

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA DE FORÇAS PARA MEDIÇÃO E
ANÁLISE DOS ESFORÇOS VERTICAIS PARA MODELAMENTO BIODINÂMICO
DA CAMINHADA HUMANA

por

Marcelo André Toso

Dissertação para obtenção do Título de
Mestre em Engenharia

Porto Alegre, Junho de 2012

DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA DE FORÇAS PARA MEDIÇÃO E
ANÁLISE DOS ESFORÇOS VERTICAIS PARA MODELAMENTO BIODINÂMICO
DA CAMINHADA HUMANA

por

Marcelo André Toso
Engenheiro Mecânico

Dissertação 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 necessários para a obtenção do Título
de

Mestre em Engenharia

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos

Orientador: Prof. Dr. Herbert Martins Gomes

Comissão de Avaliação:

Prof. Dr. Jakson Manfredini Vassoler, PROMEC / UFRGS

Prof. Dr. Luiz Fernando Martins Kruehl, PPGCMH / UFRGS

Prof. Dr. Tiago Becker, ULBRA

Prof. Ph.D. Francis Henrique Ramos França
Coordenador do PROMEC

Porto Alegre, 06, Junho de 2012

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, pela vida, porque sem a graça de viver não poderíamos realizar os nossos sonhos.

Ao professor Dr. Herbert Martins Gomes, pela orientação, incentivo, apoio, amizade e transmissão de conhecimentos.

Ao Rodrigo Rodrigues de Barros, funcionário do laboratório GMAp/UFRGS.

Aos professores da banca, pela contribuição no resultado final do trabalho.

Aos meus familiares, que mesmo separados, estávamos juntos:

Meus pais Roberto Antônio Toso e Tânia Abramchuk Toso que, apesar dos momentos mais difíceis, sempre me incentivaram durante esta caminhada;

Aos meus irmãos Tatiane Toso e Renato Alencar Toso e minha prima Caroline Daiane Kulba, o meu muito obrigado;

A minha noiva Janeska Rossett, pelo enorme apoio e incentivo, que foram fundamentais para a realização deste trabalho.

Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES); pelo apoio financeiro dado à pesquisa.

Enfim, a todas as pessoas que contribuíram direta ou indiretamente no desenvolvimento deste trabalho.

RESUMO

O corpo humano pode interagir com as estruturas e estas interações são desenvolvidas através da aplicação de forças devido ao seu movimento. Uma estrutura pode sofrer alterações no seu comportamento dinâmico quando sujeita a cargas. Neste trabalho, o projeto e a construção de uma plataforma de forças é apresentado para medir as Forças de Reação do Solo (FRS) e aceleração para análise da marcha humana. A plataforma é constituída por duas placas colocadas lado a lado em relação à direção da caminhada, de modo que o sinal de força de cada pé pode ser adquirido separadamente em cada placa. A plataforma é projetada de forma a ser compatível com as frequências envolvidas nas medições. Cada placa tem três células de carga do tipo anel instrumentadas com *strain gauges*. A plataforma foi calibrada com um procedimento padrão e com uma nova metodologia utilizando redes neurais artificiais as incertezas dos parâmetros medidos (força e posicionamento x , y) foram avaliados. Um modelo de elementos finitos foi utilizado para avaliar as características dinâmicas da plataforma. Os resultados foram valores de frequência muito próximos aos medidos na análise experimental e confirmaram sua adequação ao uso, pois as frequências foram maiores do que as envolvidas na marcha humana. Características relevantes da FRS, como os picos de apoio de força, impulso e também a força de impacto, podem ser observadas a partir dos dados coletados. Os dados da FRS assim como os dados de aceleração medidos estavam condizentes com os valores apresentados na literatura.

Palavras-chave: biomecânica, plataforma de forças, medições experimentais, vibrações.

ABSTRACT

The human body may interact with the structures and these interactions are developed through the application of forces due to its motion. A structure may undergo changes in their dynamic behavior when subjected to loads. In this work, the design of a force platform is presented to measure the Ground Reaction Force (GRF) and acceleration for human gait analysis. The platform consists of two plates placed side by side in relation to the direction of walking, so that the signal from each foot can be acquired in separate in each plate. The platform is designed in order to be compatible with the frequencies involved in the measurements. Each plate has three ring-type load cells instrumented with strain gauges. The platform was calibrated with a standard procedure and with a new methodology using artificial neural networks the uncertainties of the measured parameters (force and position x , y) were evaluated. A finite element model was used to evaluate the dynamic characteristics of the platform. The results were frequencies values very close to those measured in the experimental analysis and confirm its adequacy to the use, because the frequencies were higher than the frequencies involved in the human gait. Relevant characteristics of GRF like the peaks of support force, impulse and the impact force could be observed from the data collected. The data of GRF as well as the measured acceleration data were consistent with values presented in the literature.

Keywords: biomechanics, force platform, experimental measurements, vibration.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
1.1 JUSTIFICATIVA	2
1.2 OBJETIVOS	2
1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	3
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	4
2.1 ANÁLISE DA MARCHA HUMANA	4
2.2 INSTRUMENTAÇÃO DAS PLATAFORMAS DE FORÇAS	8
2.3 HISTÓRICO DO PROJETO DE PLATAFORMAS DE FORÇAS.....	9
2.4 PLATAFORMAS DE FORÇAS COMERCIAIS.....	16
2.5 TRANSDUTORES DE FORÇA	19
2.5.1 Características Gerais dos Transdutores	21
2.6 EXTENSÔMETROS DE RESISTÊNCIA ELÉTRICA	22
2.6.1 Princípio de Funcionamento	22
2.6.2 Strain Gauge	27
2.6.3 Tipos de Extensômetros	27
2.6.4 Critérios para Seleção dos Strain Gauges	27
2.6.5 Geometria do Strain Gauge	28
2.6.6 Efeito da Temperatura	30
2.6.7 Ponte de Wheatstone	30
3 PROJETO E DESENVOLVIMENTO DA PLATAFORMA.....	35
3.1 COMPONENTES DE FORÇAS MEDIDAS.....	36
3.1.1 Equações de Equilíbrio Estático.....	37
3.1.1.1 Plataforma Esquerda	37
3.1.1.2 Plataforma Direita	39
3.2 PROJETO DAS CÉLULAS DE CARGA.....	39
3.2.1 Célula de Carga tipo Anel.....	40
3.2.1.1 Características da Célula de Carga e Extensômetros	42
3.2.1.2 Calibração das Células de Carga	44
3.3 CÁLCULO DA INCERTEZA NAS MEDIÇÕES DAS FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO E NA POSIÇÃO DE APLICAÇÃO DAS FORÇAS	46

3.4	CONDICIONADOR DE SINAIS.....	49
3.4.1	Projeto e Construção do Condicionador de Sinais	50
3.5	CIRCUITO DE FILTRAGEM	53
3.6	PLACA DE AQUISIÇÃO	55
3.7	FREQUÊNCIAS NATURAIS DA PLATAFORMA.....	56
3.7.1	Medições Experimentais	56
4	MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS (MEF)	60
4.1	ANÁLISE MODAL NUMÉRICA	60
4.1.1	Resultados das Frequências Naturais e Modos de Vibração	62
5	EXPERIMENTOS, RESULTADOS E DISCUSSÕES	64
5.1	MEDIÇÕES EXPERIMENTAIS UTILIZANDO AS PLATAFORMAS DE FORÇAS.....	64
5.1.1	Dados Adquiridos nas Plataformas de Forças Durante a Marcha	65
5.1.2	Visualização da Caminhada Humana em Tempo Real.....	68
6	AJUSTE DE UM MODELO BIODINÂMICO	70
7	CALIBRAÇÃO COMPLETA DO SISTEMA.....	74
7.1	DESCRIÇÃO DO PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO	74
7.2	CALIBRAÇÃO UTILIZANDO REDES NEURAIS ARTIFICIAIS	80
7.2.1	Etapas da Análise e Criação da Rede Neural Artificial	82
7.2.1.1	Resultados Obtidos com as Redes Neurais Artificiais.....	84
8	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....	90
	REFERÊNCIAS.....	93
	ANEXO A – Cotação de preços empresa EMG System	97
	ANEXO B – Cotação de preços empresa Kistler	99
	APÊNDICE A – Medições dos indivíduos participantes.	103
	APÊNDICE B – Curvas de FRS de indivíduos participantes.....	104
	APÊNDICE C – Valores dos três primeiros picos de força, frequência e aceleração. ..	105
	APÊNDICE D – Calibração plataforma completa: massa 24,8 Kg plataforma esquerda	106
	APÊNDICE E – Parecer Comitê de Ética em Pesquisa - CEP	107
	APÊNDICE F – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	108

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Componentes que estabelecem a base funcional do sistema de comando e controle de movimento.	5
Figura 2.2 – Diferença entre passo e passada	6
Figura 2.3 – Força de Reação de Solo para diferentes velocidades de locomoção.	7
Figura 2.4 – Força de Reação do Solo para caminhada lenta e rápida.	7
Figura 2.5 – Força de Reação do Solo membro inferior direito e membro inferior esquerdo.	8
Figura 2.6 – Plataforma de forças de Cunningham e Brown	10
Figura 2.7 – Plataforma de força de Petersen	10
Figura 2.8 – Plataforma de força de Gola	11
Figura 2.9 – Plataforma de força de Lywood <i>et al.</i>	12
Figura 2.10 – Plataformas de força montadas em tandem, vista superior.	13
Figura 2.11 – Plataforma de força de Bagesteiro	14
Figura 2.12 – Plataforma de força de Roesler durante a calibração	14
Figura 2.13 – Plataforma de forças de Cerutti	15
Figura 2.14 – Plataforma de forças de Urquiza	16
Figura 2.15 – Plataforma comercial modelo 4060-08	17
Figura 2.16 – Plataforma comercial modelo 9285BA	17
Figura 2.17 – Sinais de força de uma plataforma comercial	18
Figura 2.18 – Diagrama simplificado de um transdutor de força utilizando extensômetros.	20
Figura 2.19 – Diagrama tensão x deformação	23
Figura 2.20 – Elemento deformado axialmente.	23
Figura 2.21 – Efeito de Poisson.	24
Figura 2.22 – <i>Strain gauge</i> tipo folha e seus componentes	28
Figura 2.23 – <i>Strain gauge</i> uniaxial	29
Figura 2.24 – Roseta dupla a 90°	29
Figura 2.25 – Ponte de Wheatstone	31
Figura 3.1 – Plataforma inicialmente utilizada.	35

Figura 3.2 – Plataforma com reforços transversais.....	35
Figura 3.3 – Dimensões da plataforma de forças projetada.....	36
Figura 3.4 – Plataforma de força esquerda com posicionamento das células de carga. ..	37
Figura 3.5 – Plataforma de força da direita com posicionamento das células de carga. .	39
Figura 3.6 – Célula de carga tipo anel: parâmetros de projeto	40
Figura 3.7 – Célula de carga tipo anel instrumentada.....	43
Figura 3.8 – Montagem da célula de carga na plataforma.	43
Figura 3.9 – Calibração célula de carga 1	45
Figura 3.10 – Calibração célula de carga 2	45
Figura 3.11 – Calibração célula de carga 3	45
Figura 3.12 – Calibração célula de carga 4.....	45
Figura 3.13 – Calibração célula de carga 5.....	45
Figura 3.14 – Calibração célula de carga 6.....	45
Figura 3.15 – Diagrama funcional de um sistema de aquisição de dados.	50
Figura 3.16 – Esquema do circuito condicionador e amplificador de sinal da célula de carga.....	52
Figura 3.17 – Vista externa do condicionador/amplificador de sinais construído.	53
Figura 3.18 – Vista interna do condicionador/amplificador de sinais construído.	53
Figura 3.19 – Filtro passa-baixas utilizando um circuito RC.....	54
Figura 3.20 – Filtro passa-baixa confeccionado.....	55
Figura 3.21 – Placa de aquisição USB 1616FS	55
Figura 3.22 – Acelerômetro junto à plataforma.....	57
Figura 3.23 – Espectro de frequência do acelerômetro.	58
Figura 3.24 – Espectro de frequências da soma das forças lidas pelas três células de carga da plataforma da esquerda.....	58
Figura 4.1 – Análise da estrutura utilizando método dos elementos finitos.....	61
Figura 4.2 – Frequências naturais da análise modal	63
Figura 4.3 – Primeiro modo de vibração da plataforma de forças.....	63
Figura 5.1 – Montagem das plataformas.	64
Figura 5.2 – Dados da Força de Reação do Solo (FRS).	66
Figura 5.3 – Imagens do conjunto cinto, acelerômetro, condicionador de sinal e sua fixação na cintura da pessoa	67

Figura 5.4 – Sinal de aceleração vertical na cintura de um pedestre	68
Figura 5.5 – Visualização em tempo real das forças aplicadas nas plataformas e a posição em relação aos eixos coordenados.....	69
Figura 6.1 – Modelo biodinâmico de um grau de liberdade	70
Figura 7.1 – Pontos de aplicação de carga para calibração.....	75
Figura 7.2 – Calibração plataforma esquerda: massa balança e massa plataforma	76
Figura 7.3 – Calibração plataforma esquerda posição x: marcação plataforma e valor medido na plataforma.	77
Figura 7.4 – Calibração plataforma esquerda posição y: marcação plataforma e valor medido na plataforma.	77
Figura 7.5 – Calibração plataforma direita: massa balança e massa plataforma	78
Figura 7.6 – Calibração plataforma direita posição x: marcação plataforma e valor medido na plataforma.	78
Figura 7.7 – Calibração plataforma direita posição y: marcação plataforma e valor medido na plataforma.	79
Figura 7.8 – Organização em camadas da Rede Neural Artificial	81
Figura 7.9 – Dados de regressão da rede neural durante treinamento, teste e validação para posicionamento (x, y) da plataforma esquerda.	84
Figura 7.10 – Dados de regressão da rede neural durante treinamento, teste e validação para massa da plataforma esquerda.	85
Figura 7.11 – Dados de regressão da rede neural durante treinamento, teste e validação para posicionamento (x, y) da plataforma direita.	85
Figura 7.12 – Dados de regressão da rede neural durante treinamento, teste e validação para massa da plataforma direita.	86
Figura 7.13 – Comparação entre o EMQ da massa considerando medições da plataforma sem rede neural e ajuste rede neural plataforma esquerda.....	87
Figura 7.14 – Comparação entre o EMQ do posicionamento x, y considerando medições plataforma sem rede neural e ajuste rede neural plataforma esquerda.	88
Figura 7.15 – Comparação entre o EMQ da massa considerando medições plataforma sem rede neural e ajuste rede neural plataforma direita.....	88
Figura 7.16 – Comparação entre o EMQ do posicionamento x, y considerando medições plataforma sem rede neural e ajuste rede neural plataforma direita.	89

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Especificações técnicas da plataforma Kistler modelo 9285BA.	18
Tabela 3.1 – Resultados para dimensionamento da célula de carga.....	42
Tabela 3.2 – Características gerais das células de carga.....	43
Tabela 3.3 – Características do acelerômetro empregado na análise dinâmica da plataforma.....	57
Tabela 4.1 – Parâmetros utilizados na análise modal.....	61
Tabela 6.1 – Parâmetros biodinâmicos dos indivíduos	72

LISTA DE SÍMBOLOS

Lista de Siglas e Abreviaturas

DC	<i>Direct Current</i>
FRS	Força Reação do Solo
LVDT	<i>Linear Variable Differential Transformer</i>
UFPB	Universidade Federal da Paraíba
UFRGS	Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Caracteres Latinos

A	Área da seção transversal do condutor	[m ²]
$A(\omega_i)$	Harmônicos do espectro de acelerações	[Hz]
C	Capacitor	[F]
c	Coeficiente de amortecimento	[Ns/m]
ddp	Diferença de potencial	[V]
d_0	Diâmetro do condutor	[m]
D	Diâmetro	[m]
E	Módulo de elasticidade	[Pa]
f_c	Frequência de corte	[Hz]
F	Força aplicada na célula de carga	[N]
F_p	Taxa de passos	[Hz]
F_x	Força direção x	[N]
F_y	Força direção y	[N]
F_z	Força direção z	[N]
F_1	Força célula de carga 1	[N]
F_2	Força célula de carga 2	[N]
F_3	Força célula de carga 3	[N]
F_4	Força célula de carga 4	[N]
F_5	Força célula de carga 5	[N]
F_6	Força célula de carga 6	[N]

G	Ganho do condicionador de sinais	[Adimensional]
K	<i>Gauge factor</i>	[Adimensional]
l	Comprimento da célula de carga	[m]
L	Comprimento do condutor	[m]
m	Massa	[kg]
M_x	Momento direção x	[Nm]
M_y	Momento direção y	[Nm]
M_z	Momento direção z	[Nm]
P_d	Força pé direito	[N]
P_e	Força pé esquerdo	[N]
P_{FRS}	Força de reação do solo	[N]
r	Raio da célula de carga	[m]
R	Resistência elétrica	[Ω]
S_A	Sensibilidade do metal	[Adimensional]
t	Espessura da célula de carga	[m]
u	Deslocamento	[m]
\dot{u}	Velocidade	[ms]
\ddot{u}	Aceleração	[m/s ²]
ν	Coefficiente de Poisson	[Adimensional]
V_1	Tensão célula de carga 1	[V]
V_2	Tensão célula de carga 2	[V]
V_3	Tensão célula de carga 3	[V]
V_4	Tensão célula de carga 4	[V]
V_5	Tensão célula de carga 5	[V]
V_6	Tensão célula de carga 6	[V]
x_d	Coordenada x plataforma direita	[m]
x_e	Coordenada x plataforma esquerda	[m]
y_e	Coordenada y plataforma esquerda	[m]
y_d	Coordenada y plataforma direita	[m]

Caracteres Gregos

ΔE	Varição da tensão elétrica	[V]
ΔF_1	Incerteza força célula da carga 1	[N]
ΔF_2	Incerteza força célula da carga 2	[N]
ΔF_3	Incerteza força célula da carga 3	[N]
Δx	Incerteza posicionamento coordenada x	[cm]
Δy	Incerteza posicionamento coordenada y	[cm]
δL	Varição do comprimento	[m]
ε_a	Deformação axial	[Adimensional]
ε_m	Deformação mecânica	[Adimensional]
ε_t	Deformação transversal	[Adimensional]
ε_T	Deformação térmica	[Adimensional]
ρ	Resistência específica do material	[Ω]
σ_θ	Tensão na célula de carga	[Pa]
ω_0	Frequência natural de vibração	[rad/s]

1 INTRODUÇÃO

Plataformas de forças são equipamentos projetados para medir as forças exercidas por um corpo em uma superfície externa, ou seja, a superfície de contato. Uma das variáveis mais comumente investigadas durante a caminhada humana é a Força de Reação do Solo (FRS) e esta é mensurada com o uso de plataformas de forças. A FRS é uma força que atua do solo para o corpo que está em contato, representando uma resposta às ações musculares e ao peso corporal transmitido por meio dos pés. Uma análise dos dados da FRS indica que a componente vertical é a componente que possui maior magnitude, sendo por isso a mais importante e, conseqüentemente, a mais estudada, principalmente em pesquisas da área biomecânica, que visam quantificar as forças do movimento.

De acordo com Silva e Pimentel (2011), estruturas de concreto armado podem apresentar alterações em seu comportamento dinâmico quando ocupadas por pessoas, uma vez que o corpo humano tem massa e também dissipa energia de vibração. As frequências naturais da estrutura são alteradas quando ocupadas. Barker e Mackenzie (2008) chamam a atenção para estudos sugerindo que, em situações de multidão de pedestres, o amortecimento da estrutura pode aumentar, reduzindo a resposta estrutural. Os referidos estudos fornecem evidências de que em estruturas sujeitas ao fluxo de pedestres a dinâmica do corpo humano deve ser considerada, a fim de definir a carga de projeto ou então investigar seus efeitos corretamente.

O presente trabalho tem como finalidade a confecção de uma plataforma mecânica para medição de esforços oscilatórios de caminhada. Após o término, a mesma fornecerá a posição na qual a pessoa está pisando e o peso dela. O trabalho proposto tem dois objetivos interligados. O primeiro é a construção do sistema que permite medir estes esforços de caminhada com precisão e acurácia, avaliando-se posteriormente os dois parâmetros para o sistema construído. O segundo objetivo será o de medir a FRS na caminhada de pessoas a fim de caracterizar estes esforços para posterior utilização como carregamentos dinâmicos em estruturas. Para isto a maior variabilidade de biótipos de pessoas com seus respectivos padrões de caminhada são necessários para se ter um modelo que represente bem o fenômeno da caminhada humana.

Existem diversos modelos de plataformas de forças comercialmente disponíveis, para análise da marcha, equilíbrio, análises esportivas entre outras. Porém, uma dificuldade quanto

ao uso de plataformas comerciais está relacionada ao seu custo. No anexo A constam os orçamentos destes dispositivos e suas aplicabilidades. Para estudos relacionados à marcha humana, no mínimo duas plataformas comerciais são necessárias para capturar os dados da caminhada, dificultando seu uso, pois se tem um aumento significativo nos valores de projeto. Sendo assim, dependendo da aplicação e dos estudos que se quer realizar, a construção de uma plataforma torna-se uma alternativa que deve ser levada em conta, minimizando desta forma os custos envolvidos no projeto.

1.1 JUSTIFICATIVA

A justificativa desta pesquisa dá-se pela necessidade de aprofundar-se sobre o tema de biomecânica, principalmente no quesito de conhecer as Forças de Reação do Solo (FRS) envolvidas na cinemática do corpo humano. Informações necessárias para inúmeros projetos de engenharia que vão desde edificações a próteses utilizadas em cirurgias reparatórias. A plataforma projetada possui dimensões superiores aos dispositivos comercialmente disponíveis, podendo desta forma capturar uma passada completa, sem usar o artifício da utilização de pequenas plataformas em série, forçando o indivíduo a modificar a passada para poder realizar a marcha. Com o equipamento proposto e desenvolvido neste trabalho, pretende-se realizar a caracterização de um modelo biodinâmico, podendo, desta forma, analisar o comportamento de estruturas sujeitas a carregamentos dinâmicos, determinando a massa, rigidez e amortecimento modal presente na estrutura. A plataforma desenvolvida visa minimizar custos, facilitando seu uso para pesquisas envolvendo seres humanos, possibilitando a geração de uma alternativa mais econômica e apresentando-se como um atraente objeto de pesquisa.

1.2 OBJETIVOS

O objetivo geral do trabalho é realizar o projeto e o desenvolvimento de uma plataforma de forças para medição e análise dos esforços verticais da caminhada humana, podendo, desta forma, caracterizar um modelo biodinâmico que represente a mesma. Esse objetivo desdobra-se nos seguintes objetivos específicos:

- a) Projetar e desenvolver o aparato mecânico: plataforma de forças, células de carga, condicionador de sinais e circuito de filtragem;
- b) Calibração das células de carga bem como uma nova metodologia de calibração completa do sistema utilizando Redes Neurais Artificiais;
- c) Medições experimentais e análise dos resultados;

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

A dissertação está organizada para relatar um assunto específico em cada capítulo. O tema central aborda cada capítulo da seguinte forma: no Capítulo 1, apresenta-se uma introdução ao tema abordado, expondo a motivação do autor para realizar a pesquisa; no Capítulo 2, discursa-se sobre a revisão do estado da arte referente ao assunto, análise da marcha humana, apresentando também os modelos de plataformas de forças mais relevantes, características dos transdutores de forças e extensômetros de resistência elétrica; no Capítulo 3, consta o projeto e desenvolvimento da plataforma de forças; no Capítulo 4, apresenta-se a simulação numérica utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF); o Capítulo 5 apresenta os experimentos realizados, discussão e análise dos resultados; no Capítulo 6 é realizado o ajuste do modelo biodinâmico; o Capítulo 7 aborda sobre a calibração completa do sistema e uma nova proposta de calibração utilizando redes neurais artificiais; e, no Capítulo 8, finaliza-se o trabalho, com as considerações finais e as sugestões para futuras pesquisas.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 ANÁLISE DA MARCHA HUMANA

O ser humano se movimenta constantemente e uma das formas mais comuns de se movimentar é por meio da locomoção. Dentre as várias formas de locomoção, o andar é uma das que mais chama a atenção dos pesquisadores da área de comportamento motor, provavelmente por ser a forma de locomoção mais utilizada (Barela, 2005). O andar humano é um processo de locomoção em que o corpo ereto e em movimento é sustentado primeiramente por uma perna e em seguida pela outra perna, permanecendo pelo menos um pé em contato com o solo (Inman *et al.* 1994). Nos últimos anos o progresso das técnicas de medição, armazenamento e processamento de dados contribuíram enormemente para a análise do movimento humano e através da biomecânica e de suas áreas de conhecimento pode-se analisar os fenômenos e efeitos do movimento.

Por tratar-se de uma questão com alta dependência de resultados experimentais individuais, é necessário que a biomecânica preocupe-se com as questões relacionadas às medições, confiabilidade e incertezas. Somente desta forma é possível buscar métodos, medidas mais acuradas e precisas para a descrição do movimento humano. A plataforma de força é uma das alternativas utilizadas pela biomecânica para analisar a marcha humana.

