

RONALDO DE CAMPOS GOMES

**ESTUDO DE UM SISTEMA PARA ANÁLISE DA MARCHA HUMANA
UTILIZANDO SENSORES DE CONTATO**

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica na área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão

Guaratinguetá

2007

G633a	Gomes, Ronaldo de Campos Estudo de um sistema para análise da marcha utilizando sensores de contato / Ronaldo de Campos Gomes . – Guaratinguetá : [s.n.], 2007 75 f. : il. Bibliografia: f. 60-64 Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2007 Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão 1. Biomecânica I. Título CDU 612.766
-------	---



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

**“ESTUDO DE UM SISTEMA PARA ANÁLISE DA MARCHA HUMANA
UTILIZANDO SENSORES DE CONTATO”**

RONALDO DE CAMPOS GOMES

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA”

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

Prof. Dr. Marcelo dos Santos Pereira
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO
Orientador / Unesp-Feg

Prof. Dr. SAMUEL EUZÉDICE DE LUCENA
Unesp-Feg

Prof. Dr. MAURO GONÇALVES
Unesp-Rio Claro

Novembro de 2007

DADOS CURRICULARES
RONALDO DE CAMPOS GOMES

NASCIMENTO	03.04.1980 – CAMPINAS / SP
FILIAÇÃO	Laercio Gomes Efígenia de Campos Gomes
1998 / 2002	Curso de Graduação em Fisioterapia Universidade de Taubaté – UNITAU
2004 / 2007	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da UNESP

aos meus pais, Laercio e Efigenia, ao meu irmão Rodrigo e a minha
esposa Fernanda.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus, Aquele que sempre sentimos ao nosso lado, sempre nos zelando. A minha gratidão por ter me dado o dom da vida e a possibilidade de completar mais uma etapa de minha existência,

aos meus pais, Laercio e Efigenia, pessoas de valor inestimável que, em momento algum, negaram esforços para que meus sonhos tornassem reais ao alcance das minhas mãos,

a minha esposa Fernanda, que enriqueceu minha mente, encheu de ternura e amor meu coração e, que me incentivou, acreditou e sorriu para mim. Hoje, eu encontro na minha conquista, sincera e tranqüila, a sua presença,

ao meu irmão Rodrigo, engenheiro que desenvolveu o circuito e o *software* aplicados neste trabalho,

ao meu orientador, Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão, que sempre me incentivou e me acompanhou ao longo de todo meu mestrado, contribuindo com seu conhecimento e que no decorrer deste trabalho se tornou um grande amigo,

ao Prof. Dr. Samuel Euzédice de Lucena, do Departamento de Engenharia Elétrica, por ser prontamente prestativo e compartilhar o seu conhecimento auxiliando no desenvolvimento deste trabalho,

ao Prof. Dr. Luiz Fernando Costa Nascimento, pelo auxílio em toda a análise estatística deste trabalho,

ao Prof. Ms. César Amorim, por sua prontidão em ajudar e sua valiosa contribuição para este trabalho,

aos funcionários do Departamento de Mecânica, Lúcia Helena de Paula Coelho e Walter Luiz Medeiros Tupinambá, pela dedicação e disposição em ajudar, tanto como participantes, bem como com serviços prestados,

e, a todos que de alguma forma contribuíram para a realização desta obra, da qual esperamos ter utilidade.

“Quanto maior a dificuldade, tanto maior o mérito em superá-la”.

(H. W. Beecher)

GOMES, R.C. **Estudo de um sistema para análise da marcha humana utilizando sensores de contato**. 2007. 75 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2007.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi estudar um sistema desenvolvido com sensores piezelétricos e um *software* para estudos da marcha humana. Participaram 10 voluntários, (5 mulheres e 5 homens): idade média de 32,6 anos, estatura média de 170,1 cm e peso corporal médio de 67,6 kgf. Para essa avaliação, dois sensores foram acoplados em cada palmilha dos calçados, em locais previamente estabelecidos (retro-pé e ante-pé) funcionando isoladamente. Foi solicitado aos participantes que eles caminhassem no solo com uma velocidade confortável, escolhida por eles, enquanto os sensores faziam as capturas, e os dados eram armazenados e analisados pelo *software*, desenvolvido para este estudo. Não foi objetivo deste trabalho comparar as médias dos valores da medição entre os sexos. Os resultados experimentais obtidos são coerentes com os da literatura afim, concluindo, desse modo, que o sistema, apesar de necessitar de algumas melhorias, proporciona condições adequadas para aplicação clínica em estudos sobre parâmetros temporais sobre a marcha.

PALAVRAS - CHAVE: biomecânica, marcha humana, sistema de medição.

GOMES, R.C. **A sensor-based system study for human gait analysis**. 2007. 75 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2007.

ABSTRACT

This work aimed to study a system developed with a piezoelectric sensor and a software for human gait studies. 10 subjects volunteered to participate in the validation study, classified according to gender (5 female and 5 male): mean age of 32,6 years old, mean height of 170,1 cm and mean body weight of 67,6 kgf. For this evaluation, two sensors were attached in each insole, in places previously established (hindfoot and forefoot) working separately. Then, the subjects were asked to walk in a comfortable self selected speed while the sensors captured and the data were stored and analyzed by software developed for this study. This study didn't aim to compare the values of averages between genders. The experimental results are consistent with the ones found in concerning literature, so that the system promotes proper conditions to clinical applications in temporal parameters gait studies, although it needs some improvements.

KEYWORDS: biomechanics, human gait, measurement system.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

1	INTRODUÇÃO	18
1.1	OBJETIVOS	21
1.2	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO.....	21
1.3	A MARCHA HUMANA	21
1.3.1	A marcha normal	21
1.3.2	O ciclo da marcha	28
1.3.3	Ação fásica dos músculos na marcha humana	34
1.3.4	Reação das cargas do solo na locomoção	35
1.4	ANÁLISE DA MARCHA	37
1.5	SENSORES.....	41
1.5.1	Sensor piezelétrico.....	42
2	METODOLOGIA	44
2.1	SELEÇÃO DOS PARTICIPANTES	44
2.2	SOFTWARE	45
2.3	PROCEDIMENTOS PARA MEDIÇÃO DA VARIÁVEL ESTUDADA.....	48
2.4	ANÁLISE DOS DADOS.....	50
3	RESULTADOS E DISCUSSÃO	52
4	CONCLUSÃO	62
	REFERÊNCIAS	63
	ANEXO 1 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	68
	ANEXO 2 - Aprovação do Comitê de Ética da UNITAU	70
	ANEXO 3 – Sensor: confecção e funcionamento	71

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1.1	- Planos de referência do corpo humano	22
FIGURA 1.2	- Deslocamentos do centro de massa do corpo nos três planos espaciais, durante uma passada simples. Os deslocamentos reais foram muito aumentados. a , deslocamento lateral em um plano horizontal; b , deslocamento vertical. Os deslocamentos combinados de a e b projetados em um plano perpendicular ao plano de progressão são mostrados em c	25
FIGURA 1.3	- Ciclo da marcha normal e seus eventos	28
FIGURA 1.4	- Fase inicial da marcha: contato inicial e resposta à carga.....	29
FIGURA 1.5	- A atividade de apoio simples é realizada no apoio médio e terminal	30
FIGURA 1.6	- Avanço do membro em balanço: as funções incluem desprendimento do pé e progressão do membro, na preparação para transferência de peso	32
FIGURA 1.7	- Representação esquemática das dimensões da passada: comprimento do passo e da passada e largura da passada	33
FIGURA 1.8	- Componente vertical da FRS durante as fases de apoio (1 e 2) do andar. F max indica a força vertical máxima; F min a força vertical mínima. O tempo entre T1-T3 indica o primeiro apoio (1), o tempo entre T2-T4, o segundo apoio (2) e o tempo entre T2-T3, a fase de duplo apoio	36
FIGURA 2.1	- Página de identificação do paciente	46
FIGURA 2.2	- Página do histórico do participante	47
FIGURA 2.3	- Sensores acoplados nas palmilhas.....	49
FIGURA 2.4	- Diagrama em blocos do sistema de aquisição de dados dos sensores e sistema computacional	49
FIGURA 3.1	- Representação das fases do ciclo da marcha de todos os participantes (homens e mulheres) da perna direita e	

	esquerda.....	54
FIGURA 3.2	- Representação das fases do ciclo da marcha das pernas direita e esquerda dos homens.....	54
FIGURA 3.3	- Representação das fases do ciclo da marcha das pernas direita e esquerda das mulheres.....	55
FIGURA 3.4	- Gráfico de uma coleta obtida pelo <i>software</i>	56
FIGURA 3.5	- Gráfico de um passo em detalhe	57
FIGURA 3.6	- Momento da coleta dos dados durante a marcha	58

LISTA DE TABELAS

TABELA 2.1 – Descrição das variáveis idade, peso corporal e altura e classificação dos participantes de acordo com o sexo.	44
TABELA 3.1 – Descrição das médias das variáveis peso corporal, altura e idade, com os respectivos desvios padrão, entre parênteses, de acordo com o sexo.....	52
TABELA 3.2 – Porcentagem média do tempo de contato com o solo entre os pés direito e esquerdo durante a marcha.	53

LISTAS DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CG	- Centro de gravidade
cm	- Centímetro
CM	- Centro de massa
CNS	- Conselho Nacional de Saúde
DME	- Departamento de Mecânica
dp	- Desvio padrão
EMG	- Eletromiografia
et al	- E colaboradores
FEG	- Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
FES	- Estimulação elétrica funcional
FRS	- Força de reação do solo
GPDS	- <i>Gait phase detection system</i>
kgf	- Quilograma – força
MS	- Ministério da Saúde
NY	- <i>New York</i>
QUAWDS	- <i>Qualitative analysis of walking disorders</i>
s	- Segundos
SNC	- Sistema nervoso central
SNP	- Sistema nervoso periférico
UNESP	- Universidade Estadual Paulista
UNITAU	- Universidade de Taubaté
USA	- <i>United States of America</i>

LISTAS DE SÍMBOLOS

- ° - Graus
- % - Porcentagem

1 INTRODUÇÃO

A deambulação é uma atividade motora extremamente importante e refinada, além de expressar biologicamente a autonomia e liberdade do ser humano (QUEIROZ, 2002).

A marcha é um atributo pessoal que muda ao longo da vida de uma pessoa. A excitação e o entusiasmo dos primeiros passos de uma criança dão lugar as anormalidades e quedas quando ela se torna uma pessoa idosa, sendo extremamente desastroso tanto física quanto emocionalmente (RUBINO, 2002).

Embora duas pessoas não possam se locomover de maneira idêntica, existem certas características da locomoção que são universais e, estes pontos similares servem como base para descrição cinemática, eletromiográfica e dinâmica da marcha (AMADIO et al., 1999).

Apesar das mudanças ao longo do amadurecimento, os parâmetros temporais apresentam alta estabilidade e são considerados descritores da marcha, sendo que 60% correspondem à fase de apoio e os outros 40% à fase de balanço, independente da idade da pessoa, velocidade e tipo de solo, exceto em condições patológicas (AMADIO et al., 1999).

A análise da marcha é usada na avaliação do movimento humano e no registro de dados que descrevem e caracterizam esse movimento. Ela ajuda a distinguir um padrão de marcha normal de um patológico, estimar o curso de uma patologia, prescrever um tratamento com órteses e próteses e avaliar a necessidade de direcionar para um tratamento cirúrgico (KYRIAZIZ, 2001).

Para isso, diferentes técnicas são usadas correspondendo aos seus dois principais campos de aplicação: prática clínica e pesquisas biomecânicas (HURKMANS et al., 2003).

O método mais comumente usado desta avaliação na reabilitação é subjetivo e por isso, esbarra na experiência, capacidade e mesmo personalidade do examinador. Foram criados questionários e tabelas para auxiliar os profissionais que lidam com

essa avaliação, no entanto, esses métodos são naturalmente subjetivos, sendo suscetíveis ao problema da variabilidade intrapessoal de quem as utilizar (BENBASAT, MORRIS, PARADISO, 2003).

Além disso, esses questionários são úteis clinicamente em concentrar atenção para os desvios da marcha comumente associados à hemiplegia/hemiparesia, ajudando deste modo, na formulação de estratégias de tratamento. A necessidade de análises mais confiáveis resultou em um desenvolvimento de sistemas que mensuram objetivamente vários aspectos da marcha (WALL, TURNBULL, 1986).

O papel da análise por instrumentos aumentou significativamente nos últimos anos. Os avanços tecnológicos, no campo da engenharia e aplicações computacionais, ampliaram a sofisticação e a confiabilidade da instrumentação, melhoraram a velocidade de aquisição e armazenamento dos dados colhidos. Esses avanços permitiram que as informações fossem prontamente acessíveis para a interpretação clínica (ADAMS, PERRY, 1998).

O meio clínico dispõe de vários recursos para essa análise. Nos estudos da cinemática são feitos registros dinâmicos dos deslocamentos dos corpos, considerando os parâmetros temporais e espaciais da marcha. O desenvolvimento tecnológico permitiu a criação de solos especiais instrumentados com sensores de pressão que permitem a avaliação de parâmetros espaciais e temporais da marcha, sem que haja necessidade de aderir ou acoplar sensores no corpo do paciente (TITIANOVA et al., 2003).

A cinética estuda as forças envolvidas com o movimento, resultantes dos padrões de contato do pé com o solo; a eletromiografia dinâmica permite estudar o instante e a intensidade da contração muscular, para conhecer as ações musculares que produzem o movimento e ainda tem-se disponível o estudo do gasto energético medido indiretamente pelo oxigênio e gás carbônico expirado durante o movimento (OLNEY et al., 1994).

É válido lembrar que quanto mais elaborado for o sistema de avaliação, maior será o seu custo e exigirá um alto grau de conhecimento para usar o equipamento além de um laboratório especializado; porém, melhor será a qualidade das informações cinéticas e/ou cinemáticas obtidas. No entanto, isto não implica que certas técnicas

mais simples não possam ser usadas. É comum ver, principalmente em clínicas e consultórios, que o uso de equipamentos de alta tecnologia para análise de marcha é inapropriado devido ao alto custo, espaço e tempo, além de que os problemas clínicos podem ser adequadamente manejados usando recursos mais simples e baratos que apresentem confiabilidade nos resultados (WITTLE, 1996, b).

A observação da estática e da marcha em pacientes com sintomas neurológicos pode fornecer informações diagnósticas importantes e sugerir de imediato determinados distúrbios da função motora ou sensitiva, ou até mesmo doenças específicas. Alguns tipos de marcha são tão característicos de certas doenças, que o diagnóstico pode ser evidente no primeiro contato com o paciente (GILMAN, 2002).

É importante que a análise seja feita com movimentos que exigem dinamicamente a transferência de peso para que possa ter condições de compreender os mecanismos que estão envolvidos na instabilidade, ou ainda quedas e de um modo geral, os déficits apresentados pelo paciente (PAI et al., 1994).

A mensuração dos parâmetros temporais é usada para avaliar a marcha normal e patológica. Por meio dela, tem-se uma compreensão do mecanismo da marcha e pode-se também avaliar o tratamento proposto (GRANAT et al., 1995).

Em muitos estudos, usa-se a velocidade da marcha, selecionada pelo paciente, como um indicador geral da sua qualidade e é usada tanto para controlar o seu desempenho quanto para avaliar os resultados do tratamento. No entanto, essa velocidade quando é usada como um único parâmetro de observação, não permite compreender a natureza dos déficits e nem é útil para elaborar um programa de tratamento. Já a identificação das características que distinguem os pacientes que deambulam com diferentes velocidades ajudaria a entender melhor os mecanismos da marcha e prover um foco para o tratamento (OLNEY et al., 1994).

Em razão do crescente interesse na abordagem quantitativa envolvendo a análise da marcha, despertou-se a idéia de estudar o assunto, utilizando uma metodologia de custo adequado sem, no entanto, deixar de apresentar condições adequadas de uso.

Portanto, este estudo é de grande importância e interesse para as pesquisas acerca da marcha humana.

