

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

**PLATAFORMAS DE FORÇA MONTADAS EM ESTEIRA
ERGOMÉTRICA PARA ANÁLISE DE IMPACTOS NA
MARCHA HUMANA**

por

Elmo Souza Dutra da Silveira Filho

**Dissertação para obtenção do Título de
Mestre em Engenharia**

Porto Alegre, dezembro de 1997

**PLATAFORMAS DE FORÇA MONTADAS EM ESTEIRA
ERGOMÉTRICA PARA ANÁLISE DE IMPACTOS NA MARCHA
HUMANA**

por

Elmo Souza Dutra da Silveira Filho

Engenheiro Mecânico

Dissertação de mestrado submetida ao corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, PROMEC, da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para a obtenção do título de

Mestre em Engenharia

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos – Biomecânica

Orientador: Prof. Dr. Milton Antônio Zaro

Comissão julgadora:

Prof. Dr. Alberto Tamagna

Prof. Dr. Hélio Roesler

Prof. Aluísio Otávio Vargas Ávila, Ph.D

Prof. Dario Francisco Guimarães de Azevedo, Ph.D

Prof. Dr. Paulo Smith Schneider
Coordenador do PROMEC

Porto Alegre, 29 de dezembro de 1997

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos Professores

Milton Antonio Zaro, Alberto Tamagna e Hélio Roesler

Aos funcionários e colegas do LMM, DEMEC e PROMEC

Pelo grande apoio e incentivo à concretização deste trabalho

RESUMO

Neste trabalho foi instrumentalizada uma esteira ergométrica motorizada comercial através da instalação de plataformas de força no estrado, de modo a permitir uma análise dinâmica de impactos na marcha humana. O objetivo final é o desenvolvimento e construção de equipamento de baixo custo, utilizando projeto de plataformas de força com “strain gauges”; é possível adquirir alguns sinais das forças de reação do solo de ambos os pés em caminhada ou corrida. A vantagem deste tipo de instrumentação é o estudo de impactos da marcha sem alterar o padrão do passo, com velocidade da esteira constante, podendo-se com facilidade alterar parâmetros de velocidade e inclinação da esteira. As componentes de força normal F_z são adquiridos e processados no computador na tentativa de quantificar e identificar prováveis desequilíbrios de marcha. As componentes F_x e F_y não foram incluídas no projeto pela interferência do atrito da cinta nas plataformas, induzindo a erros experimentais. Os sensores de deformação das plataformas de força estão conectados a um condicionador de sinais, ligado a uma placa de aquisição de dados com um conversor analógico/digital conectado ao computador. O software de aquisição de dados SAD (1997), desenvolvido no Laboratório de Medições Mecânicas, permite a aquisição e o processamento dos sinais adquiridos. Foi feita a calibração estática das componentes de força e momentos com pesos mortos e calibração dinâmica com martelo de impacto e software SAD para determinação de frequência natural e calibração dinâmica com pesos mortos em mesa com rodízios. Utilizou-se o método de Elementos Finitos no projeto das plataformas de força. Com o desenvolvimento das capacidades de software, as aplicações deste trabalho são inúmeras, como reabilitação e análise clínica do passo mediante realimentação em tempo real do paciente, pesquisa em biomecânica para avaliação de padrões de movimento, análise de impacto dos pés no solo, otimização de performance de atletas, prevenção de lesões por sobrecargas.

ABSTRACT

In this work was instrumented a motorized commercial treadmill by mounting force platforms directly under the belt, in a way to ensure dynamic analysis of impacts in human gait. The final purpose is the development and construction of a low cost equipment with strain gauge force plates. It makes possible to acquire some signals of ground reaction forces from both feet, in walking and running. The advantage of this kind of instrumentation is the human gait impact study without altering gait pattern, with constant treadmill speed, easily changing speed and inclination parameters. The ground reaction forces signals are acquired and processed in a computer in an attempt to quantify and identify probable gait asymmetries. The force components are the vertical force F_z . Force components F_x and F_y are not included in this project due to interferences of friction effects on the belt, resulting in experimental errors. The deformation force platforms sensors are connected to a signal conditioner, which is connected to an analogic / digital converter board in the computer. The data acquisition software SAD (1997), developed at LMM / UFRGS, allows data acquisition and processing of gait signals. Dead weight static calibration was performed in components of force and moments, while dynamic calibration was made with impact hammer to determine natural frequencies. A Finite Element Method was used in the force platforms project. With improvement of software capabilities, this project allows several applications, such as rehabilitation and clinical gait analysis through real time feedback of subjects, biomechanical researches in basic movement patterns, feet impact analysis, improvement of athlete performance, overload injure prevention.

ÍNDICE

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO HISTÓRICA E ESTADO DA ARTE	3
2.1 Plataformas de Força	3
2.2 Projetos de Plataformas de Força Montadas em Esteira Ergométrica.....	6
3 CONSIDERAÇÕES BIODINÂMICAS DA MARCHA HUMANA: CAMINHADA E CORRIDA	12
3.1 Análise da Marcha Humana.....	12
3.2 Análise Cinematográfica de Marcha no Solo e em Esteira Ergométrica.....	15
3.3 Relações Energéticas (Trabalho Mecânico) e Neuromusculares para a Corrida Considerando-se o Movimento na Esteira Rolante e em Piso Fixo a Diferentes Velocidades.....	17
3.4 Distancia de Contato.....	20
3.5 Velocidade de Marcha como Base para Medições em Marcha Normal e Patológica	21
3.7 Assimetrias de Marcha	23
4 PROJETO E DESENVOLVIMENTO DA PLATAFORMA.....	25
4.1 Critérios para Desenvolvimento de Plataformas de Força	25
4.2 Análise das Características Dinâmicas Necessárias à Plataforma...	26
4.3 Escolha do Tipo de Plataforma.....	26
4.4 Premissas Básicas de Projeto da Plataforma.....	27

4.5 Critério de Utilização dos Extensômetros.....	29
4.5.1 Características Técnicas dos Extensômetros Utilizados no Projeto	30
4.5.2 Forças Verticais F_z	30
4.5.2.1 Posição de Colagem dos Extensômetros – F_z	31
4.5.3 Avaliação da Sensibilidade da Plataforma.....	31
4.6 Frequência natural.....	32
4.7 Detalhes Construtivos	32
4.7.1 Soldas.....	32
4.7.2 Montagem da Tampa.....	33
5 PROJETO DE PLATAFORMA DE FORÇA MONTADA EM ESTEIRA ERGOMÉTRICA	34
5.1 Detalhes da Montagem das Plataformas de Força.....	34
5.2 Detalhes Construtivos da Esteira Ergométrica.....	35
5.3 Instrumentação da Esteira Ergométrica	37
5.4 Sistema de Variação de Velocidade	37
5.5 Ligação das Plataformas ao Computador	38
5.6 Custos do Projeto	40
6 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL E EQUIPAMENTO UTILIZADO	41
6.1 Calibração das Plataformas de Força.....	41
6.1.1 Calibração de Força Normal F_z	41
6.2 Aquisição de Dados e Resultados	43
7 CONCLUSÃO E SUGESTÃO DE CONTINUIDADE.....	50
7.1 Conclusões	50
7.2 Sugestões de Continuidade	51
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	52
APÊNDICE A	55

LISTA DE SÍMBOLOS

SÍMBOLO		UNIDADE
A	Área	[m ²]
b	Largura	[m]
E	Módulo de Elasticidade	[N/m ²]
EMG	Sinal Eletromiográfico	[mV.t]
Dc	Distância de contato	[m]
F	Força Aplicada	[N]
F _{máx}	Força Máxima para o escoamento	[N]
F _x	Força na direção X	[N]
F _y	Força na direção Y	[N]
F _z	Força na direção Z	[N]
f _n	Freqüência natural	[Hz]
f _m	Freqüência máxima	[Hz]
h	Espessura	[m]
I	Momento de inércia da viga	[m ⁴]
k	Constante de rigidez	[N/m]
K	Fator gage	[adim.]
l	Comprimento	[m]
m	Constante de massa	[Kg]
M	Momento	[N.m]
M _{máx}	Momento máximo para o escoamento	[N.m]
M _x	Momento na direção X	[N.m]
M _y	Momento na direção Y	[N.m]
M _z	Momento na direção Z	[N.m]
P	Potência	[Hp]
R	Resistência elétrica	[Ω]
SI	Índice de Assimetria	[adim.]
ΔR	Variação da resistência elétrica	[Ω]
ΔV	Variação de tensão	[V]
Δl	Variação de comprimento	[m]
t	Tempo	[s]
X _R	Variável de marcha medida na perna direita	[adim.]
X _L	Variável de marcha medida na perna esquerda	[adim.]
x	Deslocamento	[m]
x'	Coordenada X do centro de pressão	[m]
y'	Coordenada Y do centro de pressão	[m]
v	Velocidade	[m/s]

V	Diferença de potencial elétrico	[V]
W	Módulo de resistência à flexão	[m ³]
ρ	Densidade	[kg/m ³]
ε	Deformação específica	[m/m]
σ_{esc} , σ_y	Tensão de escoamento	[N/m ²]

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Plataforma de força e as componentes de força e momento Fz: força normal, Fx: força médio lateral, Fy: força antero posterior, Mx: momento em torno do eixo X e My: momento em torno do eixo Y.	3
Figura 2.2 - Plataforma de Lywood et al., A: viga para medição de forças normais, B: viga para medição de forças em X, C: viga para medição de forças em Y e D: suporte das vigas A.	5
Figura 2.3 - Plataforma de força, Roesler, 1996.....	6
Figura 2.4 - Montagem de Kram e Powell, 1989	7
Figura 2.5 - Sinais da Plataforma de Força Instalada em Esteira Ergométrica de indivíduo correndo a 3 m/s em plataforma de força no solo e em plataforma de força montada esteira ergométrica	8
Figura 2.6 - Simulador de baixa gravidade para análise de marcha, C: cabo de sustentação, S: banco, F: plataforma de força, Sp: mola e W: alavanca de tração da mola.....	9
Figura 2.7 - Sinais de Força Vertical f, velocidade vertical v e deslocamento vertical y no tempo, em gravidade normal (1 g) e reduzida (0,5 g).	9
Figura 2.8 - Montagem de Macellari et al., 1993.....	10
Figura 2.9 - Sistema Gaitway - Kistler Corporation, 1996.....	10
Figura 2.10 - Montagem de Dingwell e Davis, 1996	11
Figura 3.1 - Curva de força de reação vertical em relação ao tempo da marcha	13
Figura 3.2 - Força Vertical de indivíduo caminhando e correndo	14

Figura 3.3 - Pé humano vista frontal e lateral.....	15
Figura 3.4 - Registro cinematográfico do toque da perna esquerda no solo e em esteira ergométrica.....	16
Figura 3.4 - Esportista em marcha na esteira ergométrica	17
Figura 3.5 - A)Corrida em piso fixo, B) Corrida em esteira ergométrica mDA: músculo deltóide anterior, mTS: músculo trapézio superior, mES: músculo erector da coluna, mGM: músculo glúteo máximo, mVL: músculo vasto lateral, mBF: músculo bíceps femural; mTa: músculo trapézio anterior	20
Figura 3.6 - Comprimento de passo versus velocidade	22
Figura 3.7 - Tempo de suporte versus velocidade.....	22
Figura 3.8 - Tempo de balanço versus velocidade	22
Figura 4.1 - Desenho esquemático da montagem das plataformas	27
Figura 4.2 – Montagem das vigas no perfil “U”	28
Figura 4.3 - Modelo para dimensionamento	29
Figura 4.4 - Deformação da plataforma de força com cargas verticais, Ansys	30
Figura 4.5 - Frequências naturais da estrutura, software Ansys	32
Figura 4.6 - Montagem da tampa da plataforma de força	33
Figura 5.1 - Plataformas de força montadas em tandem, vista superior	34
Figura 5.2 - Montagem das plataformas de força.....	35
Figura 5.3 - Montagem das plataformas de força na esteira ergométrica instrumentada com plataformas de força, mostrando o sistema de tracionamento da cinta, com motor, polia variadora e correia.....	36
Figura 5.4 - Foto da esteira ergométrica instrumentada com plataformas de força.....	36
Figura 5.5 - Circuito Eletrônico monitor de velocidade	37

Figura 5.6 - Conjunto motor, polia variadora e sistema de tração da cinta.	38
Figura 5.7 - Ligação das plataformas ao computador.	38
Figura 5.8 - Tela do software SAD de aquisição e processamento de sinais	39
Figura 6.1 –Calibração de Fz com pesos mortos, plataforma 1, em Newtons, no SAD.....	42
Figura 6.2 –Calibração de Fz com pesos mortos, plataforma 2, em Newtons, no SAD.....	42
Figura 6.3 – Sinal típico de marcha humana, com as componentes Fz, Mx e My.....	43
Figura 6.4 – Componente normal Fz de indivíduo em marcha a velocidade de 1,1 m/s.....	44
Figura 6.5 – Indivíduo em corrida na velocidade de 2 m/s	45
Figura 6.6 – Sinais de marcha de duas plataformas: velocidade de esteira, Fz, Mx e My, fora de calibração para visualização do sinal	46
Figura 6.7 – Sinal de marcha de indivíduo descalço, componentes normal Fz.	47
Figura 6.8 – Sinal de velocidade de esteira ergométrica, em m/s	48
Figura 6.9 – Transformada rápida de Fourier de sinal de martelo de impacto	49

LISTA DE TABELAS

Tabela AC.1 - Força Normal F_z em nove pontos da plataforma 1 de 0 a 20 pesos mortos.....	56
Tabela AC.2 - Força Normal F_z em nove pontos da plataforma 2 de 0 a 20 pesos mortos.....	56
Tabela AC.3 – Calibração dinâmica com pesos mortos e massas de água, em Newtons e $\mu\text{m/m}$	57

1. INTRODUÇÃO

As plataformas de forças são utilizadas em diversas áreas na pesquisa em biomecânica. No estudo da marcha humana, as plataformas de forças registram nos três eixos X, Y e Z, as componentes de força e momentos. Torna-se necessário monitorar cada passo ou etapa da marcha, e os sinais eletrônicos gerados são, então, adquiridos e processados matematicamente.

Para um melhor acompanhamento da marcha humana em seu aspecto dinâmico, instalou-se uma plataforma de força dentro da esteira ergométrica, próximo ao estrado, abaixo da cinta de borracha. Esta plataforma de força permite a medição de forças normais F_z . É possível adquirir os sinais de ambos os pés em marcha normal e corrida. Os dados são armazenados no computador e podem ser filtrados, processados no domínio tempo, frequência, correlacionados.

Diversas são as aplicações deste tipo de instrumentação. Em reabilitação e análise clínica do passo, existem protocolos para avaliação de rotinas clínicas, *feedback* em tempo real do paciente e banco de dados para avaliação posterior. Na pesquisa em biomecânica, com tal instrumentação, pode-se fazer uma completa avaliação postural do indivíduo pela comparação das componentes de força dos pés e sua correlação no domínio tempo. Também pode ser feita avaliação do impacto dos pés no solo pelos atletas, bem como a melhor adequação de calçado desportivo. Estudando os sinais pode-se otimizar a performance de atletas, prever futuras lesões em articulações por sobrecarga, avaliar condições de estresse.

A plataforma de força é um equipamento com uma geometria específica, com sensores de deformação (extensômetros de resistência elétrica ou *strain gauges*) colados nos pontos de maior deformação. Sabe-se que as tensões são proporcionais às deformações na região elástica do material. Com os dados geométricos e as constantes do material utilizado, projeta-se a plataforma.

A esteira ergométrica é hoje muito utilizada pois permite a corrida ou marcha humana sem sair do lugar, possibilitando assim um importante exercício aeróbico em espaços reduzidos, em qualquer clima. Quando se instala uma plataforma de força dentro de uma esteira ergométrica a principal vantagem é o estudo da marcha sem alterar o padrão do passo (velocidade constante), o que pode ocorrer quando utiliza-se somente as plataformas de força para a avaliação da marcha. Também é possível variar-se o ritmo da marcha pela alteração de velocidade da esteira.

O objetivo deste trabalho é projetar um sistema de baixo custo para avaliação de impactos na marcha humana. Para a aquisição de sinais de ambos os pés, utilizam-se, montadas no estrado da esteira, duas plataformas de força em tandem. É necessário processar três variáveis analógicas no domínio tempo: as componente de força normal F_z e a velocidade da esteira. Foram instrumentados três canais de 12 bits de resolução e frequência de aquisição de 800 Hz.

Os dados são adquiridos através de um condicionador de sinais (até 8 canais), uma placa de conversão analógico/digital a ser instalada em um slot do microcomputador e o software SAD. Através do uso de rotinas já existentes no software SAD (Sistema de Aquisição de Dados) pode-se executar uma série de operações matemáticas (processamento de sinais) com os dados experimentais: análise no domínio frequência, Transformada de Fourier (FFT), valor médio, filtragens diversas, autocorrelação, etc.

2. REVISÃO HISTÓRICA E ESTADO DA ARTE

Neste capítulo será dada uma breve visão sobre a evolução e o uso de plataformas de força, bem como os projetos de plataformas de força montadas em esteiras ergométricas.