Silveira Filho (1997) cita em seu trabalho que os movimentos de locomoção são altamente variáveis, não somente entre indivíduos, mas para um mesmo indivíduo a diferentes velocidades e diferentes tipos de calçados e apoios. Fatores como tipos de superfície em que o andar ocorre, condições ambientais e até mesmo a faixa etária de quem está andando podem alterar o padrão do andar. Quanto à faixa etária, Barela (2005) concluiu em seu trabalho que os idosos andam mais lentamente, com passadas mais curtas e com período de apoio mais longo se comparados com pessoas adultas. Quanto aos dados de impulso e da FRS estes também se mostraram diferentes no comparativo entre ambos os indivíduos. Além disso, o processo de locomoção humana necessita de um elaborado controle do sistema músculo-esquelético e do sistema nervoso. Amadio (2007) cita que o sistema de comando estabelece uma sequência relacionada ao processo de ativação de centros nervosos para o controle do movimento. Esta sequência de ativação dos padrões musculares pode modificar-se em função de respostas do sistema sensorial periférico, do controle articular ou mesmo por ação de outros receptores. A interação entre o sistema nervoso central, sistema nervoso periférico e o

sistema musculoesquelético define a base de funcionamento e comando de movimento, que tem por pressuposto um modelo constituído, fundamentalmente segundo o princípio de causa e efeito, conforme pode ser visualizado na Figura 2.1:

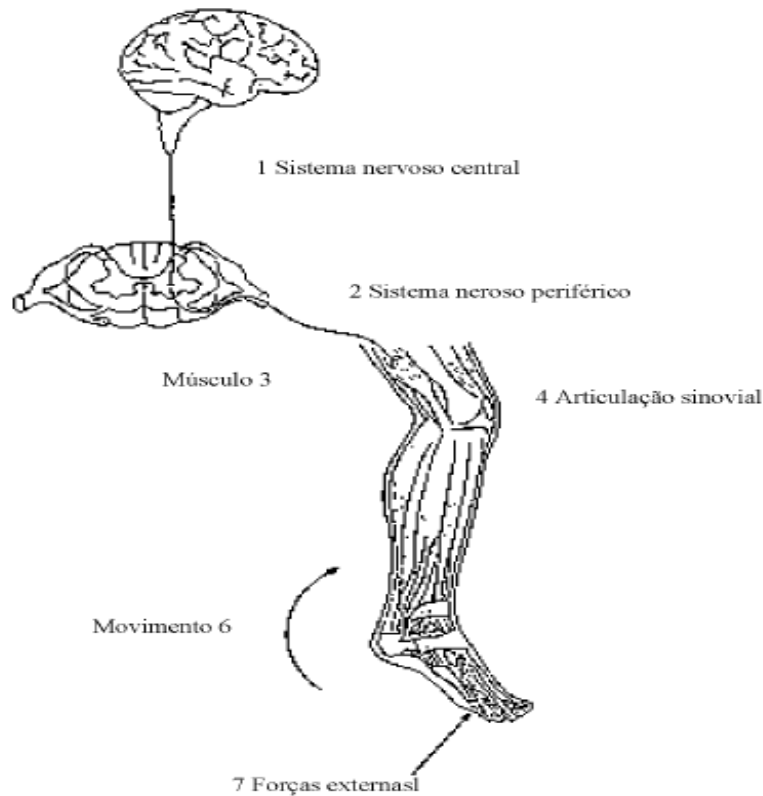


Figura 2.1 – Componentes que estabelecem a base funcional do sistema de comando e controle de movimento. (Fonte: Amadio, 2007).

Sendo assim, o caminhar não é um único fenômeno, mas muitos fenômenos, constituindo-se em um movimento de estrutura complexa para análise e interpretação. Desta forma, padronizar procedimentos de medida em biomecânica torna-se uma tarefa difícil.

A sequência de eventos que ocorrem no corpo humano, similar à proposta por Amadio (2007) para que uma pessoa consiga andar, foi citado por Castro Santos (2006), sendo: 1) registro de ação do movimento produzido através de comandos do sistema nervoso central; 2) transmissão destes comandos para o sistema periférico; 3) contração dos músculos envolvidos; 4) produção de forças e momentos articulares; 5) regulação de forças e momentos nas articulações; 6) deslocamentos dos segmentos; 7) geração de forças de reação do solo.

O andar é composto por ciclos repetidos de passos e passadas. Um ciclo do andar é caracterizado pelo início de um determinado evento por um membro e continua até que o mesmo evento se repita novamente com o mesmo membro. Um passo se refere ao início de

um evento por um membro até o início do mesmo evento com o membro contralateral. Passada se refere a um ciclo completo do andar, que se refere ao início de um evento por um membro até o início do mesmo evento com o mesmo membro (Barela, 2005). A Figura 2.2 apresenta a diferença entre passo e passada.

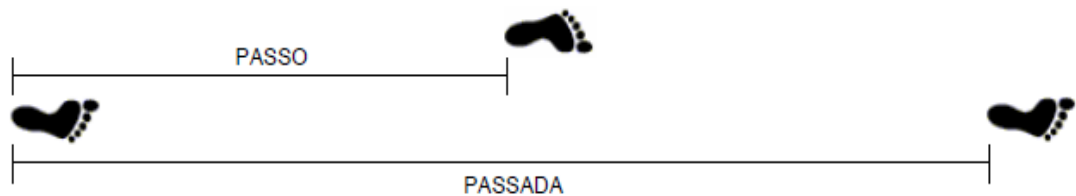


Figura 2.2 – Diferença entre passo e passada (Fonte: Barela, 2005).

A análise cinética é a descrição do movimento humano em termos de forças e essas forças podem ser internas ou externas. Forças internas incluem o resultado da atividade muscular, força gerada pelo estiramento, elasticidade do tecido mole, fricção interna bem como forças transmitidas pelos tecidos corporais. As forças externas são classificadas em: força de reação do solo, forças geradas por outras pessoas, cargas externas ou resistência, estas representam todas as interações físicas entre o corpo humano e o ambiente. A medida precisa dos movimentos fornece fundamentos sobre os quais se podem estabelecer a base da análise cinética. Como o movimento, a força é descrita por três componentes: magnitude, que indica a intensidade da força; direção, que requer a especificação de um sistema de coordenadas e sentido de deslocamento. As forças e os movimentos a elas associados são estudados pela cinética, que é parte da mecânica (Trew, 1997).

Quanto às diferenças entre as velocidades da marcha humana, Barela e Duarte (2010) apresentam dados da componente vertical (Figura 2.3) da FRS para três velocidades auto-selecionadas: lenta, confortável e rápida, com objetivo de ilustrar as diferenças e semelhanças conforme a velocidade adotada para se locomover. É importante notar que à medida que a velocidade da marcha aumenta a magnitude dos picos também aumentam e o vale diminuiu o que indica maiores acelerações. Os dados de FRS são normalizados pelo peso corporal (PC) do indivíduo. Dados da fase do apoio (%) também são normalizados, na qual se estabelece que o início dos dados da FRS corresponda a 0% e o final a 100%.

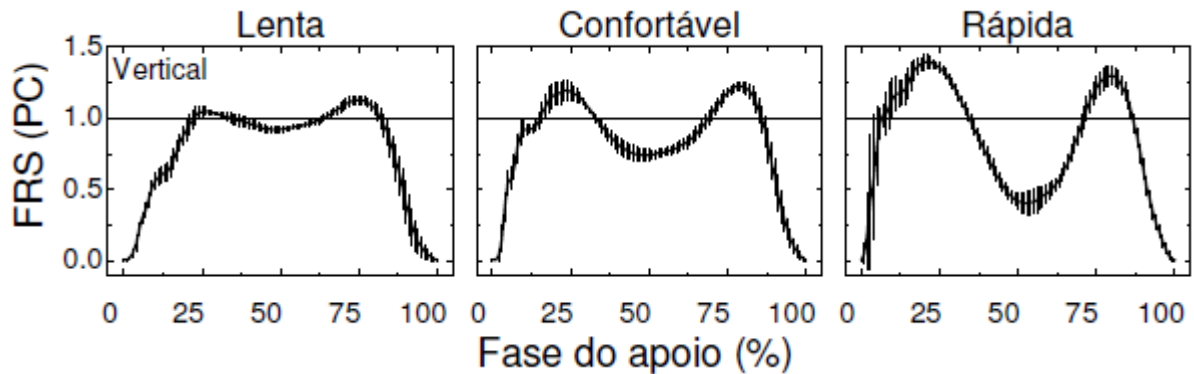


Figura 2.3 – Força de Reação de Solo para diferentes velocidades de locomoção.

(Fonte: adaptada de Barela e Duarte 2010).

Cross (1999) afirma que em situações de velocidades de caminhada rápida, a magnitude do segundo pico da FRS solo diminui. A Figura 2.4 ilustra dados para caminhada lenta e caminhada rápida. Conforme descrito inicialmente, na presente dissertação somente esforços verticais são considerados, embora amplitudes de forças horizontais representem aproximadamente 15% da amplitude da força vertical em análises da marcha humana. A linha tracejada na Figura 2.4 representa a força horizontal da FRS.

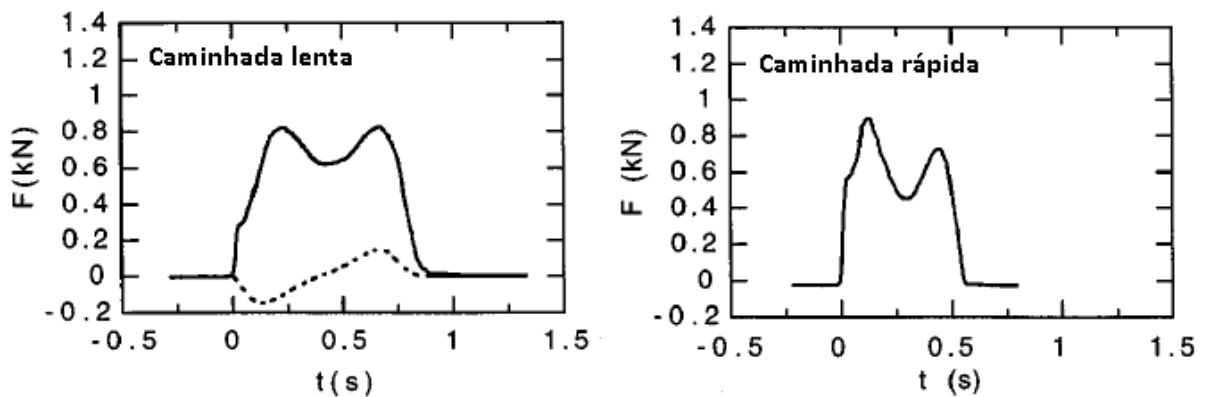


Figura 2.4 – Força de Reação do Solo para caminhada lenta e rápida.

(Fonte: adaptada de Cross, 1999)

Segundo Barela (2005) uma das variáveis mais comumente investigadas durante a caminhada é a Força de Reação do Solo (FRS), esta é mensurada com o uso de plataformas de forças. A FRS é uma força que atua do solo para o corpo que está em contato, representando uma resposta às ações musculares e ao peso corporal transmitido por meio dos pés. Durante a marcha, os dois pés ficam em contato com o piso, simultaneamente, em cerca de $\frac{1}{4}$ do tempo,

e os efeitos no centro de massa do corpo (centro de gravidade do corpo) resultam da soma das forças de reação que atuam em ambos os pés. Durante os $\frac{3}{4}$ de tempo restantes, apenas a força de reação nesse pé influencia o movimento do centro de massa do corpo (Meglan e Todd, 1998). A Figura 2.5 ilustra uma curva característica da FRS com dois picos e um vale, membro inferior direito e membro inferior esquerdo respectivamente. Maiores detalhes quanto às características das curvas serão abordados no capítulo 5.

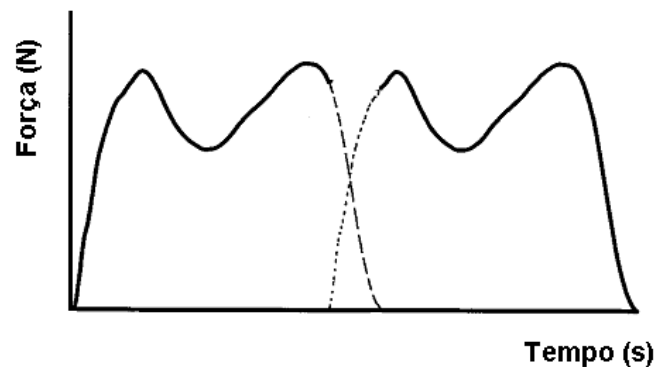


Figura 2.5 – Força de Reação do Solo membro inferior direito e membro inferior esquerdo.

2.2 INSTRUMENTAÇÃO DAS PLATAFORMAS DE FORÇAS

Basicamente existem dois tipos de metodologias que podem ser usadas para a construção das plataformas de forças: (i) uso de *strain gauges* para a instrumentação dos transdutores (esta metodologia será descrita detalhadamente em capítulos subsequentes) ou (ii) a utilização de materiais piezoelétricos.

A piezoelectricidade é uma propriedade encontrada em determinados materiais na natureza (ou construídos pelo homem), como por exemplo, nas cerâmicas de titanato de bário e nos cristais de quartzo. Estes materiais são capazes de gerar elevadas tensões elétricas alternadas quando submetidos a esforços de compressão ou tração alternados. Esse fenômeno pode ser causado por bater ou torcer o material apenas o suficiente para deformar o seu cristal, sem fraturá-lo. O efeito também funciona no modo oposto, o material pode deformar-se ligeiramente quando uma pequena corrente elétrica é aplicada.

A instrumentação de plataformas de força usando materiais piezoelétricos apresenta algumas vantagens se comparado com o uso de *strain gauges*: alta frequência natural, linearidade, repetibilidade e baixa histerese. Plataformas que utilizam materiais piezoelétricos normalmente apresentam maior custo se comparado com *strain gauges*, pois estas plataformas

são mais elaboradas e as células de carga são mais eficientes fornecendo uma maior precisão nas medidas realizadas. Quanto ao carregamento, cargas estáticas não podem ser medidas usando estes materiais, pois quando a pressão sobre o cristal é retirada, a polarização desaparece, voltando à condição inicial, sendo elas somente aplicáveis com grandezas que variam com o tempo. Isto é um fator determinante que deve ser considerado quando se adotar esta metodologia.

Na seção subsequente é apresentado um breve histórico do projeto de plataformas de forças utilizadas em biomecânica, pois são vários trabalhos que tratam desse tema. Esta revisão do estado da arte será apresentada em ordem cronológica.

2.3 HISTÓRICO DO PROJETO DE PLATAFORMAS DE FORÇAS

No ano de 1895 surge à primeira plataforma de forças para utilização em biomecânica. Esta consistia de tubos espirais de borracha que foram montados em uma estrutura de madeira, com o objetivo de medir a componente vertical da força exercida pelos pés contra o solo durante saltos verticais.

Enquanto a plataforma anterior mensurava somente esforços verticais, Elftman (1938) construiu uma plataforma para medir os esforços verticais e horizontais do caminhar humano. Esta plataforma possuía uma base fixa suportada por quatro molas lineares, que quando solicitadas permitiam certo deslocamento, sendo que esse deslocamento era medido opticamente através de um ponto fixo, permitindo, desta forma, calcular os esforços envolvidos.

A primeira plataforma utilizando *strain gauge* como metodologia para instrumentação dos transdutores de força foi projetada e construída por Cunningham e Brown, (1952). Esta plataforma possuía uma base de aço e quatro colunas cilíndricas, sendo que cada coluna (transdutor) possuía seis extensômetros que tinham como função medir os esforços nos três eixos (x,y,z). Uma placa de alumínio era utilizada na parte superior da plataforma, enquanto que uma de aço fixava a plataforma ao solo, superfície inferior. Quanto ao seu funcionamento, solicitações verticais eram transmitidas aos transdutores axialmente, sendo assim, os quatro elementos eram comprimidos. Enquanto que para solicitações horizontais os transdutores sofriam flexão. A Figura 2.6 apresenta a plataforma desenvolvida por ambos os pesquisadores.

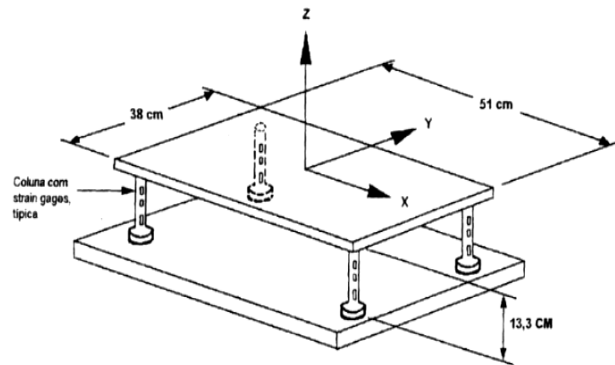


Figura 2.6 – Plataforma de forças de Cunningham e Brown, (1952).

No ano de 1959 surge a primeira plataforma de forças utilizando sensores do tipo transformador linear diferencial variável (LVDT) de funcionamento indutivo. O LVDT é constituído de bobinas e um núcleo interno. O deslocamento do núcleo no interior da bobina induz a circulação de corrente proporcional ao deslocamento. Esta plataforma foi desenvolvida por Greene e Morris (1959).

Petersen (1964) confeccionou uma plataforma de forças composta por quatro vigas engastadas na forma de cruz, com as extremidades fixas na base e o centro fixo na superfície de contato, ou seja, consiste de uma placa quadrada com os cantos suportados pela extremidade livre de vigas em balanço instrumentadas. Esta plataforma possuía alta linearidade e utilizava ponte de Wheatstone completa. A resposta de saída era independente do ponto de aplicação da carga sobre a superfície de contato. Quanto a desvantagens cita-se: somente esforços verticais eram mensuráveis. O posicionamento dos *strain gauges* bem como o modelo da plataforma pode ser visto na Figura 2.7.

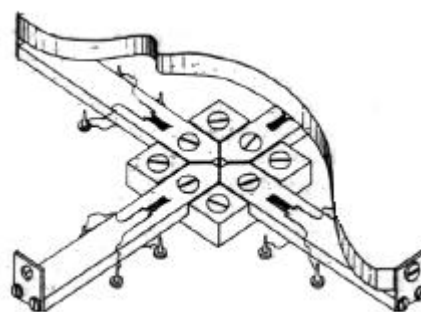


Figura 2.7 – Plataforma de força de Petersen (1964).

Surgiu, então, um novo conceito de plataforma de forças, onde Gola (1980) mostrou que a plataforma poderia ser suspensa. Neste projeto, ao invés da plataforma se apoiar sobre os elementos transdutores, ela é suspensa por eles. Gola classificou as plataformas em dois grupos: plataformas suportadas e plataformas suspensas.

Forças e momentos nos três eixos podem ser medidos com esse tipo de plataforma. A grande vantagem desse modelo é que os esforços envolvidos podem ser separados em diferentes eixos, com bastante eficácia. Lâminas são utilizadas para colagem dos extensômetros sem problema de flambagem ou instabilidade dinâmica. Outra vantagem é o fato de os transdutores terem sido projetados especialmente pra esta aplicação. Porém, tem-se como desvantagens a dificuldade de fabricação e alinhamento das estruturas laterais. Esta plataforma é triangular equilátera com 620 mm de lado, suspensa conforme pode ser observado na Figura 2.8. Quanto aos transdutores, segundo Gola (1980), estes foram especialmente projetados para esta aplicação, de maneira a fornecer as saídas desejadas. As vantagens obtidas com a utilização destes elementos é que suas posições no espaço não são afetadas pela deformação da placa superior, não sendo submetidas à flexão. Teoricamente não ocorrem interferências entre os transdutores.

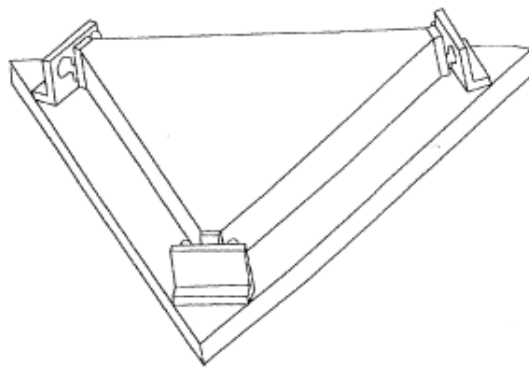


Figura 2.8 – Plataforma de força de Gola (Fonte: Cerutti 2003).

Lywood *et al.* (1987) construiu uma plataforma de forças para pesquisa e monitoração da postura de pequenos animais. A plataforma mede forças nos três eixos ortogonais. Segundo Roesler (1997), para componentes horizontais, este sistema emprega o princípio de transferência dos componentes de forças através de um membro não ativo suspenso, relativamente rígido para membros ativos suspensos colocados perpendicularmente (F_x) e paralelamente (F_y) a este membro rígido, assim os membros ativos funcionam como vigas que deformam no plano vertical.

A plataforma é composta por uma base na qual são engastados os blocos “C”. Estes são unidos aos elementos “B”, que ligam a viga “D” e as barras “A”. Nos elementos “A”, “B” e “C” são colados os extensômetros para medição dos esforços. Essa plataforma é apresentada na Figura 2.9, bem como o posicionamento dos *strain gauges* colados na estrutura.

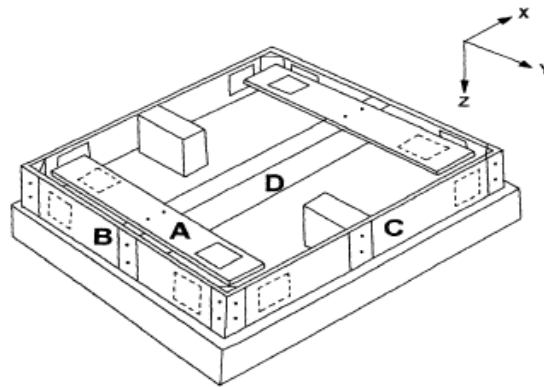


Figura 2.9 – Plataforma de força de Lywood *et al.* (1987).

Facilidade de instrumentação, posicionamento dos sensores, saídas individuais para cada variável medida de acordo com as direções preferenciais de deformações, linearidade, são algumas das vantagens que podem ser citadas para esse tipo de plataforma de força.

Na década de 90 vários trabalhos surgiram, devido à evolução da tecnologia. O acesso a transdutores de forças e a outros métodos de aquisição de dados tornou-se mais fácil realizar estudos envolvendo plataformas de forças, desta forma a qualidade das medidas também foi significativamente melhorada. A Universidade Federal do Rio Grande do Sul contribuiu bastante durante essa década, podendo-se citar vários trabalhos que surgiram nesse período:

O projeto de duas plataformas montadas em tandem foi proposto por Silveira Filho (1997) este utilizou plataformas com dimensões de 350 mm x 450 mm de aço carbono. Essas duas plataformas foram montadas uma em frente da outra num estrado (tandem), tendo assim um comprimento de passada de 900 mm. As duas plataformas foram utilizadas para instrumentalizar uma esteira ergométrica comercial, permitindo assim uma análise dinâmica de impactos na marcha humana. A vantagem desse 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 os parâmetros de velocidade e inclinação da esteira. (Silveira Filho 1997). Somente forças na direção F_z (vertical) foram consideradas nesse projeto. Para o projeto da estrutura da plataforma, seguiram-se os princípios gerais propostos

por Lywood *et al.* (1987) sendo que a estrutura foi dimensionada para uma carga maior. Os extensômetros foram colados nas travessas longitudinais, onde ocorre o maior momento fletor das barras, ou seja, o mais próximo possível das travessas axiais de 154 mm. Foram colados quatro extensômetros nos pontos de máxima deformação, dois na parte superior e dois na parte inferior, formando uma ponte de Wheatstone completa. Segundo Silveira Filho (1997) houve um superdimensionamento da capacidade de carga máxima da plataforma (5000 N), na prática essas cargas nunca seriam atingidas por pessoas normais. O autor concluiu que um melhor dimensionamento da carga máxima (2000 N, por exemplo) possibilitaria um aumento de sensibilidade da plataforma de força.

A Figura 2.10 mostra uma vista superior das duas plataformas montadas em tandem.

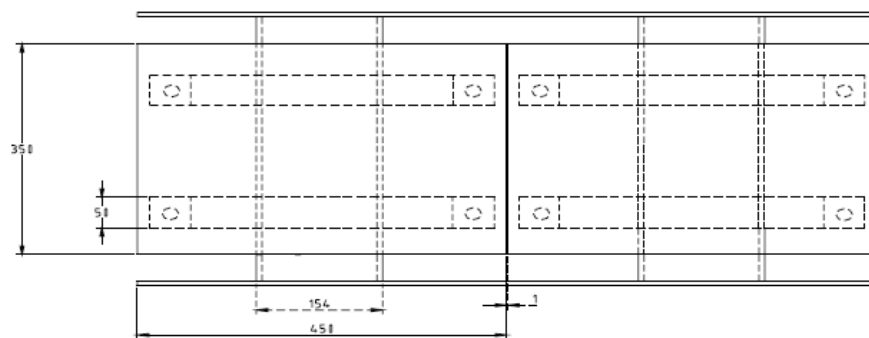


Figura 2.10 – Plataformas de força montadas em tandem, vista superior.

(Fonte: Silveira Filho, 1997).

Uma plataforma utilizada para medições de saltos de nadadores foi desenvolvida por Bagesteiro (1996). Esta plataforma possuía as dimensões de 500 mm x 500 mm apoiada em quatro transdutores, possibilitando a medição de forças e momentos nas direções x, y e z. As células de carga eram octogonais e cada célula possuía oito extensômetros de resistência elétrica, ligados em duas pontes de Wheatstone, apresentando um comportamento eficiente quanto ao desacoplamento das forças vertical e horizontal. Bagesteiro encontrou dificuldades relacionadas à união dos transdutores nas placas superior e inferior, visto que os transdutores eram parafusados nessas placas, ocasionando problemas com a rigidez desse acoplamento. A Figura 2.11 ilustra a plataforma de forças projetada por Bagesteiro.

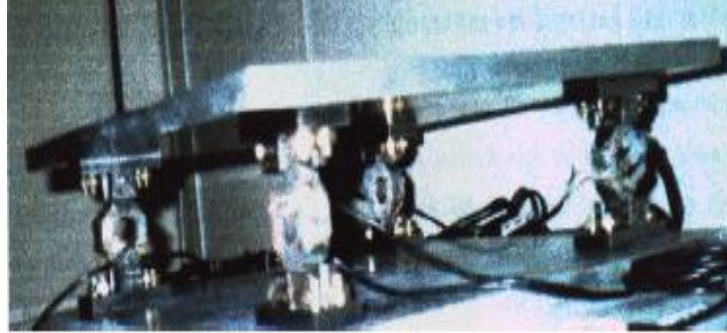


Figura 2.11 – Plataforma de força de Bagesteiro (Fonte: Bagesteiro, 1996).

Roesler (1997) utilizou a geometria proposta por Lywood *et al.* (1987), porém sua plataforma era capaz de medir os momentos nas direções x , y e z , estes esforços não eram mensurados no trabalho de Lywood. A estrutura foi redimensionada para possibilitar cargas exercidas por seres humanos. Sendo assim, a plataforma media forças e momentos nos três eixos. Cada direção de força ou momento era medida por uma ponte completa de Wheatstone, estas medições eram independentes, evitando desta forma operações entre os canais de medições. Seu desenvolvimento destinava-se para o uso subaquático e também para aplicações de biomecânica em geral. A Figura 2.12 apresenta a plataforma construída por Roesler em fase de calibração.