Profissionais da área da saúde, principalmente fisioterapeutas, que lidam com análise da marcha podem se beneficiar com o equipamento utilizado neste trabalho, apresentado como uma alternativa de custo adequado e fácil manuseio para se aplicar rotineiramente em clínicas tanto para se confirmar um diagnóstico quanto para acompanhar a evolução de um paciente.

1.1 OBJETIVOS

Avaliar o sistema composto por sensores de contato e um *software* desenvolvidos para o estudo da marcha humana, sob um custo adequado.

1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Este trabalho é constituído por quatro sessões. O conteúdo do trabalho foi dividido em:

- 1- INTRODUÇÃO. Uma introdução sobre o tema abordado no trabalho e sua relevância, objetivos e proposta estão presentes nesta seção.
- 2- METODOLOGIA. São apresentadas nesta seção, a seleção dos participantes; o *software* utilizado, os procedimentos para a medição da variável estudada e análise de dados.
- 3- RESULTADOS E DISCUSSÃO. Estão expostos nesta seção, os resultados experimentais e a discussão acerca desses resultados.
- 4- CONCLUSÃO. Os comentários, conclusões e sugestões, desta pesquisa, encontram-se nesta seção.

1.3 A MARCHA HUMANA

1.3.1 Marcha normal

A marcha humana é uma atividade extremamente complexa, cuja aparente simplicidade desaparece quando tentamos descrever cientificamente o processo (INMAN et al., 1998).

Dentre as habilidades fundamentais, como o correr e o saltar, a marcha se destaca pela sua importância e participação nas mais variadas formas do movimento humano e através da análise do seu comportamento dinâmico, pode-se obter dados importantes acerca desta habilidade (AMADIO et al, 1996).

Presumindo que a marcha é uma atividade aprendida, é comum que apresentemos peculiaridades sobrepostas ao padrão básico da locomoção. As pessoas altas e magras andam diferente das pessoas baixas e troncudas, mudam se usam calçados com diferentes saltos; ou ainda se há alteração em seu estado emocional, além disso, a velocidade da marcha é fortemente influenciada pelos fatores ambientais. Uma pessoa saudável andando em uma rua movimentada imprime uma velocidade maior que outra em um ambiente rural, por exemplo (RUBINO, 2002).

Obviamente todos têm sua maneira de andar e não existe uma pessoa média; no entanto, os movimentos no plano de progressão (Figura 1.1) a cada passo, os deslocamentos angulares e os movimentos em cada uma das partes do nosso corpo sofrem variações. E as diferenças nesses pequenos movimentos manifestam-se em cada um de nós como uma maneira própria de andar (INMAN et al., 1998).

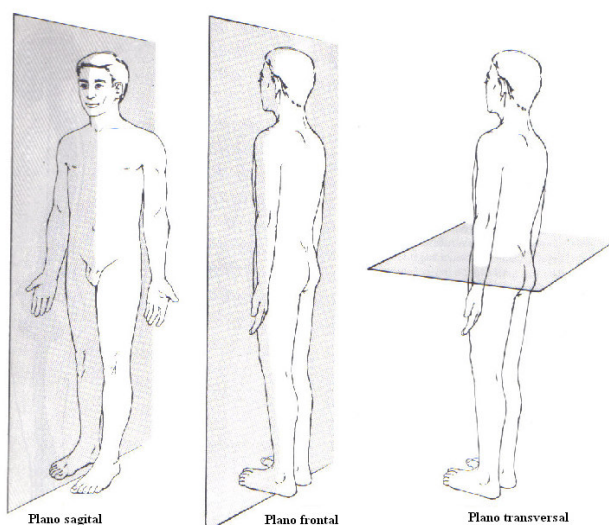


Figura 1.1 - Planos de referência do corpo humano (KENDALL, 1995).

O termo marcha é inespecífico e de difícil definição. Sua conotação é de um padrão cíclico de movimentos corporais de locomoção em que o corpo, ereto, e em movimento, é apoiado primeiro por uma das pernas e depois pela outra (WHITTLE, 1996, a).

Na marcha, enquanto o corpo, em movimento, passa para a perna de apoio, a outra perna balança para frente, preparando-se para a próxima fase de apoio. Um dos pés está sempre em contato com o solo e, no instante em que o apoio transfere-se da perna apoiada para a perna que avança, há um breve período em que ambas as pernas estão em contato com o chão. Esse período é chamado de duplo apoio (AMADIO et al, 1996).

As alternâncias cíclicas de cada perna e a presença desse duplo apoio (fator mais determinante) caracterizam a marcha humana (AMADIO et al, 1996).

Além disso, é necessário que os inúmeros sistemas fisiológicos estejam integrados na sequência desses eventos, pois, para a marcha ser eficiente são necessários três pontos básicos. São eles: estabilidade para proporcionar apoio antigravitacional para o peso do corpo, mobilidade para permitir o movimento suave, conforme os segmentos corporais assumem posições diferentes e controle motor para dar sequência aos múltiplos segmentos enquanto ocorre a transferência de um membro para o outro (WHITTLE, 1996, a).

A marcha normal requer uma condição cardiovascular e respiratória favoráveis, elementos musculoesqueléticos íntegros e os mecanismos neurais em bom funcionamento, ou seja, envolve a manutenção do equilíbrio em ângulo reto com a direção do movimento. Conforme o indivíduo oscila para frente e para trás e para os lados, os receptores sensoriais, visuais, somatossensoriais e vestibulares detectam essas flutuações e geram respostas compensatórias nos músculos adequados (RUBINO, 2002).

No decorrer da vida, ocorrem mudanças quanto ao controle dos atos motores, desse modo, a marcha também vai sendo alterada. Na criança, as dificuldades vão sendo vencidas segundo o amadurecimento do padrão: a altura do centro de gravidade, o apoio sobre um pé enquanto ocorre o balanço da outra perna e a diminuição do duplo

apoio conforme ela adquire equilíbrio e estabilidade para andar (AMADIO et al., 1999).

Em uma pessoa idosa, ocorrem mudanças anatômicas no sistema nervoso central (SNC) e periférico (SNP) que interferem diretamente na marcha. Há uma diminuição da velocidade, do equilíbrio, dos reflexos e reações, do quadro cognitivo, dos sentidos (perda da acuidade visual, por exemplo) entre outras. Há um aumento no intervalo de duplo apoio e diminuição do primeiro pico de força vertical, sendo estes mecanismos compensatórios pela debilidade do equilíbrio (AMADIO et al., 1999).

Essas alterações decorrentes da idade sobrepõem-se a muitas doenças neurológicas degenerativas, por isso, a marcha dessas pessoas é difícil de ser identificada como patológica ou secundária ao processo de envelhecimento (RUBINO, 20002).

Apesar do deslocamento do corpo como um todo ser descrito como translacional, a marcha só é obtida por meio de deslocamentos angulares dos diversos segmentos corporais ao redor dos eixos situados próximos as articulações (LATEUR, LEHMANN, 1994).

Na marcha com velocidades moderadas, ocorrem movimentos sincrônicos de quase todas as partes importantes do corpo. A pelve se inclina, gira e oscila conforme se move para frente. Os segmentos do membro inferior apresentam deslocamentos nos três planos espaciais, enquanto os ombros giram e os braços balançam em fase contrária aos deslocamentos da pelve e das pernas. Deste modo, vamos descrever a marcha como a translação do corpo sendo um todo no espaço e, para isso, vamos usar o conceito da trajetória do centro de massa (CM) do corpo (LATEUR, LEHMANN, 1994).

Durante a marcha, o CM do corpo não permanece em uma posição fixa, mas ainda assim, encontra-se dentro da pelve por dois motivos principais: os movimentos da pelve nos três planos espaciais são rápidos e a pelve é uma estrutura que favorece a divisão do corpo em metades superior e inferior, com comportamentos diferentes durante a marcha (INMAN et al., 1998).

Na marcha normal no plano, o centro de massa descreve uma curva sinusóide suave quando projetada no plano de progressão (Figura 1.2). O deslocamento vertical

no homem adulto é cerca de 5 cm nas velocidades normais. Os vértices dessas oscilações aparecem aproximadamente no meio da fase de apoio, enquanto a outra perna está no meio da fase de balanço. Na fase do duplo apoio, o CM está em seu ponto mais baixo. A curva é suave e flutua uniformemente entre os deslocamentos mínimo e máximo, com poucas irregularidades. É interessante observar que no deslocamento vertical máximo, a cabeça e o centro de massa estão ligeiramente inferiores do que quando a pessoa está parada sobre os dois pés, ou seja, na marcha suave, a pessoa fica ligeiramente mais baixa do que quando está parada (WITTLE, 1996, a).

O centro de massa também se desloca lateralmente no plano horizontal em uma curva sinusóide, cujos valores máximos alternam entre a direita e a esquerda conforme o peso é apoiado no membro em contato com o solo. Quando visto por trás, o corpo ondula para cima e para baixo e balança de um lado para o outro (INMAN et al., 1998).

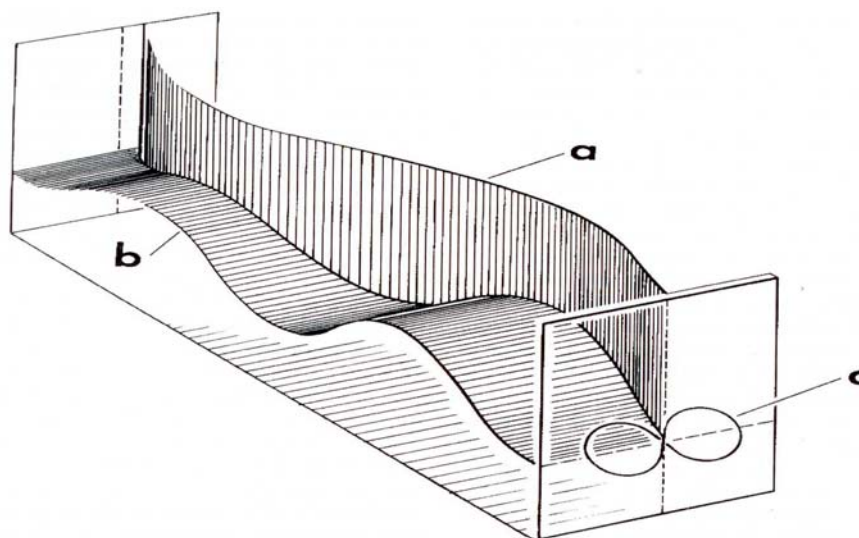


Figura 1.2 - Deslocamentos do centro de massa do corpo nos três planos espaciais, durante uma passada simples. Os deslocamentos reais foram muito aumentados. **a**, deslocamento lateral em um plano horizontal; **b**, deslocamento vertical. Os deslocamentos combinados de **a** e **b** projetados em um plano perpendicular ao plano de progressão são mostrados em **c** (ROSE; GAMBLE, 1998).

A diminuição da elevação total do centro de massa e a suavização dos deslocamentos do centro de massa exigem movimentos coordenados que envolvem todas as articulações do membro inferior. Cada um desses movimentos é fundamental para o processo completo da marcha. Se o membro inferior fosse uma alavanca simples com mobilidade apenas no pé e quadril, o resultado seria uma marcha em “compasso” – gerando um gasto energético desnecessário e mudanças bruscas na trajetória do centro de massa. Porém, isso não ocorre graças aos movimentos mencionados anteriormente, os chamados determinantes da marcha (LATEUR, LEHMANN, 1994).

O primeiro determinante é a rotação pélvica: a pelve gira em torno de um eixo vertical alternadamente para os lados com relação à linha de progressão e a magnitude dessa rotação é de aproximadamente 4° para cada lado, podendo aumentar conforme aumenta a velocidade. Essa ação da pelve permite que o movimento tenha uma amplitude maior, é pouco percebida pelos sistemas de análise do movimento e deve ser readquirida após possíveis disfunções (INMAN et al., 1998).

O efeito da rotação é o leve aplanamento do arco da trajetória do centro de massa pela elevação das extremidades do arco. Em consequência, os ângulos nas intersecções dos arcos sucessivos tornam-se menos bruscos e ficam mais elevados com relação aos vértices. Assim, a intensidade do impacto no solo fica reduzida e a força necessária para mudar a direção do centro de massa no arco sucessivo de translação é menor (WITTLE, 1996, a).

Outro determinante é a inclinação pélvica: durante a marcha, a pelve cai em torno de 5° para o lado da perna que está em balanço. Esta queda é controlada pelos músculos abdutores do quadril da perna em apoio. Como o centro de massa está no ponto médio entre os quadris, a curva de trajetória também cai e isso reduz a elevação máxima do solo durante o ponto médio de apoio. Para permitir a obliquidade pélvica, a articulação do joelho da perna que não apóia o peso deve flexionar proporcionando a passagem do membro. O papel mais importante dessa inclinação é contribuir para o mecanismo de abdução do quadril (LATEUR, LEHMANN, 1994).

O terceiro determinante - a flexão do joelho na fase de apoio, juntamente com os mecanismos do pé e do tornozelo visam manter um comprimento efetivo do membro

inferior durante a fase de apoio. O membro inicia o apoio no toque do calcanhar com a articulação do joelho em extensão quase total. Depois disso, o joelho começa a se flexionar e continua até que o pé esteja apoiado no solo (a magnitude dessa flexão é de 15°). Imediatamente antes da metade do período de apoio, a articulação do joelho volta para a extensão que é imediatamente seguida pela flexão e isso se inicia simultaneamente com a elevação do calcanhar quando o membro é conduzido para a fase de balanço (WITTLE, 1996, a).

Durante a fase de apoio, que representa 60% do ciclo, o joelho primeiro se estende, a seguir flexiona e novamente se estende antes de sua flexão total. Durante o início e o final da fase de apoio, a flexão do joelho contribui para a suavização das alterações bruscas nas intersecções dos arcos da trajetória do centro de massa (INMAN et al., 1998).

Pelo quarto determinante - o mecanismo do tornozelo, o ápice da curva é reduzido pelo “encurtamento” da perna no meio do arco da flexão para extensão do quadril, o começo da curva é elevado pelo aumento no comprimento da perna no início da fase de contato – contato inicial. Pelo fato do tornozelo projetar-se para trás da articulação, ele efetivamente alonga a perna durante a resposta à carga (WITTLE, 1996, a).

Do mesmo modo como o calcanhar alonga a perna no início da fase de apoio, o ante-pé, através do quinto determinante, alonga no final desta fase – apoio terminal. A partir do momento que ocorre a elevação do calcanhar, aumenta-se o comprimento da perna conforme o calcanhar passa da dorsiflexão para a flexão plantar (WITTLE, 1996, a).

O último determinante é o desvio lateral da pelve: ele precede as outras ações. Antes de tirar o pé do solo, o indivíduo deve deslocar sua pelve para levar a projeção do centro de massa no solo (linha de gravidade), acima do centro do calcanhar de apoio. As oscilações horizontais têm uma magnitude duas vezes menor que as oscilações verticais (VIEL, PLAS, 2001).

A trajetória do centro de massa descreve uma curva senoidal suave não somente para cima e para baixo como para os lados. Assim, o centro de massa encontra-se na linha média e seu ponto mais baixo na fase de duplo apoio. Quando o peso é colocado

sobre o pé direito, ele muda sua posição mais alta e mais lateral em direção à direita durante o ponto médio de apoio e quando o outro calcanhar faz contato, o centro de massa volta ao seu ponto mais baixo na linha média pra mover-se para cima e para a esquerda em direção ao ponto médio do lado esquerdo (LATEUR, LEHMANN, 1994).

É válido lembrar que apesar de descritos separadamente, os seis determinantes agem simultaneamente em cada ciclo da marcha. O efeito combinado resulta em uma trajetória mais suave do centro de massa e na redução do gasto energético. De acordo com estudos prévios, esses determinantes da marcha reduzem as excursões verticais do tronco em até 50% e as horizontais em até 40% (WITTLE, 1996, a).