2.1 Plataformas de Força

Um tema que vem sendo pesquisado há bastante tempo são os esforços gerados na marcha humana. A plataforma de força é o equipamento utilizado para medição das forças de reação do solo, podendo medir até três componentes de força (F_x , F_y e F_z) e três componentes de momento (M_x , M_y e M_z) simultaneamente. A figura 2.1 ilustra uma plataforma de força e as componentes de forças e momentos.

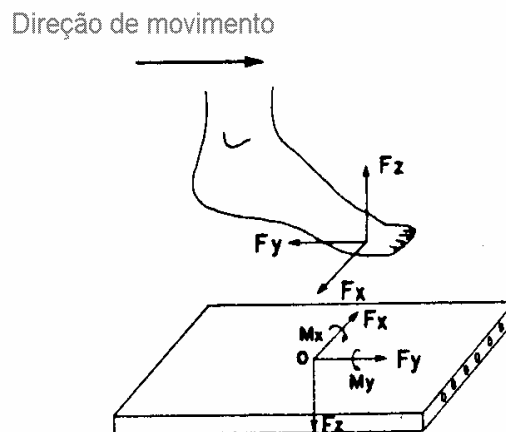


Figura 2.1 - Plataforma de força e as componentes de força e momento F_z (força normal), F_x (força médio lateral), F_y (força antero posterior), M_x (momento em torno do eixo X) e M_y (momento em torno do eixo Y).

Fonte: Cavanagh e Lafortune, 1980

As primeiras plataformas de força constituíam-se de dispositivos mecânicos, utilizavam molas e os deslocamentos eram proporcionais às forças. Como exemplo deste tipo de plataforma tem-se o trabalho de Elftman (1938), citado por Ramey (1975).

Alguns autores utilizaram como sensor o transformador linear diferencial variável (LVDT) para a medição de deslocamentos. O LVDT é constituído por bobinas e um núcleo interno. O deslocamento do núcleo no interior da bobina induz a circulação de corrente proporcional ao deslocamento. Como exemplo tem-se os trabalhos de Greene e Morris (1958), Whetsel (1954), Hearn e Kong (1968), todos citados por Ramey (1975).

Mais recentemente tem-se utilizado o cristal piezo-elétrico como elemento sensor. O cristal piezo-elétrico é um material sólido que gera um sinal elétrico proporcional a pressão a que é submetido. O cristal piezo-elétrico tem como inconveniente a dificuldade de medição de cargas estáticas e como vantagem a elevada rigidez do quartzo elevando a frequência natural do sistema e possibilitando boa resposta dinâmica. Como exemplo tem-se os trabalhos de Luru (1954 e 1957), Doebelin (1966), citados por Ramey (1975).

Outro tipo de elemento sensor muito utilizado por projetistas de plataformas de força é o extensômetro de resistência elétrica, também denominado de *strain gauge*. Constitui-se de um sensor de deformação onde a resistência elétrica é alterada proporcionalmente com a aplicação de uma deformação no material onde o sensor está colado. A variação de resistência é de amplitude muito pequena, por este motivo utiliza-se um circuito em ponte com amplificadores para a obtenção de uma tensão proporcional à deformação. Como exemplo tem-se os trabalhos de Cunningham e Brown (1952), Whitney (1958), Petersen (1964), Payne (1968), McLeish (1974), todos citados por Ramey (1975).

Em 1987, Lywood et al. construíram uma plataforma de força para pesquisa em monitoração de postura de pequenos animais. Esta plataforma

está esquematizada na figura 2.2, e tem possibilidade de medição de forças nos três eixos ortogonais. A plataforma é composta por uma base na qual são engastados os blocos C. Estes blocos são unidos aos elementos B, que ligam a viga D e, as barras A. Nos elementos A, são colados os extensômetros para medição de esforços verticais e nos elementos B, são colados os extensômetros para medição dos esforços nas duas direções horizontais.

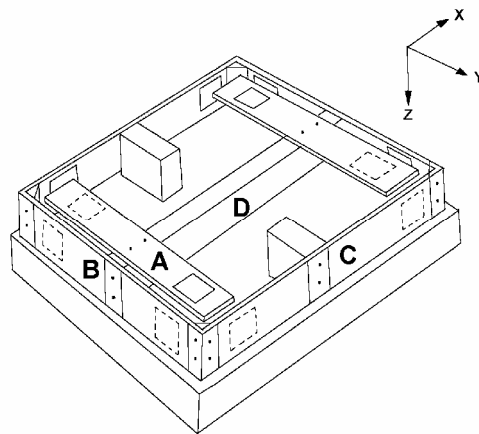


Figura 2.2 - Plataforma de Lywood et al., A: viga para medição de forças normais, B: viga para medição de forças em X, C: viga para medição de forças em Y e D: suporte das vigas A.
Fonte: Roesler, 1996

Bagesteiro (1996), aperfeiçoou a plataforma de Hull e Davis (1950) e utilizou para medições de saltos de nadadores e uso geral. Este trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Vibrações e Dinâmica Estrutural, DEMEC, UFRGS.

Roesler, 1996, utilizou a geometria de Lywood, aperfeiçoada para a medição dos momentos M_x , M_y e M_z . Esta plataforma de força destina-se a uso subaquático e também a aplicações em biomecânica. A figura 2.3 ilustra a plataforma de força de Roesler.



Figura 2.3 - Plataforma de força
Fonte: Roesler, 1997

2.2 Projetos de Plataformas de Forças Montadas em Esteiras Ergométricas

O presente trabalho teve como ponto de partida a experiência de Kram e Powell, que em 1989 instalaram uma plataforma de força em uma esteira ergométrica motorizada, para a medição da componente normal de força de reação do solo. Os pesquisadores são ligados ao Museu de Zoologia Comparada da Universidade de Harvard, e o equipamento também destinava-se à análise de marcha de quadrúpedes.

Tanto a esteira ergométrica quanto a plataforma de força eram equipamentos comerciais. Os autores enfatizaram que os principais problemas em potencial de incorporar uma plataforma de força a uma esteira ergométrica são: (1) interferência mecânica da cinta da esteira nos elementos sensores de força vertical, não devendo a cinta exercer força para cima ou para baixo, e

sim ficar próximo ao estrado; (2) indução de ruídos e vibrações ao sistema pelo motor/cinta.

Para permitir maior desacoplamento de vibrações geradas pelo motor e sistema redutor de velocidade, a tração da cinta da esteira ergométrica foi realizada por acoplamentos flexíveis ligados do eixo trator da esteira ao eixo motor do variador de velocidades. A Figura 2.4 ilustra a montagem dos autores.

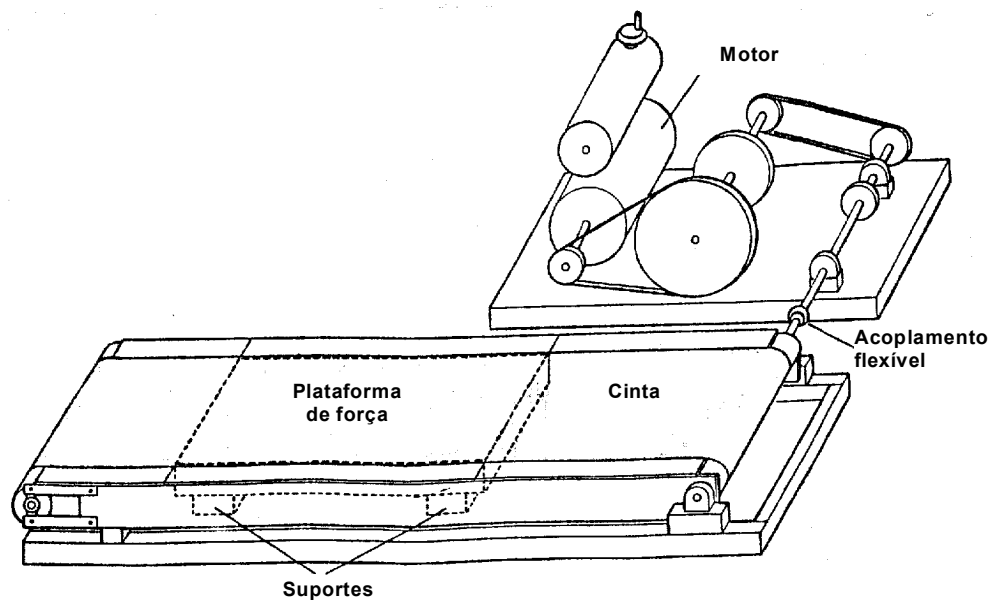


Figura 2.4 - Montagem de Kram e Powell, 1989

Foi executada uma série de experimentos e calibrações no equipamento, com pesos mortos e indivíduos locomovendo-se a diversas velocidades. Os resultados mostraram boa correlação entre o sinal de marcha em plataforma de força no solo e plataforma de força montada em esteira ergométrica. A figura 2.5 ilustra os dois sinais. Estes resultados encorajaram este projeto.

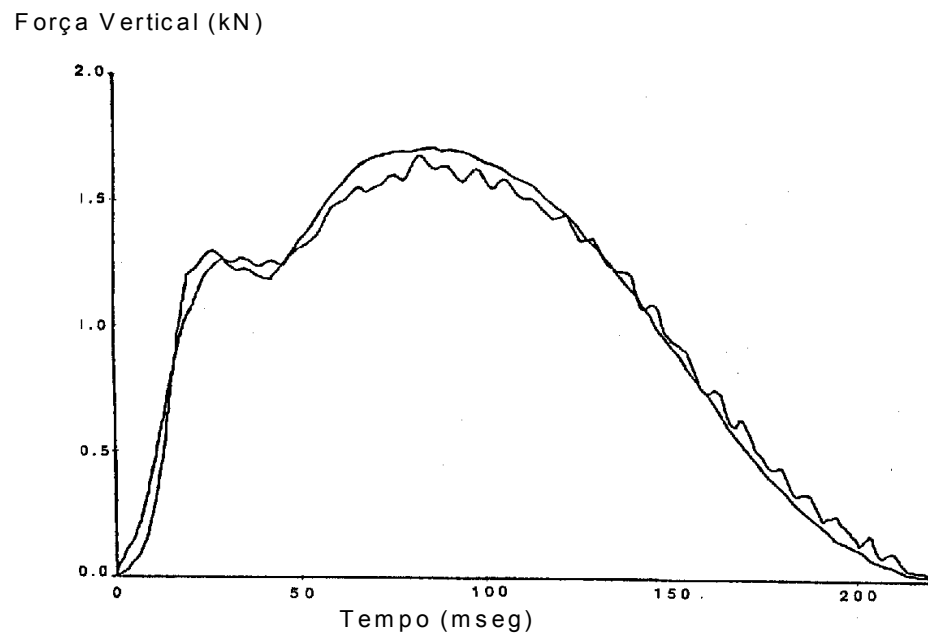


Figura 2.5 - Sinais da Plataforma de Força Instalada em Esteira Ergométrica de indivíduo correndo a 3 m/s em plataforma de força no solo e em plataforma de força montada em esteira ergométrica
Fonte: Kram e Powell, 1989.

Em 1991, He, Kram e McMahon utilizaram uma plataforma de força em uma esteira ergométrica motorizada para estudar o efeito da baixa gravidade na mecânica da marcha humana. A simulação de baixa gravidade foi feita utilizando um sistema de cabo e mola suspendendo o indivíduo, preso a um selim. A Figura 2.6 ilustra este trabalho.

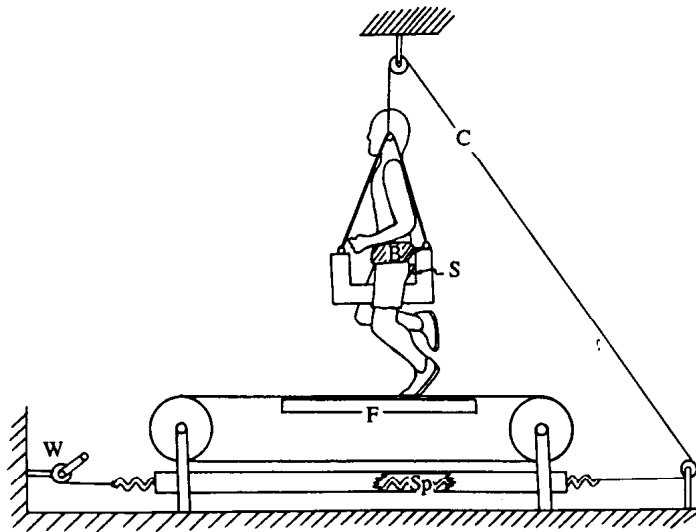


Figura 2.6 - Simulador de baixa gravidade para análise de marcha, C: cabo de sustentação, S: banco, F: plataforma de força, Sp: mola e W: alavanca de tração da mola.
Fonte: He et al., 1991

Os resultados deste trabalho mostraram sinais típicos de marcha, mas com amplitudes diferenciadas. A Figura 2.7 ilustra os sinais de marcha em gravidade normal (1 g) e 50% de gravidade (0,5 g).

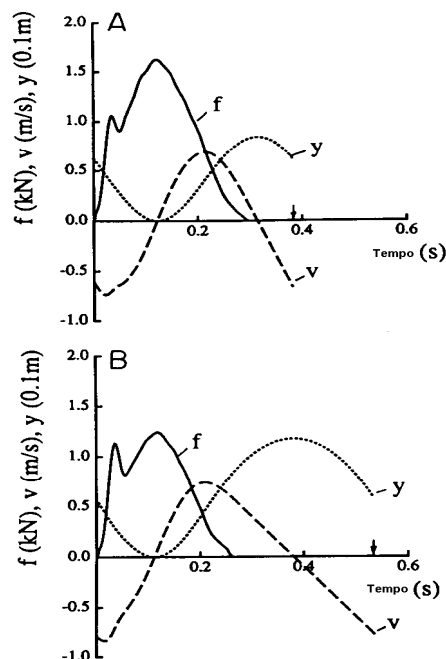


Figura 2.7 - Sinais de Força Vertical f, velocidade vertical v e deslocamento vertical y no tempo, em gravidade normal (1 g) e reduzida (0,5 g).
Fonte: He et al., 1991.

Em 1993, Macellari et al. utilizaram uma esteira ergométrica instrumentada com plataforma para medição de distribuição de pressão da marcha humana. A plataforma é constituída de uma matriz de sensores resistivos de 94 X 320 elementos, espaçados de 0,5 cm em ambas as direções. Uma fina lâmina de metal é colocada entre a cinta da esteira e a plataforma. Este sistema, segundo os autores, é mais adequado para marcha rápida e corrida. A figura 2.8 ilustra a montagem dos autores.

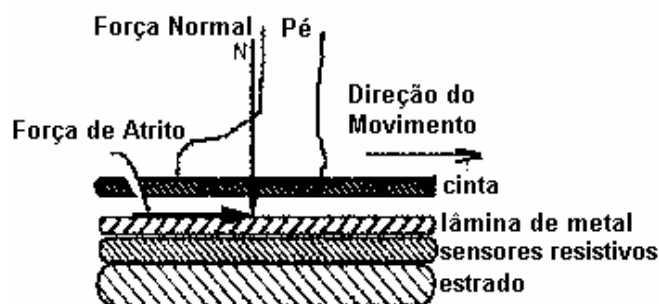


Figura 2.8 - Montagem de Macellari et al., 1993

Em 1996, a empresa Kistler lançou no mercado um sofisticado sistema de instrumentação de esteira ergométrica, denominado de Gaitway, destinado à análise clínica de marcha humana e reabilitação. É constituído de uma esteira ergométrica motorizada e duas plataformas de força em tandem (disposição conforme figuras 5.1 e 5.2). Um completo *software* de aquisição e processamento de dados completam o pacote, permitindo processar parâmetros de marcha força/tempo, *feedback* em tempo real, etc. O custo total do sistema está em torno de cem mil dólares (conforme cotação do distribuidor). A figura 2.9 ilustra o equipamento Gaitway.



Figura 2.9 - Sistema Gaitway - Kistler Corporation, 1996

O software do sistema Gaitway, em ambiente Windows, permite o processamento de vários parâmetros de marcha, como centro de pressão (COP), comprimento de passada, impulso, cadência, tempo de contato e balanço.

Em 1996, Dingwell e Davis publicaram dois trabalhos similares a este, denominados de (1) “Esteira Ergométrica para Reabilitação com Software para Análise em Tempo Real e Feedback Visual, utilizado em indivíduos normais e com amputação trans-tibial”; e (2) “Uso de Esteira Ergométrica Instrumentada para Avaliação em Tempo Real de Simetrias de Marcha e *Feedback* em Indivíduos com Amputação Trans-tibial”. A Figura 2.10 abaixo ilustra os trabalho dos autores.