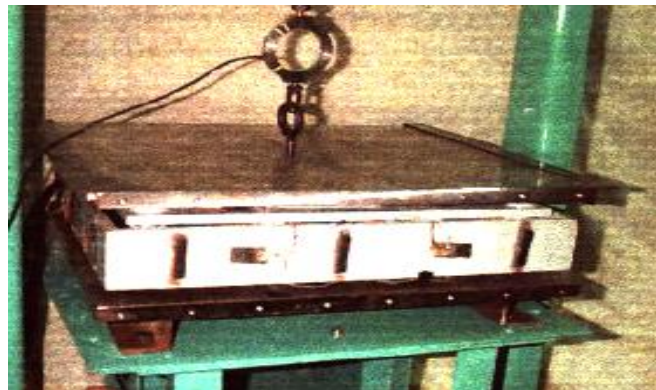


Figura 2.12 – Plataforma de força de Roesler durante a calibração (Fonte: Roesler, 1997).

Para medir os esforços do vento Cerutti (2003) desenvolveu uma plataforma de forças com dimensões de 160 mm x 160 mm capaz de medir as seis componentes do esforço do vento resultante na base de um modelo reduzido (F_x , F_y , F_z , M_x , M_y , M_z) quando ensaiado em túneis de vento. Seu projeto levou em consideração o modelo de Lywood *et al.* (1987) e também o utilizado por Roesler (1997). De acordo com Cerutti (2003) plataformas que serão

utilizadas em túneis de vento, devem ter seus esforços bem desacoplados, ou seja, o carregamento em um eixo não pode ocasionar distorções no carregamento de outro eixo. Chamado de interferência entre componentes (*cross talk*), o acoplamento de forças e momentos devem ser minimizados por meio de um projeto mecânico cuidadoso. Nesse projeto foi considerada uma ponte de Wheatstone completa para cada direção, sendo dois pontos solicitados a tração e dois pontos solicitados a compressão para cada eixo ou componente. Cerutti (2003) cita ainda a importância de levar em consideração fatores como temperatura, pressão e umidade durante o dimensionamento de uma plataforma, para que esses fatores não venham interferir nos resultados das medições experimentais. Durante o desenvolvimento de seu projeto foram encontrados problemas com a sensibilidade do equipamento, alterações foram realizadas no projeto original, pois durante os ensaios dinâmicos verificou-se que o sistema estava rígido em demasia. As alterações contribuíram para uma melhor precisão do equipamento. A Figura 2.13 apresenta o projeto da plataforma de forças de Cerutti (2003).

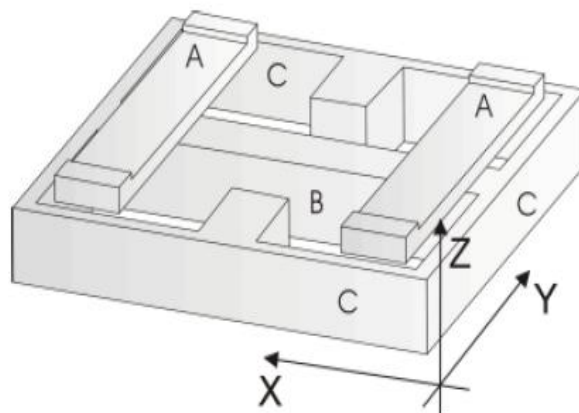


Figura 2.13 – Plataforma de forças de Cerutti. (Fonte: Cerutti 2003).

Para finalizar esta revisão bibliográfica, é citado o trabalho realizado por Urquiza (2005) junto a Universidade Federal de Uberlândia. Urquiza construiu uma plataforma que utilizou quatro células de cargas instrumentadas com *strain gauges*, podendo medir esforços em três direções ortogonais. Destaca-se em seu trabalho a preocupação em que as frequências naturais da plataforma sejam bem superiores às frequências dos sinais a serem medidos, nesse sentido tenta-se produzir superfícies com máxima rigidez aliada à mínima massa. Quanto às células de carga, este trabalho utilizou as geometrias básicas dos transdutores utilizados por

Bagesteiro (1996), efetuando-se alterações quanto à fixação, raios, espessura entre outras. A Figura 2.14 apresenta a plataforma de forças projetada por Urquiza.



Figura 2.14 – Plataforma de forças de Urquiza (Fonte: Urquiza, 2005).

Após realizar esta revisão bibliográfica, pode-se concluir que os diversos modelos de plataformas de forças citados possuem características em comum e novos projetos surgem com o uso de estudos já realizados no passado. Segundo Roesler (1997) as plataformas são compostas de no mínimo dois componentes: (i) a superfície que faz a interface entre o instrumento de medição e o objeto que exerce a ação a ser mensurada; denominada superfície de contato e (ii) o projeto dos transdutores instalados na superfície e o contato com o solo.

Através da revisão na literatura observa-se que não foram encontrados trabalhos como o proposto nessa dissertação, pois todas as plataformas citadas tratam de estruturas teoricamente pequenas, não permitindo realizar caminhada sobre elas. Embora o trabalho de Silveira Filho (1997) permitisse realizar a caminhada, este utilizou um equipamento comercial para mensurar tais fenômenos (esteira ergométrica marca Brascooper).

2.4 PLATAFORMAS DE FORÇAS COMERCIAIS

Existem diversos modelos de plataformas de forças comercialmente disponíveis. A empresa (Bertec Corporation, 2012) é uma das empresas fabricantes. Um exemplo que pode ser citado é a série 4060 apropriada para análise de marcha, equilíbrio, análises esportivas, estática e dinâmica. O modelo 4060-08 é utilizado comumente para análise clínica podendo também ser usada em pesquisas da marcha humana. Cada plataforma de força consiste de transdutores de carga que medem seis componentes: três forças ortogonais e os momentos em relação a cada eixo. A plataforma contém um amplificador de ganho digital de 16 bits

embutido e uma unidade de condicionamento de sinais. Um pacote de softwares está disponível para permitir uma rápida coleta de dados. A fabricante também disponibiliza bibliotecas de softwares sob solicitação para pesquisadores que necessitam desenvolver seu próprio software de aquisição de dados. Normalmente essas plataformas apresentam superfície de alumínio, possuem variações quanto ao carregamento, boa resolução e alta frequência natural. A Figura 2.15 apresenta a plataforma modelo 4060-08.



Figura 2.15 – Plataforma comercial modelo 4060-08 (Fonte: Bertec Corporation, 2012).

Outro fabricante conceituado no mercado internacional é a empresa (Kistler, 2012). A plataforma de forças da Figura 2.16 é composta por uma base de vidro, desta forma, possibilita simultaneamente a medição da força assim como a filmagem da superfície de contato dos pés, as células de carga utilizam materiais piezoelétricos. Esta plataforma oferece excelente precisão e linearidade e sua estrutura pode suportar sobrecargas. É usada em avaliações ortopédicas, neurológicas e avaliações de atletas em diversos esportes.

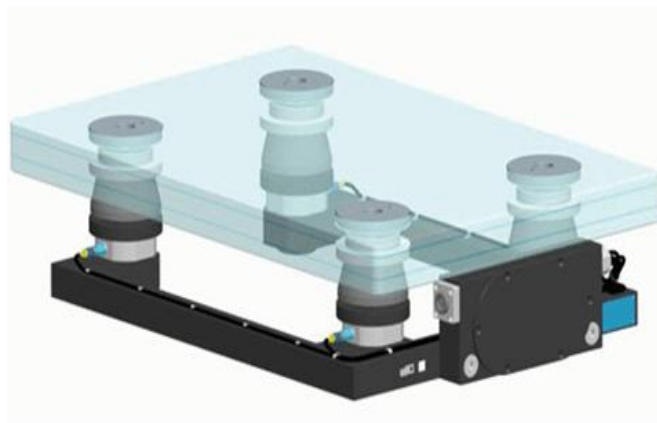


Figura 2.16 – Plataforma comercial modelo 9285BA (Fonte: Kistler, 2012).

Informações técnicas da plataforma como frequência natural, sensibilidade, capacidade nominal entre outras, podem ser visualizadas na tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Especificações técnicas da plataforma Kistler modelo 9285BA.

Specifications			Type 9285BA...
Model			Glass plate
Measuring Range	Fx, Fy	kN	±2.5
	Fz	kN	0...10
Crosstalk	Fx ↔ Fz	%	≤±2
	Fx, Fy → Fz		
	Fz → Fx, Fy	%	≤±0.5
Natural Frequency	f _{nx} , f _{ny}	kHz	≈0.3
	f _{nz}	kHz	≈0.5
Operating temperature range			°C 0...60
Length			mm 600
Width			mm 400
Height			mm 150.4
Sealing			IP65
Mass			kg 45
Further information			see data sheet

Fonte: Kistler, 2012

Os sinais capturados por esse tipo de plataforma de forças podem ser visualizados na Figura 2.17. A Figura apresenta o comportamento das forças (Fx, Fy e Fz) obtidas durante uma avaliação da marcha humana no domínio do tempo.

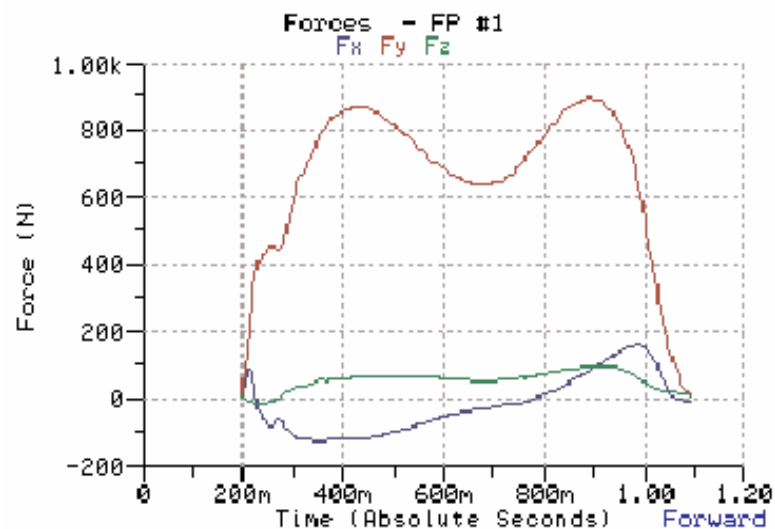


Figura 2.17 – Sinais de força de uma plataforma comercial (Fonte: Kistler, 2012).

Tratando-se de empresas fabricantes nacionais de plataformas de força cita-se a empresa EMG System localizada em São Paulo. A empresa possui, uma grande variedade de sistemas de aquisição de sinais e transdutores. Recentemente, esta realizou uma parceria inédita no Brasil com o clube de futebol Corinthians, fornecendo plataformas de forças para o

laboratório de reabilitação do referido clube. No laboratório, os profissionais do Corinthians medem a força de contato, os ângulos e as velocidades das articulações durante os movimentos de salto, corrida, chute, entre outros movimentos de acordo com a necessidade clínica do atleta. Três plataformas de forças são instaladas, medindo-se as forças de reação dos apoios durante a aceleração e a desaceleração, analisando como esses esforços afetam as articulações e os músculos do atleta. Além disso, é possível também diagnosticar se a forma da pisada do jogador é correta ou não, podendo avaliar individualmente os atletas e treinar a área mais deficiente do jogador, minimizando o risco de lesões.

Uma dificuldade quanto ao uso de plataformas comerciais esta relacionada ao seu custo, (Anexo A cotação de preços da empresa EMG System). Segundo Barela (2005) para registrar dados da força de reação do solo (FRS) acerca das duas pernas, então duas plataformas devem ser montadas com uma pequena distância entre elas. Porém, para se obter uma melhor análise, alguns laboratórios dispõem de três ou quatro plataformas em série para registrar vários passos ou garantir que pelo menos um passo seja registrado, não importando como o individuo andou. Desta forma, utilizando apenas duas plataformas comerciais modelo BIOMECH 400 da empresa EMG System com dimensões 500x500x110 tem-se um custo de aproximadamente R\$ 46.000,00 conforme informações do Anexo A. Tratando-se de empresas internacionais esse valor pode ser o dobro, conforme cotação de preços do Anexo B da empresa Suíça Kistler. O valor de duas plataformas comerciais modelo 9286BA com dimensões de 400x600x35 situa-se em torno de R\$ 112.000,00 mais impostos de importação. Sendo assim, dependendo da aplicação e dos estudos a serem realizados, a construção de uma plataforma de forças torna-se uma alternativa que deve ser levada em conta, diminuindo desta forma os custos envolvidos no projeto deste equipamento.

2.5 TRANSDUTORES DE FORÇA

Transdutores são dispositivos que quando excitados por força, fornecem uma resposta de (saída) proporcional à excitação (entrada). A grandeza que se quer medir, no caso a força é processada pelo transdutor que a transforma em uma grandeza de outra natureza. São equipamentos eletromecânicos que medem cargas estáticas ou dinâmicas, nas situações que não ocorrem grandes deslocamentos, e as convertem em sinais elétricos para posterior análise.

O princípio de funcionamento dos transdutores de força ou carga é baseado na deformação que sofre o material quando submetido à aplicação de uma força. Ou seja, por

meio de materiais como *strain gauges*, dispostos em um pequeno conjunto mecânico, mede-se a deformação, convertendo o sinal elétrico em força ou carga.

Outra definição similar foi estabelecida por Dally (1993): “Transdutores são dispositivos eletromecânicos que convertem uma alteração mecânica, como deslocamento ou força, em uma alteração em um sinal elétrico que pode ser monitorado depois de um apropriado condicionamento”.

A Figura 2.18 apresenta esquematicamente, segundo Roesler (1997) o funcionamento de um transdutor de forças.

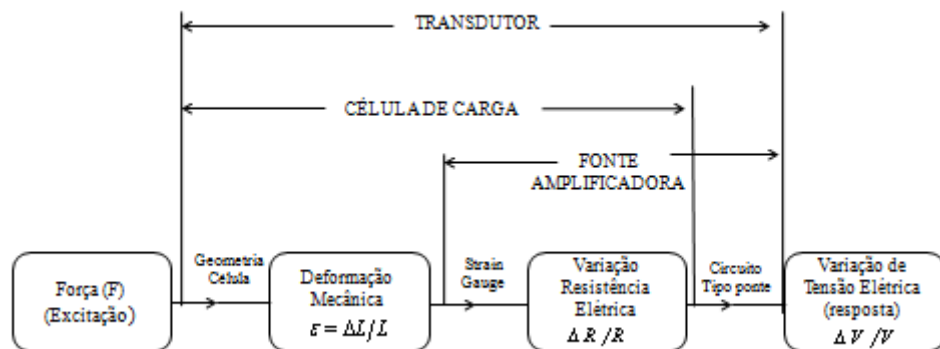


Figura 2.18 – Diagrama simplificado de um transdutor de força utilizando extensômetros.

(Fonte: Roesler, 1997).

Existem vários tipos de transdutores que são utilizados em medições das mais diversas grandezas físicas: transdutores capazes de medir sinais de movimento, vibrações e acelerações. Estes podem ser elétricos, mecânicos ou ópticos entre outros. Transdutores elétricos são largamente utilizados por possuírem facilidade de utilização e a aquisição dos dados se torna mais fácil. São exemplos de transdutores elétricos: LVDT (*Linear Variable Differential Transformer*), acelerômetros e os extensômetros de resistência elétrica.

No presente trabalho serão utilizados extensômetros resistivos para a instrumentação dos transdutores de força. Seu funcionamento será abordado de maneira mais detalhada na seção 2.6. De acordo com Gertz (2002) um transdutor extensométrico é um dispositivo à base de extensômetros de resistência elétrica, convenientemente colados sobre regiões da superfície de um elemento elástico. Estes são ligados eletricamente entre si em uma ponte de Wheatstone, que fornece um sinal de desbalanço proporcional e reversível à solicitação mecânica que provoca a deformação do elemento elástico.

Conforme Cauduro (1992), o elemento elástico de um transdutor extensométrico pode estar simultaneamente, sob a ação de grandezas mecânicas, efeitos de temperatura e perturbações diversas, sendo que cada uma destas ações irão provocar deformações em pontos da superfície do elemento elástico. Os valores destas deformações superficiais dependem do ponto considerado sobre o elemento elástico e da orientação considerada sobre a superfície do elemento elástico. Na prática, a orientação da deformação será definida pela orientação da grade dos extensômetros o qual medirá uma deformação média que estará ocorrendo sobre a superfície na qual ele está colado.

2.5.1 Características Gerais dos Transdutores

Em geral, deseja-se que os transdutores mecânicos de força possuam: (i) Elevada rigidez mecânica; (ii) Boa linearidade; (iii) Baixa histerese; (iv) Boa capacidade de repetição; (v) Alta sensibilidade com boa resolução; (vi) Trabalho em condições adversas.

Rigidez mecânica: a rigidez de uma estrutura é a medida de como essa estrutura se distorce pela ação de cargas atuando sobre ela.

Linearidade: é a aproximação com a qual uma curva de calibração acompanha uma reta ideal.

Histerese: é a tendência de um material ou sistema de conservar suas propriedades na ausência de um estímulo que as gerou. É definida como a máxima diferença entre as saídas lidas para a mesma carga aplicada, uma leitura sendo realizada com o aumento da carga de zero ao valor máximo e outra leitura pela diminuição deste valor máximo até zero.

Repetibilidade: é a diferença máxima entre os sinais de saída para aplicações de uma mesma grandeza em iguais condições ambientais e de aplicação de grandeza.

Sensibilidade: é a variação da resposta do transdutor de medição dividida pela correspondente variação de seu estímulo. É restringida pela rigidez necessária mínima para manter as tensões máximas e a frequência fundamental da estrutura dentro de limites admissíveis assim como a linearidade desejável.

2.6 EXTENSÔMETROS DE RESISTÊNCIA ELÉTRICA

De acordo com Fialho (2007) dentre os diferentes procedimentos existentes para converter deformações mecânicas em sinais elétricos proporcionais, o mais conhecido é o que utiliza elementos cuja resistência varia em função de pequenas deformações longitudinais. Esses elementos são pequenas células extensométricas coladas na superfície do corpo de prova, formando um conjunto solidário, e recebem o nome de *strain gauges* (medidores de deformação).

2.6.1 Princípio de Funcionamento

O objetivo dessa seção é apresentar informações básicas sobre o funcionamento de extensômetros de resistência elétrica, empregados na instrumentação de células de carga. Também serão apresentadas as equações básicas da extensometria de resistência elétrica para o cálculo da sensibilidade (*gauge factor*) de um *strain gauge*, as quais foram primeiramente observadas por Lorde Kelvin em 1856 para os metais de cobre e ferro.

Strain gauges são sensores que possibilitam determinar a deformação mecânica de uma estrutura quando sujeita à ação de uma força, através da variação da resistência elétrica, a qual é diretamente proporcional à força aplicada.

Utilizando uma relação linear de tensão x deformação (lei de Hooke), sabe-se que quando um dado material é tracionado, a força aplicada no material é linearmente proporcional à deformação causada na região elástica, mantendo uma relação constante entre a magnitude da força externa a quantidade de deformação.

Através da lei de Hooke tem-se:

$$\sigma = E\varepsilon \quad (2.1)$$

onde

σ é a tensão normal axial

E é o módulo de elasticidade

ε é a deformação axial

Para determinação do módulo de elasticidade utiliza-se o diagrama tensão x deformação (Figura 2.19). O módulo de elasticidade é uma característica física do material e

de grande importância no projeto de células de carga. Quanto maior for o módulo de elasticidade (E), menor será a deformação elástica resultante quando aplicada uma tensão, e mais rígido será o material.

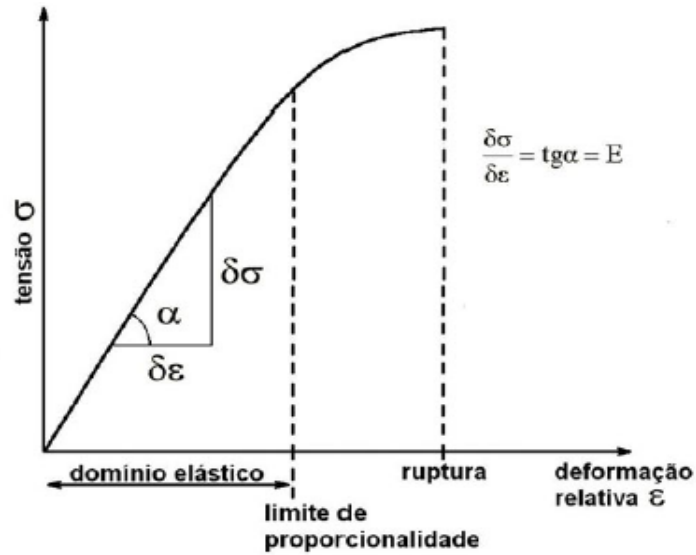


Figura 2.19 – Diagrama tensão x deformação (Fonte: Fialho, 2007).

A deformação nominal axial é expressa por:

$$\varepsilon = \frac{\delta L}{L} \quad (2.2)$$

Onde

δL é a variação do comprimento

L é o comprimento inicial

A Figura 2.20 ilustra um elemento sendo deformado axialmente.

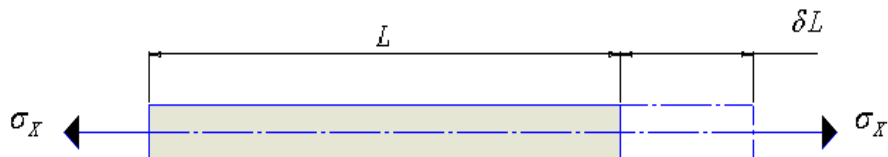


Figura 2.20 – Elemento deformado axialmente.

As deformações não ocorrem somente na direção da força aplicada, pois o aumento do comprimento resulta na diminuição da seção transversal (efeito de Poisson). Assim as seguintes equações são válidas para determinar a deformação nos eixos X, Y e Z

$$\varepsilon_x = \frac{\sigma_x}{E} \quad (2.3)$$

$$\varepsilon_y = -\nu \frac{\sigma_x}{E} \quad (2.4)$$

$$\varepsilon_z = -\nu \frac{\sigma_x}{E} \quad (2.5)$$

Para materiais elásticos isotrópicos submetidos a carregamentos axiais, e que sofram um alongamento na direção da carga, esse alongamento é acompanhado por uma contração em qualquer direção transversal. O coeficiente de Poisson relaciona as deformações transversais e axiais:

$$\nu = -\frac{\varepsilon_t}{\varepsilon_a} \quad (2.6)$$

A Figura 2.21 mostra as deformações ao longo dos eixos X, Y e Z.

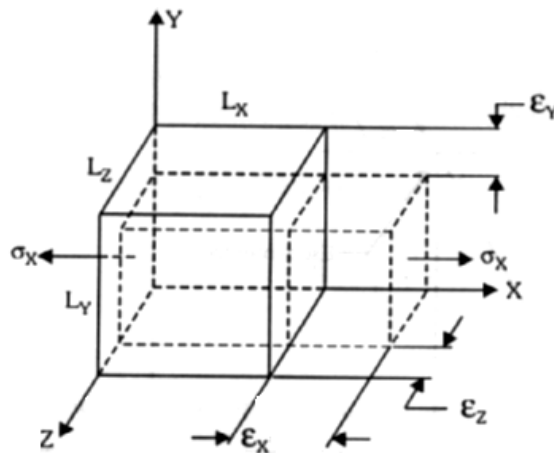


Figura 2.21 – Efeito de Poisson.

Os estudos da extensômetria não se limitam apenas à relação de tensão e deformação dos materiais realizados por Hooke. Conforme já foi mencionado, Lord Kelvin, em 1856 ao realizar estudos experimentais com condutores de cobre e ferro submetidos à solicitação mecânica de tração, verificou que a resistência elétrica que percorria esses condutores era uma função da constante de resistividade elétrica do material e das variáveis comprimento e seção transversal.

A resistência R de um condutor metálico uniforme pode ser expressa como:

$$R = \frac{\rho L}{A} \quad (2.7)$$

Onde

ρ é a resistência específica do material

L é o comprimento do condutor

A é a área da seção transversal do condutor

Relacionando suas verificações com os estudos de Hooke, Lord Kelvin chegou à seguinte conclusão (Fialho 2007):

“Quando uma barra metálica é esticada, ela sofre um alongamento em seu comprimento e também uma diminuição do seu volume, resultado da diminuição da área da seção transversal dessa barra gera um aumento de sua resistência elétrica. Da mesma maneira, quando a barra é comprimida, a resistência diminui devido ao aumento da área transversal e diminuição do comprimento”.

Diferenciando a equação 2.7 e dividindo pela resistência R tem-se (Beckwith *et al.* 1993):

$$\frac{dR}{R} = \frac{d\rho}{\rho} + \frac{dL}{L} - \frac{dA}{A} \quad (2.8)$$

A derivada da área dA representa a alteração na área da seção transversal do condutor que é reflexo da carga aplicada. Para o caso de uma tensão uniaxial, podemos assumir que

$$\varepsilon_a = \frac{dL}{L} \quad \text{e} \quad \varepsilon_t = -\nu \varepsilon_a = -\nu \frac{dL}{L} \quad (2.9)$$

Onde

ε_a é a deformação axial no condutor

ε_t é a deformação transversal no condutor

ν é o coeficiente de Poisson do metal usado no condutor

Se o diâmetro do condutor é d_0 antes da aplicação da carga axial, o diâmetro do condutor d_f depois da deformação é:

$$d_f = d_0 \left(1 - \nu \frac{dL}{L}\right) \quad (2.10)$$

Assim tem-se:

$$\frac{dA}{A} = -2\nu \frac{dL}{L} + \nu^2 \left(\frac{dL}{L}\right)^2 \approx -2\nu \frac{dL}{L} \quad (2.11)$$

Substituindo a equação (2.11) na equação (2.8), e simplificando tem-se:

$$\frac{dR}{R} = \frac{d\rho}{\rho} + \frac{dL}{L} (1 + 2\nu) \quad (2.12)$$

Na qual pode ser reescrita como:

$$S_A = \frac{dR/R}{\varepsilon_a} = \frac{d\rho/\rho}{\varepsilon_a} + (1 + 2\nu) \quad (2.13)$$

Esta é a expressão básica para o estudo dos extensômetros de resistência elétrica. O valor S_A é definido como a sensibilidade do metal ou liga usado na construção do condutor, também conhecido como *gauge factor*. Sensibilidade pode ser definida como a variação da resposta de um instrumento de medição dividida pela correspondente variação de seu estímulo. Estudos experimentais mostram que a sensibilidade S_A varia entre 2 e 4 para a maioria das ligas metálicas usadas na fabricação dos extensômetros. Em aplicações práticas, os valores de sensibilidade são fornecidos pelos fabricantes de extensômetros conforme os lotes de sensores vendidos.