1.3.2 O ciclo da marcha

Cada passada representa um ciclo da marcha (Figura 1.3). O toque entre dois pontos consecutivos do mesmo calcanhar equivale a 100% do ciclo total da marcha e é possível identificar pontos específicos no tempo durante esse ciclo (SUTHERLAND et al., 1998).

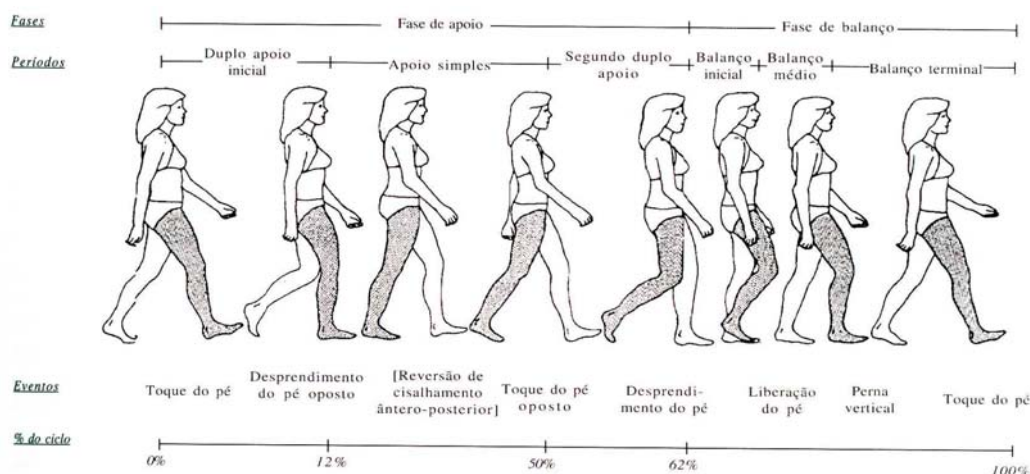


Figura 1.3 - Ciclo de marcha normal ilustrando os seus eventos (ROSE; GAMBLE, 1998).

A 0% o calcanhar faz contato no início da fase de apoio. A 15% o ante-pé também está em contato com o solo, portanto, é chamado “pé plano”. A 30% o

calcanhar deixa o chão – “elevação do calcanhar”; a 45%, o joelho e o quadril flexionam para acelerar a anteriorização da perna em antecipação da fase de balanço, esta é a chamada “flexão de joelho”. A 60%, os dedos deixam o solo, o que também assinala o término da fase de apoio e o início da fase de balanço (LATEUR, LEHMANN, 1994).

No meio do balanço, a dorsiflexão do pé libera os dedos e não é possível atribuir uma porcentagem precisa para esse ponto. A 100%, ocorre novamente o contato do calcanhar com a mesma perna. Desse modo, define-se que 60% do ciclo total referem-se à fase de apoio e os 40% restantes à fase de balanço (WITTLE, 1996, a).

O apoio é o período em que o pé está em contato com a superfície de suporte e constitui 60% do ciclo da marcha. Esse período é subdividido em cinco fases:

- *contato inicial*: é o evento momentâneo que principia o período de apoio. A posição do pé e o ponto de contato com o solo determinam a disponibilidade da primeira ação do pivô no pé, o “rolamento do calcanhar”. O calcanhar torna-se o fulcro em torno do qual os segmentos da tíbia e do pé se movem, preservando o momento para a progressão (Figura 1.4).
- *resposta de carga*: é o período inicial de duplo apoio, durante o qual o peso é transferido para o membro de apoio. Durante a marcha normal, a força do peso corporal e o momento são absorvidos por 10 a 15° de flexão do joelho, que é controlada pela ação excêntrica do quadríceps (Figura 1.4).



Figura 1.4 - Fase inicial da marcha: contato inicial e resposta a carga (ROSE; GAMBLE, 1998).

A transferência do peso corporal é determinada pelo desempenho do paciente nessas duas primeiras fases da marcha. É necessário que ele transfira o peso para a perna de apoio e as funções básicas desse membro nessas fases são: absorção de choque, estabilidade no suporte do peso e preservação da progressão.

- *médio apoio*: nesse intervalo, todo peso do corpo é apoiado exclusivamente pelo membro de referência. A progressão no médio apoio depende da ação do pivô do rolamento do tornozelo para avançar o membro sobre o pé estacionário. O músculo sóleo proporciona a força de desaceleração predominante para controlar a velocidade da dorsiflexão (Figura 1.5).
- *apoio terminal*: a progressão no apoio terminal avança o corpo para frente do pé em apoio estacionário. A extensão do quadril e a flexão do joelho permitem a progressão do tronco para frente, gerando um grande momento de dorsiflexão no tornozelo. O vetor força de reação do solo avança no sentido das cabeças dos metatarsos, criando uma demanda sobre os músculos flexores plantares, imediatamente antes do contato inicial do membro contra-lateral. O ante-pé torna-se o eixo em torno do qual o membro estacionário gira, sendo, portanto, o rolamento do ante-pé (Figura 1.5).

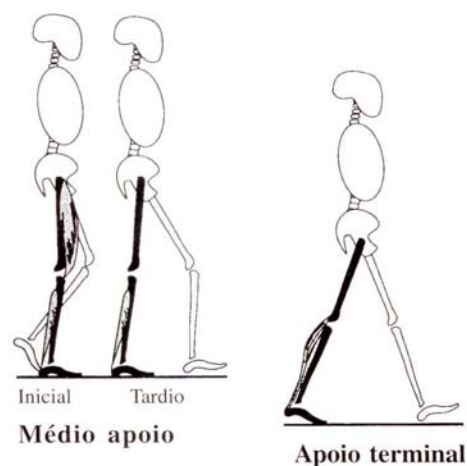


Figura 1.5 - A atividade de apoio simples é realizada no apoio médio e terminal (ROSE; GAMBLE, 1998).

- *pré-balanço*: é a fase final do apoio, representa 50 a 60% do ciclo da marcha. Durante esse intervalo de duplo apoio terminal, o peso corporal é transferido para o membro contra-lateral. A ação crítica nesse período é a flexão do joelho contribuindo para a função de desprendimento dos dedos e avanço do membro (Figura 1.6).

Já os outros 40% da marcha representam o período de balanço que é iniciado quando os dedos se desprendem da superfície de suporte, ou simplesmente quando a perna está no ar. Esse período pode ser subdividido em três fases:

- *balanço inicial*: desprendimento do pé até a sua passagem. Durante o balanço inicial, a coxa move-se 20° anteriormente, o joelho flexiona mais 30° e o tornozelo começa a flexão dorsal para conseguir o desprendimento do pé (Figura 1.6).
- *balanço médio*: passagem do pé até a perna vertical (é o momento em que a tíbia do membro em balanço está perpendicular ao solo). No balanço médio continua o avanço do membro e a passagem do pé. A extensão do joelho e a dorsiflexão no tornozelo são eventos críticos para manter a passagem do pé, enquanto avançam a tíbia para a posição vertical (Figura 1.6).
- *balanço terminal*: desaceleração do membro. O avanço do membro completa-se pela extensão do joelho para a posição neutra. A desaceleração do segmento da coxa por ação excêntrica dos músculos ísquio-tibiais e glúteo máximo é fundamental, posicionando o membro para o contato inicial. Os músculos quadríceps e dorsiflexores normalmente são ativos na preparação para o contato inicial e para a carga (Figura 1.6).

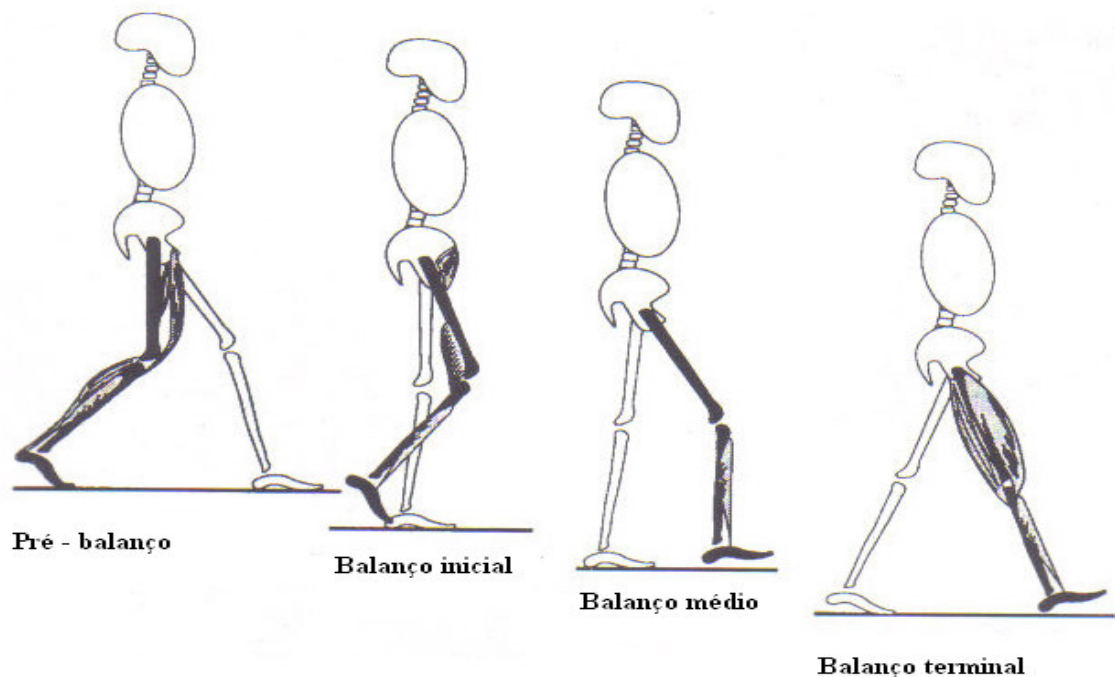


Figura 1.6 - Avanço do membro em balanço: as funções incluem desprendimento do pé e progressão do membro, na preparação para transferência de peso (ROSE; GAMBLE, 1998).

Algumas atividades funcionais básicas ocorrem em cada passada. São elas: transferência de peso, apoio simples e avanço do membro e o período de apoio envolve essas três atividades (ADAMS, PERRY, 1998)

As duas fases (apoio e balanço) e a maioria dos períodos do ciclo básico podem ser descritas em termos de porcentagem, em que a fase de apoio representa 60% do ciclo e a fase de balanço representa os outros 40%. Portanto, o toque inicial é designado como 0% e o segundo toque do mesmo pé corresponde o 100% (WITTLE, 1996, a).

O período de 0 a 15% é chamado de fase de contato do calcanhar; de 15 a 30%, ponto médio de apoio; de 30 a 45%, impulsão; de 45 a 60%, aceleração do balanceio. A fase de balanço é subdividida em porção de balanço pleno e desaceleração do

balanço. A fase de duplo apoio corresponde a 11% do ciclo da marcha (LATEUR, LEHMANN, 1994).

Na marcha humana, existem algumas medidas lineares do ciclo que receberam nomenclatura especial (Figura 1.7). São elas:

Cadência: é definida como o número de passos em intervalo de tempo (passos/minuto). São aproximadamente 117 ou quase 60 passadas por minuto, entretanto, pode haver variações para essas medidas.

Comprimento da passada: é definido pela distância (em centímetros) percorrida durante o tempo de dois toques sucessivos do mesmo pé. Na média esses valores são de aproximadamente 156 cm

Comprimento do passo: é definido pela distância entre os mesmos pontos de referência em cada pé durante o duplo apoio e o valor médio encontrado é a metade do valor da passada.

Largura da passo: é determinada pela distância da linha média de um pé e a linha média do outro, com valores médios de 8 cm.

Velocidade da marcha: é a velocidade média atingida depois de aproximadamente três passos. A duração média do ciclo total da marcha é ligeiramente acima de um segundo (1,03s).



Figura 1.7 - Representação esquemática das dimensões da passada: comprimento do passo e da passada e largura da passada (ROSE; GAMBLE, 1998).

Todas essas características temporais da marcha devem ser bem conhecidas, pois conforme a velocidade muda, a duração do ciclo varia, alterando os períodos de apoio e balanço. E, podemos dizer que há uma grande variabilidade nas características da

passada de cada pessoa, variando de acordo com a velocidade, idade, sexo, entre outros (SUTHERLAND et al., 1998).

1.3.3 Ação física dos músculos na marcha humana

Muitos músculos são primariamente ativos na fase de apoio ou primariamente na fase de balanço. Essa contração física define o papel desse músculo na produção da atividade normal da marcha. Na marcha, os músculos contraem e relaxam de modo orquestrado. A contração prolongada ou fora de fase pode caracterizar anormalidades no controle motor e as contrações fora de fase podem ocasionar movimentos anormais, afetando significativamente a eficiência mecânica e metabólica da marcha (RAB, 1998).

Os músculos também trabalham como estruturas dissipativas, mais especialmente no momento entre o contato do calcanhar e o solo, quando absorvem parte do choque. Servem ainda como frenagem dos segmentos empurrados pela energia cinética: determinados músculos utilizam suas propriedades viscoelásticas para retardar uma ação, freando-a sem bloqueá-la (VIEL, PLAS, 2001).

Na fase de apoio da marcha, o membro inferior sofre uma compressão já que todo peso repousa sobre um único pé. As ações musculares desta fase são: amortecimento de choques, frenagem viscoelástica da estabilização, aceleração de segmentos e proteção do esqueleto ósseo através de contrações estabilizadoras (LATEUR, LEHMANN, 1994).

Já na fase de balanço, o membro inferior está liberado do solo e oscila para frente comportando-se como um pêndulo duplo. O trabalho dos músculos na oscilação é pouco marcado, consistindo tanto em uma frenagem quanto uma regulação da rigidez ativa, como antecipação da necessidade de garantir o amortecimento de um choque e ainda na prevenção de uma instabilidade potencial (VIEL, PLAS, 2001).

As funções apreciadas juntas mostram que os músculos trabalham durante o ciclo da marcha apenas por breves intervalos de tempo. Alguns, só na fase de apoio; enquanto outros na de balanço. Os músculos não são capazes de manter uma contração forte por muito tempo. É preciso que haja um relaxamento entre as contrações para

que o fluxo sanguíneo se restaure completamente para o suprimento de oxigênio e nutrientes e remoção de detritos. Assim, em atividades como a marcha, é essencial que os músculos trabalhem “ligados” e “desligados” (LATEUR, LEHMANN, 1994).

1.3.4 Reação das cargas do solo na locomoção

As reações do solo ou do piso comum são respostas às ações musculares e ao peso corporal transmitido pelos pés. Durante a marcha, os dois pés ficam em contato com o solo simultaneamente em cerca de um quarto do tempo e os efeitos no centro da massa do corpo resultam da soma das forças de reação que atuam nos dois pés. Durante os três quartos de tempo restantes, apenas um pé fica em contato com o solo e apenas a força de reação nesse pé influencia o movimento do centro de massa. A expressão “carga de reação” é mais apropriada do que “força de reação” para descrever a reação entre o piso e o pé porque além de uma força, há um momento normal (perpendicular) ao solo. Esse momento atua na tentativa de um giro sobre o pé, enquanto ele é mantido no lugar pelo seu atrito com o solo (MEGLAN, TODD, 1998).

Para avaliar essas cargas de reação com relação ao movimento do corpo, costuma-se medir as cargas com placas de força, simultaneamente com as medidas cinemáticas (OLNEY et al., 1994).

Assim, a carga de reação sobre um único pé é dividida em uma força vertical (direcionada para cima) (Figura 1.8), duas forças de cisalhamento horizontais (de progressão e laterais), o momento normal e o centro da pressão - o ponto no qual toda a carga pode ser observada aplicada ao pé. Esse centro de pressão em que há reação entre o piso e o pé, é, na verdade, a pressão distribuída na sola do pé (WITTLE, 1996, a).