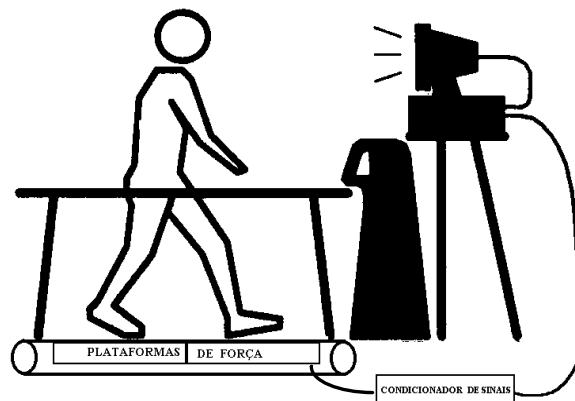


Figura 2.10 - Montagem de Dingwell e Davis, 1996

No trabalho de Dingwell e Davis foram introduzidas algumas modificações no sistema, como a montagem das plataformas fixadas junto à fundação do prédio e a esteira fixada junto à linha do piso. Assim foi possível isolar melhor as interferências do motor/esteira ergométrica e melhorar a rigidez do conjunto para uma maior frequência natural. Dingwell e Davis, em seu trabalho também podiam registrar a força de reação vertical e as coordenadas do centro de pressão.

3. CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS DA MARCHA HUMANA: CAMINHADA E CORRIDA

3.1 Análise da Marcha Humana

A locomoção humana, o andar e o correr, é um movimento voluntário, comum e cíclico executado pelo ser humano no seu dia a dia. Por ser um movimento tão importante, vem sendo objeto de estudo ao longo dos anos em muitos aspectos. Os movimentos de locomoção são altamente variáveis, não somente entre indivíduos, mas para um mesmo indivíduo a diferentes velocidades e de diferentes apoios. Além disso, é um processo que necessita de um elaborado controle do sistema músculo-esquelético e sistema nervoso. Sendo portanto não um único fenômeno, mas muitos fenômenos, constituindo-se em um movimento de estrutura complexa para análise e interpretação.

Embora duas pessoas não possam se locomover de maneira idêntica, existem certas características na locomoção que permitem uma padronização do movimento. Uma destas características é a dinâmica do movimento, através da análise de forças de reação do solo pode-se verificar o tipo de movimento envolvido: andar ou correr.

O desenvolvimento de técnicas modernas para medir o movimento humano tem possibilitado a análise da marcha ser realizada com sofisticação e objetividade sem precedentes. A análise da marcha pode ser dividida em três amplas categorias:

- 1) estudo cinemático dos membros e movimento articular através de imagens;

- 2) análise de forças de reação do solo/pé e pressões de contato e

3) predição de forças articulares internas e musculares.

O presente trabalho está caracterizado na segunda categoria acima descrita.

A Biomecânica tem se utilizado da dinamometria como método de investigação das forças envolvidas nos movimentos, precisamente da força de reação do solo. Estas forças tem sido freqüentemente usadas como componentes descritivos primários na análise da função do apoio durante a fase de contato com o solo na locomoção, de acordo com Bates et al. (1981), citado por Bruniera e Amadio, (1993).

A marcha humana constitui-se do caminhar e o correr. A distinção entre estas duas formas situa-se na percentagem de que cada ciclo é suportado pelo contato do pé com o solo. Durante o caminhar há sempre pelo menos um pé no solo, e por um breve período de cada ciclo ambos os pés estão no solo; o caminhar pode ser caracterizado como uma seqüência alternada de suportes simples e duplos. O período de suporte refere-se a fase de apoio e o de não suporte é conhecido como fase de balanço. Estes intervalos são separados por dois eventos, o instante que o pé contata o solo (golpe do pé) e o instante em que o pé deixa o solo (retirada do pé). Ciclos de marcha são geralmente definidos em relação a estes eventos. A Figura 3.1 ilustra as fases da caminhada, numa curva de força vertical em relação ao tempo.

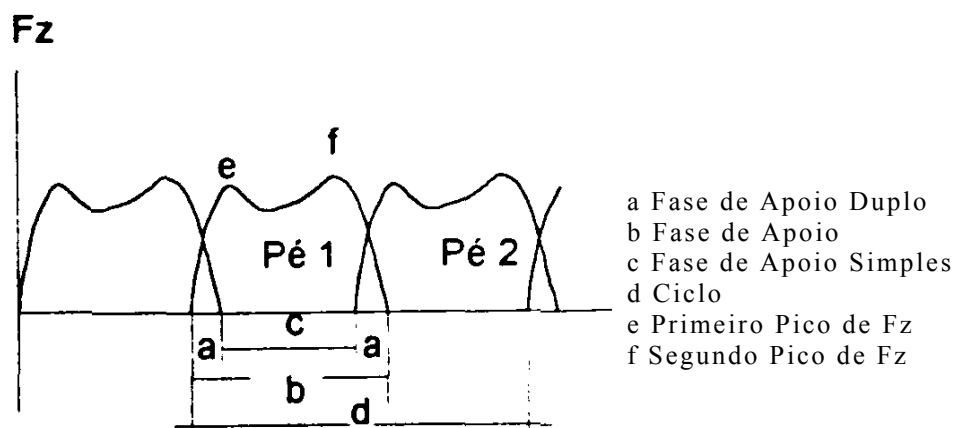


Figura 3.1 - Curva de força de reação vertical em relação ao tempo da marcha

Fonte: Machado et al., 1993

Correr envolve seqüências alternadas de apoio e não apoio, sendo que existe uma fase de flutuação no lugar da fase de duplo apoio do andar. Verifica-se que os valores das forças registradas serão alterados em função da velocidade de deslocamento. À medida que aumenta a velocidade, os valores dos picos de força também aumentam, e com isso tem-se diferentes padrões de força vertical para diferentes velocidades. A figura 3.2 ilustra um indivíduo em marcha inicialmente caminhando e após correndo em plataforma de força instalada em esteira ergométrica motorizada, conforme exemplo de aquisição de dados retirado do sistema Gaitway, da Kistler. Nota-se que o sinal da força de reação do solo na corrida é diferente, não aparecendo mais os picos de força da batida de calcanhar e retirada do pé. Na corrida o pé humano fica um menor tempo em contato com o solo.

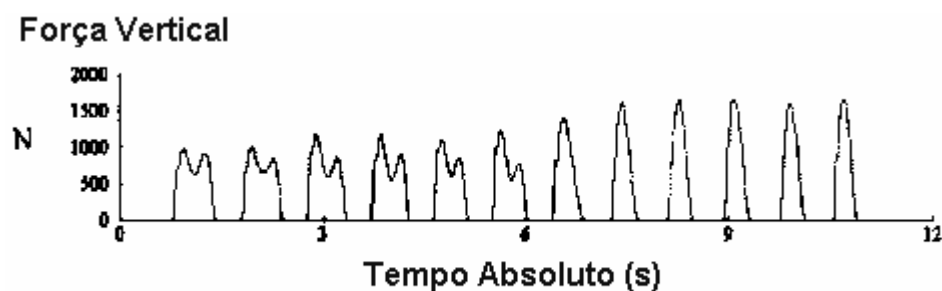


Figura 3.2 - Força Vertical de indivíduo caminhando e correndo

Fonte: Kistler, 1996

Em relação aos picos de força, Simom et al. (1981), citado por Bruniera e Amadio, 1993, demonstraram que os picos de forças, no andar, alcançam valores que variaram de 0,5 a 1,25 vezes o peso corporal. Williams (1985), citado por Bruniera e Amadio, 1993, encontrou que a magnitude das forças verticais variou conforme a velocidade, e apresentou valores de 1,6 a 2 vezes o peso corporal a uma velocidade de 3,4 m/s e 2,9 vezes o peso corporal a 5,4 m/s. Payne (1983), citado por Amadio, 1993, encontrou um pico de 3,5 vezes o peso corporal para velocistas a uma velocidade de 9,5 m/s. Baumann (1986) citado por Amadio, 1993, calculou a curva força X tempo para uma velocidade de 7,0 m/s e verificou que a componente vertical da força de

reação do solo varia de 3 a 3,5 vezes o peso corporal.

Nas períodos em que o pé que tem contato com o solo, aproximadamente 50% da carga é sustentada pelo calcanhar e 50% é transmitida através dos ossos denominados metatarsos. A Figura 3.3 ilustra o pé humano vista frontal e lateral.

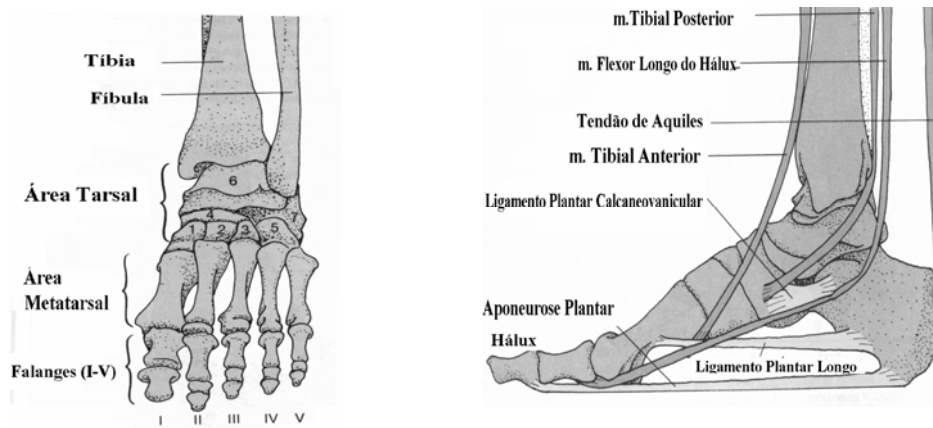


Figura 3.3 - Pé humano vista frontal e lateral
Fonte: Weineck, 1995

Cavanagh, Williams & Clarke (1981), segundo Machado et al., (1993), sugerem que as curvas de força são diferentes em situação descalço e com calçado porque há um aumento na velocidade e aceleração dos joelhos, tornozelo e calcanhar quando a pessoa está descalça, com isto a força vertical também aumenta. Estes autores também sugerem que tanto a amplitude como o tempo de pico inicial em condição descalça são maiores do que os registrados com calçado.

3.2 Análise Cinematográfica de Marcha no Solo e em Esteira Ergométrica

Frishberg, 1983, estudou a marcha no solo e em esteira ergométrica no aspecto cinematográfico e consumo de oxigênio. Analisou a performance de cinco atletas correndo em pista e em esteira ergométrica, registrando em câmara cinematográfica a 75 quadros por segundo e medindo o consumo de O₂. Segundo o autor, a análise do problema em uma perspectiva fisiológica

indica que há diferença em gasto de energia em corrida no solo e em esteira em velocidades menores que 4,5 m/s. Em velocidades acima de 6 m/s a resistência do ar é mais significativa.

A conclusão obtida pelo autor é que o consumo de oxigênio foi 36% maior no solo do que na esteira. As maiores diferenças ocorreram durante a fase de suporte e foram observadas na perna de apoio. Durante a corrida em esteira, a perna da extremidade de suporte estava menos ereta no contato e moveu-se através de um espaço maior com uma velocidade angular maior. A coxa da perna de suporte ficou mais ereta no contato e também moveu-se com velocidade angular maior. Os dados sugerem que o movimento da cinta da esteira reduz o gasto de energia trazendo a perna de suporte para trás durante a fase de suporte da corrida. A Figura 3.4 ilustra os registros cinematográficos da corrida em esteira ergométrica e no solo.

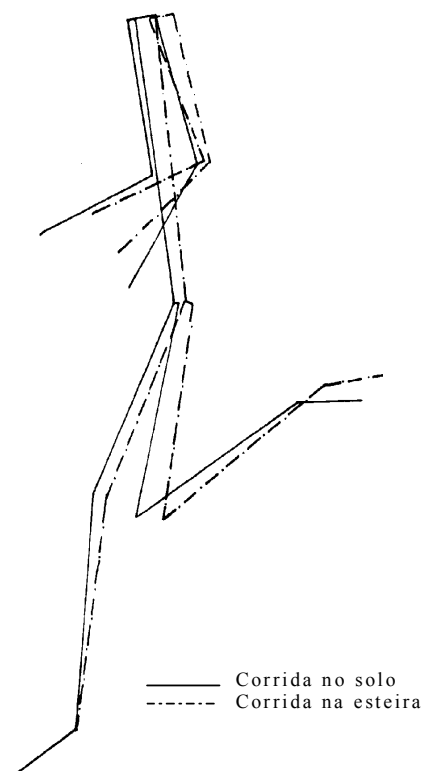


Figura 3.4 - Registro cinematográfico do toque da perna esquerda no solo e em esteira ergométrica
Fonte: Frishberg, 1983

3.3 Relações Energéticas (Trabalho Mecânico) e Neuromusculares Para a Corrida Considerando-se o Movimento na Esteira Rolante e em Piso Fixo a Diferentes Velocidades

Segundo Amadio et al., 1993, na medicina desportiva e em muitas áreas de aplicação da reabilitação utiliza-se da corrida e principalmente da corrida em esteira rolante como sobrecarga regulável para os sistemas cardiovascular e respiratório. Não se encontram relações claras ao se comparar a sobrecarga mecânica definida através de parâmetros mecânicos (como: velocidade de corrida e inclinação de esteira) com parâmetros fisiológicos (como frequência cardíaca, consumo de oxigênio e formação de lactato). A Figura 3.5 ilustra uma esportista em marcha na esteira ergométrica.

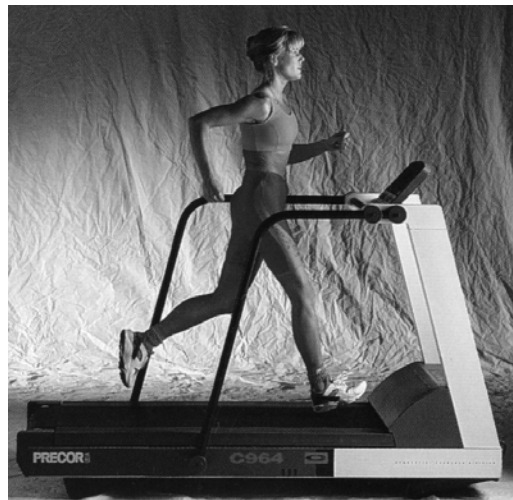


Figura 3.5 - Esportista em marcha na esteira ergométrica
Fonte: catálogo Precor

Esta discrepância é provavelmente influenciada por grandezas de testes de avaliações médicas onde ocupou-se de variáveis ainda não suficientes claras para a compreensão da relação do complexo fisiológico e mecânico da sobrecarga em movimento da corrida. Pode-se ainda relacionar algumas causas fundamentais para tal interpretação:

- a) o movimento do centro de gravidade do corpo e o resultado do

trabalho da força externa a este mesmo corpo, o que significa dizer que a força da gravidade e a força de reação do solo compõe a energia mecânica externa;

- b) a corrida na esteira rolante, em função do consumo energético, não é igual a corrida em piso fixo. A estrutura de cada movimento típico, corrida em esteira rolante ou corrida livre em piso fixo, pode provocar alteração na relação força em função do tempo de contato do apoio assim como da quantidade de energia mecânica necessária para realizar tal movimento;
- c) Provavelmente influenciam na avaliação as condições externas, como características especiais e padronização técnica do tipo de material da composição do piso na esteira rolante (flexibilidade, dureza), assim como do calçado de corrida;
- d) Na medicina esportiva é freqüente a referência a rendimento, em exercício de corrida, obtido na esteira rolante transferido para programas de corrida em piso fixo, baseando-se em protocolos metodológicos para registro e aquisição de dados; observa-se ainda que esta relação é problemática pois não contempla todos os fatores que constituem a capacidade de rendimento da corrida além de não apresentar fatores de correção.

Através do movimento, o sistema biológico humano executa a transformação de energia química (metabólica) em energia mecânica. Invariavelmente, todas as atividades físicas do corpo humano envolvem mudanças de forma de energia.

Sob o aspecto mecânico o rendimento em corrida pode ser considerado como o resultado de um processo de transformação e dissipação de energia que inicialmente estava armazenada em forma de energia química, sendo que parte transforma-se em energia mecânica e parte se perde (Zatsiorskij et al., 1987; Cavagna et al., 1965 segundo Amadio et al., 1993).

Apesar dos avanços metodológicos que observa-se na investigação do movimento humano, ainda não é possível a quantificação de todas as formas de trabalho mecânico durante a corrida. A grandeza do trabalho mecânico que pode ser mensurado, calculado ou simulado, limita-se nas referências da literatura ao conhecido trabalho mecânico aparente, pois várias outras formas de trabalho, como resistência passiva, atrito nas articulações, fixação de posição ou mesmo atividade muscular antagonista não são usualmente determinadas (Zatsiorskij et al., 1982, citado por Amadio, (1993).

Ainda deve considerar-se o fato normalmente desprezado na literatura, sobre a necessidade de considerar o trabalho mecânico aparente como sendo a soma do trabalho externo e interno; para movimentos de corrida esta superposição inclui complexa determinação metodológica. Aleshinsky e Zatsiorskij, 1978, citado por Amadio, 1993, determinam os seguintes fatores que reduzem ou podem reduzir a dissipação de energia mecânica na corrida:

- a) uso da força elástica do sistema músculo-esquelético, durante a fase de apoio do movimento da corrida;
- b) recrutamento de fatores coordenativos de movimento (transferência de energia mecânica entre segmentos e coordenação dos ciclos “stretch-shortening” da atividade muscular econômica, ou seja, relação entre trabalho negativo e positivo no movimento.