2.6.2 Strain Gauge

O princípio de funcionamento de um *strain gauge* e o cálculo do fator de sensibilidade foram apresentados na seção anterior, sendo que nessa seção serão tratadas as partes componentes de um *strain gauge*, como selecioná-los, tipos existentes e suas respectivas aplicações.

2.6.3 Tipos de Extensômetros

Existem vários tipos de extensômetros disponíveis, dependendo da aplicação, tamanho e materiais. Geralmente são classificados em:

Classificação de acordo com o material resistivo:

- Fios resistivos;
- Lâmina;
- Semicondutor;
- Semicondutor por difusão.

Classificação de acordo com o material base:

- Base de papel;
- Base de baquelita;
- Base de poliéster;
- Base de poliamida;
- Base de epóxi;
- Outros (finalidades especiais).

Classificação de acordo com sua configuração:

- Uniaxiais;
- Biaxiais;
- Rosetas;
- Padronização especial.

2.6.4 Critérios para Seleção dos Strain Gauges

Um *strain gauge* durante sua vida útil está sujeito a influências adversas, como umidade, vapor, agentes químicos, gases, pressão, radiação de alta energia, campos elétricos e

magnéticos, entre outras, o que exige uma escolha cuidadosa do tipo de *strain gauge* para cada aplicação. Os fabricantes buscam materiais avançados que suportem condições severas de trabalho, maximizando os limites de aplicação dos mesmos.

Nenhum tipo de *strain gauge* atende ou está disponível como uma solução ótima para todas as exigências, por isso se faz necessário a escolha do tipo que atenda de maneira confiável e precisa as condições especificadas no projeto (Vishay, 2010).

Basicamente, o processo de seleção consiste em determinar as combinações disponíveis de parâmetros que atendam as condições operacionais e ambientais, e ao mesmo tempo facilitar a instalação. Os principais parâmetros na escolha do *strain gauge* estão citados abaixo:

- Geometria;
- Comprimento;
- Resistência;
- Estabilidade;
- Precisão;
- Facilidade de instalação.

No processo de seleção, o custo do *strain gauge* não é um fator determinante, visto que a medida econômica significativa é o valor total da instalação completa, da qual o custo do *strain gauge* normalmente é somente uma pequena fração.

Com uma escolha inadequada, as leituras poderão ser prejudicadas, fazendo com que os dados obtidos não condigam com o fenômeno estudado.

2.6.5 Geometria do Strain Gauge

A Figura 2.22 ilustra um *strain gauge* do tipo folha (*Foil strain gauge*), com suas respectivas características e componentes.

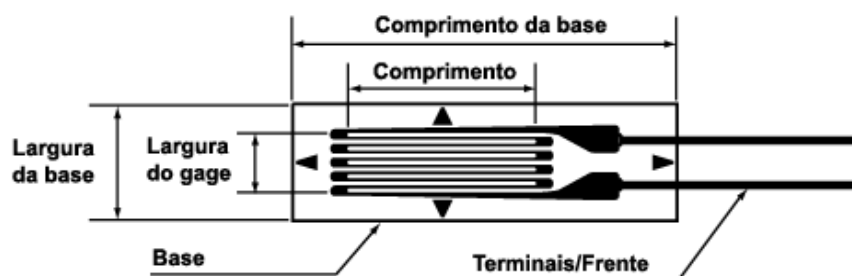


Figura 2.22 – *Strain gauge* tipo folha e seus componentes (Fonte: www.straingage.com.br).

Existe uma grande variedade de geometrias existentes, as quais foram projetadas para possibilitar a medição dos mais variados tipos de deformações. A seleção da geometria apropriada depende do tipo de deformação que se quer medir, podendo dividir os tipos de *strain gauges* como uniaxiais e rosetas.

Um *strain gauge* uniaxial é composto por uma grade única. As resistências das grades estão em torno de 120 a 350 Ω . Quando for necessário selecionar um *strain gauge* quanto a sua resistência, resistências altas são preferíveis, pois reduzem a taxa de geração de calor. Na análise experimental de tensões, um *strain gauge* de grade única ou simples é utilizado quando o estado de tensão no ponto de medida da deformação é conhecido e se for uniaxial. A Figura 2.23 ilustra um *strain gauge* uniaxial.

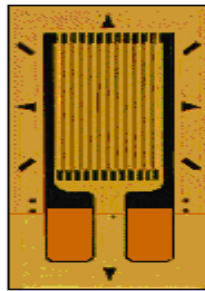


Figura 2.23 – *Strain gauge* uniaxial (Fonte: Vishay, 2010).

Existem rosetas com grades de medição dispostas a 90° uma das outras, rosetas com três grades arranjadas por certo ângulo, cadeias de extensômetros, entre outras formas especiais. Com o uso de rosetas pode-se medir simultaneamente deformações em várias direções, também são utilizadas quando não se conhecem as tensões principais que atuam em determinado componente. A Figura 2.24 mostra uma roseta dupla que é utilizada para medições considerando a sensibilidade transversal à grade que o *strain gauge* venha a ter.

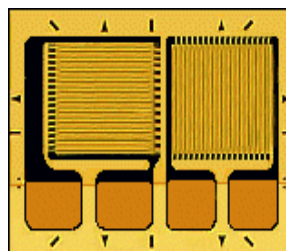


Figura 2.24 – Roseta dupla a 90° (Fonte: Vishay, 2010).

2.6.6 Efeito da Temperatura

A temperatura é um dos fatores geradores de erros mais influentes em uma medição. Deve-se atentar ao nível de temperatura, a faixa e a taxa de variação durante a medição, e o tempo de exposição à mesma.

A variação da temperatura causa expansão térmica em todos os componentes do sistema de aquisição, na peça, passando pelo extensômetro e fiação. Como existem diversos tipos de materiais com diferentes coeficientes de expansão térmica, isso pode gerar erros nas medições.

Os principais efeitos causados pela temperatura são:

- Dilatação;
- Mudança de resistividade;
- Mudança no *gauge factor*;
- Degradação dos materiais (base, adesivo, proteção).

Segundo Dally (1993) a precisão da medida fica comprometida quando os extensômetros são utilizados próximos dos limites de temperatura recomendados pelos fabricantes, sendo necessária a utilização de técnicas de compensação ou extensômetros com temperatura de compensação própria.

No presente trabalho utilizou-se uma configuração de ponte de Wheatstone completa. Neste arranjo os efeitos devido à temperatura são compensados normalmente, resultando em uma resposta linear. Este arranjo é o mais recomendado para ser utilizado na construção de transdutores à base de extensômetros, tais como células de carga.

2.6.7 Ponte de Wheatstone

A aplicação dos extensômetros elétricos de resistência na análise de deformações exige o conhecimento dos tipos de arranjos empregados nos circuitos da “Ponte de Wheatstone” (Hbm, 2012).

Charles Wheatstone, em 1843, apresentou um circuito capaz de medir com precisão as resistências elétricas, chamado de Ponte de Wheatstone. Este circuito tornou-se padrão para as medições com extensômetros de resistência elétrica sendo amplamente utilizado. A ponte de Wheatstone pode ser montada de diversas formas ($\frac{1}{4}$ de ponte, $\frac{1}{2}$ ponte, ponte completa e $\frac{1}{2}$ ponte diagonal) dependendo do número de extensômetros utilizados. O circuito é alimentado

por uma corrente elétrica, através de uma fonte de energia. A variação da resistência elétrica do extensômetro, devido à deformação ocorrida na peça, provoca um desequilíbrio na ponte. Esta variação de tensão de saída da ponte, devido ao re-equilíbrio, passa por um amplificador de voltagem, sendo lida em uma placa de aquisição de dados.

A Figura 2.25 apresenta a ponte de Wheatstone, os quatro braços do circuito são formados pelas resistências R_1 , R_2 , R_3 e R_4 . Nos pontos A e C é conectada a voltagem de excitação do circuito V . O sinal de resposta a excitação E se dá nos pontos B e D.

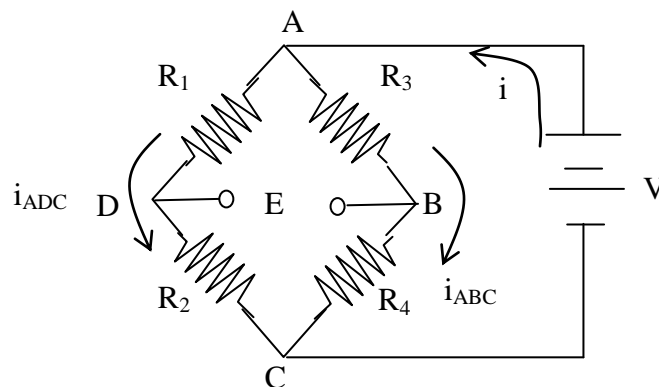


Figura 2.25 – Ponte de Wheatstone (Fonte: Gomes, 2010).

A ponte de Wheatstone funciona com uma diferença de potencial (ddp) V aplicada entre dois pontos A e C, a ddp é dividida para os dois braços R_1 , R_4 e R_2 e R_3 . A resistência de cada braço da ponte contribui para o equilíbrio da ponte, e uma ddp pode ser medida entre os pontos B e D do circuito. Assim medidas da ddp na entrada e saída da ponte se relacionam pela equação de equilíbrio. O circuito básico da ponte de Wheatstone contém 4 *strain gauges*, uma fonte de alimentação DC e um leitor de tensões elétricas.

Para uma dada tensão de entrada V , as correntes passando pelos caminhos ADC e ABC depende dos valores das resistências, isto é:

$$V = V_{ABC} = V_{ADC} \quad (2.14)$$

$$i_{ADC}(R_1 + R_2) = i_{ABC}(R_3 + R_4) \quad (2.15)$$

A queda de tensão entre os pontos AD e entre os pontos AB é respectivamente:

$$V_{AB} = i_{ABC} R_3 = \frac{V}{R_3 + R_4} R_3 \quad (2.16)$$

e

$$V_{AD} = i_{ADC} R_1 = \frac{V}{R_1 + R_2} R_1 \quad (2.17)$$

A leitura entre os pontos D e B então será:

$$V_{DB} = E = V_{DA} + V_{AB} = -V_{AD} + V_{AB} = V_{AB} - V_{AD} = \frac{V}{R_1 + R_2} R_1 - \frac{V}{R_3 + R_4} R_3 \quad (2.18)$$

$$E = \frac{R_1 R_4 - R_2 R_3}{(R_1 + R_2)(R_3 + R_4)} V \quad (2.19)$$

Se $E=0$, então, $R_1 R_4 - R_2 R_3 = 0$, ou $R_1 R_4 = R_2 R_3$. Ou seja, nesta condição dos valores das resistências dos *strain gauges* a leitura de diferença de tensão lida será zero. Nesta situação, $E=0$, dizemos que a ponte de Wheatstone está balanceada.

Supondo então que cada um dos *strain gauges* (resistências) presentes na Ponte de Wheatstone sofram deformações, seus valores de resistência se alterarão ficando a equação anterior:

$$E + \Delta E = \frac{(R_1 + \Delta R_1)(R_4 + \Delta R_4) - (R_2 + \Delta R_2)(R_3 + \Delta R_3)}{[(R_1 + \Delta R_1) + (R_2 + \Delta R_2)][(R_3 + \Delta R_3) + (R_4 + \Delta R_4)]} V \quad (2.20)$$

Na situação de uma ponte de Wheatstone inicialmente balanceada, em que $R_1 R_4 = R_2 R_3$, podemos também afirmar:

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_4} = \frac{1}{r} \quad (2.21)$$

Usando este resultado na equação anterior chega-se a:

$$\Delta E = \frac{r}{(1+r)^2} \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} - \frac{\Delta R_3}{R_3} + \frac{\Delta R_4}{R_4} \right) \left(1 - \frac{1}{1 + \frac{1+r}{\frac{\Delta R_1}{R_1} + \frac{\Delta R_3}{R_3} + r \left(\frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_4}{R_4} \right)}} \right) V \quad (2.22)$$

Chamando

$$\eta = \frac{1}{1 + \frac{1+r}{\frac{\Delta R_1}{R_1} + \frac{\Delta R_3}{R_3} + r \left(\frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_4}{R_4} \right)}}$$

Chega-se a:

$$\Delta E = \frac{r}{(1+r)^2} \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} - \frac{\Delta R_3}{R_3} + \frac{\Delta R_4}{R_4} \right) (1-\eta)V \quad (2.23)$$

Como o termo η é um termo de segunda ordem, para pequenas variações de $\Delta R/R < 0.05$, $\eta \rightarrow 0$ e a equação anterior fica:

$$\Delta E = \frac{r}{(1+r)^2} \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} - \frac{\Delta R_3}{R_3} + \frac{\Delta R_4}{R_4} \right) V \quad (2.24)$$

$$\Delta E = \frac{r}{(1+r)^2} (k\varepsilon_1 - k\varepsilon_2 - k\varepsilon_3 + k\varepsilon_4)V \quad (2.25)$$

Quando os quatro *strain gauges* são idênticos o fator r tende a 1 e a equação anterior fica:

$$\frac{\Delta E}{V} = \frac{k}{4} (\varepsilon_1 - \varepsilon_2 - \varepsilon_3 + \varepsilon_4) \quad (2.26)$$

Utilizando quatro *strain gauges* na qual dois estarão sujeitos à tração e dois à compressão, de maneira que as deformações ocorridas nos dispositivos possam vir a ser somadas na equação 2.26. Sendo assim, dois *strain gauges* devem ser conectados no transdutor de maneira que ambos possam sofrer o mesmo tipo de esforço.

Segundo Nachtigal (1990) a deformação total ocorrida em um *strain gauge* é composta de duas componentes, a primeira de origem mecânica (ε_m) e a segunda de origem térmica (ε_T). Observando esta afirmação e considerando os mesmos níveis de deformação para os quatro *strain gauges*, tem-se:

$$\varepsilon_{R1} = \varepsilon_{R4} = \varepsilon_m + \varepsilon_t \quad (2.27)$$

$$\varepsilon_{R2} = \varepsilon_{R3} = \varepsilon_m + \varepsilon_t \quad (2.28)$$

Reescrevendo a equação 2.26 tem-se:

$$\Delta E = \frac{KV}{4} [(\varepsilon_{m1} + \varepsilon_{t1}) + (-\varepsilon_{m2} - \varepsilon_{t2}) + (-\varepsilon_{m3} - \varepsilon_{t3}) + (+\varepsilon_{m4} + \varepsilon_{t4})] \quad (2.29)$$

Simplificando a equação anterior tem-se:

$$\frac{\Delta E}{V} = K(\varepsilon_m) \quad (2.30)$$

Desta maneira, nota-se que a influência da temperatura desaparece quando se utiliza circuito com ponte de Wheatstone completa.

3 PROJETO E DESENVOLVIMENTO DA PLATAFORMA

Para a confecção da plataforma de forças, utilizou-se uma estrutura existente no GMAp/UFRGS (Grupo de Mecânica Aplicada). Essa estrutura básica atendia as necessidades do trabalho proposto, minimizando os custos envolvidos no projeto. A estrutura foi analisada utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF). A análise indicou a necessidade de aumentar a frequência natural da plataforma inicialmente utilizada. Alterações como acréscimo de perfis transversais foram necessárias, fazendo com que a estrutura torna-se mais rígida, conforme pode ser visualizado na Figura 3.2 aumentando assim a frequência natural, tornando-a apta para realizar a marcha humana. A Figura 3.1 apresenta a estrutura básica antes de ser enrijecida.



Figura 3.1 – Plataforma inicialmente utilizada.



Figura 3.2 – Plataforma com reforços transversais.

Para a coleta de dados utilizou-se duas plataformas devidamente instrumentadas, montadas uma ao lado da outra. As plataformas fornecem um sinal elétrico proporcional à força aplicada.

A Figura 3.3 apresenta as principais dimensões da plataforma de forças.

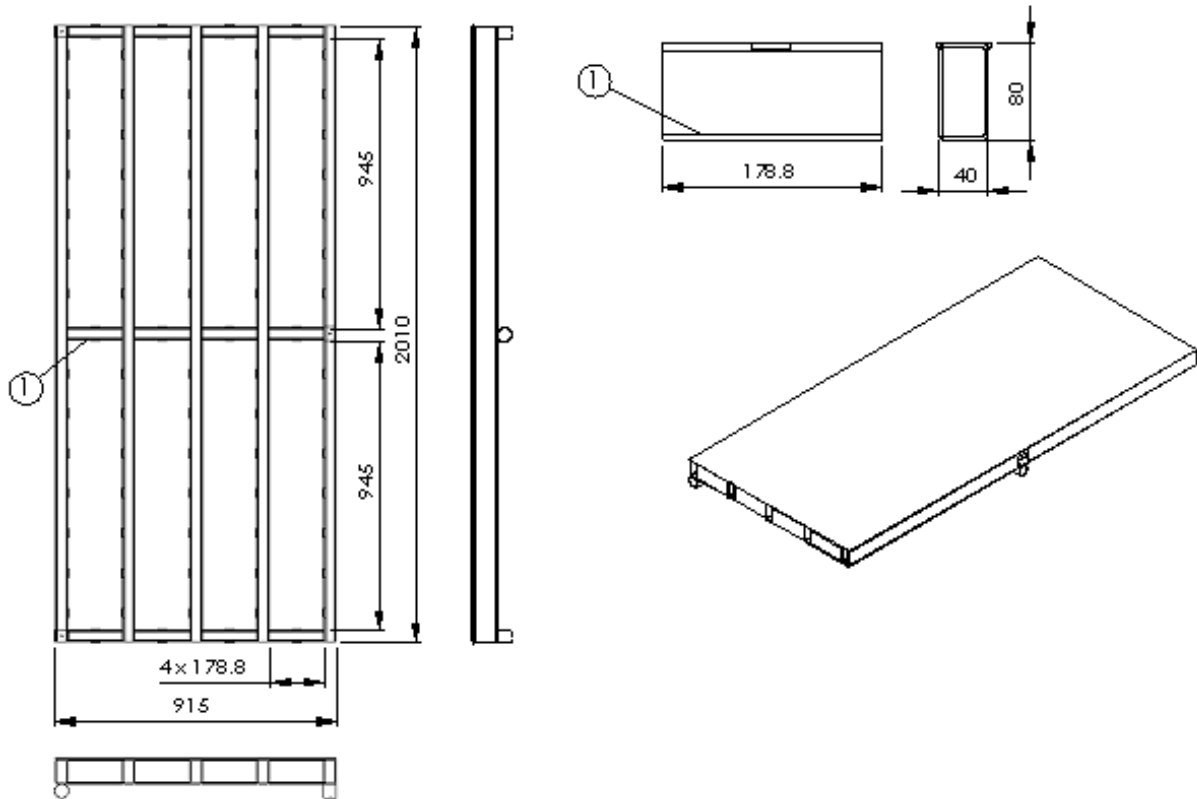


Figura 3.3 – Dimensões da plataforma de forças projetada.

3.1 COMPONENTES DE FORÇAS MEDIDAS

No projeto da plataforma considerou-se a aquisição apenas de forças verticais (F_z). De acordo com Bagesteiro (1996) na FRS a componente vertical é que possui maior magnitude, sendo por isso a mais importante e conseqüentemente a mais estudada. A Dissertação se insere num projeto em conjunto com a Universidade Federal da Paraíba (UFPB) o qual analisa a ação humana sobre passarelas de pedestres, sendo este o foco da construção da plataforma, pois a força vertical é ação de maior interesse. A transformação da plataforma para a medição das outras 5 componentes (F_x , F_y , M_x , M_y , M_z) é relativamente simples (através da troca das células de carga por outras projetadas para este fim), mas foge ao escopo deste trabalho. Considera-se que o movimento vertical do corpo humano ao caminhar é caracterizado por um movimento relativo do centro de gravidade do corpo em relação ao piso. Isto é resultante de

uma sequência cíclica de movimentos verticais. Assim, as células de cargas são idealmente projetadas para serem insensíveis a esforços fletores e cisalhantes, apenas sensíveis a esforços compressivos assegurando assim a correta medição da componente vertical da caminhada.

3.1.1 Equações de Equilíbrio Estático

Quando se pensa em forças biomecânicas, a força de reação do solo pode ser citada, pois pela 1ª Lei de Newton, ela está relacionada às forças impostas ao corpo humano. De acordo com Newton, sabe-se que um corpo está em repouso ou em movimento retilíneo e uniforme se a resultante das forças que atuam sobre ele é nula. Nesse caso o corpo está em equilíbrio, que por sua vez pode ser estático, quando o corpo está em repouso, ou dinâmico quando o corpo está em movimento.

3.1.1.1 Plataforma Esquerda

A Figura 3.4 mostra um esquema da plataforma esquerda com as respectivas células de carga e seu posicionamento em relação aos eixos coordenados (x, y) que passam nos centros de apoio das células de carga F_2 e F_3 .

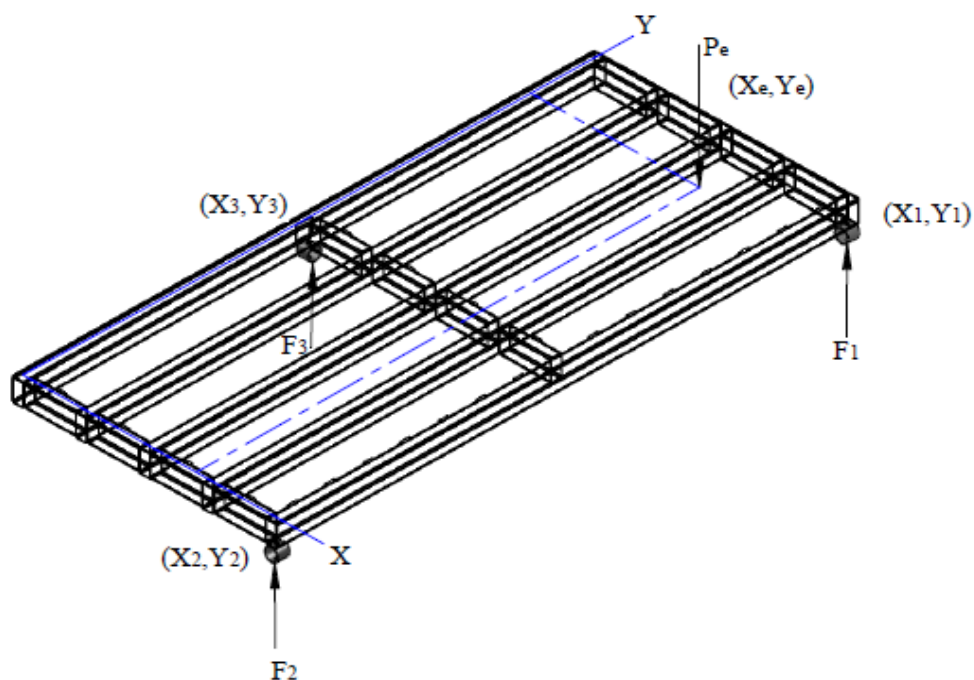


Figura 3.4 – Plataforma de força esquerda com posicionamento das células de carga.

De acordo com o esquema da Figura 3.4 e as variáveis indicadas, as equações de equilíbrio estático nos permitem escrever:

$$P_e = F_1 + F_2 + F_3 \quad (3.1)$$

$$F_2 y_e + F_3 (y_e - y_3) - F_1 (y_1 - y_e) = 0 \quad (3.2)$$

$$F_3 x_e - F_1 (x_1 - x_e) - F_2 (x_2 - x_e) = 0 \quad (3.3)$$

Resolvendo-se o sistema anterior para as variáveis P , x e y , chega-se a:

$$P_e = F_1 + F_2 + F_3 \quad (3.4)$$

$$x_e = \frac{F_1 x_1 + F_2 x_2}{P_e} \quad (3.5)$$

$$y_e = \frac{F_1 y_1 + F_3 y_3}{P_e} \quad (3.6)$$

Desta forma encontram-se os valores das posições x e y na plataforma, na qual esta sendo aplicada a força.

Inversamente, sabendo-se P , x e y , pode-se obter os valores das forças nas três células de carga:

$$F_1 = \frac{P_e (x_2 y_e + x_e y_3 - x_2 y_3)}{x_2 y_1 + x_1 y_3 - x_2 y_3} \quad (3.7)$$

$$F_2 = \frac{P_e (x_e y_1 + x_1 y_e - x_e y_3 + x_1 y_3)}{x_2 y_1 + x_1 y_3 - x_2 y_3} \quad (3.8)$$

$$F_3 = -\frac{P_e (x_e y_1 - x_1 y_e + x_2 y_e - x_2 y_1)}{x_2 y_1 + x_1 y_3 - x_2 y_3} \quad (3.9)$$

3.1.1.2 Plataforma Direita

A Figura 3.5 apresenta um esquema da plataforma direita com as respectivas células de carga e posicionamento em relação aos eixos coordenados que passam nos centros de apoio das células F_4 e F_5 .

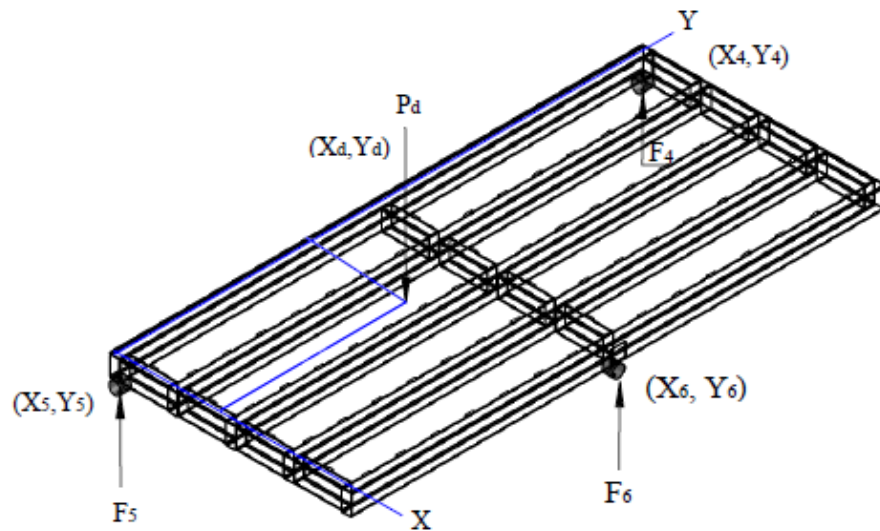


Figura 3.5 – Plataforma de força da direita com posicionamento das células de carga.

Equações similares a plataforma da esquerda podem ser desenvolvidas para o cálculo da força P_d e posicionamento x_d e y_d para a plataforma direita.