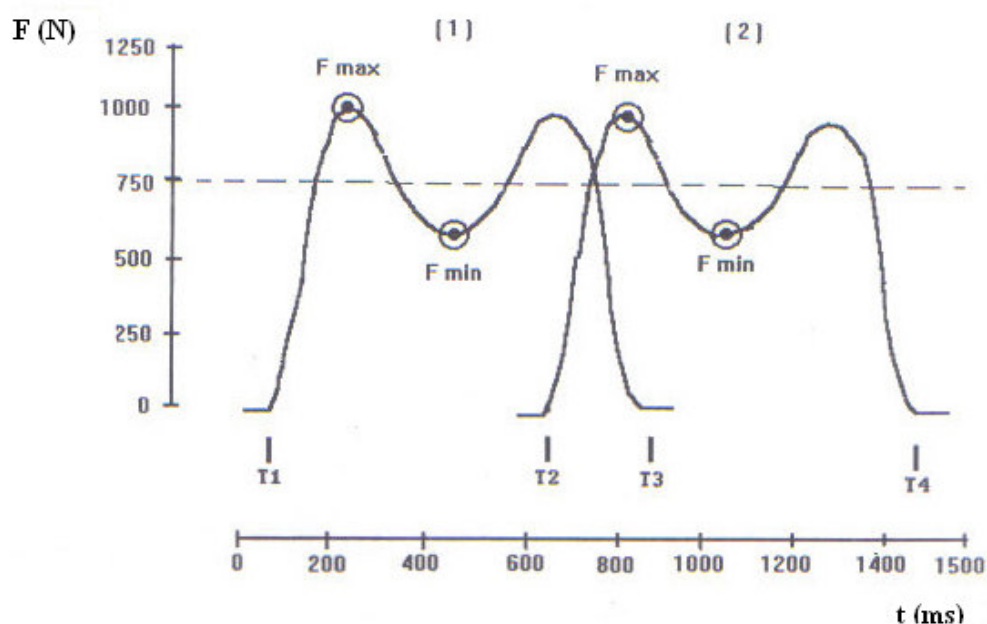


Figura 1.8 - Componente vertical da FRS durante as fases de apoio (1 e 2) do andar. F max indica a força vertical máxima; F min a força vertical mínima. O tempo entre T1-T3 indica o primeiro apoio (1), o tempo entre T2-T4, o segundo apoio (2) e, o tempo entre T2-T3, a fase de duplo apoio (AMADIO et al., 1996).

O componente vertical da força é necessário para neutralizar a atração da gravidade e deve ser igual à força do peso corporal para manter a altura do centro de massa do corpo acima do solo. Sempre que a força de reação vertical total for menor que a força do peso corporal, o centro de massa tem aceleração para baixo, enquanto a força de reação vertical maior que o peso corporal indica uma aceleração para cima. As oscilações do centro de massa do corpo para cima e para baixo durante a marcha correlacionam-se com os desvios da força de reação vertical do peso corporal (WITTLE, 1996, a).

De uma maneira semelhante, as forças de reação de cisalhamento correlacionam-se com as acelerações de progressão e laterais do corpo. Essas forças são essenciais para começar e terminar períodos de locomoção, assim como para mudar a velocidade e a direção da marcha. Quando se atinge uma velocidade constante, teoricamente não há necessidade da força de cisalhamento para manter a velocidade, contudo, na

locomoção bípede o apoio depende de um pé depois o outro, requerendo, portanto, forças de cisalhamento; além disso, o centro de massa do corpo não mantém velocidade constante no ciclo da marcha (LATEUR, LEHMANN, 1994).

A manutenção do equilíbrio corporal no plano sagital requer que a força de apoio esteja alinhada desde o ponto de apoio no solo (centro de pressão) com o centro de massa do corpo. Quando um pé se eleva do solo, o pé de apoio está à frente no centro de massa do corpo, exigindo uma força de cisalhamento para trás. Conforme o peso passa sobre o pé de apoio, a força de cisalhamento cai para zero e, a seguir, inicia uma força de cisalhamento para frente, conforme o centro de massa do corpo se move para frente. A força de cisalhamento final que atua sobre o corpo é a soma do impulso para frente, realizado pelo pé que está atrás e do impulso para trás do pé que está na frente (MEGLAN, TODD, 1998).

Na metade do período de duplo apoio, as duas forças são iguais e não há força de cisalhamento final atuando sobre o corpo. Conforme a distância horizontal entre o pé de apoio e o centro de massa do corpo aumenta, os valores máximos da força de cisalhamento também devem aumentar. Assim, um aumento na velocidade da marcha como o aumento simultâneo no comprimento da passada, resulta no aumento no pico das forças de cisalhamento de progressão (WITTLE, 1996, a).

A mesma relação entre a força de cisalhamento e a distância horizontal do pé até o centro de massa do corpo quando vista em um plano frontal. O aumento na marcha (o que aumenta a largura do passo) resulta no aumento das forças laterais (LATEUR, LEHMANN, 1994).

Já o centro de pressão, na locomoção normal, progride do calcanhar para o hálux (dedão do pé). Começa medialmente no calcanhar, desvia rapidamente para a parte lateral do médio-pé e a seguir move-se imediatamente para o ante-pé (MEGLAN, TODD, 1998).

1.4 ANÁLISE DA MARCHA

Os primeiros estudos de análise da marcha datam o século XIX, quando foram realizados experimentos com recursos e meios disponíveis para a época, mas que

serviram de base para estudos mais recentes e cujos resultados têm valor até hoje (PEDRAN, 2002).

A análise da marcha é uma das linhas de pesquisa da biomecânica em que diferentes áreas como a fisioterapia, engenharia e informática se interagem com o intuito de melhor elucidar esse complexo mecanismo. Os sistemas de medição da interface calçado-solo estimulam o desenvolvimento de novas tecnologias para aplicá-las nas diversas áreas de interesse de estudos (DOMENECH et al., 2003).

A tecnologia que vem sendo utilizada para a análise do movimento humano avançou significativamente nos últimos anos nos campos da cinética e cinemática, as forças envolvidas durante a marcha, os parâmetros temporais e espaciais, a EMG dinâmica entre tantos outros desenvolvidos para esse fim, além do avanço no campo computacional (SIMON, 2004).

Muitas técnicas têm sido desenvolvidas para o estudo da marcha. Elas diferem no tipo de informação que oferecem bem como em suas metodologias. Alguns métodos são mais aplicáveis em um laboratório de pesquisa, mas menos apropriado para a prática clínica rotineira e oferecem muito mais informações relacionadas ao estudo da marcha. No entanto, são onerosos, precisam de um suporte técnico-científico mais especializado e apresentam complexidade operacional (BENEDETTI et al., 1998).

Por outro lado, algumas técnicas são mais aplicáveis no dia-a-dia de uma clínica, não são caras e não requer uma equipe treinada e especializada para a aplicação e manutenção de todo o sistema. Embora a quantidade de informações fornecidas seja menor quando comparadas com as técnicas mais avançadas, ainda assim são válidas (KYRIAZIS, 2001).

O método ideal é aquele que une particularidades desses dois campos de aplicação. Equipamentos que permitem análise quantitativa e confiável a baixo custo e que possa ser aplicado em ambientes clínicos, ou seja, fora de um laboratório especializado (MORRIS, PARADISO, 2002).

Inúmeros sistemas de análise de marcha são encontrados atualmente, sendo que muitos deles são desenvolvidos especialmente para analisar marchas patológicas e deve-se entender que as informações fornecidas por essa análise são suficientemente

importantes e úteis para justificar sua implantação em clínicas e centros de reabilitação (DEWAR, JUDGE, 1980).

A observação visual sem nenhuma instrumentação ainda é o recurso mais utilizado nas clínicas de fisioterapia para a análise da marcha. Padrões anormais e pequenos desvios do padrão normal são evidentes ao olho humano, no entanto, esse método, puramente subjetivo, é propenso a erros devido à inexperiência do avaliador, limitação da capacidade visual e ainda uma tendência subconsciente a induzir um diagnóstico esperado (LAW, 1987).

Além disso, sabe-se que não há nenhum método padronizado usado para a análise observacional da marcha, sendo, portanto, impossível comparar os resultados de avaliadores diferentes para a mesma coleta ou ainda para sucessivas coletas do mesmo avaliador. Os resultados não são fidedignos (BENBASAT et al., 2003).

Na atualidade, o meio mais acessível e prático de se obter dados acerca da avaliação da marcha em uma clínica baseia-se na observação e experiência do avaliador tanto para o diagnóstico como para a tomada de decisão quanto ao tratamento (WHITTLE, 1996, b).

E a tomada de decisão depende da análise de variáveis temporais e espaciais, realizada somente com o uso de instrumentos que fornecem dados válidos e confiáveis. A análise instrumentada permanece como critério padrão, no entanto, o meio clínico ou até mesmo em casa onde o paciente recebe o tratamento raramente disponibilizam desses recursos para essa análise (TORO, NESTER, FARREN, 2003).

Já no campo da pesquisa, usam-se sistemas com *feedback* que monitoram a descarga de peso e informam as condições ao paciente em tempo real. São usados instrumentos portáteis com sensores acoplados junto ao corpo do paciente, permitindo uma análise contínua. Esses sensores são posicionados diretamente sob o pé, ou na palmilha ou ainda sob o calçado (HURKMANS et al., 2003).

São usados também registros digitalizados com vídeos, sensores eletromagnéticos, acelerômetros, registros eletromiográficos (EMG), solos especiais instrumentados, marcadores ativos e passivos com luz infravermelha refletiva além de plataformas de força não-metálica para evitar interferência de sistemas

eletromagnéticos, colocadas no solo ou em esteiras, que medem a força de reação do solo em um ou mais planos (SIMON, 2004).

Esses métodos, no entanto, podem interferir diretamente no modo como a pessoa deambula em razão de todo o aparato aderido ao seu corpo (fios, sensores, etc.), impondo-lhe “barreiras” para desenvolver seu padrão de marcha, especialmente se for um paciente que já apresenta uma patologia que dificulta sua marcha. Uma solução para esse problema seria o uso de telemetria, porém, ao passo que o problema é solucionado, o custo e a complexidade do sistema aumentariam bastante (ARENSEN, IHAI, BAR, 1983).

Dois tipos de análise de marcha podem ser feitos: diagnóstica e monitoração. A primeira fornece dados detalhados da patologia e serve como base para o tratamento, sendo que varia de paciente para paciente bem como as variáveis que se deseja estudar. Pode ser atividade muscular, variáveis temporais ou espaciais, ângulos articulares, variando conforme a patologia em curso (DEWAR, JUDGE, 1980).

Agora, tratando-se da monitoração, baseia-se em uma simples avaliação em que a análise é usada como uma ferramenta importante para avaliar a eficácia da intervenção proposta, analisando as mudanças apresentadas pelo paciente no curso do tratamento. Pode, por exemplo, analisar o padrão de marcha de um paciente com um determinado tipo de prótese ou órtese e comparar o padrão do mesmo paciente com outro tipo de dispositivo auxiliar (SIMON, 2004).

O termo “avaliação da marcha” dever ser aplicado a todo o processo de examinar a marcha do paciente e a tomada de decisões quanto ao tratamento. Por outro lado, o termo “análise da marcha” destina-se ao lado técnico da avaliação, devendo fazer parte dela as mensurações objetivas de variáveis como a velocidade, ângulos articulares entre outros (WHITTLE, 1996, b).

Ao se realizar a avaliação, devem-se considerar todos os dados obtidos: o histórico do paciente, o exame físico e a análise quantitativa (instrumentada). Se as mensurações foram tomadas sob diferentes situações (com e sem uso de uma órtese, por exemplo), elas devem ser comparadas e os resultados revelam o desempenho do paciente e o comportamento de determinado movimento e/ou segmento durante a marcha (WHITTLE, 1996, b).

Um aspecto importante da análise é identificar e diferenciar se o padrão de marcha está alterado em razão de uma patologia primária ou se trata apenas de um movimento compensatório que ele realiza para “resolver” outro problema qualquer que afete sua maneira de andar. Assim, com a análise detalhada, identifica-se o problema e aplica-se a medida terapêutica mais indicada (HANSEN, 2002).

1.5 SENSORES

Desde a antiguidade, mensurar grandezas físicas tem sido um dos grandes desafios do homem. Isso, entre muitos outros fatores, dá a ele a possibilidade de observar e explicar certos acontecimentos, tornando-os possíveis de previsão e até controle. Assim, em todo e qualquer processo que se queira controlar, primeiramente é preciso conhecê-lo; e para isso, medir, analisar, proporcionar e mensurar (HARSÁNYI, 2001).

Por definição, sensor é um dispositivo capaz de monitorar a variação de uma grandeza física e transmitir esta informação a um sistema de identificação que seja inteligível para o elemento de controle do sistema (NEWMAN et al., 2001).

Todos os elementos sensores são denominados transdutores. Ou seja, o transdutor é um dispositivo que recebe um sinal de entrada em forma de uma grandeza física e fornece uma resposta de saída que reproduz certas características do sinal de entrada, a partir de uma relação íntima (NEWMAN et al., 2001).

A maior parte dos sensores são transdutores elétricos, pois convertem a grandeza de entrada em uma grandeza elétrica que pode ser medida e indicada por um circuito eletrônico denominado medidor. A maior parte dos medidores registra uma grandeza elétrica proporcional à variação da grandeza que está sendo indicada pelo sensor – a grandeza controlada (HARSÁNYI, 2001).

O termo biosensor tem sido amplamente aplicado para dispositivos que monitoram e/ou medem os sistemas vivos. A conversão de um evento biologicamente induzido em um sinal é o princípio básico de um biosensor, e um transdutor é usado para converter o sinal biológico em sinal eletrônico para que possa ser processado de alguma forma, geralmente por um microprocessador (HARSÁNYI, 2001).

Os campos de atuação biomédica requerem exigências especiais e desafios para os sensores, porém, eles podem fornecer dados importantes que não podem ser explorados em nenhum outro campo de atuação. Essas áreas podem ser distinguidas da seguinte maneira:

- aplicações em diagnósticos: mensurar e/ou mapear um parâmetro em um período de tempo,
- monitorar: dispositivos para monitorar parâmetros em um intervalo de tempo e,
- construir unidades de controle que contenham não somente características de sensores, mas também como atuadores.

Embora as aplicações práticas presentes sejam quase que exclusivamente nas duas primeiras áreas, um dos principais papéis do pesquisador não é somente a confecção do sensor, mas também a de um dispositivo que estimule e controle alguma função e mecanismo no corpo humano (NEWMAN et al., 2001).

A variedade de sensores é grande. O mercado tem sensores específicos para cada aplicação. Dentre alguns exemplos, podemos citar: *strain gages*, potenciométricos, sensores de deslocamento angular, ultra-som, matriciais, piezoelétricos entre outros (HARSÁNYI, 2001).

1.5.1 Sensor piezoelétrico

Piezoelétricidade significa “eletricidade por pressão”, proveniente do prefixo grego *piezo* que significa pressão (IKEDA, 1996). Consiste na polarização elétrica produzida por uma deformação mecânica de determinados materiais (cristais, por exemplo), sendo a polarização proporcional à deformação e mudando de sinal com ela (ALMEIDA, 2003).

A geração de uma polarização elétrica produzida por uma deformação mecânica no cristal é chamada de efeito “piezoelétrico direto”. Já o efeito inverso, consiste de uma deformação mecânica proveniente de um campo elétrico polarizado (MAZON, 1997).

O efeito piezoelétrico foi descoberto em 1880, pelos irmãos Pierre e Jacques Curie. Posteriormente, em 1881, Lippman, por meio de análises termodinâmicas previu a existência do “efeito piezoelétrico inverso” (IKEDA, 1996).

A piezoeletricidade é uma das propriedades básicas de grande parte dos cristais, cerâmicas, polímeros e cristais líquidos. Podemos definir que um material é considerado piezoelétrico quando se aplica uma tensão mecânica, uma compressão, por exemplo, e essa tensão causa um deslocamento dos íons positivos e negativos uns em relação aos outros, manifestando-se como dipolos elétricos (polarização) internos ou ainda pelo aparecimento de cargas elétricas na superfície do material (ALMEIDA, 2003).