Para o estudo das relações energéticas e neuromusculares para a corrida em esteira e piso fixo, Amadio, Baumann e Poso (1993) utilizaram procedimentos cinemáticos com câmeras opto-eletrônicas de alta frequência de registro de coordenadas; eletromiografia, através de registro e transmissão bipolar da atividade muscular com sistema telemétrico para transmissão de seis canais eletromiográficos e antropométrico. Os autores utilizaram modelos matemáticos para a determinação do centro de gravidade do corpo bem como de segmentos corporais e do momento de inércia de cada segmento corporal.

Os resultados obtidos pelos autores definem principalmente duas características da corrida sobre esteira: (1) a reduzida extensão do segmento coxa-perna com baixa variação da articulação do joelho e (2) a pequena oscilação do tronco que tende a manter-se mais na vertical se comparado com a corrida livre. As Figuras (3.6a) e (3.6b) representam os padrões de atividade muscular (eletromiografia) para os movimentos analisados, a Figura (3.6 a) para piso fixo (corrida livre) e Figura (3.6 b) para a esteira rolante, dados adquiridos para velocidade de 4,3 m/s. As Figuras (3.6 a) e (3.6b) representam os sinais tratados matematicamente segundo determinação de integrais e somas retificadas positivas dos sinais originais, para favorecimento da interpretação dos padrões da atividade muscular.

Quanto aos padrões neuromusculares, para os músculos analisados observou-se a partir dos registros uma menor ativação (intervalo de tempo de ação e tempo de tetania), bem como menor amplitude na ação muscular para a corrida sobre a esteira, principalmente para músculos glúteo máximo e erector da coluna vertebral; esta tendência acentuou-se para a velocidade mais alta do experimento (4,3 m/s) e ainda observou-se o mesmo comportamento para os outros sujeitos, definindo assim a reprodutibilidade do comportamento deste indicador neuromuscular.

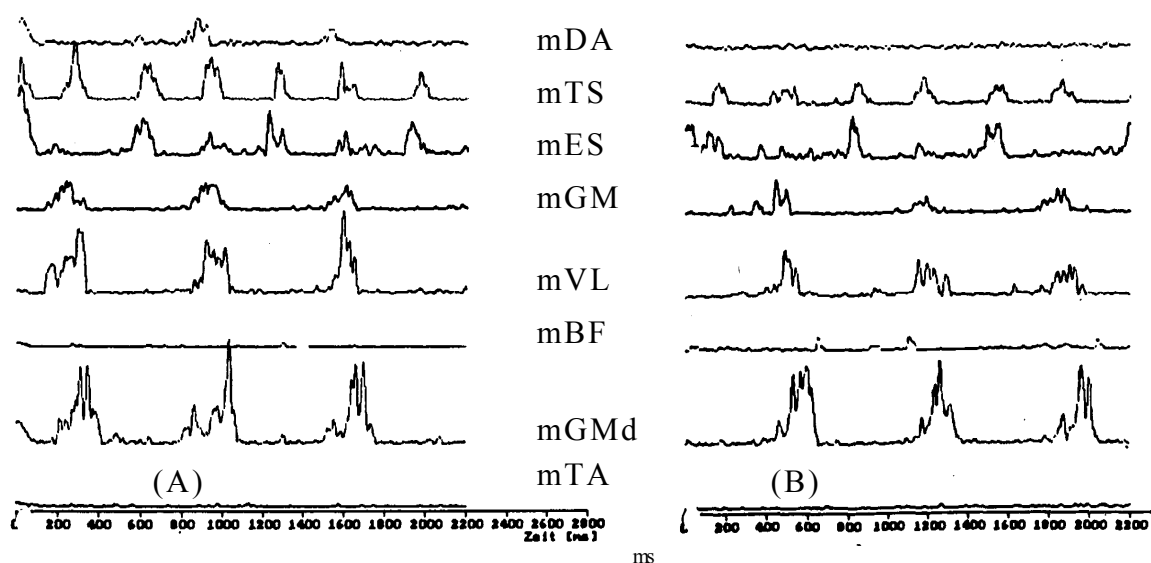


Figura 3.6 - A) Corrida em piso fixo, B) Corrida em esteira ergométrica

mDA: músculo deltóide anterior, mTS: músculo trapézio superior, mES: músculo erector da coluna, mGM: músculo glúteo máximo, mVL: músculo vasto lateral, mBF: músculo bíceps femoral; mTA: músculo trapézio anterior; mGMd: músculo gastrocnemio medial

3.4 Distância de Contato

A plataformas devem ser pelo menos de comprimento equivalente à distância que o pé percorre enquanto em contato com a cinta da esteira. Esta distância de contato é simplesmente o produto do tempo de contato e da velocidade da esteira. Os dados de Rosenrot et al. (1980) citado por Kram e Powell (1987) indicam que, para homens adultos caminhando, a relação entre distância do contato do pé e velocidade é aproximadamente

$$Dc = 0.665 + 0.25 \times V \quad (3.1)$$

onde Dc é distancia de contato em metros e V é a velocidade de caminhada, em m/s. Os dados de Munro et al. (1987) citado por Kram e Powell (1987), para homens adultos correndo indicam que a relação entre velocidade de corrida e distancia de contato é aproximadamente

$$Dc = 0.530 + 0.095 \times V \quad (3.2)$$

onde V é a velocidade de corrida em m/s. De acordo com as relações acima, a esteira ergométrica instrumentada com plataformas de força do presente trabalho pode ser utilizada em velocidades de corrida de até 3 m/s.

3.5 Velocidade de Marcha como Base para Medições em Marcha Normal e Patológica

Andriacchi et al., 1976, realizaram interessante estudo com a observação da marcha de indivíduos normais e patológicos (lesões de joelho). Foram reportados parâmetros de medições tempo-distancia e força de reação do solo em relação à velocidade de marcha. Através de análise de regressão

estabeleceram-se relações funcionais simples entre amplitudes das forças de reação do solo e velocidade de marcha.

Os autores mostraram que medições básicas de tempo - distância, observadas em uma faixa de velocidades de marcha, podem ser indicadores seguros de anormalidades de marcha associadas a patologias de joelho. Por exemplo, melhorias clínicas após cirurgias ou tratamento foram consistentes com alterações em parâmetros de marcha. Os parâmetros de marcha estudados foram comprimento de passada, tempo de apoio e tempo de balanço. As Figuras 3.7, 3.8 e 3.9 ilustram parâmetros de marcha relacionados com velocidade. O tempo de apoio, conforme pode ser observado na Figura 3.1, é o tempo registrado desde a batida do calcanhar até a retirada do pé; o tempo de balanço é o tempo em que o pé não está em contato com o solo.

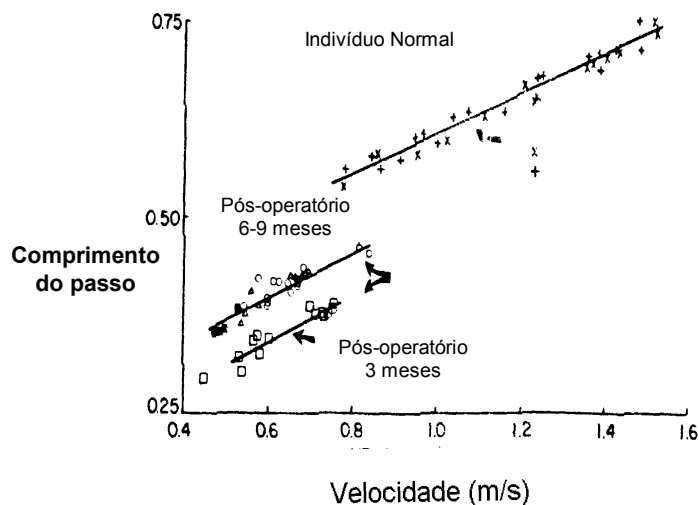


Figura 3.7 - Comprimento de passo versus velocidade
Fonte: Andriacchi et al., 1976

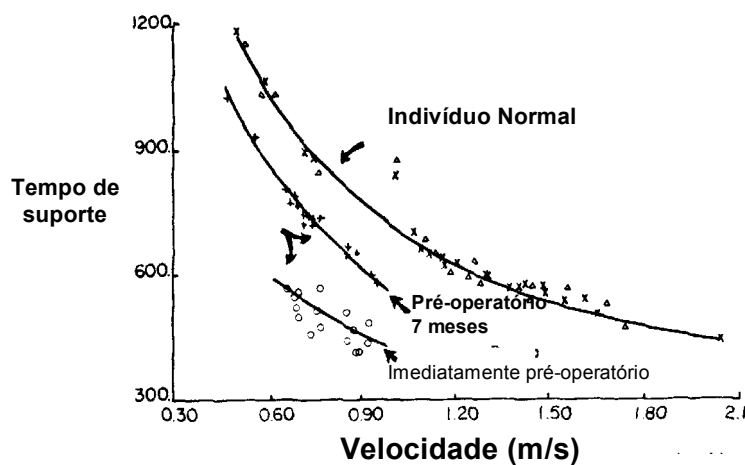


Figura 3.8 - Tempo de suporte versus velocidade
 Fonte: Andriacchi et al., 1976

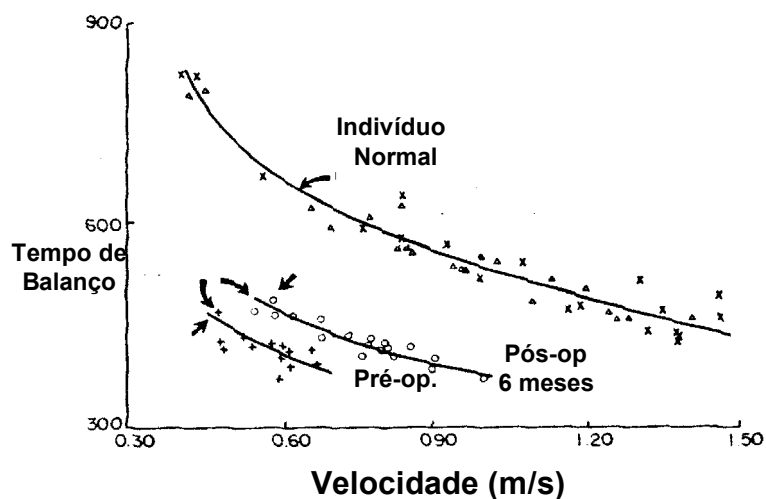


Figura 3.9 - Tempo de balanço versus velocidade
 Fonte: Andriacchi et al., 1976

3.7 Assimetrias de Marcha

A marcha humana parece ser simétrica. Esta assertiva foi defendida por Hamill et al., 1983, que não encontrou em seu trabalho diferenças significativas nas componentes de força de reação do solo. Entretanto, outros pesquisadores questionam a idéia de simetria de marcha. Ounpuu e Winter, 1986, citado por Herzog, 1989, encontraram atividade eletromiográfica assimétrica em sete músculos inferiores selecionados para análise. Riley et al., 1977, citado por Herzog, 1989, avaliou 145 indivíduos e encontrou assimetrias na excursão dos braços durante marcha normal, e Matsusaka et al.,

1985, citado por Herzog, 1989, sugere que as pernas esquerda e direita tem diferentes papéis funcionais durante a marcha humana normal.

Segundo Herzog, 1996, as diferenças em opinião na simetria de marcha estão mais relacionadas à definição de simetria de marcha e possivelmente às variáveis selecionadas para assegurá-la. Em seu estudo, a simetria de marcha é definida como perfeita concordância dos aspectos cinéticos e cinemáticos das variáveis de marcha. Esta definição implica que a marcha humana não é simétrica. Nestas circunstâncias, é de interesse prático quantificar as assimetrias que ocorrem na marcha normal. Estas assimetrias podem ser usadas como critério de medição para diferenciar entre marcha normal e patológica. Posteriormente, elas podem ser utilizadas como auxiliares nas assertivas do progresso de reabilitação de indivíduos e servem como uma ferramenta objetiva de avaliação no diagnóstico de pacientes com problemas em membros inferiores, quadril e coluna vertebral.

Herzog (1996) propõe uma medida de assimetria para a marcha humana normal com variáveis selecionadas utilizando plataformas de força, que são ideais pela maior acuracidade na comparação com outros métodos, como eletromiografia. A assimetria de marcha foi quantificada utilizando um índice de assimetria (SI, *Simetry Index*) proposto por Robinson et al. (1987), citado por Herzog (1996):

$$SI = \frac{X_R - X_L}{1/2(X_R + X_L)} \cdot 100\% \quad (3.3)$$

onde X_R é uma variável de marcha medida na perna direita e X_L é a correspondente variável para a perna esquerda. O valor de zero para SI indica que não há diferenças entre as variáveis X_R e X_L , e, portanto, perfeita simetria de marcha para esta variável em particular. Um valor positivo de SI indica que a magnitude de X_R é maior que X_L , um valor negativo de SI indica que a magnitude de X_R é menor que X_L .

4. PROJETO E DESENVOLVIMENTO DA PLATAFORMA

4.1 Critérios de Desenvolvimento de Plataformas de Força

Segundo Roesler, 1996, as especificações de uma plataforma de força, além da sua finalidade básica que é a medição dos esforços, são os seguintes:

- Desacoplamento entre as componentes de forças e momentos;
- Alta sensibilidade;
- Alta frequência natural em relação à máxima frequência medida;
- Independência das condições externas como, por exemplo, a temperatura.

O primeiro critério enfatiza que o carregamento em um eixo não pode influenciar em outro. O acoplamento de forças e momentos pode ser minimizado ou eliminado por um projeto mecânico cuidadoso e/ou pelo pós-processamento do sinal.

A frequência fundamental de vibração da plataforma deve ser maior que a frequência gerada por ocasião da medida (máxima frequência no interesse no sinal) . A independência do sinal de saída da plataforma das condições externas de pressão, temperatura, umidade, etc. é conseguida também com um projeto criterioso.

Assim, o ideal seria a plataforma de força possuir sensibilidade e rigidez infinita. A rigidez é aproximadamente proporcional ao quadrado da frequência fundamental, segundo Roesler, 1996. Como a sensibilidade é inversamente proporcional à rigidez, a condição ideal não é realizável. Na

prática trabalha-se com estas duas grandezas para chegar a um projeto adequado à utilização.

4.2 Análise das Características Dinâmicas Necessárias à Plataforma

Neste caso particular a plataforma será utilizada em baixas velocidades de marcha na esteira (devido a limitações de potência do motor – ½ CV- , dimensões de estrado, segurança, conforme abordado no capítulo 5). A frequência natural teórica calculada com o auxílio de elementos finitos com análise modal é em torno de 34 Hz. Isto será abordado no capítulo 6. A frequência natural medida com excitação de martelo de impacto e software SAD é de 28,4 Hz.

4.3 Escolha do Tipo de Plataforma

A primeira escolha feita foi o tipo de sensor. A utilização de cristais piezoelétricos foi descartada pelo alto custo destes sensores, pela falta de equipamentos e tecnologia para tal, e pelas dificuldades de medições estáticas com estes sensores. A escolha de extensômetros de resistência elétrica (*strain gauges*) foi natural pela experiência do grupo com este sensor, pelas possibilidades de minimizar as interferências, pela facilidade de aquisição e preço relativamente baixo do equipamento envolvido.

Entre as plataformas existentes com este tipo de sensor, optou-se pela geometria desenvolvida por Lywood (1987), aprimorada por Roesler, 1996 e 1997. A plataforma que foi idealizada por Lywood et al. (Fig. 2.10) para avaliação dos esforços F_x , F_y e F_z em estudos com gatos, foi escolhida para a fabricação do protótipo da plataforma PL1 (Roesler, 1996), pelo fato de que cada direção de força ou momento é medida por uma ponte de Wheatstone completa e independente, isto é, a medição em uma direção específica é feita através da saída de uma única ponte evitando as operações de pós-processamento entre as saídas. Além disto, é de simples confecção e bom desacoplamento, conforme o trabalho de Roesler, 1996. O projeto

original de Lywood não media os três momentos M_x , M_y e M_z , e foi feito por Roesler, 1996, um trabalho adicional de projeto, cálculo, construção e calibração da parte referente a estes e um novo dimensionamento para uma carga bem maior para ser utilizada com seres humanos. Roesler (1996 e 1997), acrescentou três pontes completas de extensômetros na mesma estrutura original de Lywood, adequando-a a medição de momentos.

4.4 Premissas Básicas de Projeto da Plataforma

Como premissas para o projeto desta plataforma foram escolhidas as dimensões de 0,35 m X 0,45 m (duas plataformas), a matéria prima aço baixo carbono (SAE 1020) e resistir a uma carga vertical de 4460 N. As dimensões adotadas foram em função do tamanho físico disponível da esteira ergométrica comercial disponível. A figura 4.1 ilustra o esquema de montagem das plataformas de força.