3.2 PROJETO DAS CÉLULAS DE CARGA

O projeto das células de carga baseou-se no artigo publicado por Scherbaum *et al.* (2010). Optou-se por utilizar células de carga do tipo anel por ser mais fácil sua construção e por apresentar menor custo. Toda célula de carga é projetada segundo as necessidades de aplicação, deve-se considerar a capacidade nominal que é a grandeza mecânica para a qual o transdutor é previsto para trabalhar sem danificá-lo. No projeto do transdutor deve-se levar em consideração a sensibilidade da célula de carga, isso se torna uma vantagem se comparado com células de carga comerciais que possuem sensibilidade definida pelo fabricante. Desta forma projetaram-se seis células de carga, pois cada plataforma de forças (esquerda e direita) possui três células de carga. Os transdutores são instrumentados com *strain gauges*, detalhes do projeto deste componente serão apresentados a seguir.

3.2.1 Célula de Carga tipo Anel

Esse tipo de célula de carga é feito de material elástico, em forma de anel. O projeto deste componente pode ser feito para cobrir uma larga faixa de cargas, variando-se parâmetros como: raio (r), espessura (t) e comprimento do anel (l). A Figura 3.6 apresenta estas variáveis de projeto.

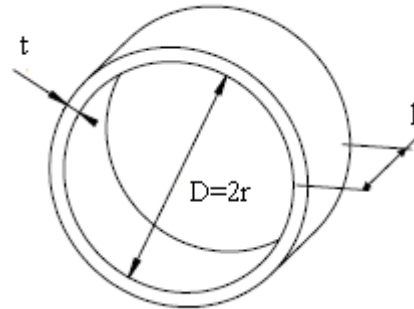


Figura 3.6 – Célula de carga tipo anel: parâmetros de projeto

Considerando a equação 2.26 nota-se que os valores de deformações dos *strain gauges* 1 e 4 tem mesmo sinal, portanto suas deformações se somam, analogamente ocorre com os extensômetros 2 e 3. Assim, as deformações de saída serão multiplicadas por 4, pois considerando que a célula de carga seja comprimida, os *strain gauges* externos sofrem esforços de tração e os *strain gauges* internos esforços de compressão.

Para materiais metálicos do tipo aço e *strain gauges* normais feitos de constantan como o utilizado, o valor da deformação deve ficar em torno de $1000 \mu\text{m/m}$ (*micro-strain*) valor este desejado para condições de trabalho, esta sensibilidade é adequada para a maioria das aplicações. Um valor muito a baixo pode fornecer uma resposta de saída pequena (que pode misturar-se ao ruído inerente a todo sistema), o que implica em se ter um ganho maior no sistema de condicionamento de sinais e eventualmente uma relação sinal/ruído baixa.

A equação que fornece a tensão na célula de carga tipo anel nos pontos de medição dos *strain gauges* é descrita como:

$$\sigma_{\theta} = E\varepsilon \quad (3.10)$$

Assumindo o valor de 210 GPa para o módulo de elasticidade do aço, e o valor de deformação anterior, tem-se o valor da tensão atuante na célula de carga.

$$\sigma_{\theta} = 210.10^9 \times 0,001 = 210 \text{ MPa} \quad (3.11)$$

Com o objetivo de reduzir os custos envolvidos no projeto, utilizou-se um tubo disponível no laboratório do GMAp para realizar a fabricação das células de carga. Desta forma fixou-se o diâmetro externo (47 mm) e a espessura do tubo (3 mm) e deixou-se variar o comprimento (l) a fim de obter as dimensões da célula de carga. Quanto à espessura do tubo, inicialmente esta era de 3 mm, porém realizou-se uma usinagem no tubo, pois a superfície interna não possuía acabamento superficial necessário para a colagem dos *strain gauges*, após a usinagem, a espessura final passou a ser 2,2 mm.

Quanto ao carregamento da célula de carga, assumiu-se o seguinte critério: peso da plataforma de forças (1020 N) dividido por três (número de células de carga em cada plataforma) mais o peso estático de uma pessoa (1000 N) com uma taxa de amplificação dinâmica de 25% (supondo que todo o peso de um pé da pessoa esta sobre uma determinada célula de carga) obtendo-se:

$$F = \frac{1020}{3} + 1000 \times 1,25 = 1590 \text{ N} \quad (3.12)$$

Sendo assim, adotou-se o valor de 1600 N como valor de carregamento para o dimensionamento da célula de carga.

Dally (1993) fornece uma equação usual para dimensionamento da célula de carga tipo anel que considera parâmetros como força, raio, comprimento e espessura do anel.

$$\sigma_{\theta} = 1,09 \frac{Fr}{lt^2} \quad (3.13)$$

onde:

σ_{θ} é a tensão na célula de carga;

F é a força aplicada;

r é o raio do anel;

l é o comprimento do anel;

t é a espessura.

Desta forma obtém-se o valor do comprimento da célula de carga:

$$210 = 1,09 \frac{1600 \times 23,5}{l \times 2,2^2} \quad l = 40 \text{ mm} \quad (3.14)$$

Utilizando o valor de deformação e o *gauge factor* encontra-se o valor final da sensibilidade da célula de carga:

$$\frac{\Delta E}{V} = \frac{2,2}{4} (4 \times 0,001) = 2,2 \frac{mV}{V} \quad (3.15)$$

A tensão de alimentação é 5 Volts, desta forma a tensão elétrica de saída para a carga de 1600 N é:

$$\Delta E = 5 \times 2,2 = 11 \text{ mV} \quad (3.16)$$

A tabela 3.1 apresenta os principais resultados quanto ao dimensionamento da célula de carga tipo anel.

Tabela 3.1 – Resultados para dimensionamento da célula de carga

Célula de carga	Diâmetro	47	mm
	Comprimento	40	mm
	Espessura	2,2	mm
	Deformação	0,001	adm.
	Tensão Atuante	210	MPa
	Sensibilidade	2,2	mV/V
	Tensão Elétrica Saída	11,0	mV/V

3.2.1.1 Características da Célula de Carga e Extensômetros

As principais propriedades do material utilizado para a usinagem das células de carga bem como as características dos *strain gauges* são apresentados da tabela 3.2.

Tabela 3.2 – Características gerais das células de carga

Célula de Carga	Material	Aço 1020	
	Módulo Elasticidade	210	<i>GPa</i>
	Massa Específica	7850	<i>kg / m³</i>
	Tensão de Escoamento	250	<i>MPa</i>
	Coeficiente de Poisson	0,3	adm
<i>Strain Gauge</i>	Material	Base de polyimida com filme metálico de constantan	
	<i>Gauge Factor</i>	2,2	adm
	Resistência Elétrica	120	Ω
	Modelo	PA-06-125AA-120-LEN	
	Fabricante	Excel	

A Figura 3.7 apresenta a célula de carga devidamente instrumentada, enquanto que a Figura 3.8 mostra a montagem da célula de carga na plataforma de forças.

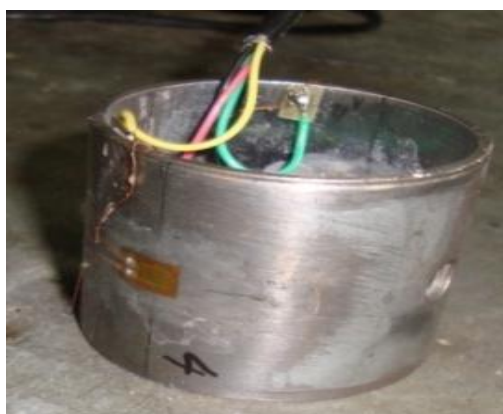


Figura 3.7 – Célula de carga tipo anel instrumentada



Figura 3.8 – Montagem da célula de carga na plataforma.

3.2.1.2 Calibração das Células de Carga

O processo de calibração consiste em obter as equações das retas de carga que representam cada uma das células de carga, permitindo o estabelecimento de correspondências entre os valores de tensão e as forças aplicadas. Trata-se da correlação entre o sinal de saída de um transdutor e a grandeza de referência aplicada. A partir dessas informações, torna-se possível a avaliação de parâmetros como linearidade, histerese, repetibilidade, entre outros.

Cada uma das seis células de carga foram calibradas individualmente com um anel dinamométrico WAZAU modelo M7860 KB C78 (PGH KraftMessgerate Halle-Saale) sob patrimônio número 090440/UFRGS composto de anel e relógio comparador Mitutoyo número de série 5046F 17G1718 4E2424 de curso 0-10 mm e resolução 0,01 mm com certificado de calibração do IPT número 7331 cujo valor de incerteza calculado declarada no certificado é de ± 2 N ($\cong \pm 0,2$ kgf) para limites de carga para os quais foi projetado. Durante a calibração foram aplicadas forças crescentes (além do limite máximo permissível para a célula, 10% a fim de verificar e garantir que eventuais sobrecargas não alterem o comportamento linear elástico do dispositivo nem sua curva de calibração). O conjunto é ligado em série: célula de carga, anel dinamométrico e submetidos a cargas crescentes numa máquina de ensaios de tração Instron até o limite de 1700 N ($\cong 170$ kgf).

A seguir são apresentadas as curvas de calibração de cada uma das células de carga:

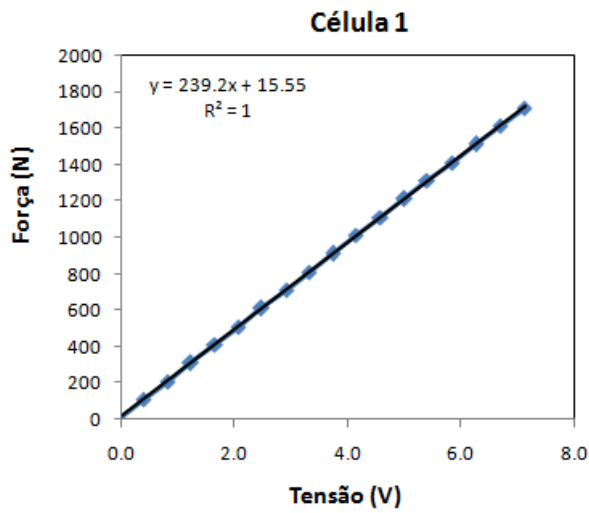


Figura 3.9 – Calibração célula de carga 1.

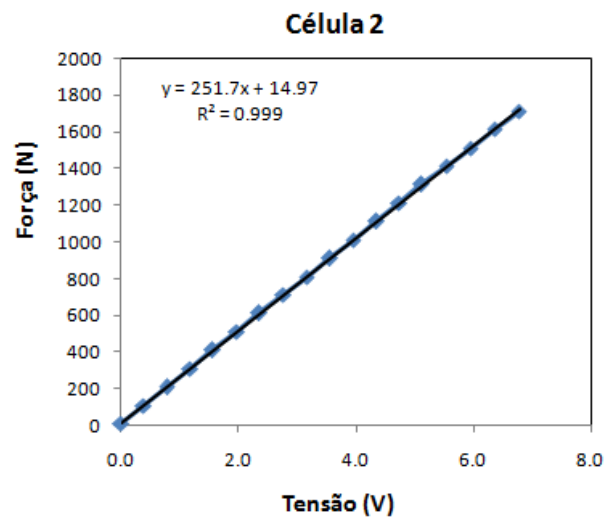


Figura 3.10 – Calibração célula de carga 2.

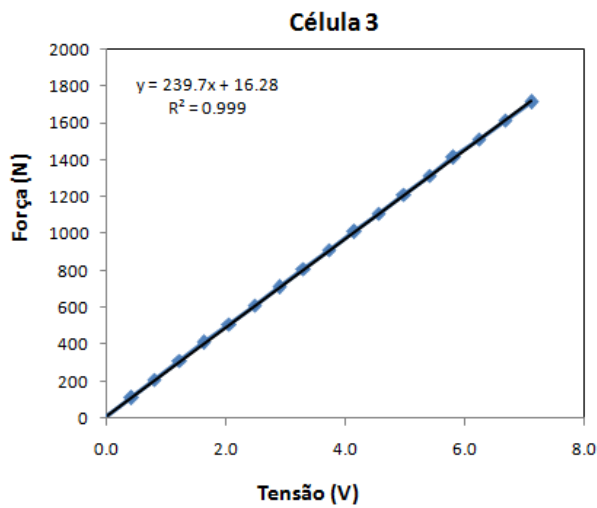


Figura 3.11 – Calibração célula de carga 3.

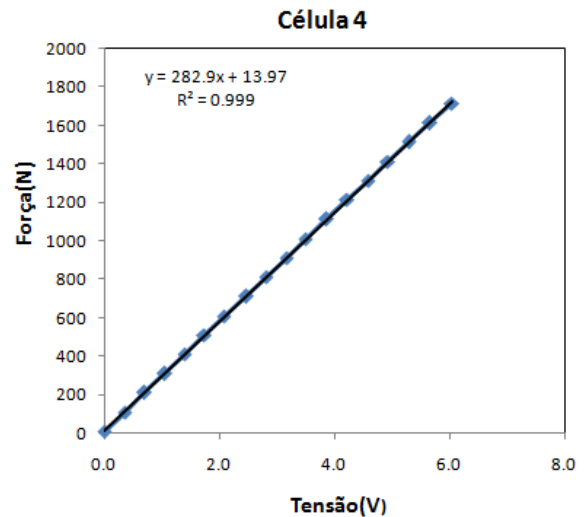


Figura 3.12 – Calibração célula de carga 4.

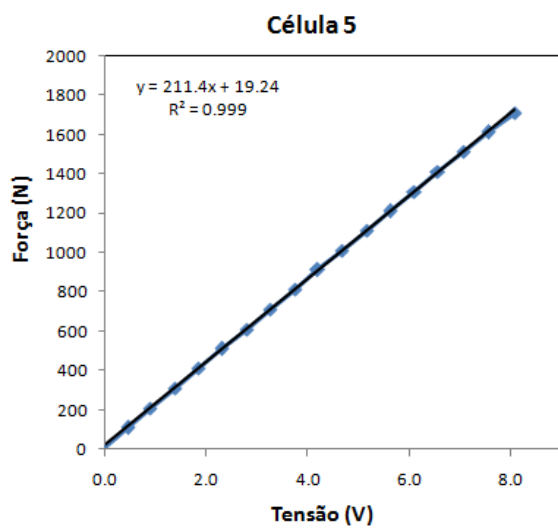


Figura 3.13 – Calibração célula de carga 5.

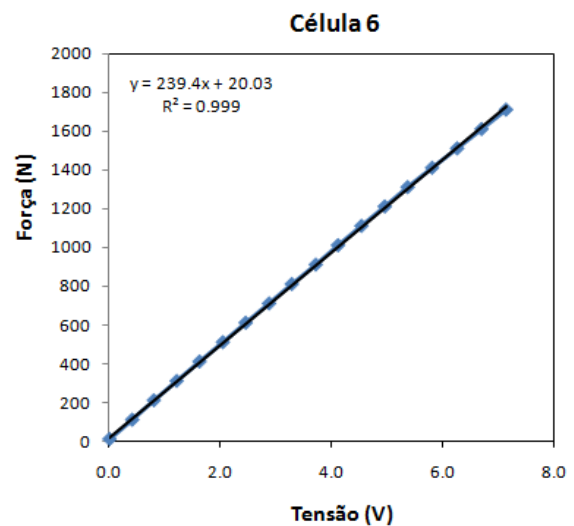


Figura 3.14 – Calibração célula de carga 6.

Uma característica importante que as curvas de calibração apresentam, é a linearidade alcançada pelos sinais, que pode ser avaliada pelo coeficiente de correlação R^2 próximo a 1,0. Além do mais, para cargas crescentes, os valores são praticamente iguais (imperceptíveis) indicando que a histerese é desprezível, comprovando a adequada colagem dos extensômetros, bem como a estabilidade do sistema de amplificação e o regime elástico linear em que está trabalhando o anel (transdutor mecânico). As variações que se observam nos coeficientes angulares assim como coeficiente “b” da reta de ajuste ($y = ax + b$) indicam leves alterações de rigidez das células e/ou erros associados ao posicionamento dos *strain gauges*.

3.3 CÁLCULO DA INCERTEZA NAS MEDIÇÕES DAS FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO E NA POSIÇÃO DE APLICAÇÃO DAS FORÇAS

A incerteza de medição é o parâmetro associado ao resultado de uma medição, que caracteriza a dispersão dos valores que podem ser razoavelmente atribuídos ao mensurando. Segundo Fialho (2007) qualquer medição científica ou valor experimental tem pouco valor a não ser que se tenha estimativa do seu erro ou incerteza e o valor reflita a acuracidade (grau de ausência de erro ou grau de conformidade com o padrão) com que foi medido.

Para a avaliação das incertezas relativas à plataforma construída, optou-se por fazer a propagação das incertezas envolvidas no sistema montado. Como entrada para a análise tem-se as incertezas dos valores das forças medidas por cada uma das células de carga, $\pm\Delta F_1 \pm\Delta F_2 \pm\Delta F_3$ obtidas pelos gráficos de calibração, e as incertezas nas posições de montagem de cada uma das células de carga entre si em relação à plataforma (considerando a plataforma esquerda) $\pm\Delta x_1 \pm\Delta x_2; \pm\Delta y_1 \pm\Delta y_3$ que são medidas na plataforma construída.

Utilizando as equações do equilíbrio estático 3.4, 3.5 e 3.6 mostradas anteriormente e o método de propagação de incertezas de Kleine e McClintock, obtém-se:

$$\Delta P_e = \pm \sqrt{\left(\frac{\partial P_e}{\partial F_1} \Delta F_1\right)^2 + \left(\frac{\partial P_e}{\partial F_2} \Delta F_2\right)^2 + \left(\frac{\partial P_e}{\partial F_3} \Delta F_3\right)^2} \quad (3.17)$$

$$\Delta x_e = \pm \sqrt{\left(\frac{\partial x_e}{\partial F_1} \Delta F_1\right)^2 + \left(\frac{\partial x_e}{\partial F_2} \Delta F_2\right)^2 + \left(\frac{\partial x_e}{\partial F_3} \Delta F_3\right)^2 + \left(\frac{\partial x_e}{\partial x_1} \Delta x_1\right)^2 + \left(\frac{\partial x_e}{\partial x_2} \Delta x_2\right)^2} \quad (3.18)$$

$$\Delta y_e = \pm \sqrt{\left(\frac{\partial y_e}{\partial F_1} \Delta F_1\right)^2 + \left(\frac{\partial y_e}{\partial F_2} \Delta F_2\right)^2 + \left(\frac{\partial y_e}{\partial F_3} \Delta F_3\right)^2 + \left(\frac{\partial y_e}{\partial y_1} \Delta y_1\right)^2 + \left(\frac{\partial y_e}{\partial y_3} \Delta y_3\right)^2} \quad (3.19)$$

Aplicando as derivadas, obtêm-se as incertezas na avaliação da força ΔP_e de reação do solo e das posições de aplicação destas forças na plataforma Δx_e e Δy_e :

$$\Delta P_e = \pm \sqrt{\Delta F_1^2 + \Delta F_2^2 + \Delta F_3^2} \quad (3.20)$$

$$\Delta x_e = \pm \sqrt{\left(\frac{x_1}{F_1 + F_2 + F_3} - \frac{F_1 x_1 + F_2 x_2}{(F_1 + F_2 + F_3)^2}\right)^2 \Delta F_1^2 + \left(\frac{x_2}{F_1 + F_2 + F_3} - \frac{F_1 x_1 + F_2 x_2}{(F_1 + F_2 + F_3)^2}\right)^2 \Delta F_2^2 + \frac{(F_1 x_1 + F_2 x_2)^2 \Delta F_3^2}{(F_1 + F_2 + F_3)^4} + \frac{F_1^2 + \Delta x_1^2}{(F_1 + F_2 + F_3)^2} + \frac{F_2^2 + \Delta x_2^2}{(F_1 + F_2 + F_3)^2}} \quad (3.21)$$

$$\Delta y_e = \pm \sqrt{\left(\frac{y_1}{F_1 + F_2 + F_3} - \frac{F_1 y_1 + F_3 y_3}{(F_1 + F_2 + F_3)^2}\right)^2 \Delta F_1^2 + \frac{(F_1 y_1 + F_3 y_3)^2 \Delta F_2^2}{(F_1 + F_2 + F_3)^4} + \left(\frac{y_3}{F_1 + F_2 + F_3} - \frac{F_1 y_1 + F_3 y_3}{(F_1 + F_2 + F_3)^2}\right)^2 \Delta F_3^2 + \frac{F_1^2 + \Delta y_1^2}{(F_1 + F_2 + F_3)^2} + \frac{F_3^2 + \Delta y_3^2}{(F_1 + F_2 + F_3)^2}} \quad (3.22)$$

Para a incerteza das medidas feitas das posições utilizou-se a equação indicada por fabricantes de trenas de aço:

$$\Delta x = \frac{\pm(0,6 + x/5)}{1000} \quad (3.23)$$

Sendo x a dimensão medida em metros.

Dos gráficos de calibração das células de carga, chega-se aos seguintes valores de incerteza para as leituras de força (maiores diferenças encontradas entre a curva de calibração seguida e os valores indicados pelo anel dinamométrico padrão):

$$\Delta F_1 = \pm 6,71 N \quad (3.24)$$

$$\Delta F_2 = \pm 9,73 N \quad (3.25)$$

$$\Delta F_3 = \pm 8,46 N \quad (3.26)$$

$$\Delta F_4 = \pm 10,81 N \quad (3.27)$$

$$\Delta F_5 = \pm 13,42 N \quad (3.28)$$

$$\Delta F_6 = \pm 15,01 N \quad (3.29)$$

Adotando-se valores médios para uma medição comumente realizada na plataforma (pessoa de 70 kg caminhando a uma taxa de passo de 1,8Hz e uma amplificação dinâmica de impacto de aproximadamente 25% gerando forças de 900N em cada plataforma) cujas magnitudes estão indicadas abaixo:

$$F_1 = 400 N \quad F_2 = 400 N \quad F_3 = 100 N$$

$$F_4 = 400 N \quad F_5 = 400 N \quad F_6 = 100 N$$

$$x_1 = 0,906 m \quad x_2 = 0,906 m \quad x_3 = 0,0 m$$

$$x_4 = 0,906 m \quad x_5 = 0,906 m \quad x_6 = 0,0 m$$

$$y_1 = 1,948 m \quad y_2 = 0,0 m \quad y_3 = 0,974 m$$

$$y_4 = 1,948 m \quad y_5 = 0,0 m \quad y_6 = 0,974 m$$

Encontram-se os seguintes valores de incerteza:

$$P_e = 900 N \quad e \quad \Delta P_e = \pm 14,54 N = \pm 1,61\% P_e \quad (3.30)$$

$$P_d = 900 N \quad e \quad \Delta P_d = \pm 22,85 N = \pm 2,54\% P_d \quad (3.31)$$

$$x_e = 0,805 m \quad e \quad \Delta x_e = \pm 0,0077 m = \pm 0,95\% x_e \quad (3.32)$$

$$x_d = 0,805 m \quad e \quad \Delta x_d = \pm 0,0136 m = \pm 1,68\% x_d \quad (3.33)$$

$$y_e = 0,974m \text{ e } \Delta y_e = \pm 0,0128m = \pm 1,31\% y_e \quad (3.34)$$

$$y_d = 0,974m \text{ e } \Delta y_d = \pm 0,0186m = \pm 1,91\% y_d \quad (3.35)$$

Como era de se esperar a plataforma da direita apresenta maiores incertezas quer seja no valor da força de reação do solo ou na posição de aplicação da força. Visto que as células de carga que compõem esta plataforma (células 4, 5 e 6) apresentam maiores incertezas. Deve-se salientar que estes valores de incerteza do valor da força aplicada pelo pé e sua posição são referentes a valores médios e que o nível de incerteza na avaliação poderá ser um pouco menor caso a força aplicada pelo pé seja menor ou maiores, caso contrário.

3.4 CONDICIONADOR DE SINAIS

Em virtude de os sinais de saída oriundos das células de carga serem pequenos, surge-se a necessidade de elevar o valor desses sinais. Desta forma, a investigação das deformações é feita com auxílio de condicionadores de sinais, onde a variação de resistência elétrica é medida pela diferença de potencial em circuitos elétricos adequados a esta finalidade. Sem ganhos adicionais e nenhum tipo de tratamento, torna-se uma tarefa complexa diferenciar o sinal proveniente dos esforços da estrutura dos sinais de ruídos, cabos de alimentação com baixa blindagem e que possam ter níveis de amplitude semelhantes ao que se deseja avaliar. Esses inconvenientes citados causam erros nas medidas da grandeza de interesse, portanto devem ser minimizados.

O condicionamento de sinal tem a função de amplificar, filtrar e equalizar o sinal para que este ganhe níveis de tensão adequados, com boa relação sinal/ruído e distorção mínima. Os sinais elétricos gerados nos sensores e transdutores necessitam ser convertidos numa forma apropriada para o equipamento de aquisição, particularmente para o conversor analógico-digital (A/D), que converte sinais elétricos em códigos digitais que podem ser processados e armazenados pelo computador. O condicionador de sinais é também o elemento funcional responsável pela alimentação de energia, essencial para que os transdutores possam operar.

Cada *strain gauge* é considerado como um ponto de leitura de deformação do material. Para adquirir tal leitura, é preciso enviar uma tensão DC (corrente contínua) para o *strain gauge* e medir a tensão depois de passar pelo *strain gauge* através de uma placa de aquisição

no computador. O envio destes sinais só é possível com um condicionador de sinais. A Figura 3.15 ilustra o processo de aquisição de dados.

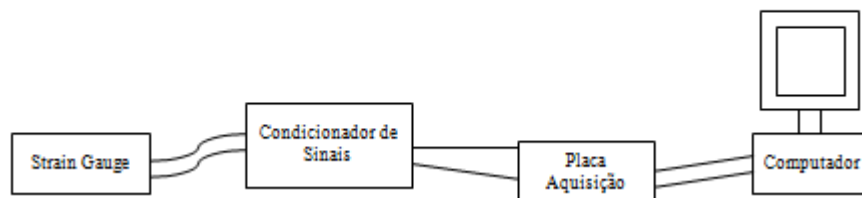


Figura 3.15 – Diagrama funcional de um sistema de aquisição de dados.

Um condicionador de sinais é uma associação de resistores e trimpots (resistores reguláveis), no qual o *strain gauge* é um dos resistores, formando a ponte de Wheatstone. Quando uma determinada tensão é enviada para a ponte, esta tensão sofre uma queda nos resistores. Caso a ponte esteja balanceada (condição esta obtida quando $R_1R_4 = R_2R_3$) a diferença de tensão entre os pontos 1 e 3 é nula. Qualquer variação de resistência em qualquer dos resistores ocasionará uma diferença de tensão que não será nula e esta é diretamente relacionada à variação de resistência sofrida pelo resistor. Geralmente esta tensão por ser de pequena amplitude deve ser então amplificada em um condicionador e enviada para leitura em um sistema de aquisição de dados conectado a um computador. Sendo assim, cada Ponte de Wheatstone pode ser considerada como um canal de leitura.