Já, no efeito piezoelétrico inverso, quando o material está sob influência do meio externo e nesse caso trata-se da aplicação de um campo elétrico, serão produzidas deformações no material proporcionais à tensão aplicada (IKEDA, 1996).

Nos sólidos piezoelétricos ocorre uma deformação e uma carga elétrica, quando se aplica uma tensão. A carga elétrica é proporcional à força aplicada e apresenta sinais diferentes para compressão e tensão. Quando se aplica um campo elétrico, aparece uma deformação no sólido, contração ou expansão, dependendo da polaridade do campo aplicado. Assim, o sistema piezoelétrico é formado por dois sistemas físicos acoplados: o mecânico e o elétrico (MAZON, 1997).

É importante ressaltar que o efeito piezoelétrico representa uma dependência linear da deformação com o campo elétrico aplicado. Portanto, se o sentido do campo elétrico for invertido, o sentido da deformação também será invertido (ALMEIDA, 2003).

2 METODOLOGIA

2.1 SELEÇÃO DOS PARTICIPANTES

Para a seleção dos participantes, foi adotado como critério de inclusão que eles tivessem idade inferior a 65 anos, para que não houvesse alterações da marcha decorrentes da própria idade, como descrito anteriormente. Como critérios de exclusão, os participantes não podiam ter discrepância nos membros inferiores, ser portador de alguma deficiência física, ter sido submetido a alguma cirurgia de membros inferiores ou ter sofrido alguma lesão nos membros inferiores, que pudessem alterar o padrão normal de sua marcha. Não houve qualquer restrição ou limite quanto ao peso corporal dos participantes.

Esses critérios puderam ser analisados por meio de uma avaliação fisioterapêutica simples que serviu como método de triagem dos participantes. Foram analisadas dez pessoas, entre cinco homens e cinco mulheres – Tabela 2.1.

Tabela 2.1 - Descrição das variáveis idade, peso corporal e altura e classificação dos participantes de acordo com o sexo.

Participantes	Sexo	Idade (anos)	Peso corporal (kgf)	Altura (cm)
Participante 1	M	48	106	185
Participante 2	F	27	66	175
Participante 3	M	32	85	168
Participante 4	F	20	65	161
Participante 5	F	43	61	150
Participante 6	M	31	68	174
Participante 7	F	30	60	167
Participante 8	M	27	75	170
Participante 9	F	29	61	171
Participante 10	M	40	84	180

Previamente à intervenção, foram recolhidos os termos de consentimento livre e esclarecido (ANEXO 1), que foram entregues aos voluntários da pesquisa. O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNITAU (Universidade de Taubaté), vinculado ao Departamento da Faculdade de Medicina, sob o Protocolo nº 012/05, de acordo com a Resolução CNS/MS 196/96 (ANEXO 2).

2.2 SOFTWARE

O *software* utilizado neste estudo foi desenvolvido no Departamento de Elétrica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá e teve a assessoria do engenheiro Rodrigo de Campos Gomes.

É de fácil utilização, de modo que o operador (pesquisador) não necessite de nenhum suporte técnico avançado e orientações mais detalhadas, após familiarizar-se com seu funcionamento. Os aplicativos estão todos na página inicial dando ao usuário instruções claras de opções. Na Figura 2.1, temos a página de identificação do paciente, em que todas as informações pessoais e observações possam ser anotadas, efetuando o cadastro do paciente.

Paciente

Campos para consulta de Pacientes

Paciente:

Nome:

Nascimento:

Peso:

Endereço:

No.: Compl.:

Cidade: Bairro:

CEP: UF:

Telefone: Cel.:

Lesão:

Tipo: ☐ Isquêmico ☐ Hemorrágico

Lado Afetado: ☐ Esquerdo ☐ Direito

Lado Dominante: ☐ Esquerdo ☐ Direito

Acompanhante:

Observação:

Localizar Sair

Abrir Histórico

Paciente

Editar Cadastrar

Ok Cancelar

Figura 2.1 - Página de identificação do paciente.

O *software* realiza um teste de conexões ao sensor, ou seja, verifica se todos os sensores estão adequadamente acoplados as palmilhas, antes de iniciar a coleta. Armazena informações do paciente, coletando e registrando dados de uma análise durante a marcha. Para coletar os dados, este *software* disponibiliza duas opções: uma captura que permite o pesquisador selecionar quando interrompê-la ou a Auto Captura, em que o número de passos é selecionado previamente e, assim, quando a pessoa atingir este número, a coleta se interrompe automaticamente, mesmo que a pessoa continue a marcha.

As informações arquivadas pelo *software* (Figura 2.2) podem ser acessadas a qualquer momento e servem como parâmetro de comparação entre as coletas, servindo como base de referência de um tratamento (evolução clínica do paciente). Além disso, fornece informação em tempo real de toda coleta que o sensor realiza nos pés, obtendo resultados imediatos.

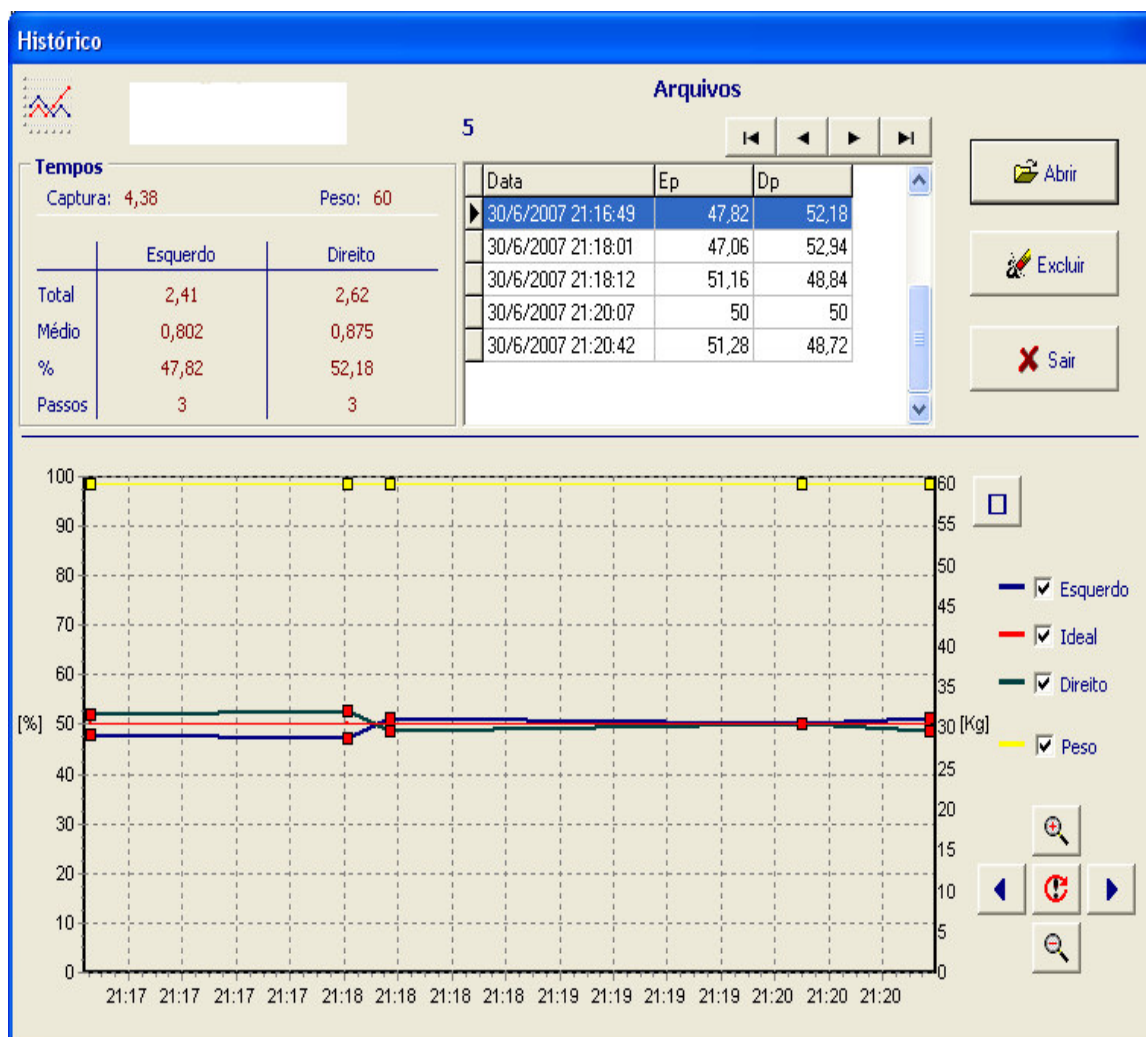


Figura 2.2 - Página do histórico do participante.

Na Figura 2.2, temos a página onde se armazenam as informações dos participantes.

Foram realizadas cinco coletas que ficaram registradas e encontram-se dados como a porcentagem de tempo de contato com o solo de cada perna, onde a linha verde

representa a perna direita e a linha azul representa a perna esquerda. Há uma terceira linha – vermelha - que foi denominada de “ideal” que se refere à distribuição simétrica do peso corporal, isto é, 50% em cada perna. E, por último, a linha amarela representa o peso corporal da pessoa que, neste caso, não houve alteração, pois todas as coletas foram realizadas no mesmo dia. Esta página fornece também parâmetros temporais (fase de apoio e balanço) de todas as coletas realizadas sendo possível excluir alguma coleta indesejada e ainda abrir o gráfico da captura selecionada.

A aplicação deste *software* não apenas permite uma interpretação preliminar dos dados e seu armazenamento para serem revistos a qualquer momento, bem como elimina a interpretação subjetiva e padroniza os resultados analisados.

2.3 PROCEDIMENTOS PARA A MEDIÇÃO DA VARIÁVEL ESTUDADA

Todas as coletas de dados, para estudo, foram realizadas no Laboratório de Biomecânica do DME, da FEG.

Todos os participantes deste estudo passaram por um processo de triagem e receberam informações necessárias sobre o procedimento da coleta de dados. Os indivíduos foram designados como voluntários da pesquisa e, portanto, poderiam deixar de participar do estudo a qualquer momento.

Os sensores utilizados neste estudo foram do tipo piezoelétrico. Foram colocados dois sensores em cada palmilha dos calçados e posicionados em locais previamente estabelecidos, um no retro-pé (sob o calcanhar) e o outro no ante-pé (sob o primeiro metatarso), totalizando quatro sensores funcionando de modo independente. Todos os participantes usaram tênis, no intuito de se sentirem bem confortáveis e por estarem habituados com seus próprios calçados.

Os sensores conectados as palmilhas captavam os sinais referentes à sua deformação (Figura 2.3). Não foi necessária uma calibração prévia dos sensores, pois eles registravam apenas contato com o solo, desse modo, trabalhavam “ligados” quando havia qualquer contato do pé com o solo e “desligados” quando o pé perdia o contato.



Figura 2.3 - Sensores acoplados nas palmilhas.

Eles foram ligados a um sistema portátil (circuito), acoplado ao corpo do participante na altura da cintura preso ao cinto. A placa do circuito, por sua vez, estava conectada ao computador via porta-paralela, de modo que chegavam todos os dados captados pelos sensores e imediatamente armazenados e analisados pelo *software* – Figura 2.4.

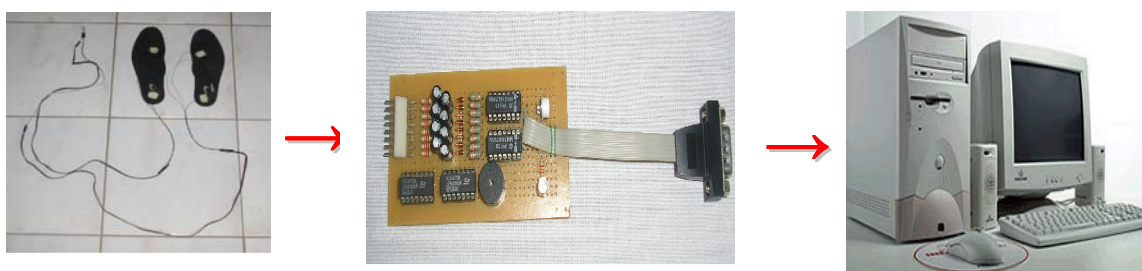


Figura 2.4 - Diagrama em blocos do sistema de aquisição de dados dos sensores e sistema computacional.

O método proposto baseou-se na medição do tempo de contato do pé com o solo e a partir daí definiu-se a relação da porcentagem das fases de apoio e balanço e a simetria na distribuição do peso corporal nas pernas durante a marcha.

Todos os participantes foram instruídos sobre como deveriam agir durante todo o teste, antes que este se iniciasse.

Primeiro, foi solicitado ao participante que ele permanecesse na posição ortostática sobre as palmilhas (sem os calçados) para identificar os pontos sobre os

quais seriam posicionados os sensores. Em seguida, as palmilhas, já instrumentadas, foram colocadas de volta dentro dos calçados para realizar a habituação.

Embora o sistema utilizado neste estudo fosse pequeno e sem problemas quanto a restrições no desenvolvimento da marcha, todos os participantes fizeram a adaptação (habituação), realizando alguns passos antes de iniciar a coleta.

O período de habituação foi subjetivo, variando entre os participantes, no entanto, nenhum deles teve algum tipo de problema para se adaptar. Terminada esta fase, teve início a coleta.

Cada participante realizou três medições, de três passos cada, obtidos pela opção “Auto Captura” do *software* a fim de que, na análise dos dados, fosse usada a média e o desvio padrão (dp) dos valores obtidos nestas coletas.

O participante não recebeu *feedback* visual, pois a tela do computador estava voltada para o pesquisador

A distância percorrida não foi estabelecida, podendo variar de acordo com o comprimento de cada passo dos participantes, porém, era limitada pelo comprimento do cabo (três metros) que conectava a placa do sensor ao computador. A velocidade também não foi pré-estabelecida, no entanto, os participantes foram instruídos a deambular em sua velocidade habitual.

Após cada teste, os gráficos obtidos (Tempo [s] x Contato com o solo) puderam ser analisados e os dados estudados.

2.4 ANÁLISE DE DADOS

Após o término da coleta dos dados, estes foram arquivados para ser realizada a análise estatística (média e desvio padrão). Para essa análise foi utilizado o *software* Excel (Microsoft, Troy, NY, USA)

Inicialmente, os valores médios e desvio padrão da idade, peso corporal e altura dos participantes foram calculados. O primeiro parâmetro temporal analisado foi a porcentagem média do tempo de contato de cada perna durante a marcha. Como foram realizadas três medições para cada participante, obtiveram-se as médias das coletas, achando desse modo a média do participante e, finalmente, a média da amostra.

O outro parâmetro temporal analisado foi a fase do ciclo da marcha, ou seja, a relação entre as fases de apoio e balanço. Os procedimentos para achar a média foram os mesmos da distribuição do peso corporal.

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados obtidos neste trabalho referem-se a um sistema de medição composto por sensores piezoelétricos e um *software* desenvolvidos para o estudo da marcha humana. Nesta etapa do projeto, propusemos validar este sistema e verificar a possibilidade de dar continuidade aos estudos da marcha com a metodologia utilizada neste trabalho.

Trata-se de um estudo experimental, realizado com voluntários do sexo feminino e masculino, selecionados respeitando-se os critérios de inclusão, apresentados no capítulo anterior. Embora o número de participantes de cada sexo tenha sido dividido equanimemente, não foi objeto de estudo investigar e analisar as diferenças entre homens e mulheres.

Os participantes deste estudo foram cinco homens e cinco mulheres, com idade entre 20 e 48 anos (média = 32,7 anos, $dp = \pm 8,4$), com estatura média de 170,1 cm ($dp = \pm 9,7$) e com peso corporal médio de 67,6 kgf ($dp = \pm 14,7$) – Tabela 3.1.

Tabela 3.1 - Descrição das médias das variáveis peso corporal (em kgf), altura (em cm) e idade (em anos), com os respectivos desvios padrão (dp), de acordo com o sexo.