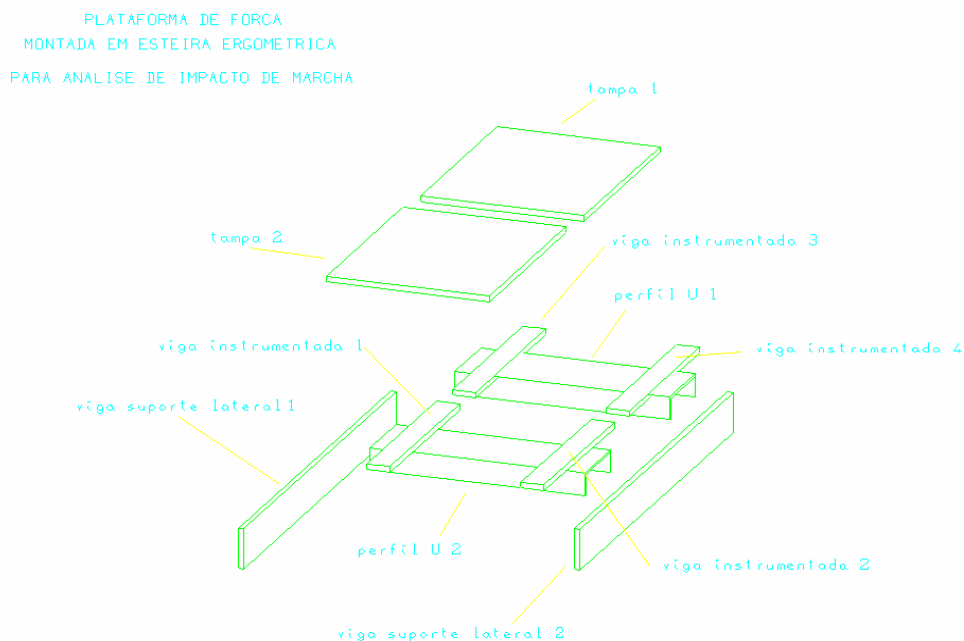


Figura 4.1 - Desenho esquemático da montagem das plataformas

O projeto da estrutura segue, em linhas gerais, o de Lywood et al., dimensionado para uma carga maior. O dimensionamento inicial do protótipo foi feito com base à resistência mecânica das vigas superiores a uma carga vertical de 4460 N. A figura 4.2 ilustra a montagem das vigas no perfil “U”.

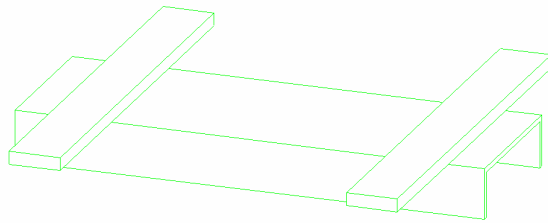


Figura 4.2 - Montagem das vigas no perfil “U”

O perfil “U” (B) é soldado em duas vigas que serão aparafusadas na esteira ergométrica. Soldado em B, tem-se duas vigas instrumentadas com extensômetros (A), que suportam a tampa, com um espaçador de borracha. A tampa é aparafusada à viga A. A posição de colagem dos extensômetros é indicada na figura 4.2. O item 4.7.2 aborda a montagem da tampa com detalhes. Como primeira aproximação para cálculo das vigas onde serão colados os extensômetros, foi utilizado o modelo físico de uma viga engastada livre com $\frac{1}{4}$ da força total aplicada à plataforma conforme a figura 4.3

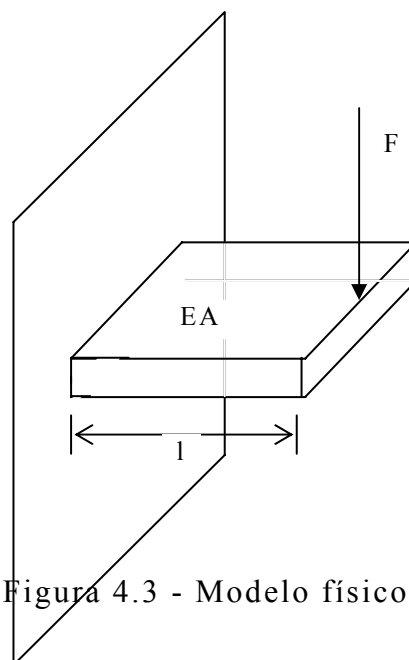


Figura 4.3 - Modelo físico para dimensionamento

O módulo de elasticidade “E” do aço adotado é $2,1 \cdot 10^{11}$ N/m² e a tensão de escoamento “ σ_{esc} ” é $3,5 \times 10^8$ N/m². Os dados são válidos para aço SAE 1020. Devido a fatores geométricos e de resistência mecânica, chegou-se ao comprimento “l” de 0,13 m, a largura da viga “b” de 0,05 m, espessura da viga “h” de 0,01 m. Com estes dados calculou-se o momento de inércia da viga “I” o módulo de resistência à flexão “W”, o momento máximo para escoamento “M_{máx}” e a força máxima para escoamento “F_{máx}”. Com estes dados chegou-se a uma força máxima que pode ser aplicada à plataforma é de 4480 N.

4.5 Critérios de Utilização dos Extensômetros

Para a determinação das posições dos extensômetros foram combinados os critérios de máxima deformação para aumentar a sensibilidade em uma direção. O desacoplamento neste tipo de aplicação não foi significativo pelo fato de termos apenas uma componente de força e duas componentes de momento. Nos itens subsequentes é feita esta determinação para cada direção de força e momento, sendo que é feita uma análise completa para a direção de força vertical F_z e uma análise simplificada para as demais, pois seguem os mesmos princípios.

4.5.1 Características técnicas dos extensômetros utilizados no projeto

No projeto foram utilizados seis pontes completas de extensômetros, três para cada plataforma, totalizando 24 extensômetros. A referência do extensômetro é KFG-5-120-C1-11, do fabricante Kyowa (Japão). Apresenta compensação de temperatura para aço, tem comprimento de 0,005 m e resistência de $119,8 \pm 0,2 \Omega$, e o fator gauge de $2,15 \pm 1,0$.

4.5.2 Força vertical F_z

A parte da estrutura que é responsável pela medição das forças

verticais F_z é a que está em contato com a placa superior e está esquematizado na Figura 4.2. A Figura 4.4 mostra uma tela do Ansys com a deformação das vigas com forças verticais

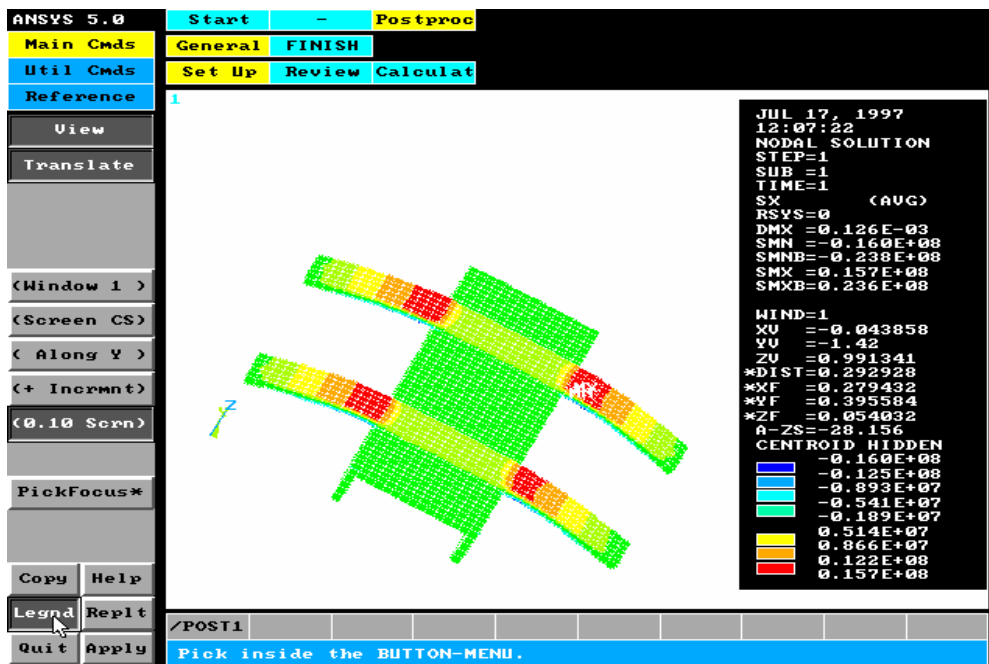


Figura 4.4 - Deformação da plataforma de força com cargas verticais, Ansys

4.5.2.1 Posição de colagem dos extensômetros – Força Normais F_z

O ponto de colagem dos extensômetros é ponto de maior momento fletor das barras “A”, isto é, o mais próximo possível da travessa “B”. Com uma carga vertical de cima para baixo, por exemplo, a parte superior das barras “A” sofrem tração, e a parte inferior compressão. Foram colados quatro extensômetros, dois na parte superior e dois na parte inferior formando uma ponte de Wheatstone completa.

4.5.3 Avaliação da sensibilidade da plataforma

A deformação específica, no caso de uma barra retangular engastada livre com uma carga na extremidade, é:

$$\varepsilon = \frac{6.F.x}{E.b.h^2} \quad (4.1)$$

onde:

F é a força aplicada ao extremo da viga e x é a distância até o ponto considerado (no caso, o ponto de colagem do extensômetro), b é a largura da viga e h é a espessura, E é o módulo de elasticidade do aço.

Assim, para uma força F unitária tem-se:

$$\varepsilon = \frac{6.1.0,12}{2,1.10^{11}.0,05.0,01^2} = 6,857.10^{-7} \text{ (m / m)} \quad (4.2)$$

Como os extensômetros são montados em ponte de Wheatstone completa, a variação da tensão é igual a variação da resistência elétrica, isto é:

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{\Delta R}{R} \quad (4.3)$$

a deformação sofrida pelos extensômetros se relaciona com a variação da resistência pela expressão

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} = \frac{1}{K} \frac{\Delta R}{R} \quad (4.4)$$

onde K é o fator gage, característica do strain gage utilizado, no caso 2,25. Assim, considerando que a carga aplicada sobre a plataforma é dividida nas quatro barras, tem-se

$$\Delta V = \frac{V.K.\varepsilon}{4} = \frac{5,2,25.6.85.10^{-7}}{4} = 1,92.10^{-6} V \quad (4.5)$$

Significa que para cada Newton aplicado sobre a plataforma completa, tem-se a variação de $1,92 \mu V$ na saída da ponte (se alimentada com uma tensão de 5V). Com um condicionador de sinais com sensibilidade de $2,5 \mu V$ poder-se-ia ler 3 N, ou 0,3 kgf.

4.6 Freqüência natural

Para a análise de freqüência natural da estrutura foi rodado no Ansys uma macro com a discretização da geometria da plataforma de força e definição das constantes e propriedades dos materiais utilizados. A figura 4.5 ilustra a simulação de freqüência natural para a plataforma.

```
***** INDEX OF DATA SETS ON RESULTS FILE *****
```

SET	TIME/FREQ	LOAD STEP	SUBSTEP	CUMULATIVE
1	34.581	1	1	1
2	49.562	1	2	2
3	51.311	1	3	3
4	65.831	1	4	4
5	75.234	1	5	5
6	99.164	1	6	6
7	363.68	1	7	7
8	367.28	1	8	8

Figura 4.5 - Freqüências naturais da estrutura, software Ansys

4.7 Detalhes construtivos

4.7.1 Soldas

A fixação das vigas instrumentadas com extensômetros na viga em “U” é crítica. Um cordão de solda convencional, afetaria o comprimento das vigas A e C, o que provocaria variações das deformações dos extensômetros da mesma ponte. A soldagem, para melhores resultados, é do tipo “roseta”, onde é feito um furo na viga instrumentada e este furo é preenchido com solda. Os engastes são bastante perfeitos e os cantos permanecem vivos. Deste modo evitam-se distorções.

4.7.2 Montagem da tampa

A montagem da tampa, para melhores resultados, é feita com espaçadores de borracha ligados entre a viga instrumentada, a tampa e a porca de fixação do conjunto. Caso a tampa fosse aparafusada diretamente na viga, haveria um pré-tencionamento de cada extensômetro independentemente, causando desbalanceamento da ponte. Além deste efeito, esta montagem

impediria o giro das extremidades livres das vigas causando uma acentuada diminuição na sensibilidade da plataforma. A figura 4.6 ilustra a montagem da tampa.

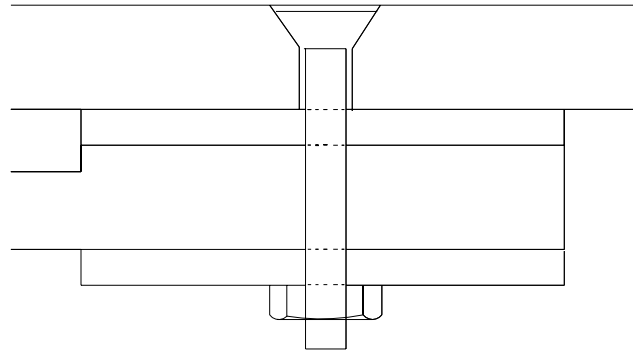


Figura 4.6 - Montagem da tampa da plataforma de força

5. MONTAGEM DAS PLATAFORMAS DE FORÇAS NA ESTEIRA ERGOMÉTRICA

5.1 Detalhes da Montagem das Plataformas de Força

Este capítulo aborda o sistema composto de esteira ergométrica motorizada / plataformas de força. Decidiu-se montar duas plataformas de força de 0,45 X 0,35 m em tandem, ou seja, uma em frente a outra, no estrado, para ter-se um comprimento de passada de 0,9 metros por uma largura de 0,35 metros, possibilitando a aquisição de sinais de ambas as pernas. Este mesmo procedimento foi adotado por Dingwell e Davis (1996) e o sistema Gaitway, da Kistler, conforme abordado no Capítulo 2. A Figura 5.1 ilustra a montagem das plataformas de forças em tandem, para montagem em esteira ergométrica. A Figura 5.2 ilustra a montagem das plataformas de força em foto digital.

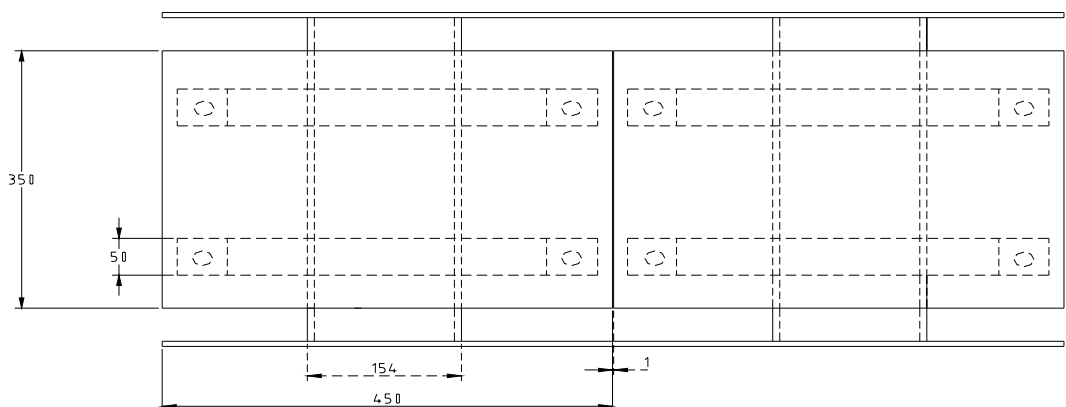


Figura 5.1 - Plataformas de força montadas em tandem, vista superior



Figura 5.2 - Montagem das plataformas de força

O suporte das vigas com strain gauges é uma viga em “U”, comercial de 0,154 m X 0,05 m, de alta resistência à flexão. A escolha deste tipo de perfil também atendeu a aspectos econômicos.

5.2 Detalhes construtivos da esteira ergométrica

A esteira ergométrica utilizada neste projeto é comercial, da marca Brascooper, da metalúrgica Brasmac, de Alvorada, RS. Esta empresa cedeu gentilmente alguns produtos de sua empresa para as pesquisas do grupo de biomecânica do Laboratório de Medições Mecânicas. Algumas modificações foram feitas no projeto original. Para poder abrigar as plataformas de força, o estrado foi alongado. A espessura das plataformas de força (0,072 m) levou a substituição dos rolos originais (0,05 m) por rolos de 0,075 m.

A montagem do conjunto de plataformas em tandem e a esteira é mostrada na Figura 5.3, em vista superior, onde aparece o trilho da esteira comercial, os rolos, a cinta de borracha, as polias e o motor.

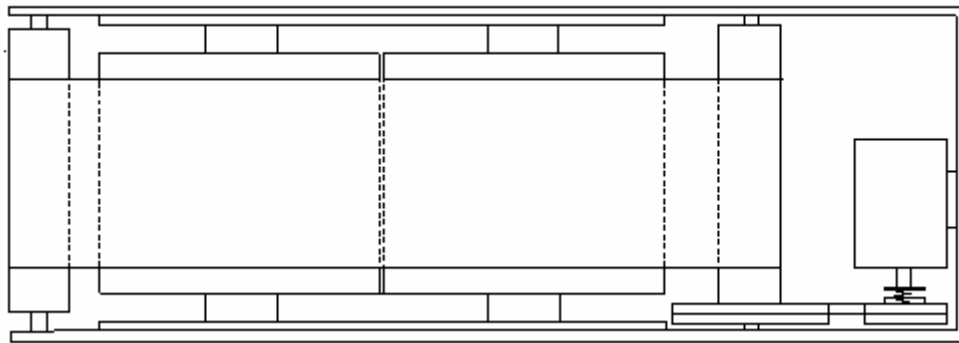


Figura 5.3 - Montagem das plataformas de força na esteira ergométrica instrumentada com plataformas de força, mostrando o sistema de tracionamento da cinta, com motor, polia variadora e correia.