3.4.1 Projeto e Construção do Condicionador de Sinais

O condicionador de sinais projetado é bastante simples, considerando apenas um amplificador por canal para se obter o ganho desejado, obtendo uma resposta rápida bem como um custo reduzido, atendendo às necessidades para a qual foi utilizado. O condicionador é projetado para medir seis canais, alimentado pela rede elétrica 110/220V AC e usando uma fonte chaveada como regulador de tensão obtendo-se, deste modo, as tensões simétricas de +12V -12V para alimentação dos amplificadores operacionais e tensão de 5V corrente DC para alimentação da ponte de Wheatstone. O desenho esquemático do amplificador modelo TL074CN e o adaptador modular DSUB 9M podem ser visualizados na Figura 3.16 bem como os valores de resistência dos trimpots e resistores. Os resistores variáveis R5 e R6 servem para fazer o balanceamento da ponte de Wheatstone e é respectivamente o ajuste fino e grosso, enquanto que os resistores R2 e R4 fornecem o ganho

do circuito. Todos os circuitos são acondicionados em uma caixa metálica a fim de reduzir as interferências de outras fontes externas e minimizar o ruído. Utilizou-se balanceamento para cada canal individualmente, amplificando o sinal com ganho fixo.

O balanceamento da ponte de Wheatstone, por meio do ajuste fino e grosso é realizado de maneira manual, isso permite uma medição com boa exatidão, (de modo que quando nenhuma força for aplicada à célula de carga, a saída do instrumento apresenta zero Volt de leitura), quando isso ocorrer a ponte está balanceada e o instrumento está pronto para realizar as medições. Se a ponte não estiver balanceada, a leitura será diferente de zero e assim as medições apresentarão um erro de leitura quando houver aplicação de força.

Como a tensão de fundo de escala de saída é de 11,0 mV (equação 3.16) deseja-se amplificar para uma escala de 10 Volts que é o limite de entrada do sistema de aquisição disponível, e desta forma estimou-se o ganho do amplificador. Porém, para o cálculo do ganho, assumiu-se um valor desejado amplificado (correspondente à máxima saída elétrica da célula) de 7,5 Volts. Desta forma tem-se certa segurança de não haver saturação do valor de saída do sinal após a amplificação quando da leitura do sistema de aquisição de dados (entradas de ± 10 V). Com isso temos um ganho aproximado de 681,82 conforme mostra a equação abaixo:

$$G = \frac{7,5}{11,0 \cdot 10^{-3}} = 681,82 \quad (3.38)$$

Porém, o ganho real devido à utilização dos resistores disponíveis no laboratório do GMAp e o circuito da Figura 3.16 é de 594 vezes conforme observado na equação 3.37.

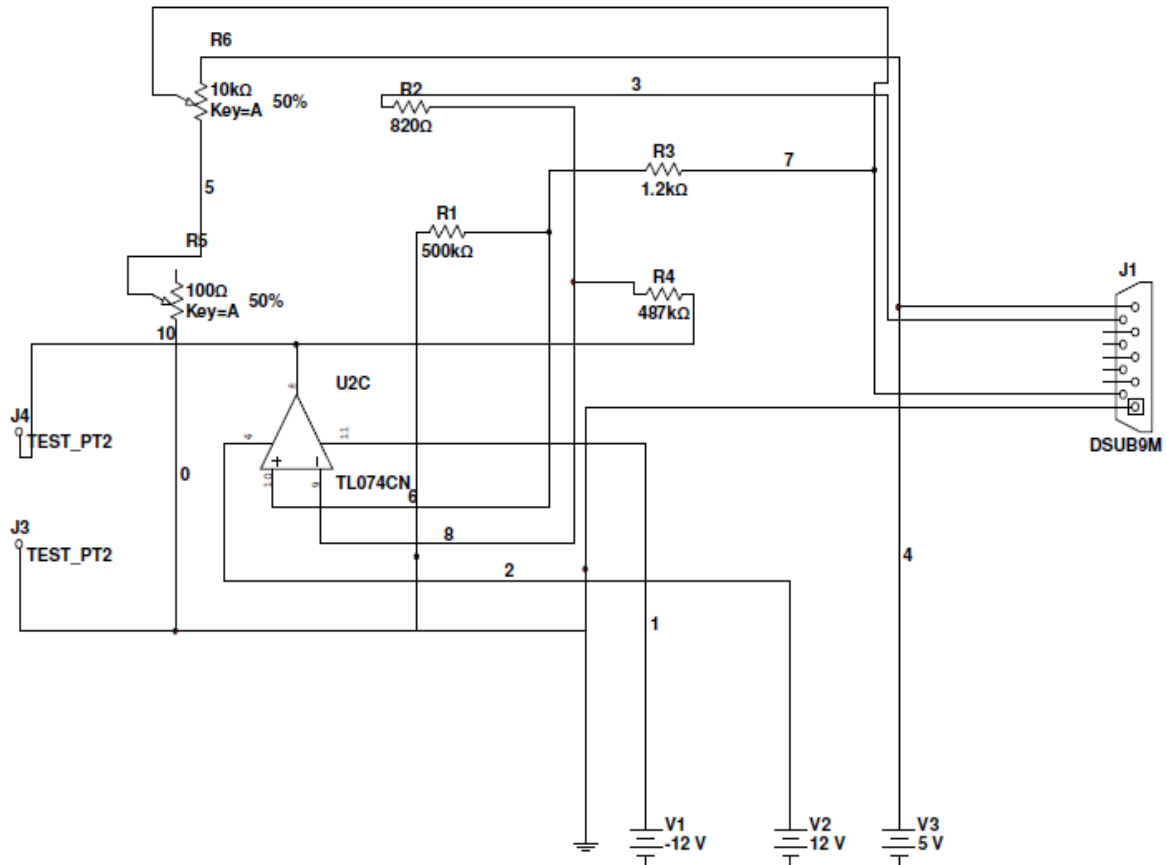


Figura 3.16 – Esquema do circuito condicionador e amplificador de sinal da célula de carga.

O ganho do amplificador trabalhando como amplificador inversor é definido como o valor negativo da razão entre o resistor que liga a saída na entrada inversora do amplificador pelo valor do resistor que chega à entrada inversora:

$$G = -\frac{R4}{R2} \quad (3.36)$$

Analisando o circuito anterior tem-se:

$$\|G\| = \frac{R4}{R2} = \frac{487k\Omega}{820\Omega} \cong 594 \quad (3.37)$$

Dessa forma, o condicionador, ao final de sua etapa de amplificação, tem um ganho de 594 vezes o sinal de entrada. Com isso pode-se prever que o valor da tensão de saída já amplificado será:

$$\Delta E_{\text{amplificada}} = G\Delta E \quad (3.38)$$

$$\Delta E_{\text{amplificada}} = 594 \times 11,0 \text{ mV} = 6,55 \text{ V} \quad (3.39)$$

Foram montados seis circuitos condicionadores de sinais seguindo o modelo apresentado na Figura 3.16, pois cada plataforma de forças foi instrumentada com três células de carga. A Figura 3.17 apresenta uma vista externa do condicionador de sinais, enquanto que a Figura 3.18 mostra uma vista interna do circuito.



Figura 3.17 – Vista externa do condicionador/amplificador de sinais construído.

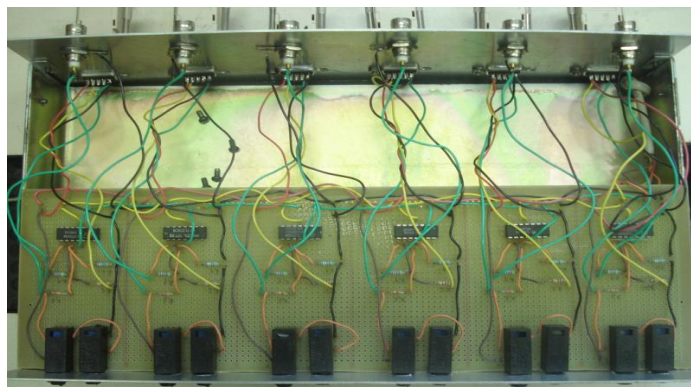


Figura 3.18 – Vista interna do condicionador/amplificador de sinais construído.

3.5 CIRCUITO DE FILTRAGEM

Independentemente das etapas de amplificação adotadas, os sinais podem conter frequências indesejáveis para o funcionamento do circuito. Então, conhecendo a faixa de frequência de interesse, deve-se retirar do sinal as componentes de frequência presentes e

desnecessárias. Para tanto, é imprescindível o desenvolvimento de um circuito de filtragem, permitindo que somente as componentes de frequência na faixa de interesse permaneçam no sinal (Urquiza 2005).

Sendo assim, utilizou-se um filtro passa-baixa. Filtro passa-baixas é o nome comum dado a um circuito eletrônico que permite a passagem de baixas frequências sem dificuldades e atenua (ou reduz) a amplitude das frequências maiores que a frequência de corte. Este filtro consiste de um resistor em série com um capacitor em paralelo conforme mostra a Figura 3.19.

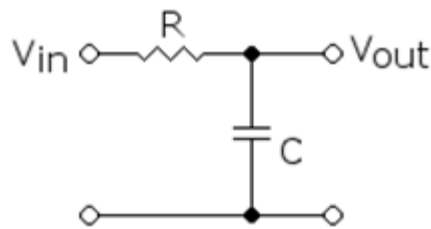


Figura 3.19 – Filtro passa-baixas utilizando um circuito RC.

O capacitor exibe reatância, e bloqueia os sinais de baixa frequência, fazendo com que eles passem pela carga. Em frequências mais altas, a reatância reduz e o capacitor conduz com facilidade. A frequência de corte é determinada pela escolha da resistência e da capacitância definida como:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.40)$$

Utilizando resistores e capacitores disponíveis no laboratório do GMAp obteve-se a frequência de corte de 141 Hz. Este valor foi utilizado por ser bem superior à faixa de frequências dos sinais que serão estudados, caminhada humana esta na ordem de 2 Hz Zivanovic *et al.* (2005) e também por ser um valor superior a frequência natural estimada da plataforma de forças. Utilizando resistores de $5,11k\Omega$ e capacitores de $0,22\mu F$ calculou-se a frequência de corte conforme equação 3.41.

$$f_c = \frac{1}{2\pi \times 5,11 \cdot 10^3 \times 0,22 \cdot 10^{-6}} = 141 \text{ Hz} \quad (3.41)$$

Além dessa filtragem física, foram utilizados ainda filtros digitais para melhorar a qualidade do sinal processado juntamente ao software de processamento de sinais, minimizando desta forma a presença de eventuais ruídos ou distorções decorrentes do processo de digitalização. A Figura 3.20 apresenta o filtro físico confeccionado.

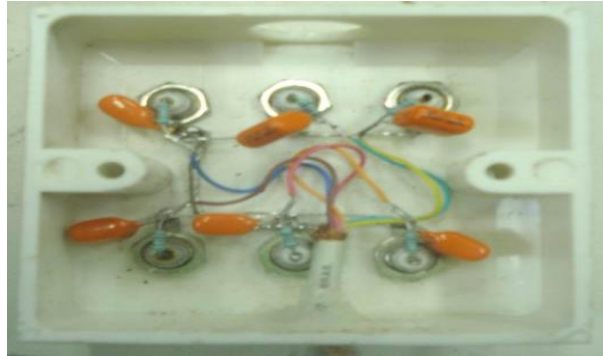


Figura 3.20 – Filtro passa-baixa confeccionado.

3.6 PLACA DE AQUISIÇÃO

Utilizou-se uma placa de aquisição de dados modelo USB 1616FS (Measurement Computing, 2010) comercialmente disponível. Trata-se de um dispositivo baseado em USB com conversor analógico/digital de 16 bits com 16 canais de medição. Esta possui taxas de amostragem de 50 kKz com configuração de entrada individual A/D por canal, a máxima tensão de entrada é de 15 V sendo que as faixas de entrada são ± 10 V, ± 5 V, ± 2 V, ± 1 V. A faixa de temperatura de operação é de 0 a 70°C. (dados do fabricante Measurement Computing). A Figura 3.21 mostra a placa de aquisição utilizada.



Figura 3.21 – Placa de aquisição USB 1616FS

3.7 FREQUÊNCIAS NATURAIS DA PLATAFORMA

Segundo Toso e Gomes (2011) a plataforma de forças deve permitir a medição de esforços compatíveis com as frequências envolvidas em sua aplicação, para que não apresente um resposta dinâmica ressonante, amplificando desta forma os valores de carregamento, induzindo a erros nas medições. Ou seja, a frequência natural da plataforma deve ser maior que a máxima frequência medida, a fim de evitar que uma parte do sinal lido seja amplificado pelo sistema mecânico, quando se tratar de análises dinâmicas. Trata-se de uma condição bastante crítica, pois relaciona diretamente a rigidez da plataforma, que é proporcional à frequência natural e a massa da plataforma, que é inversamente proporcional a esta mesma frequência. Os modos de vibração determinam o comportamento dinâmico da plataforma, e a proximidade entre as vibrações do movimento e sua frequência fundamental interferem diretamente na medição do transdutor. A plataforma deve possuir uma rigidez adequada para que evite que qualquer tipo de vibração indesejada possa influenciar nas medições, visto que as forças aplicadas na plataforma passam pelos transdutores, evitando, desta forma, erros nos resultados obtidos.

Nesse sentido, normalmente tenta-se produzir plataformas com máxima rigidez aliada à mínima massa. A alta rigidez requerida tem o objetivo de diminuir ao máximo a flexão das superfícies durante a utilização da plataforma, garantindo desta forma, uma transmissão praticamente total do esforço recebido pela superfície superior às células de carga colocadas imediatamente abaixo (Urquiza, 2005).

3.7.1 Medições Experimentais

Utilizando um acelerômetro unidirecional conforme especificado na tabela 3.3, foram verificadas as frequências naturais da plataforma de forças.

Tabela 3.3 – Características do acelerômetro empregado na análise dinâmica da plataforma.

Modelo: 8312B10 Fabricante: Kistler	
Faixa de Amplitude de Medição	± 10 g
Faixa de Frequência de Medição ($\pm 5\%$)	0 a 180 Hz
Sensibilidade Nominal ($\pm 5\%$)	200 mV/g
Massa	12 g
Faixa de Temperatura Operacional	-40 a 85 °C

Conectando o acelerômetro na placa de aquisição de dados e com o uso de um computador utilizando o software Agilent Vee 7.5 foi possível medir a frequência fundamental da plataforma. A estrutura é submetida a uma excitação através da aplicação de um impacto, desta forma encontrou-se o valor de 30,1 Hz para a frequência correspondente ao primeiro modo de vibração. A Figura 3.22 mostra o acelerômetro fixado junto à estrutura.



Figura 3.22 – Acelerômetro junto à plataforma.

O espectro de frequência do sinal lido pelo acelerômetro (que é a transformação do sinal no tempo para o domínio da frequência indicando suas componentes principais) foi utilizado para estimar as frequências naturais de ressonância da plataforma. O espectro da Figura 3.23 mostra a aceleração medida no domínio da frequência.

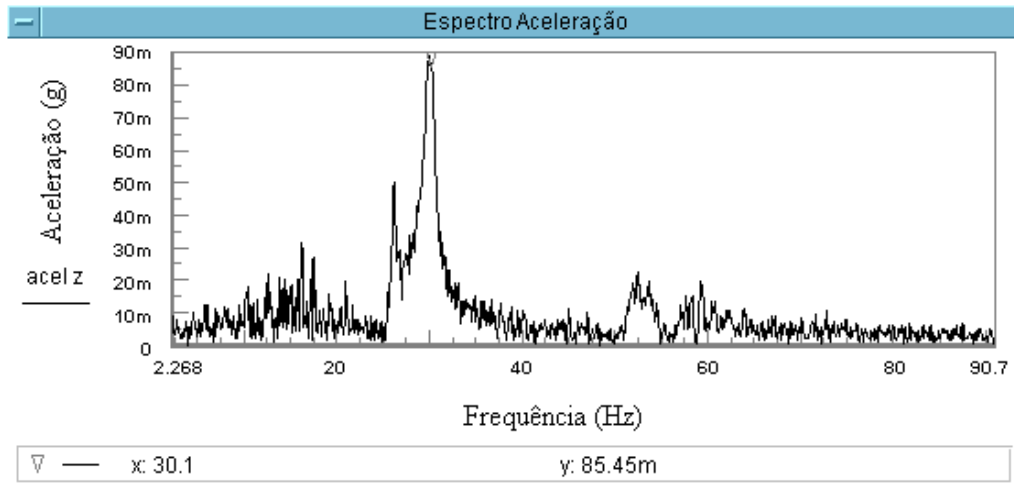


Figura 3.23 – Espectro de frequência do acelerômetro.

Analisando os resultados da Figura 3.23 observa-se uma segunda frequência de amplitude de aceleração menor em torno de 25 Hz. Acredita-se que esta segunda frequência esteja associada com a frequência de flexão da placa superior, na qual o acelerômetro foi posicionado (frequência local), não representando a frequência do conjunto de toda a estrutura na direção vertical. Outra forma de medir a frequência natural da plataforma foi utilizando os sinais vindos das células de carga, a Figura 3.24 apresenta o sinal da força das células de carga no domínio da frequência. Nota-se que o valor encontrado (30.1 Hz) é o mesmo valor medido anteriormente com a utilização do acelerômetro. Percebe-se também uma maior suavidade dos espectros em função de uma atenuação mecânica da plataforma para as vibrações das chapas superiores, fato este captado pelo acelerômetro.

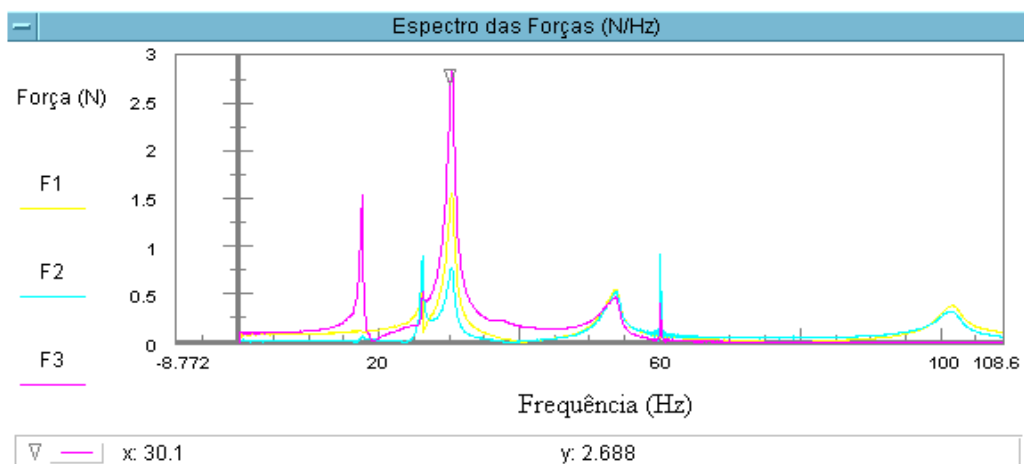


Figura 3.24 – Espectro de frequências da soma das forças lidas pelas três células de carga da plataforma da esquerda.

Analisando as frequências geradas na Figura 3.24, nota-se uma segunda frequência de amplitude de aceleração menor numa frequência próximo a 20 Hz, esta pode estar associada a frequência da célula de carga em outra direção (horizontal), ou seja, uma frequência que não esteja associada à direção vertical. Embora novos estudos sejam necessários para investigar as frequências tanto com o uso do acelerômetro bem como dos sinais oriundos das células de carga, cabe ressaltar que as frequências fundamentais da estrutura estão ainda longe da faixa de frequências envolvidas na sua aplicação. De acordo com Zivanovic *et al.* (2005) as frequências da marcha humana são da ordem de 0.5 a 10 Hz considerando os sub-harmônicos, desta forma os valores de frequências não sofrem interferências ressonantes.

4 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS (MEF)

A análise de estruturas, provavelmente, é a uma das aplicações mais comum do Método dos Elementos Finitos (MEF). A idéia básica do MEF consiste em utilizar como parâmetros as variáveis nodais de um número finito de pontos, previamente escolhidos, denominados de nós. Neste método, o domínio de integração é discretizado em uma série de subdomínios, ou elementos finitos, interconectados entre si através de um número discreto de pontos nodais. Para cada região (ou elemento) se estabelece um comportamento local aproximado, de tal forma que as incógnitas do problema em qualquer ponto do elemento podem ser definidas em função das mesmas incógnitas nos pontos nodais do elemento. Em seguida, minimizando o funcional do problema, obtido das somas das contribuições de cada elemento, se chega a um sistema total de equações, cuja solução permite conhecer os valores das incógnitas nos pontos nodais. Finalmente, a partir desses valores calculam-se outros resultados intermediários (Marinho 2002).

Segundo Cook *et al.* (1989) o método dos Elementos Finitos é um método numérico utilizado para analisar estruturas e meios contínuos que resolve problemas complexos, de difícil solução através de métodos clássicos analíticos. Os resultados das equações algébricas, que são generalizadas e resolvidas por um computador, raramente são exatos, no entanto os erros são minimizados pelo processamento de um número elevado de equações que geram resultados com satisfatória precisão para a engenharia.

4.1 ANÁLISE MODAL NUMÉRICA

Para a avaliação numérica das frequências naturais da plataforma de forças utilizou-se o Método dos Elementos Finitos através do software comercial ANSYS. O software oferece vários métodos de extração de resultados, no presente trabalho o objetivo é fazer uma análise modal obtendo as frequências naturais e os modos de vibração da plataforma de forças.

Para a análise modal utilizaram-se os seguintes parâmetros como propriedades do material:

Tabela 4.1 – Parâmetros utilizados na análise modal.

Denominação	Parâmetros
Material	Aço 1020
Coefficiente de Poisson	0,3
Massa específica	7850 kg / m^3
Módulo de elasticidade	210 GPa
Tipo de elemento	Tetraédrico 10 nós
Número de nós	520689
Número de elementos	187158

Um programa de CAD (*Computer Aided Design*) para modelagem sólida tridimensional foi adotado para a construção do modelo geométrico 3-D. Com a utilização deste programa (*SolidWorks 2010*), o processo de gerar a geometria e modificá-la quando necessário se torna mais fácil, este modelo geométrico foi exportado para o software ANSYS. Para obter-se as frequências naturais na análise modal as células de carga são fixadas (nas direções x, y, z) nas regiões em que as mesmas estão em contato com o solo. Os movimentos de toda a estrutura nas direções x e z são restringidos, pois somente deslocamentos verticais são considerados. Os contatos entre as partes estruturais são adicionados, adotando como *default* o contato *bonded* que não permite deslizamento relativo entre as superfícies nem a perda de contato entre elas. A Figura 4.1 mostra a etapa da análise estrutural utilizando o software de elementos finitos.

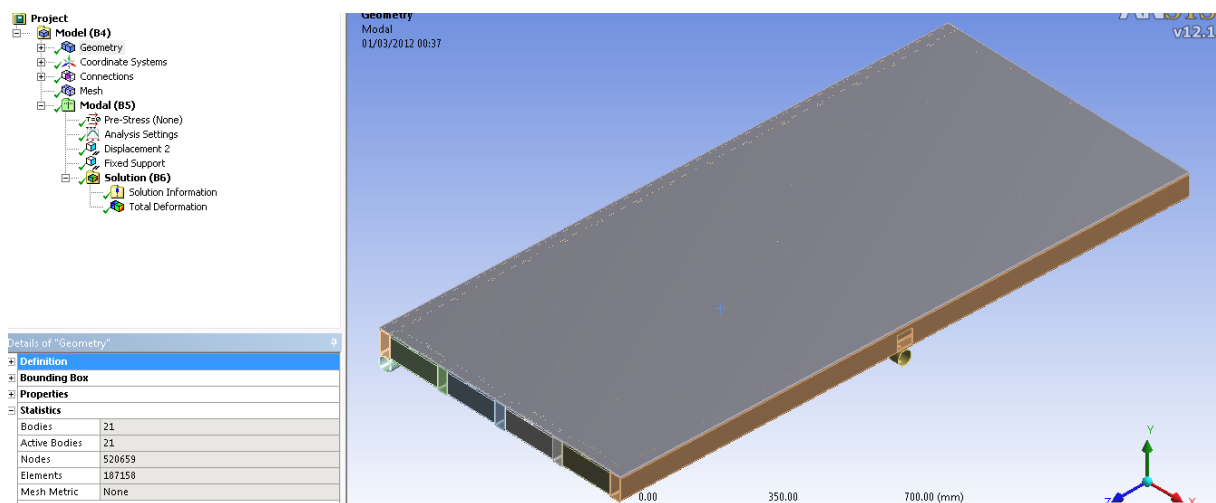


Figura 4.1 – Análise da estrutura utilizando método dos elementos finitos.

Quanto à malha usada, primeiramente utilizou-se a malha padrão gerada automaticamente pelo software sem refinamento. Esta malha possui elementos tetraédricos de dez nós, este tipo de elemento, normalmente, apresenta um bom desempenho em termos de precisão. Para a extração dos autovalores (frequências naturais) e autovetores (modos de vibração) utilizou-se o método Lanczos, este apresenta uma rápida taxa de convergência. Posteriormente realizou-se um refinamento da malha conforme mostra a tabela 4.2.

Tabela 4.2 – Refinamento da malha de elementos finitos

Refinamento Malha	Número de Elementos	Frequência Natural (Hz)
Malha padrão	40783	45,5
1 °	114400	40,3
2 °	163914	37,5
3 °	176987	33,6
4 °	187158	30,9
5 °	235668	30,6

A tabela 4.2 mostra diferentes valores de frequência natural conforme o número de elementos empregados, sendo a diferença mais notória nos modelos com menor número de elementos. Desta forma utilizou-se 187158 elementos tetraédricos de dez nós que correspondem a uma frequência de 30,9 Hz. Nota-se que a partir do quarto caso analisado, tem-se uma boa taxa de convergência dos resultados. Com o aumento do número de elementos o resultado da análise não alterou significativamente, porém obteve-se um grande aumento de tempo computacional.