Participantes	Idade (anos)	Peso corporal (kgf)	Altura (cm)
Todos	32,7 ($\pm 8,4$)	73,1 ($\pm 14,7$)	170,1 ($\pm 9,7$)
Masculino	35,6 ($\pm 8,3$)	83,6 ($\pm 14,3$)	175,4 ($\pm 7,0$)
Feminino	29,8 ($\pm 8,3$)	62,6 ($\pm 2,7$)	164,8 ($\pm 9,7$)

Comumente, nos estudos sobre a marcha, os pesquisadores avaliam o deslocamento do centro de gravidade (CG), por meio de filmagens, ou os deslocamentos articulares, por meio de marcadores em pontos específicos do corpo, ou ainda utilizam plataformas de força para analisar a força de reação do solo (FRS) e seus componentes espaciais: vertical e horizontais.

Quando se refere aos parâmetros temporais da marcha, ou seja, as fases do ciclo (apoio e balanço), a literatura clássica sugere uma relação entre elas, em que 60% correspondem à fase de apoio e os 40% restantes à fase de balanço. No entanto, é válido lembrar que a marcha humana é um complexo conjunto de movimentos que oscilam o tempo todo e variam de pessoa para pessoa, portanto, esses valores podem sofrer pequenas alterações na prática.

Do mesmo modo, a literatura também sugere que há uma simetria na distribuição do peso corporal durante a marcha, ou seja, o peso é distribuído igualmente em 50% sobre a perna direita e esquerda, porém, lembrando-se dos movimentos oscilatórios da marcha, vê-se que os valores também sofrem pequenas alterações - Tabela 3.2.

Tabela 3.2 - Porcentagem média do tempo de contato com o solo entre os pés direito e esquerdo durante a marcha.

Participantes	Direito	Esquerdo
Todos	49,4 ($\pm 1,3$)	50,6 ($\pm 1,3$)
Masculino	49,5 ($\pm 1,7$)	50,5 ($\pm 1,7$)
Feminino	49,2 ($\pm 1,5$)	50,8 ($\pm 1,5$)

A Tabela 3.2 mostra os valores da porcentagem média do tempo de contato com o solo de cada perna durante a marcha. Pode-se observar entre todos os participantes, entre os homens e entre as mulheres, que houve uma leve tendência em distribuir o peso corporal à esquerda.

Esta predominância à esquerda é discutível. Huisman et al (2001) lembram da importância de considerar a dominância do membro quando analisa-se esta simetria. Até o momento, as pesquisas além de não serem conclusivas, são contraditórias quanto esta relação: o efeito da dominância do membro sobre a simetria.

É válido lembrar que não foi objeto de estudo estudar as diferenças entre os sexos. Neste caso, tanto homens quanto mulheres tinham a perna direita como a dominante. Além disso, apesar destas pequenas diferenças, os valores dos dois grupos ficaram bem próximos de uma simetria nesta relação.

Quanto aos parâmetros temporais referentes às etapas do ciclo da marcha, pode ser visto nas Figuras 3.1, 3.2 e 3.3 que representam os valores, em porcentagem, de todos os participantes, dos homens e das mulheres, respectivamente.

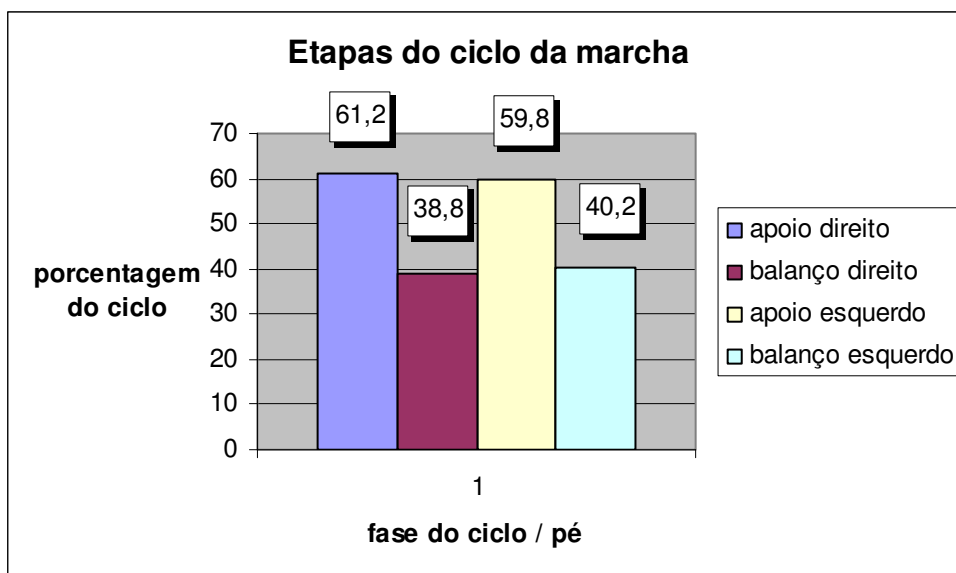


Figura 3.1 - Representação das fases do ciclo da marcha de todos os participantes (homens e mulheres) da perna direita e esquerda.

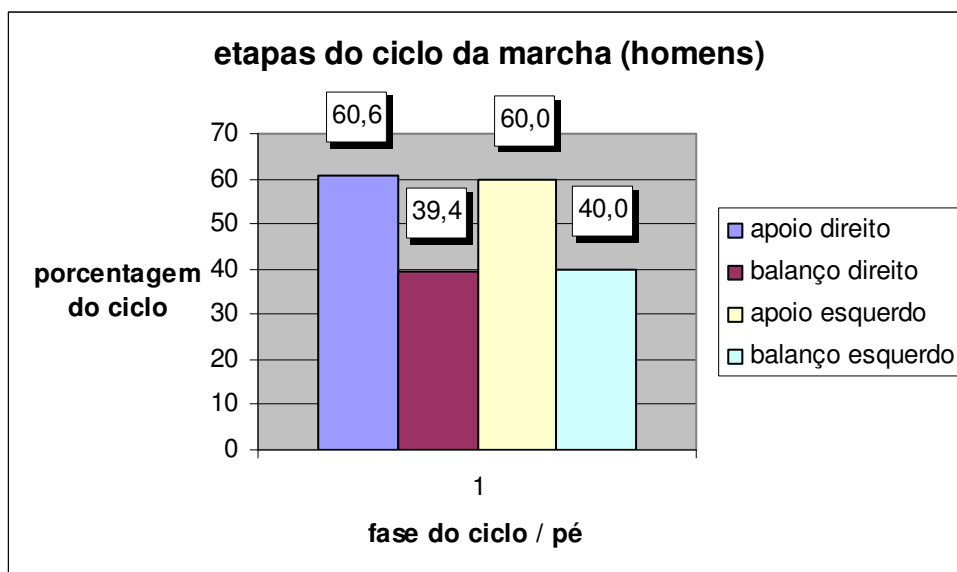


Figura 3.2 - Representação das fases do ciclo da marcha dos homens da perna direita e esquerda.

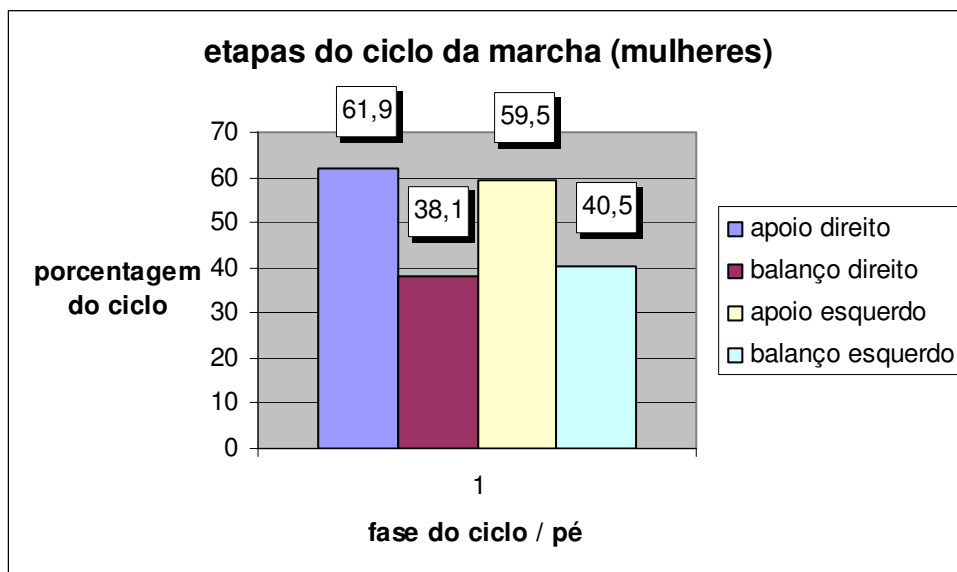


Figura 3.3 - Representação das fases do ciclo da marcha das mulheres da perna direita e esquerda.

As figuras acima representam o ciclo da marcha, isto é, as fases de apoio e balanço, dos participantes. Nos três grupos (todos os participantes, homens e mulheres), os resultados indicam valores esperados para a relação apoio | balanço - 60% e 40%, respectivamente. Principalmente no grupo dos homens, em que a perna esquerda teve uma relação categoricamente precisa.

O sistema mostrou-se eficaz quando dois parâmetros temporais da marcha foram analisados: a simetria no tempo de contato dos pés com o solo e as fases do ciclo e suas respectivas relações. Os valores são satisfatórios e vão ao encontro daqueles preconizados pela literatura. Quando se analisa uma coleta feita pelo sistema, vê-se o resultado na Figura 3.4.

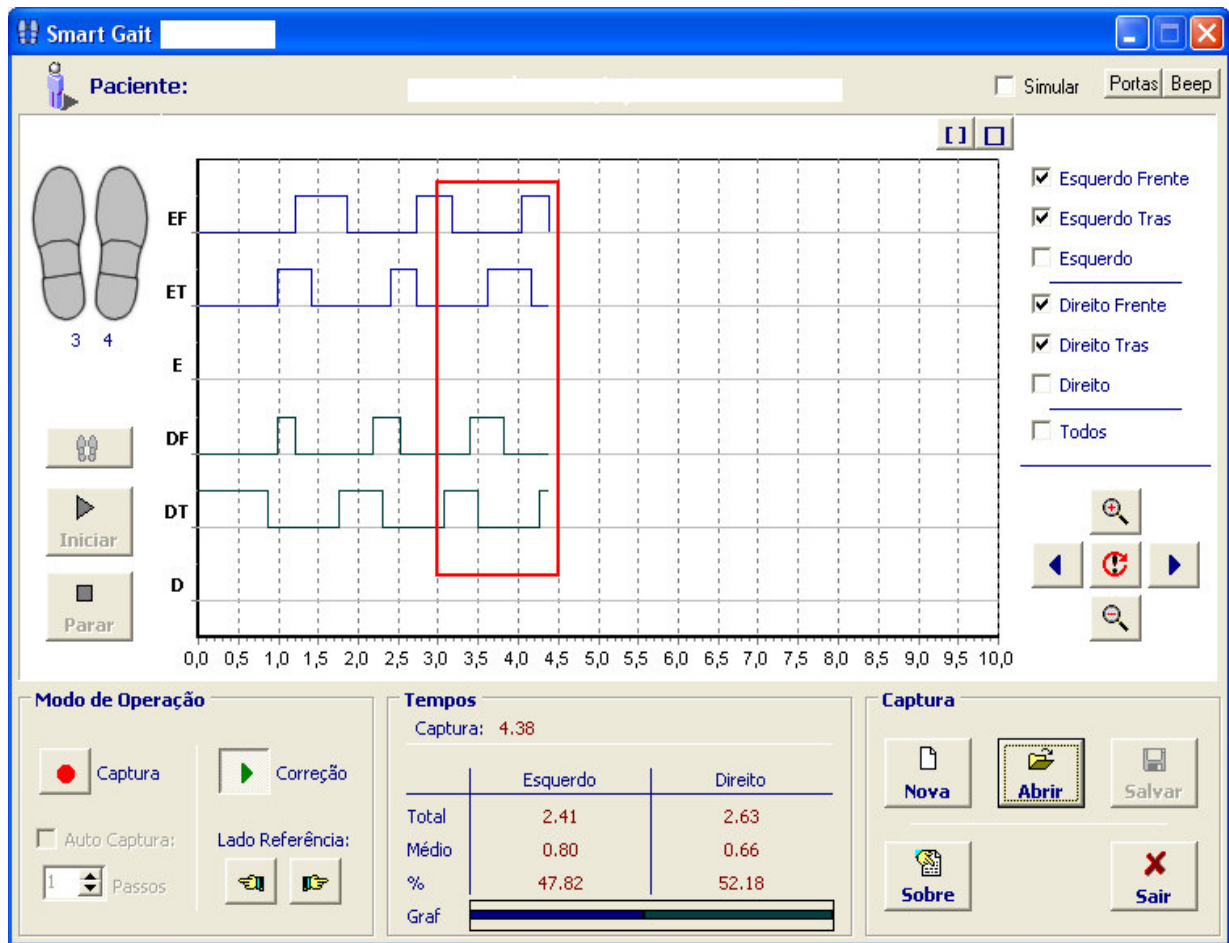


Figura 3.4 - Gráfico de uma coleta, obtida pelo *software*

A Figura 3.4 representa uma coleta realizada com um dos participantes com os dados registrados pelo *software*. Foram realizados três passos, sendo que o primeiro foi iniciado com o pé direito e em seguida pelo esquerdo. Os segundo e terceiro passos também seguem esta ordem. A área dentro do limite “em vermelho” representa um passo, analisado na Figura 3.5.

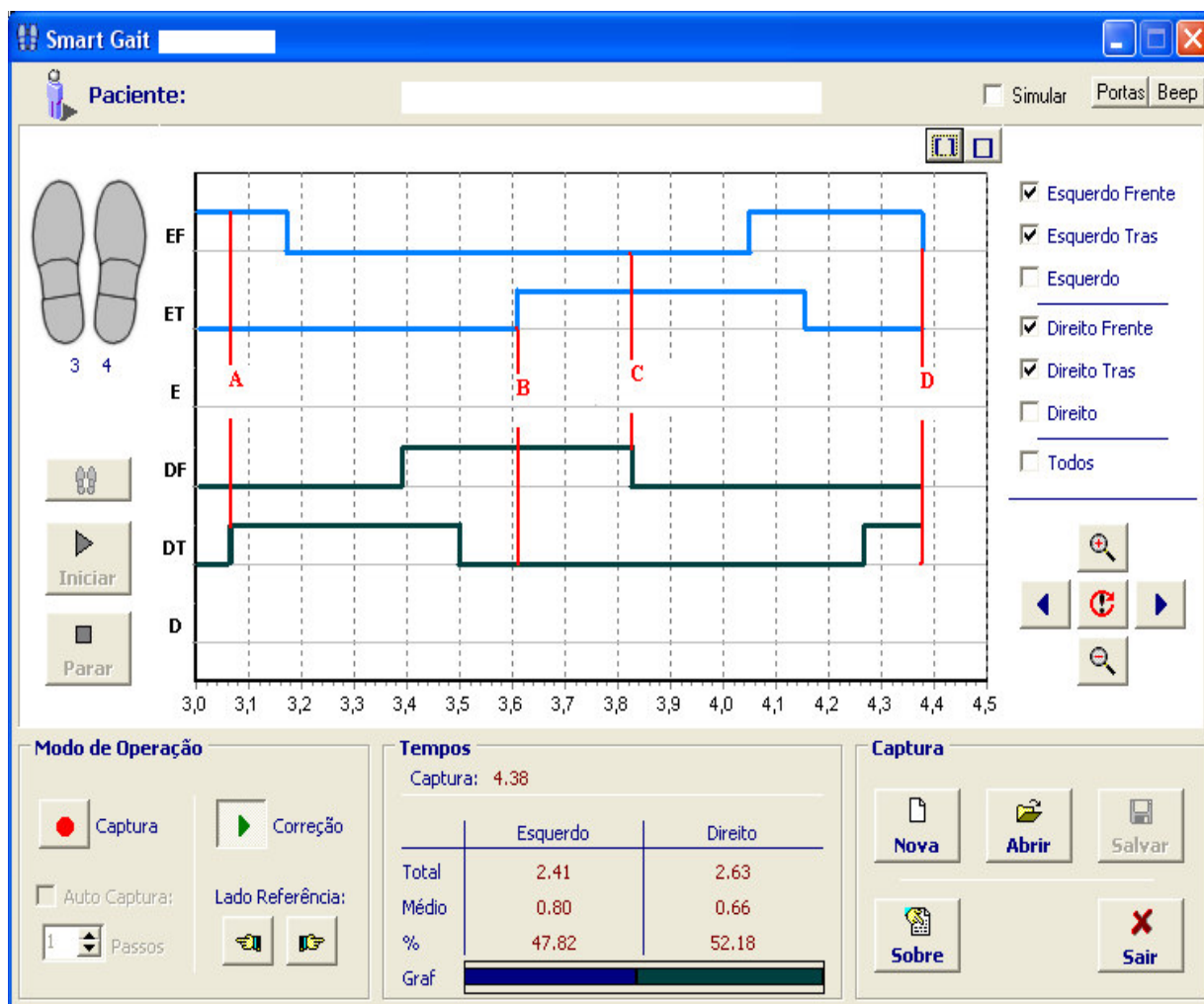


Figura 3.5 - Gráfico de um passo em detalhe.

