-02	1.1440E-02	-3.37E-02	1.266E-02
	Equal variances not assumed			-.918	37.036	.365	-1.050E-02	1.1440E-02	-3.37E-02	1.268E-02
TAP	Equal variances assumed	.178	.675	.462	38	.647	.17250	.37338	-.58338	.92838
	Equal variances not assumed			.462	37.231	.647	.17250	.37338	-.58338	.92889

Anexo IV – Tabelas Estatísticas extraídas do software SPSS versão 12.0 para velocidade de 6 km/h $\pm 10\%$.

T-Test

Group Statistics

Condição	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pico 1	c	1.23165	5.6066E-02	1.254E-02
	n	1.18615	6.1247E-02	1.370E-03
Pico 2	c	1.17750	6.0600E-02	1.355E-03
	n	1.15350	5.0500E-02	1.129E-03
SM	c	.57500	6.3287E-02	1.415E-03
	n	.66450	4.3465E-02	9.719E-03
TAP	c	12.97365	2.08253	.46567
	n	11.66290	2.20342	.49270

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means				t-test for Equality of Means		
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
Pico 1	Equal variances assumed	.180	.674	2.451	38	.019	4.0500E-02	1.8567E-02	7.913E-02	8.309E-02
	Equal variances not assumed			2.451	37.707	.019	4.0500E-02	1.8567E-02	7.904E-02	8.310E-02
Pico 2	Equal variances assumed	1.121	.296	1.361	38	.182	2.4000E-02	1.7639E-02	-1.17E-02	5.971E-02
	Equal variances not assumed			1.361	36.803	.182	2.4000E-02	1.7639E-02	-1.17E-02	5.971E-02
SM	Equal variances assumed	1.367	.250	-5.213	38	.000	-8.950E-02	1.7168E-02	-.12425	-5.47E-02
	Equal variances not assumed			-5.213	33.662	.000	-8.950E-02	1.7168E-02	-.12440	-5.46E-02
TAP	Equal variances assumed	.122	.729	1.933	38	.061	1.31075	.67794	-6.17E-02	2.68316
	Equal variances not assumed			1.933	37.880	.061	1.31075	.67794	-6.18E-02	2.68330