4.1.1 Resultados das Frequências Naturais e Modos de Vibração

Os resultados foram valores de frequências bem próximos, comparando o modelo numérico com a análise experimental. O modelo numérico apresentou 30,9 Hz para o primeiro modo de vibração enquanto que a análise experimental indicou 30,1 Hz. A plataforma de forças foi projetada para ser compatível com as frequências envolvidas nas medições que são na ordem de 0.5-10 Hz (considerando os sub-harmônicos dos espectros de frequência). Isto foi confirmado numericamente e experimentalmente que o projeto apresenta uma resposta dinâmica ressonante longe da faixa de frequências envolvidas na caminhada humana, assim minimizando as chances de erros nas medições devido à amplificação do carregamento Toso e

Gomes (2011). A Figura 4.2 apresenta as frequências naturais do modelo numérico com seus respectivos modos de vibração.

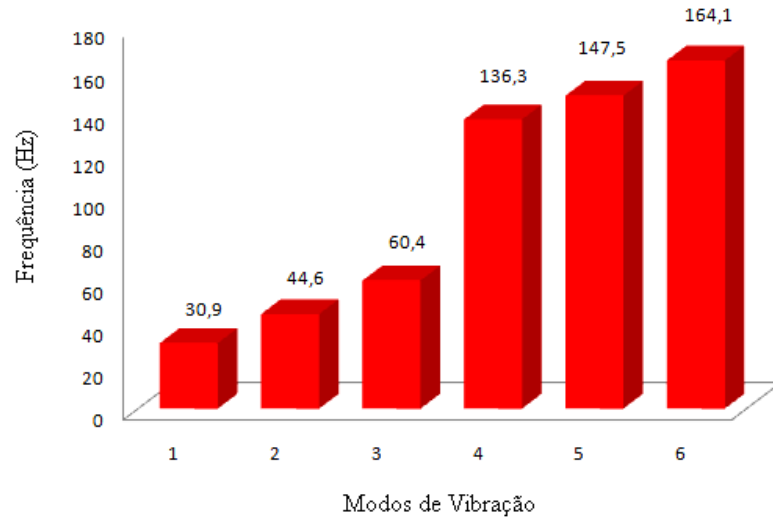


Figura 4.2 – Frequências naturais da análise modal

A figura 4.3 apresenta o primeiro modo de vibração da plataforma de forças, utilizando uma escala com aumento de 15x em relação à deformação original da estrutura. Observa-se o movimento de flexão dos anéis (célula de carga).

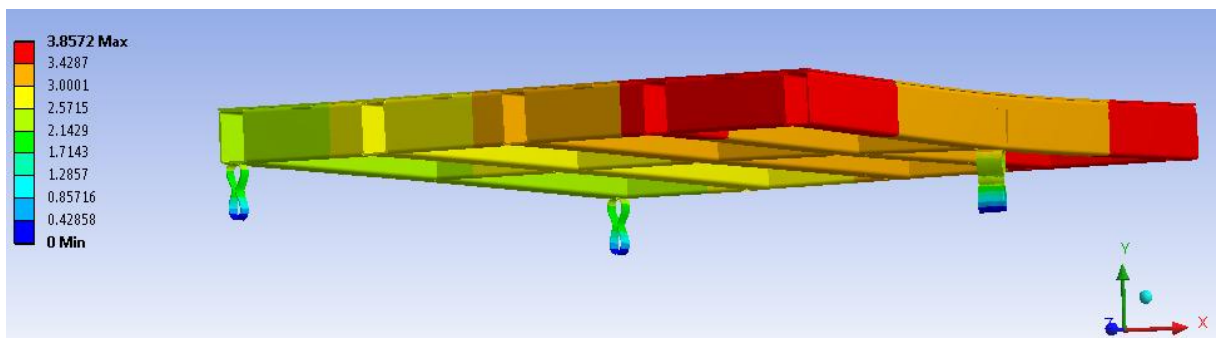


Figura 4.3 – Primeiro modo de vibração da plataforma de forças

5 EXPERIMENTOS, RESULTADOS E DISCUSSÕES

Este capítulo aborda questões relacionadas às medições utilizando as plataformas de forças, procedimentos e resultados obtidos. Toda descrição segue a metodologia experimental adotada.

5.1 MEDIÇÕES EXPERIMENTAIS UTILIZANDO AS PLATAFORMAS DE FORÇAS

As duas plataformas (esquerda e direita) foram colocadas lado a lado em relação ao sentido de caminhada, de modo que cada uma possa capturar os registros da força de cada pé do indivíduo separadamente. As plataformas têm um comprimento de 2010 mm sendo assim, uma pessoa caminhando normalmente consegue pisar uma vez com um pé em uma plataforma e duas vezes na outra. A caminhada ocorreu em linha reta e à medida que se pisa sobre as plataformas de força (esquerda e direita) a força aplicada sobre elas é detectada pelos transdutores, os sinais elétricos gerados são amplificados e registrados pelo sistema de aquisição de dados.

Durante a aquisição de dados nas plataformas de força, é importante observar se o pé em consideração pisa sobre a plataforma como um todo, sem que parte do mesmo pise na superfície que não seja a plataforma instrumentada. Esse cuidado deve ser tomado, pois as plataformas de aceleração e desaceleração (que não estão instrumentadas) estão muito próximas das plataformas instrumentadas. Caso uma medição ocorra na junção de ambas as plataformas (instrumentada e não instrumentada) essa aquisição de dados deverá ser desconsiderada, pois os dados obtidos estarão alterados, não representando desta forma os reais esforços envolvidos no movimento. O posicionamento das plataformas é apresentado na Figura 5.1.



Figura 5.1 – Montagem das plataformas.

As medições tiveram a participação de 20 pessoas conforme Apêndice A, de ambos os sexos, de várias faixas etárias, buscando desta forma uma maior variabilidade de biótipos de pessoas com seus respectivos padrões de caminhada, podendo desta forma conseguir um modelo que representasse o fenômeno da caminhada humana. Dados como altura e peso de cada indivíduo foram medidos com o objetivo de investigar correlações entre os parâmetros dos modelos de carga e o modelo biodinâmico proposto por Silva (2011).

Frequência de amostragem (f_s) é medida em amostras por unidade de tempo, de acordo com o teorema de Nyquist, uma taxa de amostragem de no mínimo duas vezes o valor da frequência máxima alcançada pelo sinal analógico é necessária para possibilitar o registro digital de todas as frequências analisadas. Para a aquisição dos dados utilizou-se frequência de amostragem de 500 Hz. Quanto ao tempo de aquisição dos dados, este deve ser o suficiente para capturar vários períodos de um sinal, o tempo utilizado foi de 10 s.

5.1.1 Dados Adquiridos nas Plataformas de Forças Durante a Marcha

Uma das variáveis medidas é a força peso que está relacionada à componente vertical da FRS decorrente do peso corporal e de qualquer aceleração e/ou desaceleração que atuam no corpo. Essa componente é necessária para se contrapor à ação da gravidade e deve ser igual ao peso corporal com o objetivo de manter a altura do centro de massa acima da superfície de contato. Desta forma, a FRS vertical total menor que o peso corporal indica que o centro de massa do corpo está acelerando para baixo, enquanto que essa força maior que o peso corporal indica que o centro de massa está acelerando para cima. As oscilações para cima e para baixo do centro de massa durante a caminhada se correlacionam aos desvios do centro de massa do corpo da força de reação vertical do peso corporal. Meglan e Todd (1994).

A Figura 5.2 apresenta os dados da FRS coletados durante as medições realizadas, considerando uma pessoa com massa corporal de 75 kg e 1,81 m de altura, caminhando normalmente, possuindo uma amplificação dinâmica de impacto de aproximadamente 25%.

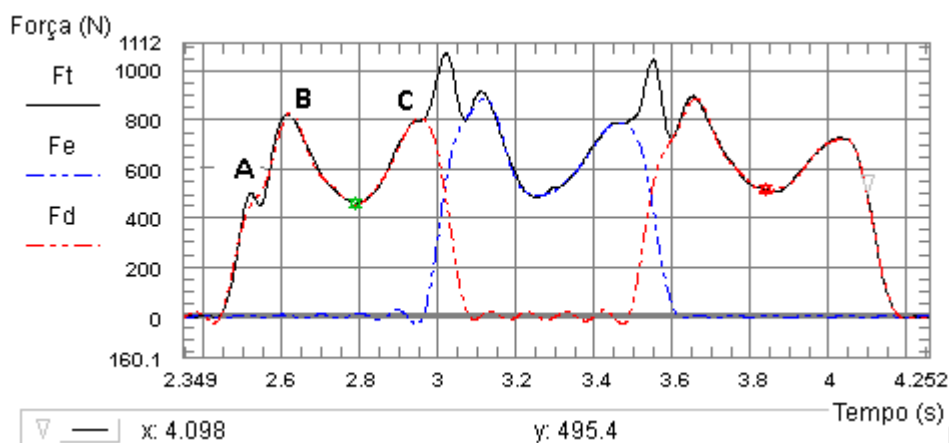


Figura 5.2 – Dados da Força de Reação do Solo (FRS).

A Figura 5.2 ilustra as curvas típicas das componentes verticais da FRS durante a marcha humana. A componente vertical da FRS é caracterizada por dois picos e um vale, e geralmente esses picos apresentam uma magnitude maior que o peso corporal. O primeiro pico (B) é observado durante a primeira metade do período de apoio e caracteriza parte do apoio quando a perna está recebendo o peso corporal, logo após o contato do pé com o solo (Larish *et al.* 1988). Já o segundo pico (C) existente é observado no final do período de apoio e apresenta o impulso contra o solo para iniciar o próximo passo. O vale entre os dois picos é ligeiramente menor em magnitude que o peso corporal e ocorre quando o pé se encontra na posição plana em relação ao solo (Hamill e Knutzen, 1999). Quanto ao maior pico presente na Figura 5.2, este corresponde à força total (Ft) indicando um somatório das forças do pé esquerdo e pé direito, no exato momento em que ambos os pés estão em contato com o solo. Ainda em relação às componentes da FRS, há um pico nos primeiros milissegundos (ms) do período de apoio, sendo que este pico nem sempre é evidente em análises da marcha, este se refere à força de impacto (A), esta força resulta da colisão entre dois corpos (o pé e o solo) que atingem magnitude máxima antes de 50 ms após o contato inicial dos dois corpos. De acordo com Barela (2005) a magnitude do pico da força de impacto pode sofrer influências de vários fatores, entre eles: velocidade da locomoção, tipo de calçado, entre outros.

Desta maneira, a Figura 5.2 demonstra a eficácia do sistema de medição e processamento de dados, pois retrataram características importantes da FRS como os picos de força de apoio e impulso e ainda identifica a força de impacto, que, como mencionado anteriormente, nem sempre é evidente na FRS. Os dados obtidos na Figura 5.2 podem ainda ser comparados com os sinais oriundos de uma plataforma comercial da empresa Kistler

conforme Figura 2.17. Observa-se semelhança entre ambas as figuras e a existência de um padrão das curvas referentes às componentes da FRS, comprovando desta forma a eficácia da plataforma de forças projetada. Outras curvas de FRS (correspondentes a outros indivíduos) estão disponíveis no Apêndice B.

A aceleração do pedestre também foi uma das variáveis medidas. Utilizando um acelerômetro unidirecional conforme especificado na tabela 3.3 e acoplando este a um condicionador de sinais posicionado na cintura da pessoa, foi possível mensurar a aceleração do pedestre. Este aparato foi fixado a um cinto conforme mostra a Figura 5.3.

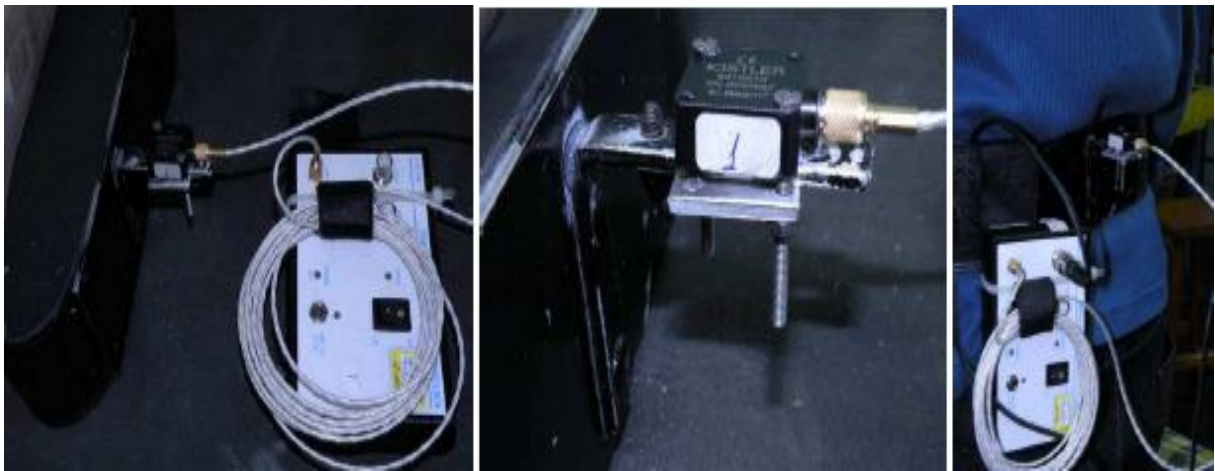


Figura 5.3 – Imagens do conjunto cinto, acelerômetro, condicionador de sinal e sua fixação na cintura da pessoa.

Os dados de frequência medidos com o acelerômetro estavam compatíveis com os valores da literatura. Sabe-se que a taxa de passos média de uma pessoa no seu caminhar livre esta em torno 2 Hz (Zivanovic *et al.* 2005) o que caracteriza a frequência envolvida durante a caminhada humana. Um espectro de frequência medido por esse aparato é apresentado na Figura 5.4 indicando a frequência de 2.008 Hz. As outras frequências que surgem no espectro correspondem aos harmônicos e sub-harmônicos (devido à diferença de forças aplicadas pelo pé direito e pé esquerdo, o que depende do padrão de caminhada de cada pessoa) capturados pelo acelerômetro durante a marcha do pedestre.

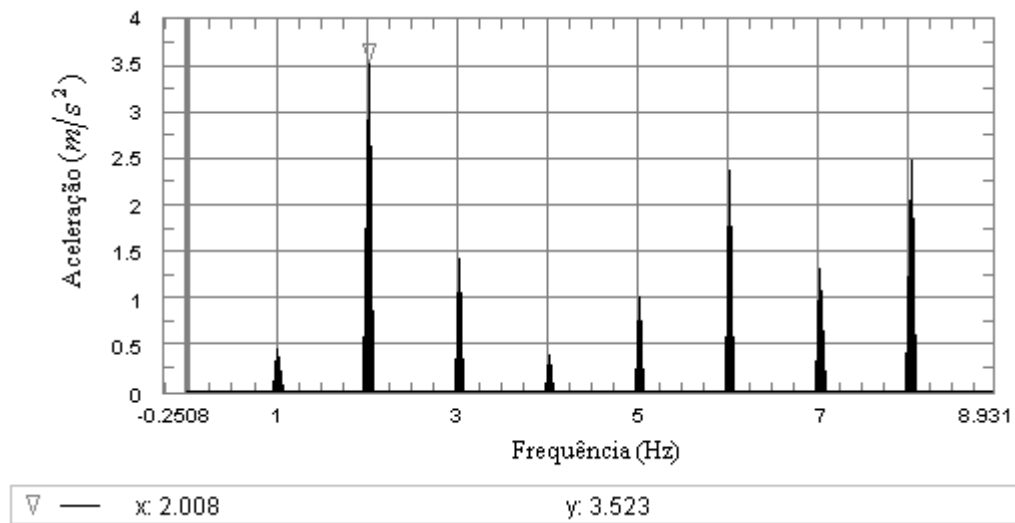


Figura 5.4 – Sinal de aceleração vertical na cintura de um pedestre

A plataforma permite ainda mensurar a posição na qual a pessoa está pisando, ou seja, utilizando as equações 3.5 e 3.6 referentes ao equilíbrio estático é possível determinar quais são os valores das coordenadas x e y em relação à origem localizada na extremidade da plataforma esquerda. Medições experimentais foram realizadas nesse sentido, colocando uma massa no centro da plataforma e com o auxílio de uma trena foi possível medir as coordenadas do objeto, esses valores foram comparados com valores obtidos através das equações do equilíbrio estático implementadas no sistema de aquisição de dados junto ao software Agilent Vee 7.5. Os resultados foram valores bem próximos, tanto nas medições realizadas com a trena bem como os valores obtidos com o auxílio do software. Maiores detalhes a respeito desse assunto serão abordados no capítulo 7.

5.1.2 Visualização da Caminhada Humana em Tempo Real

Utilizando o software Agilente Vee 7.5 que realiza o processamento dos dados das seis células de carga, juntamente com o software *MATLAB* é possível avaliar a caminhada humana em tempo real. Basicamente o que o programa faz é avaliar o valor da força aplicada pela passada (valores das células de carga) e indica o local da resultante desta força. Para realizar esta análise, consideram-se as equações do equilíbrio estático apresentadas no capítulo 3. As informações são disponíveis para o usuário numa janela onde é gerado um gráfico de cada uma das grandezas em tempo real. Todos os dados $P_e(t)$, $x_e(t)$, $y_e(t)$, $P_d(t)$, $x_d(t)$, $y_d(t)$ são gravados em arquivo texto para posterior

processamento e análise. Esses dados são apresentados em tempo real através de uma interface gráfica utilizando o software *MATLAB*. A Figura 5.5 apresenta a FRS de um pedestre em particular, considerando as forças de ambos os pés bem como a posição x , y (m) em relação aos eixos coordenados de uma caminhada realizada em tempo real.

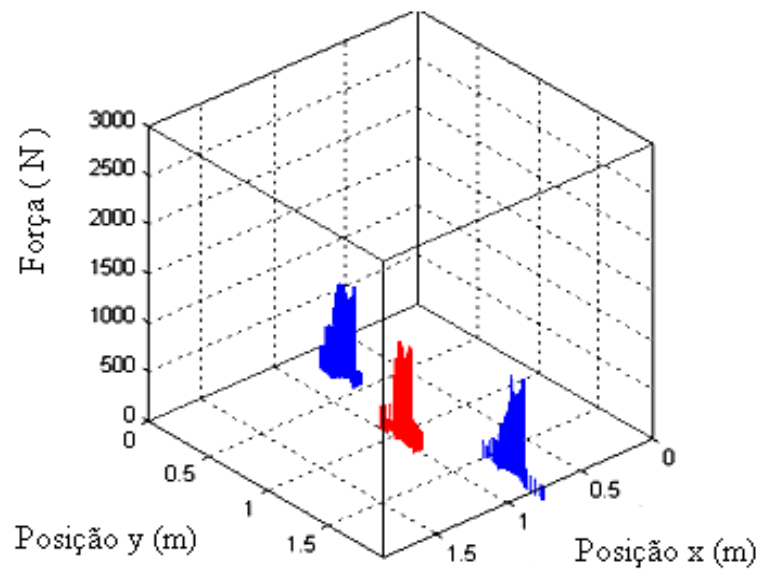


Figura 5.5 – Visualização em tempo real das forças aplicadas nas plataformas e a posição em relação aos eixos coordenados.

6 AJUSTE DE UM MODELO BIODINÂMICO

Segundo Silva (2011) o corpo humano interage com as estruturas estando ele em repouso: sentado ou em pé; ou em movimento: caminhando, correndo ou pulando. Estas interações se desenvolvem através da aplicação de forças na estrutura devido à locomoção de um indivíduo, as reações recíprocas da estrutura devido a estas forças, a adição de massa ao sistema devido à presença de pessoas, bem como o aumento do amortecimento do sistema devido à capacidade do corpo humano absorver a energia vibratória. Desta forma Silva (2011) propôs em seu trabalho desenvolver um modelo biodinâmico de um grau de liberdade (S1GL) que represente a dinâmica na direção vertical de uma pessoa quando caminha. Este modelo é apresentado na Figura 6.1

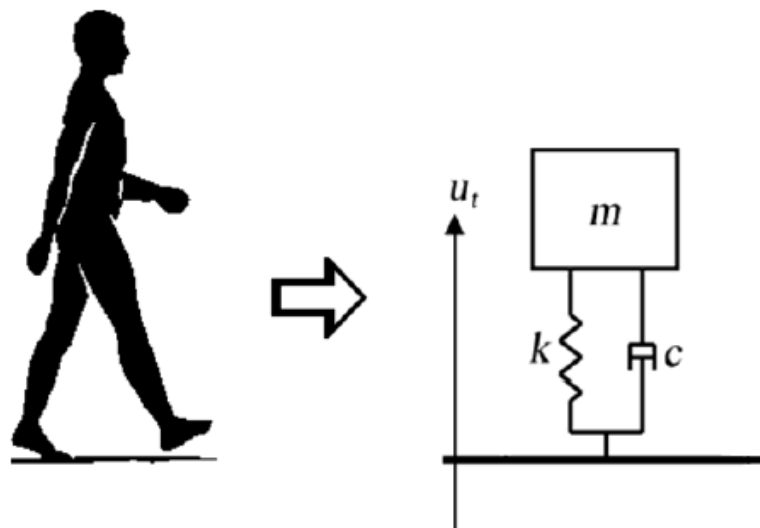


Figura 6.1 – Modelo biodinâmico de um grau de liberdade (Fonte: Toso *et al.* 2012).

Os parâmetros dinâmicos massa (m), amortecimento (c) e rigidez (k) do modelo não tem uma relação direta com as partes do corpo humano. A equação que representa o movimento para cima e para baixo do centro de gravidade do pedestre é dada por:

$$m\ddot{u}_t + c\dot{u}_t + ku_t = P_{FRS} \quad (6.1)$$

Na qual u_t é o deslocamento do grau de liberdade com respeito a um ponto de referência fixo. O termo P_{FRS} é a força de reação do solo, sendo mensurada em conjunto com a

aceleração no nível da cintura. Considera-se que o centro de gravidade da pessoa está localizado na região de sua cintura. Os parâmetros biodinâmicos foram obtidos resolvendo um sistema de três equações não-lineares conforme apresentado a seguir:

$$A(\omega_i) = \frac{\omega_i^2 P_{FRS}(\omega_i)}{|k - \omega_i^2 m + j\omega_i c|} \quad (6.2)$$

Conforme Silva (2011) esta é a expressão que define as três funções objetivo do problema de minimização para obter m , c e k do modelo S1GL. As medições na plataforma representam alguns ciclos de movimento do pedestre, sendo assim, os sinais adquiridos foram replicados. De modo a representar um sinal a partir de um movimento contínuo. Desta forma foi possível obter os espectros de aceleração e força com resolução de frequência apropriada para o processamento. Na equação 6.2 os parâmetros m , c e k são desconhecidos, j é a raiz quadrada de (-1) , e $A(\omega_i)$ e $P_{FRS}(\omega_i)$ são os valores de entrada, sendo os três primeiros harmônicos do espectro de acelerações obtidas da medição ao nível da cintura do pedestre e os três primeiros picos do espectro da Força de Reação do Solo (FRS), ω_i corresponde as frequências dos três primeiros harmônicos da excitação com i variando de 1 a 3. Isto conduziu a um sistema de três equações lineares que foram resolvidos usando o algoritmo de gradientes conjugados. Como saída, tem-se os parâmetros m , c e k do S1GL correspondente à caminhada do indivíduo.

Os movimentos do grau de liberdade do sistema, tendo uma massa m , são considerados como os movimentos do centro de gravidade do corpo humano, enquanto a rigidez k representa a impedância mecânica do corpo e o amortecimento c está relacionado com a dissipação de energia dos movimentos do corpo da pessoa. De acordo com Silva (2011) este modelo biodinâmico é utilizado para representar a ação de grupos de pedestres que cruzam um protótipo de passarela, em densidades distintas. Desta forma pode-se comparar a resposta assim modelada com a resposta medida na passarela e assim avaliar o efeito da inclusão de tais modelos do ponto de vista de interação pedestres-estrutura e o quanto isto afeta a resposta vibratória da estrutura.

Este sistema dinâmico que representa cada indivíduo é chamado de modelo biodinâmico e a multidão de pedestres foi formada por um agrupamento destes sistemas. Os parâmetros deste modelo foram determinados através de um processo de minimização de

equações obtidas da resposta genérica do S1GL como apresentado anteriormente. Neste sentido que surge a parceria Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) com a Universidade Federal da Paraíba (UFPB). Silva (2011) utiliza em seu trabalho as forças verticais medidas com a plataforma bem como as medidas de aceleração e frequência de cada indivíduo. Os valores dos três primeiros picos de força, aceleração e frequência estão disponíveis no Apêndice C referentes ao primeiro indivíduo participante.

Segundo Toso *et al.* (2012) os resultados a seguir consideram a participação de dez indivíduos, cada um deles atravessou a plataforma de forças dez vezes. Para cada caminhada de cada pessoa, os parâmetros biodinâmicos foram obtidos resolvendo a equação 6.2. Os resultados obtidos para os parâmetros biodinâmicos são mostrados na Tabela 6.1. Após a participação de 10 indivíduos, os resultados de um deles foi retirado por apresentar erros durante a minimização da equação 6.2, levando a parâmetros com erros elevados. O fator dinâmico de carga (FDC) é a razão entre a amplitude da componente de força dinâmica de um harmônico particular pelo peso estático da pessoa. A tabela ainda apresenta os valores da taxa de passo (F_p) definida como: $F_p = \omega/2\pi$.

Tabela 6.1 – Parâmetros biodinâmicos dos indivíduos

Pedestre	M (kg)	Fp(Hz)	m(kg)	c (Ns/m)	k (N/m)	FDC1	FDC2	FDC3
1	75.2	1.81	21.51	419.76	9570.4	0.261	0.016	0.035
2	69.7	1.92	23.28	476.37	10166.49	0.261	0.034	0.05
3	71.4	1.91	17,19	493	7578.48	0.308	0.064	0.052
4	97.5	2.03	25.06	608.28	15196.28	0.318	0.03	0.05
5	81.3	1.89	54.58	712.11	4967.4	0.316	0.04	0.039
6	80	1.88	49.8	566.52	10193.53	0.38	0.044	0.048
7	60.9	2.17	32.61	534.51	11084.42	0.366	0.027	0.033
8	99.2	1.94	48.77	492.72	14095.68	0.23	0.027	0.049
9	64.3	1.92	39.24	573.87	8348.05	0.303	0.05	0.033

Fonte: adaptada de Toso *et al.* ano 2012.