A Figura 3.5 indica um passo, que corresponde à distância entre os mesmos pontos de referência de cada pé. Portanto, vêem-se pontos de referência dos dois pés.

Em uma marcha normal, espera-se que o toque inicial seja entre o calcanhar e o solo, porém, em situações de acline e/ou declive e na presença de alguma doença, esse quadro pode estar alterado. Logo após o contato inicial do calcanhar, tem-se o apoio da parte anterior do pé juntamente com a parte posterior (calcanhar). Em seguida, ocorre o desprendimento do calcanhar do solo, permanecendo somente com a porção anterior em contato e, finalmente, a fase de transição entre apoio e balanço é quando não há contato algum do pé com o solo.

Neste exemplo de coleta realizada com um dos participantes, a marcha se inicia com o pé direito apoiado no solo enquanto o pé esquerdo encontra-se na fase de

balanço. Há o contato inicial do calcanhar direito (ponto A) e, em seguida de todo o pé (entre os pontos A e C), a seguir, tem-se um breve período de duplo apoio (entre os pontos B e C). Então, ocorre o desprendimento do pé direito do solo, enquanto o esquerdo permanece em contato, com o toque inicial sendo feito pelo calcanhar em seguida da porção anterior do pé (entre os pontos B e D).

Quando comparamos os resultados desta coleta com os obtidos na plataforma de força (Figura 1.8), encontramos uma relação entre os pontos de referência. São eles:

$$\mathbf{A - C \rightarrow T1 - T3}$$

$$\mathbf{B - D \rightarrow T2 - T4}$$

$$\mathbf{B - C \rightarrow T2 - T3}$$

em que A – C representa o tempo do primeiro contato, B – D o segundo contato e B – C, a fase de duplo apoio. Nesta figura, tem-se a análise de um passo apenas. Os outros passos têm o mesmo comportamento dinâmico e também apresentam a mesma sequência de eventos, mas, no intuito de facilitar a análise dos passos, foi tomado apenas um como modelo.

A Figura 3.6 mostra o momento em que se realizou a coleta dos dados durante a marcha.



Figura 3.6 - Momento da coleta dos dados durante a marcha.

Por mais de um século, tem-se despertado o interesse de pesquisadores em estudar os parâmetros temporais da marcha e, conseqüentemente, uma ampla rede de métodos e técnicas tem sido desenvolvida para monitorar o tempo de contato do pé com o solo durante a marcha.

As medições dos parâmetros temporais servem como ferramenta primária para a análise quantitativa de anormalidades da marcha (ARENSEN, ISHAI, BAR, 1983).

A medição do início e do fim do contato do pé com o solo é um componente fundamental da análise da marcha. O tempo do contato inicial é normalmente usado como referência para correlacionar com outros dados obtidos de uma análise, sendo obtidas informações úteis para melhor compreender o complexo mecanismo da marcha humana. Além disso, o período de contato com o solo permite medir a duração das fases de apoio e balanço, fator crucial para diferenciar a marcha normal da patológica (HAUSDORFF, LADIN, WEI, 1995).

A análise da marcha depende de uma determinação precisa dos eventos que ocorrem durante a deambulação, como o toque do calcanhar no solo e o instante em que o pé é removido da superfície de contato. O conhecimento de tais eventos permite a normalização da cinemática e cinética da marcha durante os períodos de apoio e balanço ou todo o ciclo. Uma vez normalizada, as curvas dos sucessivos ciclos podem ser examinadas por sua tendência média e a variabilidade entre esses ciclos (HANSEN, CHILDRESS, MEIER, 2002).

A importância de identificar os parâmetros temporais da marcha vai além de compreender o seu mecanismo e pode ser ferramenta útil para muitas situações clínicas.

Pappas et al. (2001) chamam a atenção para diversos sistemas que utilizam FES (Estimulação Elétrica Funcional) no auxílio da marcha de pacientes com seqüelas de lesões neurológicas. Há uma necessidade de controlar a seqüência de ativação gerada pela FES, e existem muitos sistemas que fazem esse controle, mas que demonstram várias limitações em suas metodologias, principalmente aqueles em que há um controle manual de ativação, exigindo atenção contínua do paciente.

O autor propõe um sistema denominado GPDS – *Gait Phase Detection System*, que apresenta certas vantagens, como faz a análise das etapas do ciclo e diferencia a

descarga de peso da marcha de uma descarga de peso em posição ortostática no primeiro passo. No entanto, apesar da tecnologia utilizada no GPDS, com sensores de pressão, o *software* usado neste trabalho realiza os mesmos procedimentos, identificando as etapas do ciclo detalhadamente e despreza o primeiro passo, iniciando a coleta somente a partir do segundo passo; deste modo, não há problemas quando o paciente permanece na posição ortostática, pois não haverá registro de contato com o solo. Assim, pode ser usado em conjunto com os sistemas com FES, já que é um sistema automático (identifica as etapas do ciclo).

Existem outros dispositivos comerciais utilizados atualmente como os sistemas Pedar[®] e F-Scan[®] que realizam análise temporal, mas apresentam uma série de limitações, como complexidade operacional, pouca exatidão, inabilidade em reproduzir as variações de pressão a baixa velocidade, curto tempo de vida útil e alto custo, características contrárias as desse *software*, que apresenta fácil manuseio, realiza coletas a baixas velocidades e custo adequado.

Hausdorff et al. (1995) desenvolveram um sistema com *footswitch* para analisar os parâmetros temporais da marcha e entre as limitações impostas estão a dificuldade de determinar o início e fim da fase de contato e identificar qual a parte do pé está em contato com o solo. O sistema aplicado neste estudo reconhece claramente o início e o fim da fase de apoio, bem como identifica qual porção do pé (anterior ou posterior) está em contato com o solo.

Um dos objetivos deste trabalho foi viabilizar uma metodologia acessível aos profissionais que lidam com análise da marcha, mas os recursos da engenharia, computacional e principalmente financeiro são escassos. Quando se toma como exemplo o Canadá, onde existem grandes centros especializados em análise da marcha em que são utilizados sistemas modernos como os *softwares* Dr. Gait III e QUAWDS (*QUalitative Analysis of Walking DisorderS*) que fornecem informações detalhadas e completas acerca do diagnóstico do paciente, no entanto, o preço médio de um estudo da marcha chega a custar dois mil dólares canadenses.

Com o sistema deste trabalho a análise é feita no próprio consultório e/ou clínica, não necessitando de se locomover até um grande centro, os resultados são obtidos imediatamente e o custo vantajoso.

Em 2001, Huisman et al. realizaram um estudo dos parâmetros temporais deste trabalho e obtiveram valores semelhantes, tanto na simetria da descarga de peso quanto na relação apoio | balanço; no entanto, a metodologia utilizada foi diferente. Os autores utilizaram uma esteira ergométrica instrumentada com uma plataforma de força e o tempo de coleta para cada participante foi de 15 minutos. Já com o sistema utilizado neste trabalho, o tempo gasto foi cinco vezes menor.

Outra vantagem deste sistema em relação à plataforma é o fato dele realizar múltiplas coletas das duas pernas simultaneamente, ao passo que a plataforma de força capta informação de uma perna apenas; além disso, é necessário que a pessoa pise exatamente no ponto onde a plataforma se localiza na esteira. A situação fica mais difícil quando se trata de um paciente que apresenta um padrão patológico e utiliza dispositivos auxiliares para marcha.

Durante a coleta dos dados durante a marcha, o sistema foi avaliado como um todo buscando melhorias para o seu aperfeiçoamento e funcionamento, contribuindo para mais uma instrumentação destinada à análise da marcha.

Mesmo necessitando de melhorias, o sistema apresentou resultados satisfatórios que vão ao encontro daqueles preconizados pela literatura. Dentre os principais pontos positivo, ressaltamos:

- É um equipamento pequeno e semi-portátil, desse modo, é de fácil transporte,
- Analisa informações dos dois pés, diferentemente de muitas plataformas de força que são colocadas em esteiras e, desse modo, analisam dados apenas de uma perna,
- Não há demora para a pessoa se adaptar a todo o instrumento que vai aderido ao seu corpo e o processo para iniciar a coleta,

Como sugestões, ressalta-se:

- Realizar estudos com uma população específica de participantes com determinadas doenças que alteram o padrão de uma marcha normal ,
- Associar outra instrumentação para se analisar e obter dados de mais variáveis temporais e espaciais e,
- Realizar a coleta em uma esteira ergométrica, com a finalidade de padronizar a velocidade exercida pelos participantes.

4 CONCLUSÃO

O sistema sensores-*software*, apesar de ser construído com uma tecnologia simples, de custo apropriado, foi capaz de medir o tempo de contato do pé com o solo durante a marcha.

Como se trata de um trabalho inédito com a metodologia utilizada, a aquisição dos valores do tempo de contato dos pés com o solo e as fases do ciclo (apoio e balanço) pode ser útil para os pesquisadores da marcha humana. Inclusive, esses valores vão ao encontro daqueles pesquisados por outros autores da área.

Os estudos sobre a marcha humana, de forma quase unânime, refletem sempre sobre a força de reação do solo e/ou deslocamentos do centro de gravidade. Para tais estudos, usam-se equipamentos onerosos. Esta pesquisa procurou sair desta única via do conhecimento e buscou explorar outras formas de se analisar os parâmetros temporais da marcha.

Os resultados analisados indicam uma simetria quanto ao tempo de contato de cada pé com o solo, bem como, uma relação entre as fases de apoio e balanço preconizada pela literatura, ou seja, 60 e 40% do ciclo, respectivamente.

Constatou-se que, apesar de necessitar de algumas melhorias, apresentadas no capítulo anterior, o objetivo deste trabalho foi atingido: o sistema proporciona condições adequadas para analisar os parâmetros temporais da marcha humana.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAMS, J. M.; PERRY, J. Análise da marcha: Aplicação Clínica. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana**. 2.ed. São Paulo: Editorial Premier, 1998. cap. 7, p.147-174.

ALMEIDA, J. M. A. **Determinação dos coeficientes piezoelétricos do cristal L-arginina hidrocloreídrica monohidratada por difração múltipla de raios-X usando uma fonte de radiação Síncrotron**. 2003. 86f. Dissertação (Mestrado em Física) – Departamento de Física, Universidade Federal do Ceará, Fortaleza.

AMADIO, A. C. et al. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento**. 1ed. São Paulo: Laboratório de Biodinâmica – EEFUSP, 1996. 162p.

AMADIO, A. C. et al. Introdução à análise do movimento humano – descrição e aplicação dos métodos biomecânicos de medição. **Rev. Bras. Fisiot**, São Paulo, v. 3, n.2, p. 41-54, 1999.

ARENSON, J. S.; IHAI, G.; BAR, A. A system for monitoring the position and time of feet contact during walking. **Journal of Medical Engineering & Technology**, Haifa, v. 7, n.6, p.280-284, nov/dec.1983.

BENEDETTI, M. G. et al. Data management in gait analysis for clinical applications. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n.3, p.204-215, 1998.

BEBASAT, A. Y.; MORRIS, S. J.; PARADISO, J. A. A wireless modular sensor architecture and its application in on-shoe gait analysis. **IEEE**, Cambridge, p.1086-1091, 2003.

DEWAR, M. E.; JUDGE, G. Temporal asymmetry as a gait quality indicator. **Medical & Biological Engineering & Computing**, London, v. 18, p.689-693, 1980.

DOMENECH, S. C. et al. Estudo da preparação de circuitos flexíveis para uso em palmilhas sensorizadas. **Brazilian Journal of Biomechanics**, Florianópolis, p.83-91, apr. 2003.

GILMAN, S. Distúrbios da marcha. In: ROWLAND, L. P. **Merritt Tratado de Neurologia**. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2002. cap. 11, p.37-41.

GRANAT, M. H. et al. A body-worn gait analysis system for evaluating hemiplegic gait. **Med. Eng. Phys.**, Glasgow, v. 17, n.5, p.390-394, 1995.

HANSEN, A. H.; CHILDRESS, D. S.; MEIER, M. R. A simple method for determination of gait events. **Journal of Biomechanics**, Chicago, v 35, p. 135-138, 2002.

HARSÁNYI, G. Sensors in biomedical applications. May they change the quality of life ? **Sensor Review**, Budapest, v. 21, n.4, p.259-267, 2001.

HAUSDORFF, J. M.; LADIN, Z.; WEI, J. Y. Footswitch system for measurement of the temporal parameters of gait. **Journal of Biomechanics**, Boston, v. 28, n.3, p.347-351, 1995.

HURKMANS, H. L. P. et al. Techniques for measuring weight bearing during standing and walking. **Clinical Biomechanics**, Rotterdam, v. 18, p.576-589, 2003.

IKEDA, T. **Fundamentals of Piezoelectricity**. Ed. Oxford: Oxford University, 1996. 263p.

INMAN, V. T.; RALSTON, H. J.; TODD, F. Locomoção humana. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana**. 2.ed. São Paulo: Editorial Premier, 1998. cap. 1, p.1-21.

KENDALL, F.P. **Músculos, provas e funções**. 4 ed. São Paulo: Manole, 1995, 453p.

KYRIAZIZ, V. Gait analysis techniques. **J Orthopaed Traumatol**, Ioannina, v. 1, p. 1-6, 2001.

LATEUR, J.F.; LEHMANN, B. Análise da marcha: diagnóstico e tratamento. In: KOTTKE, F.J.; LEHMANN, J.F. **Tratado de Medicina Física e Reabilitação e Kruesen**. 4.ed. São Paulo: Manole, 1994. v.1, cap. 4, p. 107-124.

LAW, H. T. Microcomputer-based low-cost method for measurement of spatial and temporal parameters of gait. **J. Biomed. Eng.**, Edinburgh, v. 9, p.115-120, apr. 1987.

MAZON, T. **Obtenção de PZN com fase e microestruturas controladas**. 1997. 142f. Dissertação (Mestrado em Química) – Instituto de Química de Araraquara, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.

MEGLAN, D.; TODD, F. Cinética da Locomoção Humana. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana**. 2.ed. São Paulo: Editorial Premier, 1998. cap. 4, p.77-106.

MORRIS, S. J.; PARADISO, J. A. Shoe-integrated sensor system for wireless gait analysis and real-time feedback. **IEEE**, Cambridge, p.2468-2469, 2002.

NEWMANN, J. D. et al. Biosensors: boldly going into the new millennium. **Sensor Review**, Budapest, v. 21, n.4, p.268-271, 2001.