Para melhor estabilidade e segurança, existe um sistema de apoio ao indivíduo na esteira, que permite marcha ou corrida com apoio lateral e superior. Este sistema também apoia o computador de controle da esteira, a manopla de variação de velocidade e o interruptor de liga/desliga. A Figura 5.4 ilustra a vista lateral da esteira ergométrica instrumentada.



Figura 5.4 – Foto da esteira ergométrica instrumentada com plataformas de força.

5.3 Instrumentação da Esteira Ergométrica

O computador da esteira é um instrumento microprocessado que monitora 5 variáveis, velocidade, distância percorrida, tempo gasto, gasto calórico e batimento cardíaco. É alimentado por duas pilhas de 1,5 Volts, e possui display LCD de cristal líquido. O gasto calórico é estimado em função apenas da velocidade da esteira e do tempo dispendido. Não leva em consideração o peso, idade e sexo do indivíduo. A monitoração do batimento cardíaco é feita por um sensor ótico colocado no lóbulo da orelha do indivíduo. A monitoração da velocidade e distância é feita por sensores tipo *reed-switches* ligados à polia tracionadora. A monitoração da velocidade da esteira pelo software é feito por *reed-switch* e circuito eletrônico composto por conversor tensão / frequência. A figura 5.5 abaixo ilustra o circuito eletrônico monitor de velocidade da esteira.

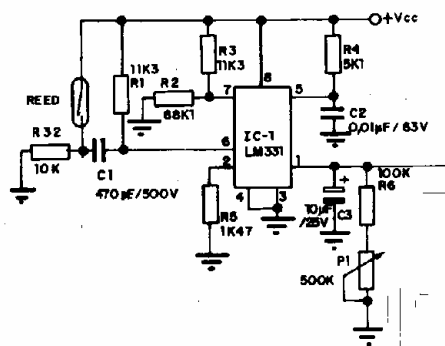


Figura 5.5 - Circuito Eletrônico monitor de velocidade

5.4 Sistema de Variação de Velocidade

O motor da esteira é do tipo de corrente alternada de potência igual a 0,75 Hp. A variação de velocidade é feita por polia variadora ligada ao eixo do motor, tracionada por cabo de aço. Uma correia de borracha liga a polia variadora à polia ligada ao rolo trator da cinta. O cabo de aço ao ser tracionado, aproxima ou afasta os dois cones da polia variadora, presos por uma mola. A Figura 5.6 mostra o aspecto do conjunto motor, polia variadora e sistema de tração da cinta.



Figura 5.6 - Conjunto motor, polia variadora e sistema de tração da cinta.

5.5 Ligação das Plataformas ao Computador

Cada plataforma de força possui três cabos que enviam o sinal elétrico da força normal (F_z) e os momentos M_x e M_y . A velocidade da esteira é monitorada por circuito eletrônico com conversor frequência - tensão. Os sete sinais são ligados a um condicionador de oito canais modelo CIO - EXP-GP, da marca Computerboards, e após ligado à placa de conversão analógico/digital modelo CIODAS-800, situado em um slot ISA do computador. A Figura 5.7 ilustra o esquema de ligação ao computador.

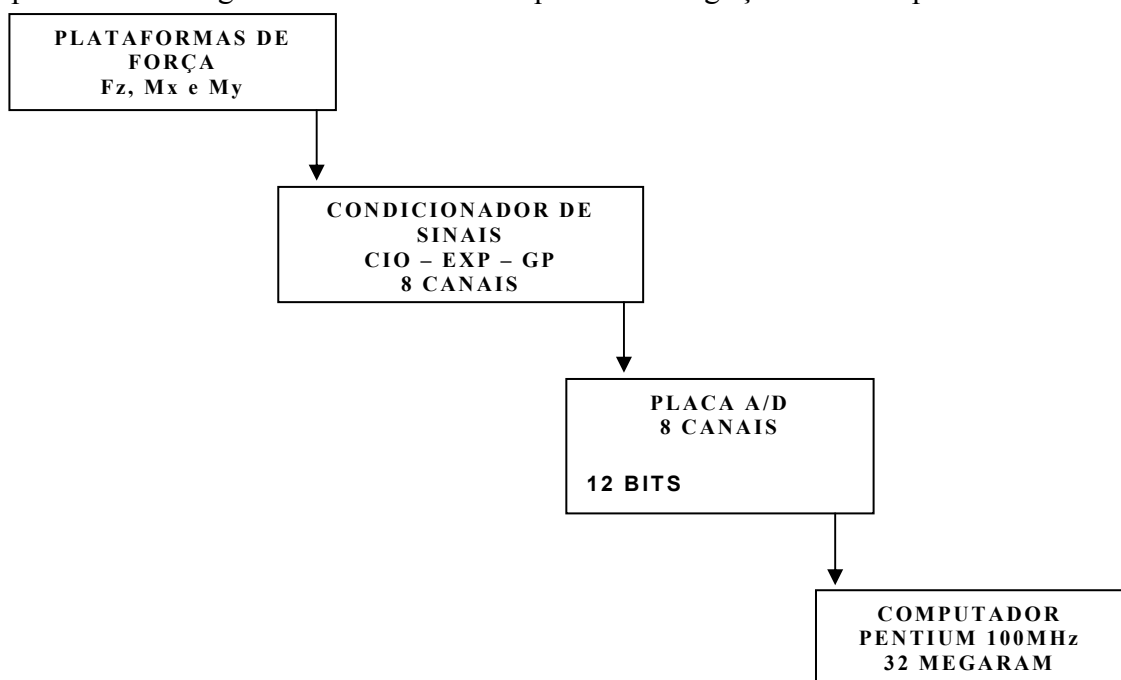


Figura 5.7 - Ligação das plataformas ao computador.

O software de aquisição e processamento de sinais SAD versão 2.0, através de rotinas de pós-processamento executa uma série de tratamentos matemáticos aos sinais adquiridos, mostrando em várias telas as informações desejadas. Isto é feito através de macros implementadas no SAD. A Figura 5.8 ilustra uma tela do software SAD.

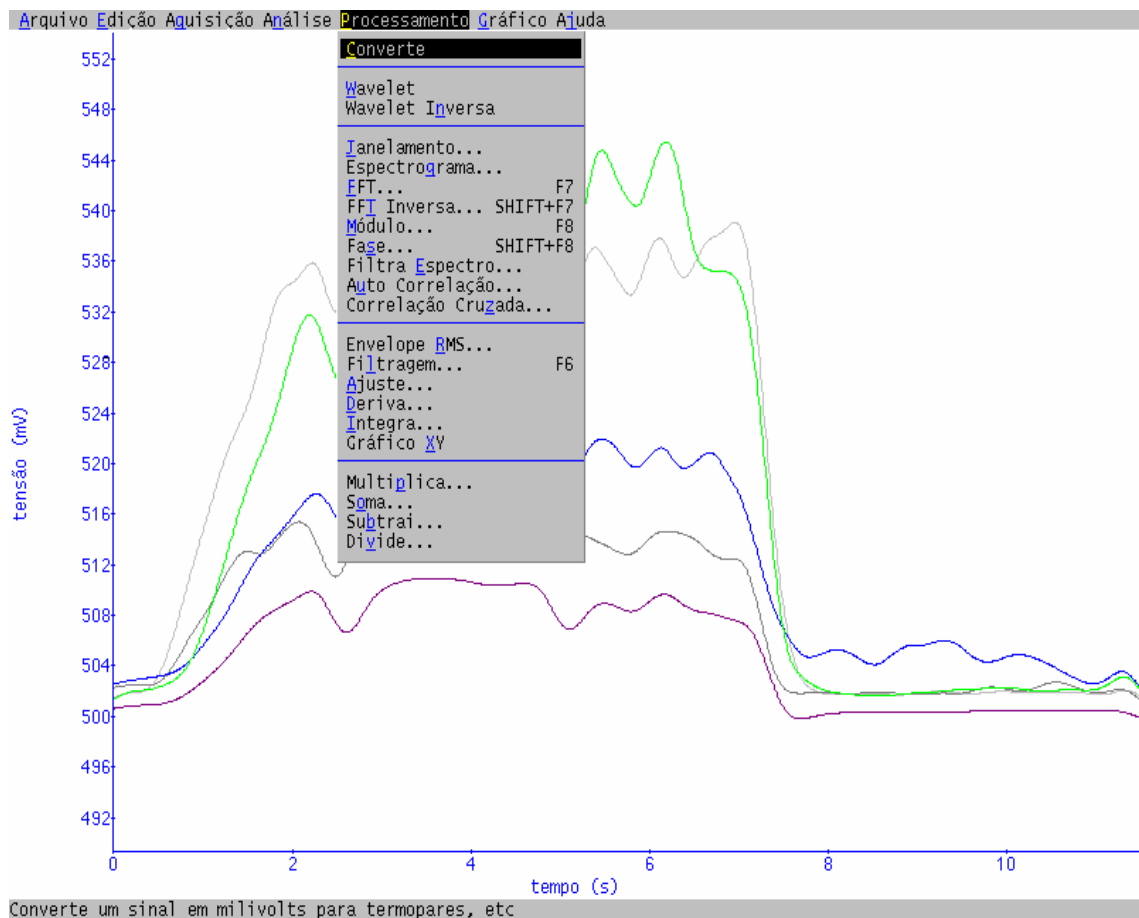


Figura 5.8 - Tela do software SAD de aquisição e processamento de sinais

Na montagem do sistema foi dedicada especial atenção à minimização das vibrações do motor e rolos tracionadores da cinta. Para isto utilizou-se amortecimento de vibrações por coxins de borracha no motor.

O alinhamento das plataformas de força e o estrado com a cinta também mereceu atenção especial, para que não houvesse forças interferentes da cinta nas leituras efetuadas, tanto para cima como para baixo. Se a cinta está bem acima das plataformas pode absorver parte da força de impacto da marcha. Se os rolos e a cinta estão posicionados abaixo das plataformas há

atrito contínuo e um carregamento nas plataformas mesmo não havendo indivíduos na esteira. A distância de 1 milímetro entre cinta e plataformas mostrou-se adequada.

As aquisições de sinais de marcha em velocidades diferenciadas evidenciaram que a indução de vibrações do sistema motor/polias aos sensores foi mínima e desprezível. Isto é evidenciado com aquisição de sinais de marcha com o motor desligado e ligado.

5.6 Custos do Projeto

Neste item será feita uma estimativa de custos do projeto de instrumentação de esteira ergométrica motorizada.

Esteira ergométrica motorizada	R\$ 600,00
Placa Analógico/Digital 12 bits 50 KHz.....	R\$1.000,00
Placa Condicionadora de sinais 8 Canais	R\$1.500,00
Software Aquisição/processamento de sinais	R\$ 500,00
Usinagem da Plataforma	R\$ 500,00
Material (sensores, fios, cabos de ligação)	R\$ 600,00
Mão de Obra.....	R\$ 1500,00
TOTALR\$	6.200,00

6. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL E EQUIPAMENTO UTILIZADO

6.1 Calibração das Plataformas de Força

O trabalho de calibração das plataformas de força deu-se em duas etapas. Na primeira etapa utilizou-se o sistema de calibração de pesos mortos e condicionador de sinais comercial, de um canal e display de leds, configurado em ponte completa. Foi efetuada uma medição dinâmica utilizando-se pesos mortos e rodízios. Este procedimento experimental será abordado no anexo B. Na segunda etapa foi utilizada a calibração com pesos mortos e o software SAD, com placa A/D de 12 bits, 50 KHz, e condicionador de oito canais marca Computerboards.

Na calibração das plataformas de força, executou-se uma série de três medições com o auxílio de rotinas prontas de pós-processamento do software SAD (denominadas de macros), que permitem o rápido processamento dos valores médios de calibração.

6.1.1 Calibração de Força Normal F_z

A figura 6.1 ilustra a calibração com pesos mortos e o software SAD para a componente normal F_z da plataforma 1, com indicações em Newtons.

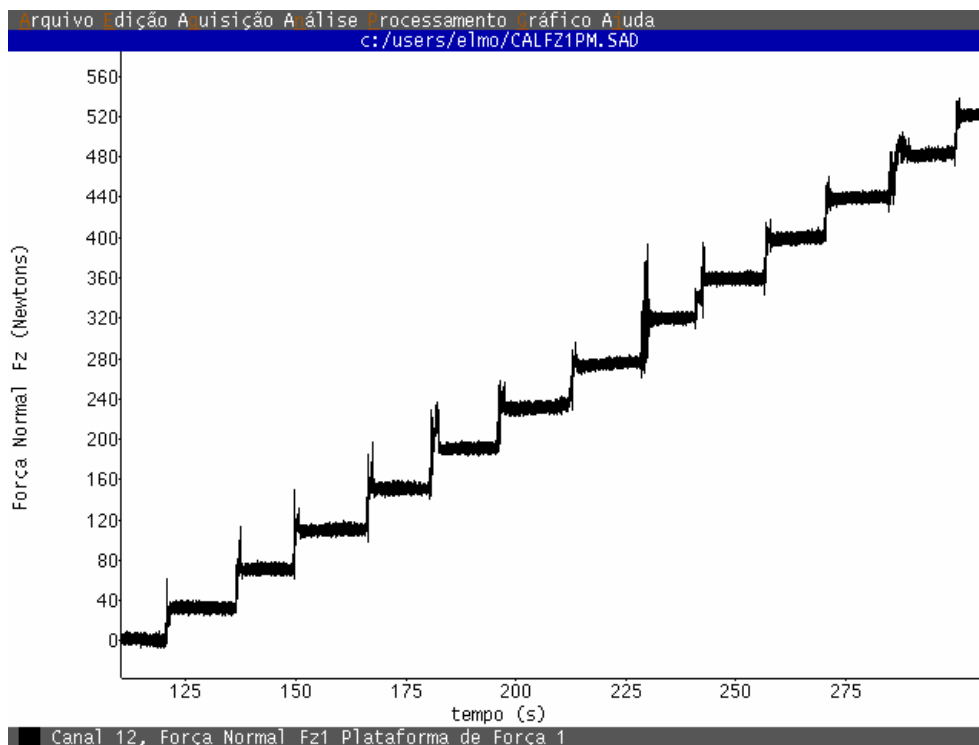


Figura 6.1 - Calibração de Fz, com pesos mortos, plataforma 1, em Newtons, no software SAD

A figura 6.2 ilustra a calibração com pesos mortos da plataforma 2 em Newtons.

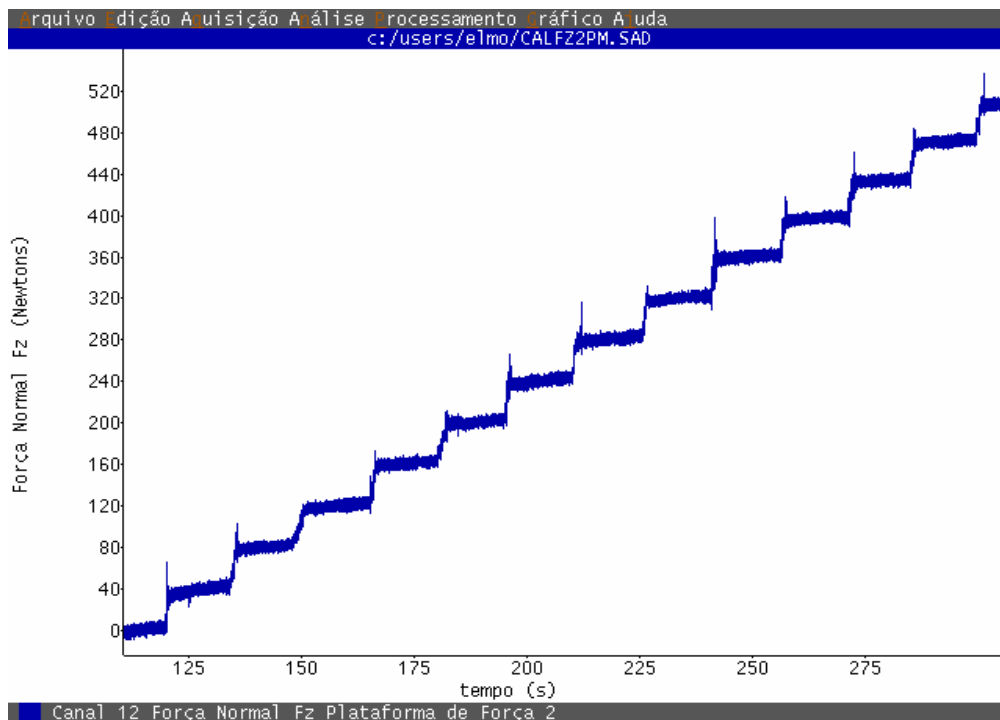


Figura 6.2 - Calibração de Fz, com pesos mortos, plataforma 2, em Newtons, no software SAD

6.2 Aquisição de Dados e Resultados

Este item aborda os resultados práticos obtidos na aquisição de sinais de marcha humana. O software utilizado foi o SAD, com placa analógico/digital de 12 bits, 50 KHz, modelo CIO – DAS 801 e condicionador de 8 canais CIO – EXP - GP.

Aproveitando a estrutura mecânica da plataforma, foram colados extensômetros de resistência elétrica para a medição experimental de momentos M_x (momento em relação ao eixo X) e M_y (momento em relação ao eixo Y). Para a medição de impactos de marcha, estas componentes não são relevantes, servindo apenas como estudo experimental futuro.

A figura 6.3 ilustra a aquisição de sinal de marcha em plataforma de força, de F_z , M_x e M_y de duas plataformas, a velocidade de 1,3 m/s.

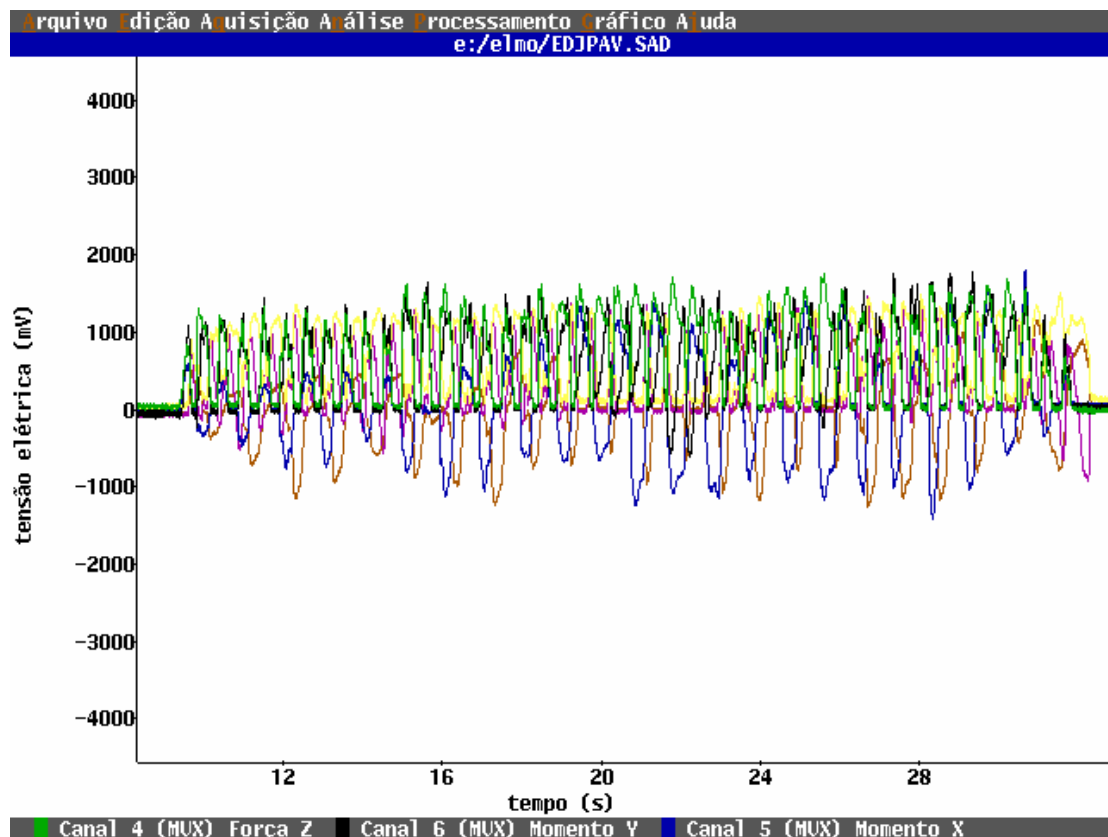


Figura 6.3 – Sinal típico de marcha humana, sem filtragem, das duas plataformas, com as componentes F_z , M_x e M_y

Os seis sinais de marcha humana são adquiridos simultaneamente a uma frequência de 200 Hz por canal (permite análise do sinal sem perda de informação). Esta primeira aquisição necessita de pós-processamento para filtragem de sinais e calibração das componentes de força (dada em Newtons) e momentos (dada em Newton.metro). A filtragem é feita por filtro FFT tipo ideal com frequência de corte de 40 Hz (frequência abaixo de 60 Hertz, ruído típico da rede elétrica, e acima das frequências de interesse da análise). Utiliza-se o recurso de macro do software Ansys para o pós-processamento dos sinais desejados. A figura 6.4 ilustra um sinal de marcha da componente normal Fz em uma plataforma de força, de indivíduo a 1,1 m/s (conforme indicação digital do computador de controle da esteira, calibrado e aferido). Este sinal refere-se a aquisição de ambos os pés em um plataforma. O sinal está calibrado para Newtons.

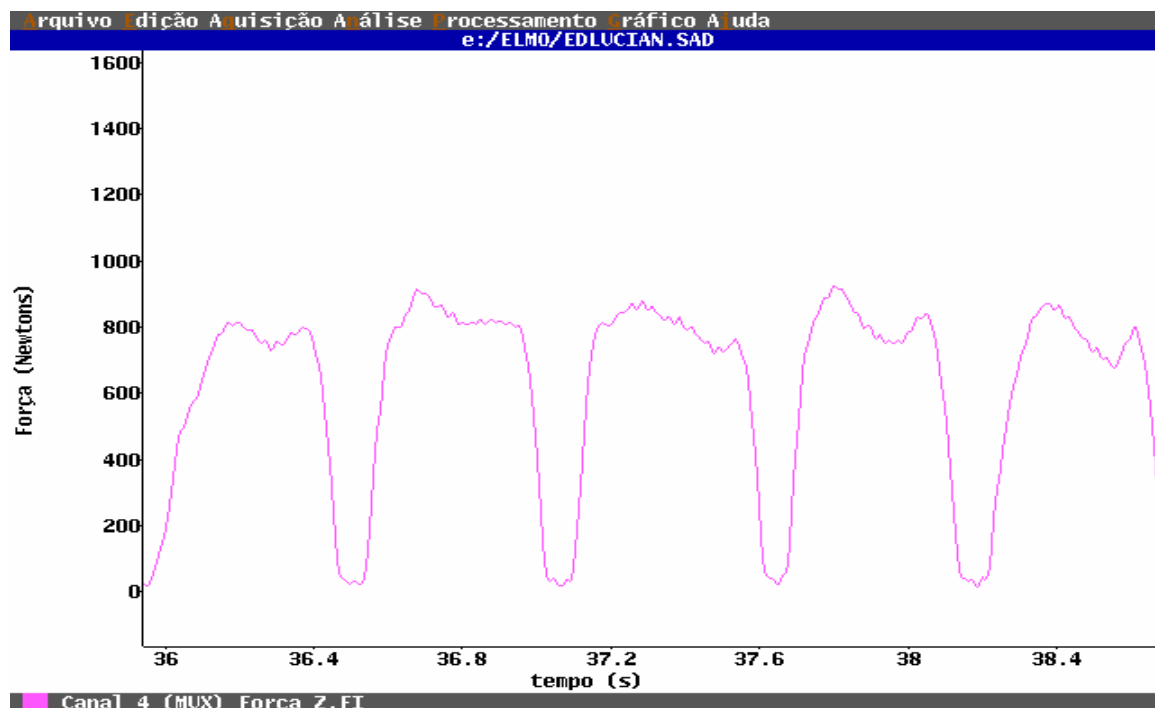


Figura 6.4 - Componente normal Fz de indivíduo em marcha a velocidade de 1,1 m/s, sinal de ambos os pés em uma plataforma

Notam-se os picos F1 e F2 de força diferenciados, que aparecem mais na caminhada. Já na corrida, nota-se que os picos F1 e F2 tendem a desaparecer a medida que o tempo de contato com o pé diminui. A figura 6.5

ilustra um indivíduo em marcha de 2 m/s (corrida a 7,2 Km/h). A filtragem por software elimina as oscilações no sinal.

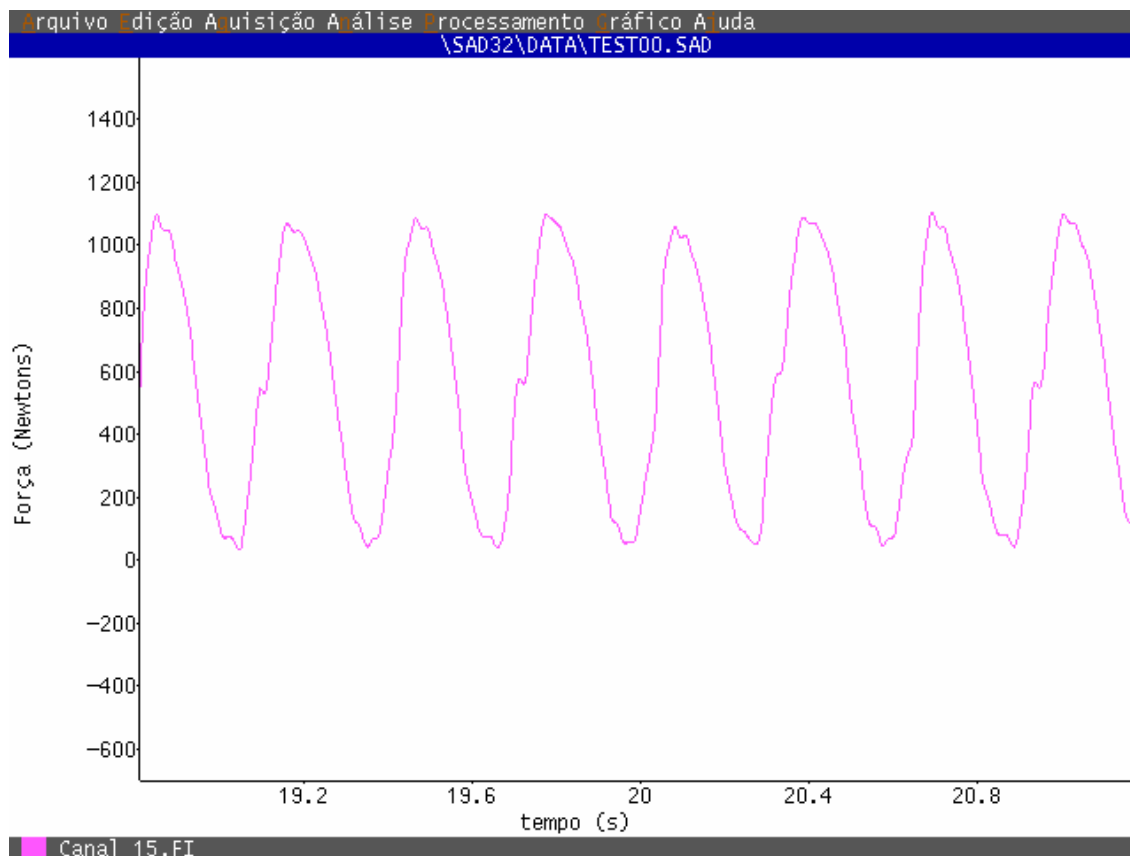


Figura 6.5 - Indivíduo em corrida na velocidade de 2 m/s (sinal com filtragem)

Para melhor visualização de todos os sinais adquiridos (Força normal F_z , Momentos M_x e M_y e velocidade), foi feita uma aquisição e amostragem de todas as componentes das duas plataformas, fora da adequada calibração. A figura 6.6 ilustra os sinais em um mesmo gráfico.

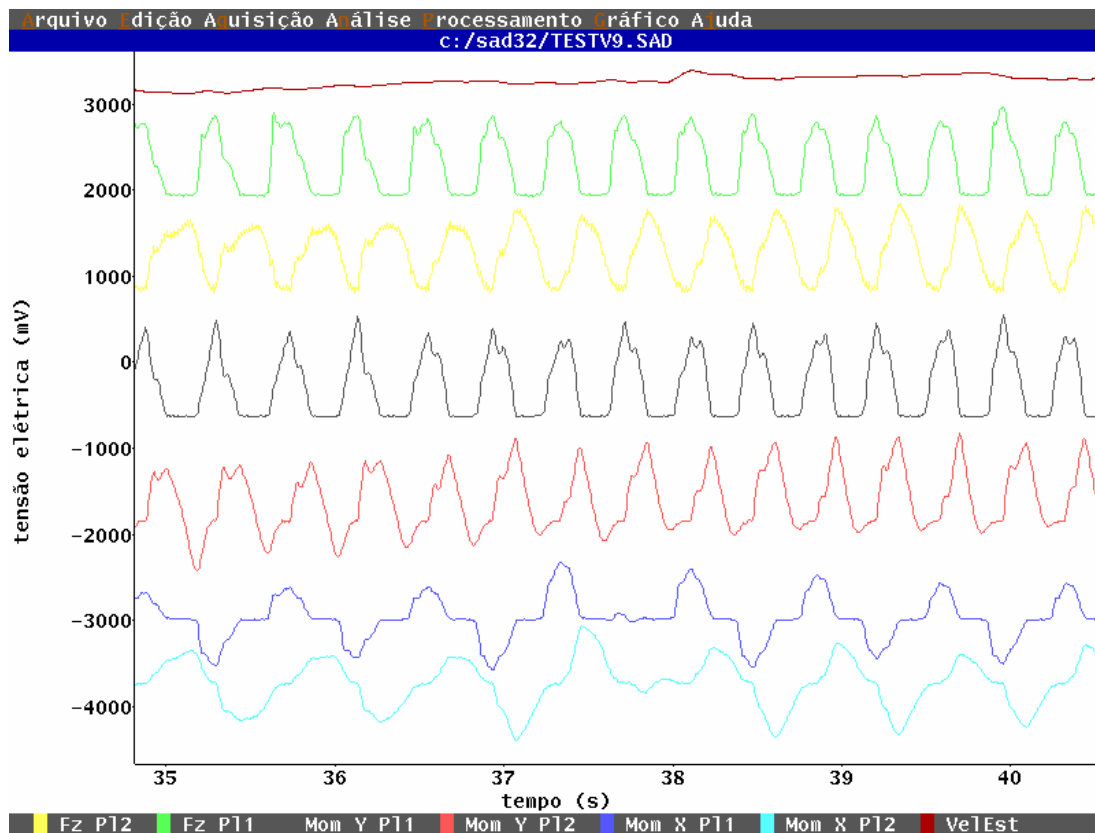


Figura 6.6 - Sinais de marcha de duas plataformas: velocidade da esteira, Fz, Mx e My, fora de calibração para visualização do sinal.

Pelos sinais da figura 6.6 pode-se usar a velocidade da esteira como referencial. A diferenciação do pé direito e esquerdo pode ser feita pela análise do momento em X, pois quando o momento é positivo temos o pé direito passando pela referida plataforma. Opcionalmente podemos colocar um sensor ótico que auxilie a diferenciação dos pés nas plataformas.

Em relação à tentativa de quantificação de assimetrias de marcha, vale aqui ressaltar que segundo Herzog, 1996, a marcha humana é assimétrica e Hamil et al. (1983) cita a dominância cerebral para explicar maiores forças em membros inferiores, em alguns casos registrados na análise de marcha humana. O objetivo deste trabalho é o projeto de plataformas de força para a instrumentação da esteira ergométrica. Os resultados mostrados são de caráter ilustrativo; não é objetivo deste trabalho a análise da marcha: isto é trabalho para profissionais da área médica. A filtragem dos sinais adquiridos depende da análise da intensidade de ruído interferente devido a captação de sinal pela

fiação dos sensores. O ruído na aquisição, via de regra, é de 60 Hz presente na rede elétrica. Evita-se o ruído de 60 Hz com um projeto cuidadoso das plataformas de força com blindagem nos fios de ligação dos extensômetros. A utilização de placa A/D e condicionador de sinais de boa qualidade é imprescindível para a obtenção de um sinal de boa qualidade. Por recursos de software pode-se também filtrar sinais de diversas formas.

A figura 6.7 ilustra um sinal de marcha de indivíduo descalço. Nota-se neste caso a diferenciação dos picos F1 e F2. A força F1 é a causada pelo impacto do calcâneo na esteira. A força F2 é a força de impulsão que projeta o indivíduo para frente (conforme abordado no capítulo 3). Isto pode ser explicado pelo impacto do calcâneo e dos metatarsos sem o amortecimento do solado macio do calçado, na maioria das vezes compostos especiais de borracha.