OLNEY, S. J.; GRIFFIN, M. P.; McBRIDE, I. D. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. **Physical Therapy**, Kingston, v. 74, n.9, p.872-885, sept. 1994.

PAI, Y-C. et al. Alterations on weight-transfer capabilities in adults with hemiparesis. **Physical Therapy**, Chicago, v. 74, n.7, p.647-659, july. 1994.

PAPPAS, I. P. I. et al. A Reliable Gait Phse Detection System. **IEEE**, Zurich, v. 9, n.2, p.113-125, june. 2001.

PEDRAN, G. J. **Análise por cinemetria do corpo humano durante a marcha – proposta de um sistema de custo reduzido**. 2002. 133f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade Engenharia do campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá.

QUEIROZ, L. C. **Sistema de medição para o estudo da marcha humana**. 2002. 107f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade Engenharia do campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá.

RAB, G. T. Músculos. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana**. 2.ed. São Paulo: Editorial Premier, 1998. cap. 5, p.107-128.

ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana**. 2.ed. São Paulo: Editorial Premier, 1998. 280p.

RUBINO, F. A. Gait disorders. **The Neurologist**, Jacksonville, v. 8, n.4, p.254-262, July. 2002.

SEVENTH AUSTRALIAN AND NEW ZEALAND INTELLIGENT INFORMATIONS SYSTEMS CONFERENCE. **Gait Symmetry Quantification During Treadmill Walking...**Melborne. 2001. p.203-206.

SIMON, S. R. Quantification of human motion: gait analysis-benefits and limitations to its application to clinical problems. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 37, p.1869-1880, 2004.

SUTHERLAND, D. H.; KAUFMAN, K. R.; MOITOZA, J. R. Cinemática da Marcha Humana Normal. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana**. 2.ed. São Paulo: Editorial Premier, 1998. cap. 23-45.

TITIANOVA, E. B. et al. Gait characteristics and functional ambulation profile in patients with chronic unilateral stroke, **Am. J. Phys. Med. REabil**, Kuopio, v. 82, n.10, p.778-886, 2003.

TORO, B.; NESTER, C. J.; FARREN, P. C. The status of gait assessment among physiotherapists in the United Kingdom, **Arch Phys Med Reabil**, v. 84, p.1878-1884, dec. 2003.

VIEL, E.; PLAS, F. Os movimentos do esqueleto: do deslocamento da marcha à “velocidade de cruzeiro”. In: VIEL, E. et al. **A marcha humana, a corrida e o salto**, 1.ed. Barueri: Manole, 2001. cap. 1, p.1-24.

VIEL, E.; PLAS, F. Atividades dos músculos durante o ciclo da marcha. In: VIEL, E. et al. **A marcha humana, a corrida e o salto**, 1.ed. Barueri: Manole, 2001. cap. 2, p.25-47.

WALL, J. C.; TURNBULL, G. I. Gait asymmetries in residual hemiplegia. **Arch Phys Med Reabil**, Halifax, v. 67, p.550-553, aug. 1986.

WITTLE, M. W. **Gait analysis: an introduction**. 2.ed. Oxford: Butterworth-Heinemann, 1996. 248p, a.

WITTLE, M. W. Clinical gait analysis: A review. **Human Movement Science**, Chattanooga, v. 15, p.369-387, 1996, b.

ANEXO 1 – Termo de consentimento livre e Esclarecido

Termo de consentimento

“ESTUDO DE UM SISTEMA COM SENSORES DE CONTATO PARA ANÁLISE DA MARCHA HUMANA”

Pesquisadores: Ronaldo de Campos Gomes/ José Geraldo Trani Brandão

CARTA DE INFORMAÇÃO AO PARTICIPANTE DA PESQUISA

A presente pesquisa tem como objetivo o estudo da marcha humana. A coleta de dados para este estudo será feita por meio de sensores de contato. Ao serem colocados sob a planta dos pés, esses sensores informam o instante e a duração do tempo de carga sobre o membro inferior testado.

Após a seleção dos participantes ser concluída, eles serão encaminhados ao Laboratório de Biomecânica para realizar a medição. O(a) participante deverá andar livremente contando 3 passos em cada perna (sendo que esta contagem será feita automaticamente pelo *software* ao qual o sensor está conectado) por 3 (três) vezes com um calçado leve e confortável enquanto se coletam os dados para o estudo.

Nenhum tipo de problema é esperado durante o período em que se realizará a coleta dos dados. É esperado que este estudo forneça dados que auxiliem no entendimento do estudo da marcha humana.

Caso tenha algum tipo de dúvida, o(a) participante deve entrar em contato com o pesquisador responsável para que tudo possa se esclarecer.

Será garantido sigilo absoluto sobre o nome do(a) participante submetido(a) à pesquisa, bem como dos seus dados pessoais. O(a) participante da pesquisa tem o direito de pedir mais esclarecimentos durante o decorrer da pesquisa. A divulgação da pesquisa terá finalidade científica, esperando contribuir para um maior conhecimento do tema estudado. Aos participantes da pesquisa cabe o direito de desistir do estudo a qualquer momento, sem prejuízo algum.

Os dados coletados serão utilizados na dissertação de mestrado do pesquisador Ronaldo de Campos Gomes, pertencente a UNESP – Campus Guaratinguetá.

Ronaldo C. Gomes
(pesquisador responsável)

Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão
(Orientador)

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Pelo presente instrumento, que atende às exigências legais, o(a) senhor(a) _____, RG: _____, CPF : _____, idade: _____, participante de pesquisa, após a leitura da CARTA DE INFORMAÇÃO AO PARTICIPANTE DA PESQUISA, ciente dos procedimentos aos quais será submetido(a), não restando quaisquer dúvidas a respeito do lido e explicado, firma seu CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO de concordância voluntária em participar da pesquisa proposta.

Fica claro que o(a) participante da pesquisa ou seu representante legal pode, a qualquer momento, retirar seu CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO e deixar de participar do estudo alvo da pesquisa e fica ciente que todos os dados coletados tornam-se informações para pesquisa, sendo que esses dados podem ser fonte de divulgação científica.

Esse termo foi impresso e assinado em 2 (duas) vias, ficando uma via com o(a) participante da pesquisa e outra com o pesquisador.

Guaratinguetá, _____ de _____ de 2007.

Assinatura do participante de pesquisa

ANEXO 2



Universidade de Taubaté
Autarquia Municipal de Regime Especial
Reconhecida pelo Dec. Fed. N° 78.924/76
Recredenciada pela portaria CEE/GP n° 30/03
CNPJ 45.176.153/0001-22

Reitoria
Rua 4 de Março, 432 Centro Taubaté-SP 12020-270
tel.: (12) 225.4100 fax: (12) 232.7660 www.unitau.br reitoria@unitau.br

PRPPG - Pró-reitoria de Pesquisa e Pós-graduação
Comitê de Ética em Pesquisa
Rua Visconde do Rio Branco, 210 Centro Taubaté-SP 12020-040
tel.: (12) 225.4217 225.4143 fax: (12) 232.2947 edwiges@unitau.br

DECLARAÇÃO

Protocolo CEP/UNITAU n° 012/05 (Esse número de registro deverá ser citado pelo pesquisador nas correspondências referentes a este projeto)

Projeto de Pesquisa: *Estudo da eficácia de um treinamento com sensores de contato e feedback auditivo para melhorar a simetria na marcha de pacientes portadores de hemiparesia*

Pesquisador(a) Responsável: Ronaldo de Campos Gomes

Apresentar relatório final ao término da pesquisa: 31/08/2006

O Comitê de Ética em Pesquisa, em reunião de **08/04/2005** e no uso das competências definidas na Resolução CNS/MS 196/96, considerou o Projeto acima **aprovado**, após o atendimento às pendências.

Taubaté, 13 de abril de 2005

Prof. Dra. Maria Júlia Ferreira Xavier Ribeiro
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Taubaté

ANEXO 3 Sensores: confecção e funcionamento

A aquisição de dados é feita via porta paralela do computador. É necessário fazer o tratamento do sinal analógico fornecido pelo sensor piezoelétrico e convertê-lo em sinal digital, utilizado nos computadores.

Utilizam-se quatro sensores idênticos. Cada sensor tem um circuito independente e esses circuitos também são idênticos.

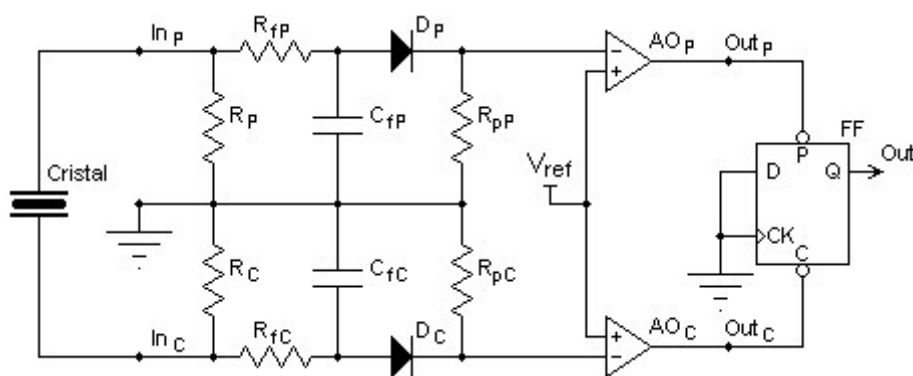


Figura 3.1 - Circuito completo.

Este circuito pode ser dividido em quatro estágios:

- A – circuito de aquisição
- B – filtro
- C – comparador
- D – estágio de saída

Na Figura 3.2, pode-se observar a simetria do circuito, desde as entradas In_P e In_C , até as saídas Out_P e Out_C . Para facilitar a explanação, apresenta-se o circuito a seguir:

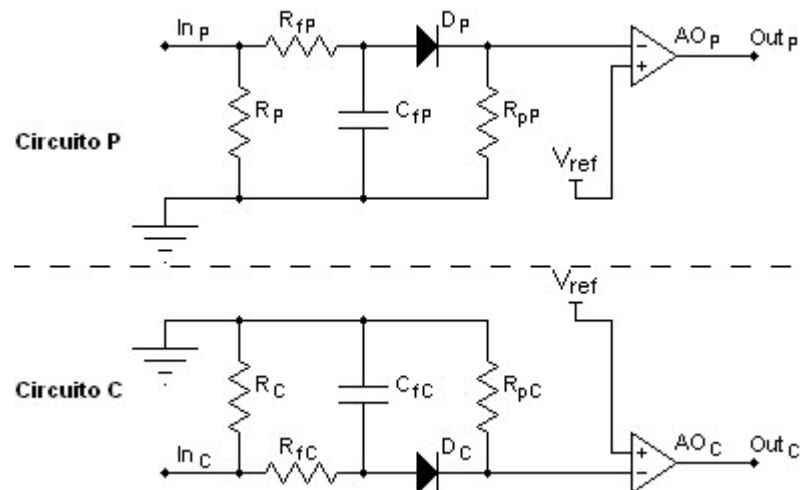


Figura 3.2 - Simetria do circuito.

O “circuito P” atua no momento de APOIO da pessoa. De acordo com o sinal de entrada In_p , o circuito gera uma informação de saída Out_p . De forma análoga, o “circuito C” atua no momento de “DESAPOIO” da pessoa. De acordo com o sinal de entrada In_c , o circuito gera uma informação de saída Out_c .

Durante a explicação, considera-se apenas uma parte do circuito.

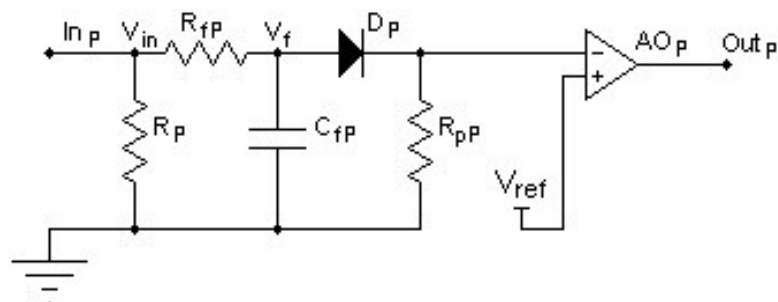


Figura 3.3 - Circuito simplificado.

A – Circuito de aquisição

Devido às características do Cristal Piezoelétrico, já apresentadas, quando o cristal é deformado, uma tensão elétrica é gerada em V_{in} .

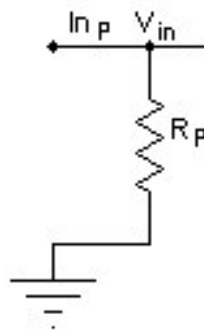


Figura 3.4 - Circuito de aquisição.

B – Filtro

O corpo humano capta, como uma antena, as ondas eletromagnéticas presentes no ambiente, principalmente as ondas da rede elétrica. No Brasil, esta frequência é de 60Hz. Esses sinais são considerados como ruídos indesejados.

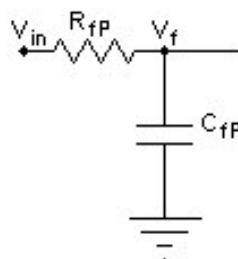


Figura 3.5 - Filtro Passa-baixas.

Por estar muito próximo ao corpo do paciente, o circuito do sensor de aquisição indica esse ruído. Para não haver falsa informação no circuito comparador, utiliza-se um filtro passivo RC passa-baixas. O filtro reduz a intensidade do ruído, fazendo que o sinal gerado pela deformação do cristal piezoelétrico seja muito maior que o ruído.

O circuito do filtro, formado pelo resistor R_{fp} e pelo capacitor C_{fp} , transforma o sinal V_{in} no sinal V_f .

C – Comparador

Depois de filtrado, o sinal do sensor de aquisição é comparado com um nível de tensão de referência V_{ref} .

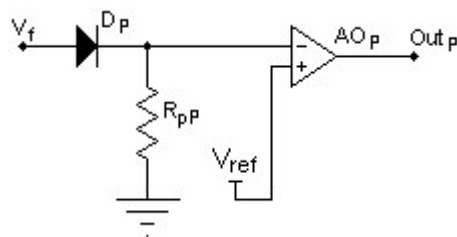


Figura 3.6 - Circuito comparador.

O Amplificador Operacional AO_p converte o sinal analógico V_f em sinal digital Out_p . Quando a tensão V_f for maior que V_{ref} , a saída Out_p terá nível lógico 0. Quando a tensão V_f for menor que V_{ref} , a saída Out_p terá nível lógico 1. V_{ref} pode ser ajustada, através de potenciômetro, para aumentar ou diminuir a sensibilidade do circuito. O diodo D_p e o resistor R_{pp} polarizam o amplificador operacional.

D – Estágio de saída

Como estágio de saída, utiliza-se o *flip-flop* FF tipo D. São utilizadas duas entradas, P e C, e a saída Q. Quando a entrada P estiver em nível lógico 0, a saída Q permanecerá em nível lógico 1, até que a entrada C assuma nível lógico 0. Nesse instante, a saída Q terá nível lógico 0.

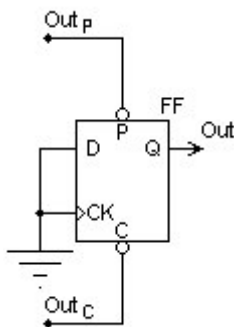


Figura 3.7 - Estágio de saída.

Conforme explicado no item sobre a simetria do circuito, o instante de APOIO fornece o sinal para a entrada P, e o instante de “DESAPOIO” fornece o sinal para a entrada C. A saída Q do *flip-flop* é a saída Out do circuito, que vai ligado a porta paralela do computador.

Funcionamento

No instante do APOIO, o cristal gera uma tensão V_{in} no circuito P, que, depois de filtrada e comparada com a referência, faz a saída do *flip-flop* permanecer em nível lógico 1, até o instante de “DESAPOIO”. No instante do “DESAPOIO”, o cristal gera uma tensão V_{in} no circuito C, que faz a saída do *flip-flop* permanecer em nível lógico 0, até um novo APOIO.