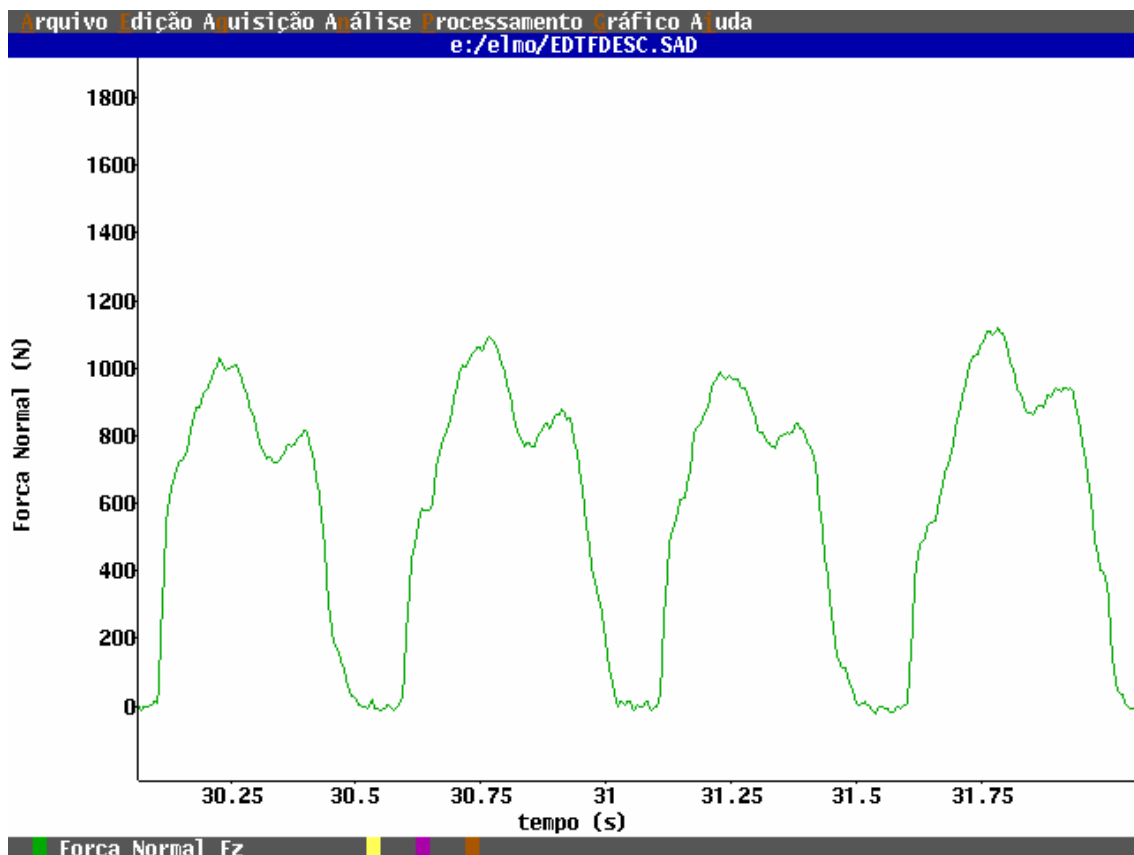


Figura 6.7 - Sinal de marcha de indivíduo descalço, componente normal F_z .

Para a monitorização de velocidade da esteira, existem dois sistemas. A empresa Brascooper, fabricante da esteira ergométrica cedida para pesquisa, fornece instalado no sistema um computador de 6 funções, conforme abordado no capítulo 5. O usuário pode, assim, saber a velocidade real da marcha. Para processamento do sinal da velocidade foi montado um circuito eletrônico de precisão para monitoração de velocidade. O sinal é lido pela placa condicionadora, e com os dados de calibração, pode-se plotar os resultados. A figura 6.8 ilustra um sinal de velocidade da esteira, em m/s. A velocidade variou ao longo da aquisição.

A figura 6.9 ilustra o processamento do sinal do impacto do martelo na plataforma, a transformada rápida de Fourier, mostrando a frequência natural do sistema.

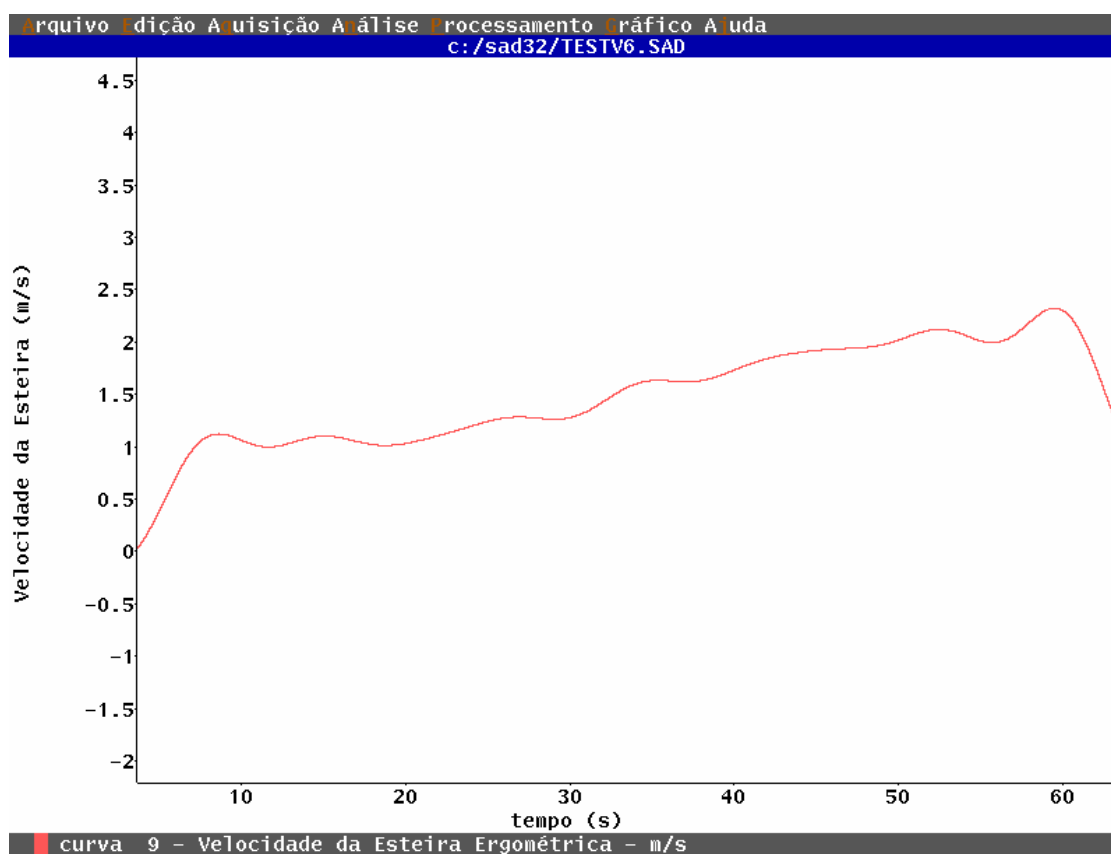


Figura 6.8 Sinal de velocidade da esteira ergométrica, em m/s, em aproximadamente 1 minuto de aquisição.

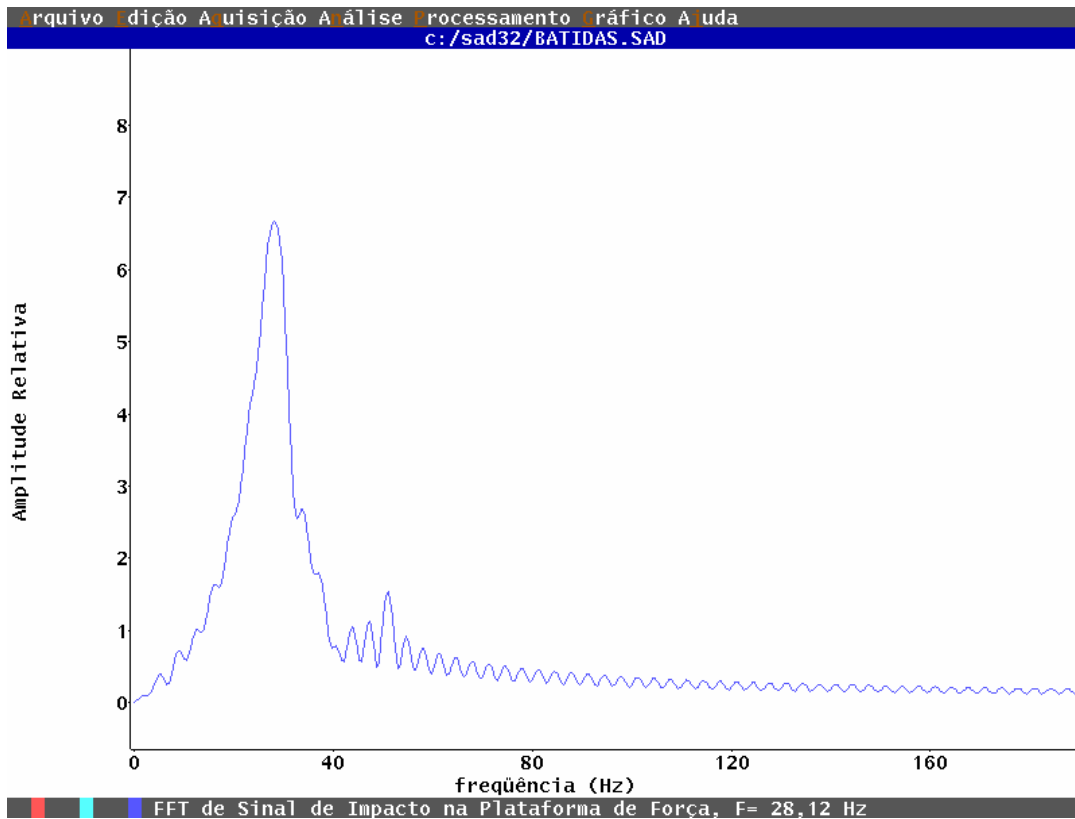


Figura 6.9 - Transformada rápida de Fourier de sinal de martelo de impacto, batida no centro da plataforma de força.

7. CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE CONTINUIDADE

7.1 Conclusões

Apesar dos limitados recursos disponíveis a execução deste projeto, conclui-se que os objetivos inicialmente propostos foram plenamente alcançados. A esteira ergométrica motorizada doada pela empresa Brascooper é um equipamento de uso pessoal, e não profissional. Tem limitações de tamanho de estrado, potência do motor, regulagem de velocidade, tempo de utilização e pouca robustez do conjunto.

Houve superdimensionamento da capacidade de carga máxima das plataformas para cerca de 5000 N. Na prática esta carga nunca seria atingida nas velocidades de ensaio e por pessoas normais. O melhor dimensionamento da carga máxima (2000 N) iria aumentar a sensibilidade das plataformas.

A calibração da plataforma mostrou erros médios aceitáveis, em torno de 3% (Apêndice A), não comprometendo a qualidade da instrumentação. As interferências do motor, rolos e cinta no sinal adquirido foram mínimas em comparação com ensaios com cargas estáticas. A geometria escolhida de plataforma de força mostrou-se adequada e com bom desempenho dinâmico no estrado e em várias velocidades (de 1,1 a 2 m/s, velocidades que abrangem caminhada e corrida em baixa velocidade). Os sinais obtidos na aquisição mostraram-se similares aos citados na bibliografia. O desempenho da placa condicionadora e de aquisição de dados também foi satisfatória. O custo total do projeto (R\$ 6200,00) permitiu concluir que é possível analisar impactos da marcha humana com um baixo investimento.

7.2 Sugestões de continuidade

A experiência obtida com este projeto permite para o futuro

aprimorar o sistema de plataformas de força e esteira ergométrica. Para melhor desempenho do sistema e segurança dos indivíduos, é fundamental utilizar uma esteira ergométrica profissional, de estrado maior e mais largo, com motor do tipo corrente contínua de maior potência, com controle eletrônico de velocidade.

A experiência mostrou que o arranjo de plataformas pode ser alterado para uma plataforma única ou duas plataformas lado a lado.

Para um estudo mais elaborado, sugere-se melhor aproveitamento das capacidades do software para o facilitar o pós processamento dos sinais e obtenção dos resultados para análise. É importante o estudo comparativo de aquisições de sinais com pessoas normais e portadoras de traumas e lesões e acompanhamento de profissionais da fisioterapia e fisioterapia.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alexander, R, Jayes, A. S, 1980. Fourier Analysis of Forces Exerced in Walking and Running. **Journal of Biomechanics**, v.13, p.383 - 390.
- Amadio, A. C. et alii, 1993, Relações Energéticas (Trabalho Mecânico) e Neuromusculares para a Corrida Considerando-se o Movimento na Esteira rolante e em Piso Fixo a Diferentes Velocidades. **Anais do V Congresso Brasileiro de Biomecânica**.
- Andriacchi, J. A. et alli, 1977. Walking Speed as a Basis for Normal and Abnormal Gait Measurements. **Journal of Biomechanics**, v. 10, p. 261-268.
- Bagesteiro, L. B., 1996. **Desenvolvimento de uma Plataforma para Análise de Forças Produzidas por Pessoas**. Dissertação de Mestrado. PROMEC – UFRGS
- Bresler, B, Frankel, J. P. (1950) – **The forces and moments in the leg during level walking** – Trans. ASME (jan) 27-36
- Bruniera, C. A. V., Amadio, A. C. (1993). Análise da força de Reação do Solo para o Andar e Correr com Adultos Normais do Sexo Masculino Durante a Fase de Apoio. **Anais do 5 Congresso Brasileiro de Biomecânica**.
- Bruniera, C. A. V., Amadio, A. C. (1993). Análise dos Fatores Biomecânicos Seleccionados para o Andar com Adultos Normais do Sexo Masculino em Relação à Força de Reação do Solo, Atividade Muscular e Variação Angular durante a Fase de Apoio: um Estudo de Caso. **Anais do 5 Congresso Brasileiro de Biomecânica**.
- Cavagna, G.A., Margaria, R. (1966). Mechanics of Walking. **Journal of Applied Physiology**, v. 21, p 271-278.
- Cavanagh, P. R., 1978. A Technique for Averaging Center of Pressure Paths From a Force Platform. **Journal of Biomechanics**, v. 11, p. 487-491.
- Cavanagh, P. R.; Lafortune, M. A, 1980. Ground Reaction Forces in Distance Running. **Journal of Biomechanics**, v. 13, p. 397, 406.

- CIO-DAS-801 (1996). **Users Manual**. Manual Técnico da Placa de Aquisição de Dados. LR Informática Ltda.
- CIO-EXP-GP (1996). **Manual**. Manual Técnico de Placa Condicionadora de Sinais. LR Informática Industrial Ltda.
- Clark, T. E et al. (1983). Effects of Shoe Cushioning Upon Ground Reaction Forces in Running. **International Journal of Sports and Medicine** v. 4, p. 247-251.
- Davis, B.; Cavanagh, P.; 1993. Decomposition of Superimposed Ground Reaction Forces into Left and Right Force Profiles. **Journal of Biomechanics**, 26, 593 - 597.
- Dingwell, J. B. et alii, 1996. Use of an Instrumented Treadmill for Real-Time Gait Symmetry Evaluation and Feedback in Normal and Trans-tibial Amputee Subjects. **Prosthetics and Orthotics International**, 20, 101-110.
- Dingwell, J. B; Davis, B. L, 1996. A Rehabilitation Treadmill With Software for Providing Real-Time Gait Analysis and Visual Feedback. **Journal of Biomechanical Engineering**, 118, 253-255.
- Frishberg, B. A., 1983. An Analysis of Overground and Treadmill Sprinting. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v 15, n 6, p 478 -485.
- Elfman, H (1939) – **The force exerted by the ground in walking** – *Arbeitsphysiologie* 10 477-483.
- Gola, M. M. (1978) – **Calibrations procedure of a new force plate** – ESB Meeting.
- He, J. et al. (1991). Mechanics of Running Under Simulated Low Gravity **Journal of Applied Physiology**, n. 71 v. 3, p. 863-870.
- Herzog, W. et alii, 1989. Asymmetries in Ground Reaction Force patterns in Normal Human Gait. **Medicine and science in Sports and Exercise**, 21, 110-114.
- Jacobs, N. A, Skorecki, J, 1976. Analysis of the Vertical Component of Force in Normal and Pathological Gait. **Journal of Biomechanics**, v. 5, 11-34.
- Kistler Instrumente AG Winterthur, 1996. **Operating Instructions - Gaitway Instrumented Treadmill**.
- Kistler Piezo Instrumentation, 1996. **Gaitway Instrumented Treadmill System Catalog**.

- KRAM, R; Powell, A. J, 1989. A Treadmill-Mounted Force Platform. **Journal of Applied Physiology**, n. 67 v. 4, p. 1692-1698.
- Lywood, D. W. et alii, 1987, Small, Triaxial Force Plate. **Medical & Biological Engineering & Computing**, 25, 698-701.
- Macellary, V. et alii, 1993. A Treadmill Instrumented With a Platform for Pressure Distribution Measurement. **Anais do 14º Congresso Internacional de Biomecânica**, Paris.
- Machado, D. B. et alii, 1993. Estudo de Características Cinéticas do Caminhar Humano em Duas Situações: Descalço e com Calçado Desportivo. **Anais do V Congresso Brasileiro de Biomecânica**.
- Munro, C. A. et al. (1987). Ground Reaction forces in Running: a Reexamination. **Journal of Biomechanics**, v. 20, 147-155.
- Ramey, M. R.; 1975. Force Plate Designs and Applications. **Exercise Sport Science review**, 3, 303 – 319.
- Roesler, H., 1996. Desenvolvimento de Plataforma de Força Multidirecional Subaquática para Utilização em Biomecânica. **Exame de Qualificação ao Doutorado**. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, PROMEC – UFRGS.
- Roesler, H., 1997. Desenvolvimento de Plataforma Subaquática para Medições de Forças e Momentos nos Três Eixos Coordenados para Utilização em Biomecânica. **Tese de doutorado**. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, PROMEC – UFRGS.
- Weineck, J.; 1990. **Funcional Anatomy in Sports**. Mosby Year Book, St Louis.