Os resultados obtidos mostraram uma variação significativa dos valores de alguns parâmetros biodinâmicos, em particular, a massa modal e rigidez. Em um artigo anterior Silva e Pimentel (2011) mediram apenas acelerações ao nível da cintura para obter tais parâmetros, sendo que a variação observada não foi tão significativa. Desta forma, conclui-se que novos

testes com maior número de pedestres é necessário para poder caracterizar melhor o modelo biodinâmico.

Silva (2011) utiliza os modelos biodinâmicos em um modelo de passarela de pedestres em quantidade correspondente à taxa de ocupação, comparando as respostas do modelo com as medições experimentais na passarela real. O autor conclui em seu trabalho que as respostas do modelo de passarela com a inclusão dos biodinâmicos apresentaram uma resposta bastante próxima à resposta correspondente medida na estrutura real, embora novos ensaios sejam necessários com um maior número de pedestres, para poder caracterizar melhor o modelo biodinâmico. Maiores informações quanto ao trabalho podem ser encontradas na tese de doutorado do referido autor.

7 CALIBRAÇÃO COMPLETA DO SISTEMA

A calibração do conjunto completo torna-se necessária para a verificação do comportamento do sistema inteiro, isto é, plataforma, condicionador de sinais, placa de aquisição e microcomputador. Quando acontece a montagem de todo o sistema, ocorrem modificações quanto à funcionalidade como, por exemplo, as células de carga, estas são fixadas através de parafusos que recebem um determinado torque, ainda tem-se o peso de toda a estrutura que é suportado pelas células de carga. Estes, entre outros fatores, podem influenciar nas medições das variáveis envolvidas no presente projeto.

Segundo Urquiza (2005) após a aquisição de dados iniciais, podem surgir os valores conhecidos como *offsets* (é o erro definido como o valor de saída existente quando ele deveria ser nulo, ou então a diferença entre o valor de saída realmente observado e aquele especificado para uma dada condição). Estes são valores iniciais assumidos por algumas variáveis e presentes no hardware em determinados pontos, assim que o sistema é energizado, e na maioria das vezes, com o passar do tempo, tornam-se inerentes ao sistema, pois são diferenças provocadas pela não linearidade, imprecisão ou má fabricação de algum componente entre outros. Sendo assim, a etapa de calibração busca anular do sistema estes valores iniciais que deveriam ser zero ou próximos de zero.

7.1 DESCRIÇÃO DO PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO

A calibração ocorreu separadamente, primeiramente à plataforma esquerda, posteriormente a direita. O primeiro passo foi realizar uma marcação na plataforma de forças, são 50 pontos distribuídos ao longo da estrutura. Estes pontos servem para aplicação das cargas utilizadas na calibração da plataforma. Em seguida, efetuou-se o balanceamento da ponte de Wheatstone de cada célula de carga por meio do ajuste fino e grosso (condicionador de sinais) de modo que quando nenhuma carga for aplicada à célula de carga, a saída do instrumento apresente zero Volt de leitura. A Figura 7.1 apresenta um esquema com os pontos de aplicação da carga para calibração.

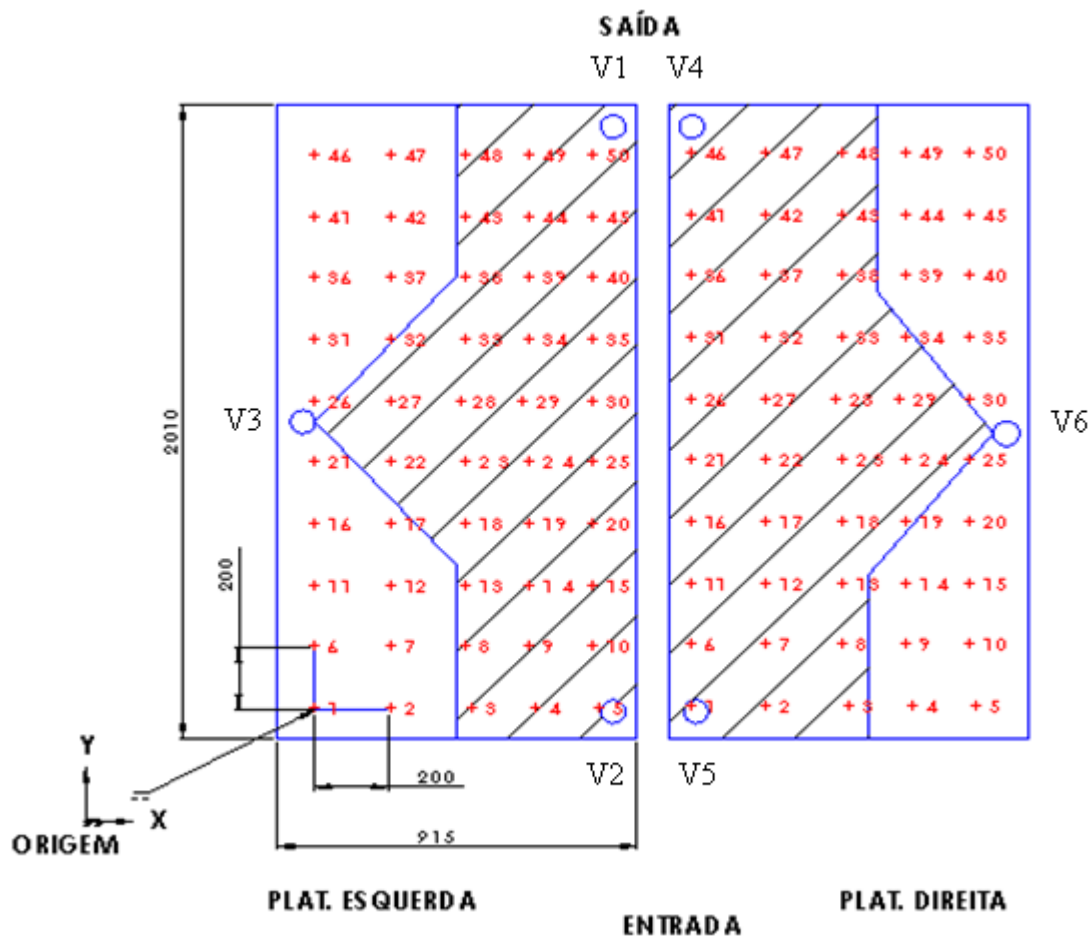


Figura 7.1 – Pontos de aplicação de carga para calibração.

Utilizando massas padrões de chumbo de 5 kg procedeu-se a calibração, utilizou-se um anel com diâmetro de 70 mm para que essa carga pudesse ser concentrada pontualmente junto à estrutura. Uma balança comercial da empresa Geratherm com capacidade de até 150 kg divisão de 0,1 kg disponível no laboratório do GMAp foi usada para registrar os valores das massas. As massas padrões são colocadas em um recipiente a fim de concentrar a carga facilitando desta forma seu posicionamento junto à plataforma.

Para a plataforma esquerda foram aplicadas massas de 24,8 e 44,7 kg estas massas foram aplicadas separadamente nos 50 pontos distribuídos ao longo da estrutura, sendo que cada ponto está separado por uma distância de 200 mm tanto na coordenada x quanto na coordenada y conforme mostra a Figura 7.1. Enquanto as massas de 64,6 / 91 / 111 / 131,4 kg foram aplicadas somente numa região de maior interesse (região hachurada da figura anterior). Isto foi realizado para diminuir o número de pontos, pois com o aumento da carga esse trabalho se torna mais difícil, porém, observa-se que a grande maioria dos pontos marcados

situa-se na região hachurada, não causando problemas no procedimento de calibração. Para cada massa posicionada sobre cada ponto da plataforma fez-se as leituras no software Agilent Vee 7.5 das tensões elétricas V_1, V_2, V_3 correspondentes a cada célula de carga, bem como os valores do posicionamento (x, y) correspondentes a coordenada de aplicação da carga. Para a plataforma direita segue-se o mesmo procedimento anterior. As massas de 24,5 e 44,5 kg foram aplicadas em todos os pontos da plataforma, enquanto que as massas de 64,5 / 86,5 / 107,3 / 128,8 kg foram aplicadas na região de maior interesse. Desta forma após o procedimento de calibração tem-se um total de 232 amostras correspondentes a aplicação da carga sobre cada plataforma.

A seguir são apresentados os gráficos de regressão correspondentes ao procedimento de calibração. A regressão é usada basicamente com duas finalidades: de previsão (prever o valor da grandeza y a partir do valor da grandeza x) e estimar o quanto x influencia ou modifica y. Os primeiros três gráficos correspondem à calibração da plataforma da esquerda. A Figura 7.2 considera a massa medida com a balança comercial e o valor desta mesma massa medida com a plataforma de forças.

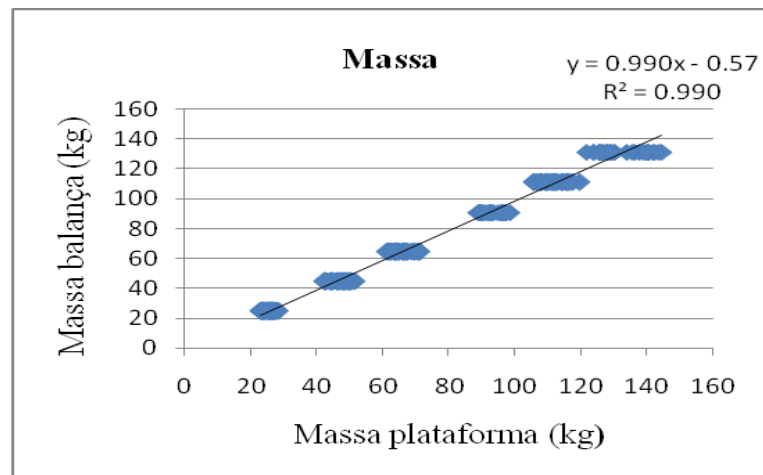


Figura 7.2 – Calibração plataforma esquerda: massa balança e massa plataforma

As Figuras 7.3 e 7.4 consideram os valores de posicionamento x e y. Estas correlacionam as marcações efetuadas na plataforma utilizando uma trena comercial e os valores mensurados pela plataforma de forças.

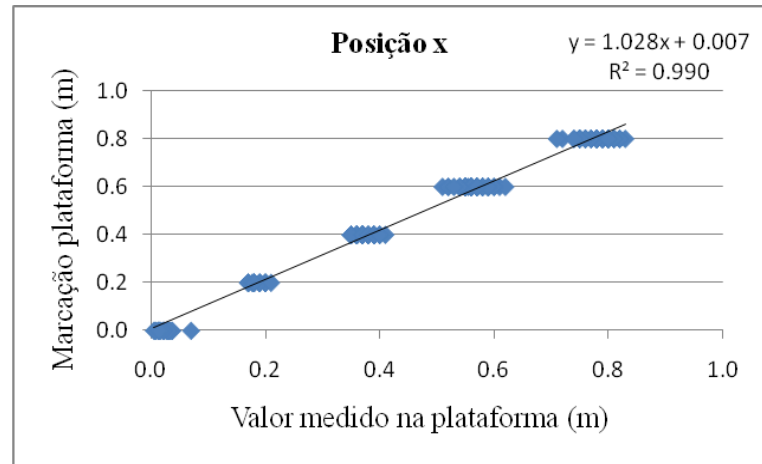


Figura 7.3 – Calibração plataforma esquerda posição x: marcação plataforma e valor medido na plataforma.

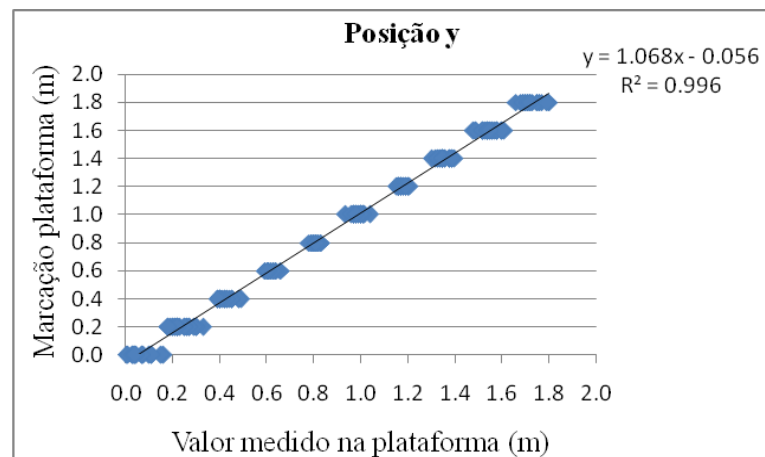


Figura 7.4 – Calibração plataforma esquerda posição y: marcação plataforma e valor medido na plataforma.

As Figuras 7.5, 7.6 e 7.7 correspondem à calibração realizada na plataforma direita e segue o mesmo procedimento descrito anteriormente utilizado para a plataforma esquerda.

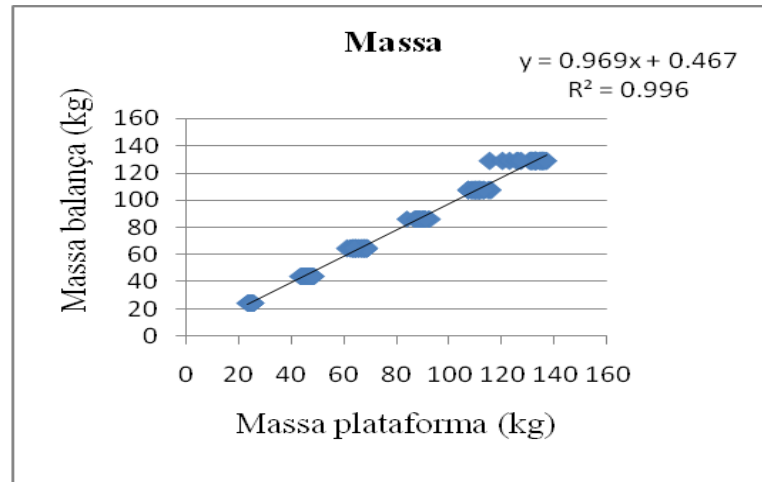


Figura 7.5 – Calibração plataforma direita: massa balança e massa plataforma

O gráfico seguinte refere-se ao posicionamento x, este começa em 0,915 m pois considera o comprimento da plataforma da esquerda, a origem do sistema de coordenadas esta localizada no extremo da plataforma esquerda conforme pode ser visualizado na Figura 7.1.

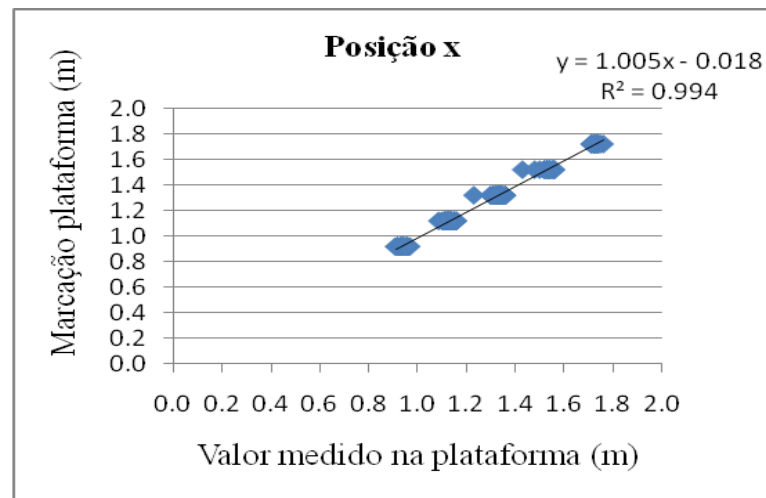


Figura 7.6 – Calibração plataforma direita posição x: marcação plataforma e valor medido na plataforma.

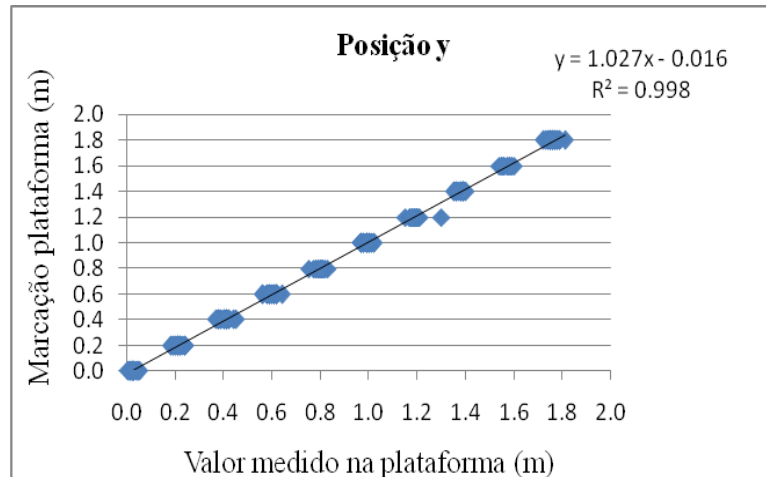


Figura 7.7 – Calibração plataforma direita posição y: marcação plataforma e valor medido na plataforma.

A forma de regressão mais comumente utilizada, é a regressão linear, tem-se a hipótese de que o valor de y depende do valor de x e expressamos matematicamente esta relação por meio de uma equação, assumindo que a associação entre x e y é linear, ou seja, descrita adequadamente por uma reta. Uma característica importante, que as curvas de calibração apresentam, é a linearidade alcançada pelos sinais, que pode ser avaliada pelo coeficiente de correlação R^2 próximo a 1,0. O coeficiente de correlação nos fornece a percentagem de variabilidade de uma variável que pode ser atribuída a sua relação linear com outra variável. Para ambas as plataformas, esquerda e direita o coeficiente de correlação R^2 calculado foi um valor maior ou igual a 0,99 comprovando desta forma que as variáveis estão positivamente correlacionadas, percebendo claramente a existência de uma relação linear entre as variáveis mensuradas. Porém, para condições extremas de aplicação das cargas observa-se uma maior dispersão das variáveis mensuradas (Figuras 7.2 e 7.5), pois nestas situações os transdutores aproximam-se da condição limite para as quais foram projetados. Cabe ressaltar que estas diferenças ocorrem em determinados posicionamentos de cargas extremas na plataforma sendo estas diferenças constantes para o mesmo ponto de aplicação da carga caracterizando um erro sistemático facilmente tratado. Esses pontos mais distantes da linha de tendência são pontos afastados da região de interesse (Figura 7.1).

7.2 CALIBRAÇÃO UTILIZANDO REDES NEURAIS ARTIFICIAIS

Redes Neurais Artificiais (RNAs) são sistemas computacionais estruturados numa aproximação à computação baseada em ligações. Nós simples (ou neurônios, processadores ou unidades) são interligados para formar uma rede de nós. A inspiração original para essa técnica advém do exame das estruturas do cérebro, em particular, do exame de neurônios. Segundo Haykin, (2001) um neurônio é uma unidade de processamento de informação que é fundamental para a operação de uma rede neural. Braga (2007) afirma que uma rede neural artificial é um processador paralelo e distribuído, constituído de unidades de processamento (neurônios) que processam funções matemáticas quaisquer a fim de armazenar conhecimento e utilizá-lo. A estrutura desses sistemas é disposta em camadas interligadas através de conexões. Associadas às conexões, geralmente, encontram-se os pesos, os quais são os responsáveis pelo conhecimento armazenado na rede e pelas forças das conexões. Os neurônios de uma RNA devem estar conectados entre si, estes são dispostos em camadas, neurônios de uma mesma camada normalmente se comportam da mesma maneira. A disposição dos neurônios nas camadas e o padrão de conexão entre estas definem a arquitetura da rede neural.

As RNAs têm a capacidade de aprender através de uma fase chamada fase de aprendizagem. Trata-se de fornecer dados como entrada para a RNA e informando qual é a saída (resposta) que é o esperado. A habilidade de aprender é uma das propriedades mais importantes das redes neurais artificiais pois isso melhora o desempenho da rede. Trata-se de um processo iterativo de ajustes aplicado a seus pesos, sendo chamada de treinamento. A rede neural artificial se baseia nos dados treinados para extrair um modelo geral. De acordo com Vellasco (2012) todo o conhecimento de uma rede neural está armazenado nas sinapses, ou seja, nos pesos atribuídos às conexões entre os neurônios. De 50 a 90% do total de dados devem ser separados para o treinamento da rede neural artificial, dados estes escolhidos aleatoriamente, a fim de que a rede “aprenda” as regras e não “decore” exemplos. O restante dos dados só é apresentado à rede neural na fase de testes a fim de que ela possa “deduzir” corretamente o inter-relacionamento entre os dados.

Os benefícios das redes neurais se evidenciam na sua habilidade para executar computação distribuída e na sua generalização. A generalização se refere à capacidade de apresentar saídas coerentes para entradas que não estavam presentes durante o treinamento (aprendizagem). Além disso, as RNAs possuem outras potencialidades, tais como capacidade

de trabalhar com problemas não-lineares, adaptabilidade (habilidade de se ajustar a novas informações) e tolerância a falhas (capacidade de oferecer boas respostas mesmo com falta de informação) (Haykin, 2001).

Quanto à classificação, as redes neurais artificiais são classificadas de acordo com a arquitetura em que foram implementadas, topologia, características de seus nós, regras de treinamento e tipos de modelos. Usualmente, utiliza-se também a classificação que leva em conta o número de camadas: i) camada de entrada: onde os padrões são apresentados a rede. ii) camadas intermediárias: onde é realizada a maior parte do processamento, através das conexões ponderadas. iii) camada de saída: o resultado final é concluído e apresentado. A Figura 7.8 apresenta essas três etapas.

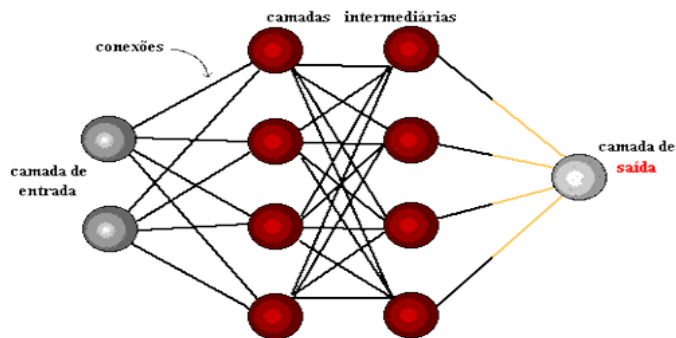


Figura 7.8 – Organização em camadas da Rede Neural Artificial

Quanto maior e mais heterogêneo o conjunto de treinamento, maior capacidade de generalização a rede terá. O algoritmo mais usado para treinamento é o *back-propagation* neste algoritmo a saída da rede é comparada com a saída desejada, o que gera um valor de erro. Este valor é utilizado para realimentação que resultará no ajuste dos pesos sinápticos de cada camada num sentido oposto à propagação dos sinais de treinamento. Assim, o erro calculado de uma camada será usado para ajustar os pesos da camada anterior até que a primeira camada seja ajustada. O processo é repetido um determinado número de vezes para cada padrão de dados durante o treinamento até que o erro total da saída tenha convergido a um valor mínimo predefinido.

7.2.1 Etapas da Análise e Criação da Rede Neural Artificial

A análise de redes neurais artificiais no software *MATLAB* pode ser realizada de duas formas: linhas de comando, *m-files* ou através de interface gráfica utilizando o comando *NNTool*. Na presente dissertação utilizou-se a interface gráfica, por ser mais acessível quanto ao uso, não necessitando desta forma descrever as linhas de comando do programa passo a passo. A seguir são apresentadas as etapas necessárias para realizar a análise e criação de uma rede neural artificial:

1- Coleta de dados e separação em conjuntos:

Os dois primeiros passos do processo de desenvolvimento de redes neurais artificiais são a coleta de dados relativos ao problema e a sua separação em um conjunto de treinamento e um conjunto de testes. Os dados coletados devem ser significativos e cobrir amplamente o domínio do problema. Normalmente, os dados coletados são separados em duas categorias: dados de treinamento, que serão utilizados para o treinamento da rede e dados de teste, que serão utilizados para verificar sua performance sob condições reais de utilização. Além dessa divisão, pode-se usar também uma subdivisão do conjunto de treinamento, criando um conjunto de validação, utilizado para verificar a eficiência da rede quanto a sua capacidade de generalização durante o treinamento, podendo ser empregado como critério de parada do treinamento.

Os dados de tensão elétrica das células de carga foram obtidos durante a calibração da plataforma de forças. Para a etapa de treinamento 70% destes dados são selecionados de maneira aleatória e os 30% restantes são divididos entre a etapa de teste e validação da rede neural, etapa esta que é realizada de maneira automática pelo software. Os dados são inseridos no *MATLAB* na forma de vetores, sendo assim, para valores de *Input Data* têm-se V_1, V_2, V_3 correspondentes aos valores de tensão elétrica de cada célula de carga da plataforma esquerda e V_4, V_5, V_6 correspondentes às tensões elétricas da plataforma direita. Os dados de *Target Data* também são inseridos na forma de vetores e correspondem aos dados das diferentes massas usadas na calibração (medida com uma balança comercial) e as coordenadas x,y referentes às marcações realizadas na plataforma utilizando uma trena comercial.

2- Configuração da rede:

O segundo passo é a definição da configuração da rede neural, que pode ser dividido em três etapas:

2.1 - Seleção do padrão neural apropriado à aplicação.

2.2 - Determinação da topologia da rede a ser utilizada: número de camadas, número de unidades em cada camada, neurônios, etc.

2.3 - Determinação de parâmetros do algoritmo de treinamento e funções de ativação.

Normalmente, estas escolhas são feitas de forma empírica, para ambas as análises plataforma da direita e esquerda utilizou-se a rede neural treinada com o algoritmo *back-propagation* e a função de treinamento escolhida foi a TRAINLM (considera o algoritmo padrão de *Levenberg-Marquardt backpropagation*) e a função de performance foi a SSE (*Sum Squared Error*) esta é a função de desempenho padrão para redes do tipo *feedforward*. Uma rede do tipo *feedforward* tem uma arquitetura de alimentação à frente, tendo uma estrutura de camadas, onde as unidades em cada camada recebem as entradas da(s) camada(s) prévia(s) e envia suas saídas para a(s) camada(s) subsequente(s). Para avaliação da massa foram usadas 4 camadas e 10 neurônios. Enquanto que para análise do posicionamento da plataforma (x, y) utilizou-se 8 camadas com 15 neurônios, estes valores foram definidos após a realização de vários testes, com diferentes números de camadas e neurônios. A função de transferência selecionada foi a TANSIG (tangent sigmoid) em todas as camadas, exceto na última camada que se utilizou a função PURELIN (função de transferência linear). Maiores informações quanto às funções utilizadas na análise da rede neural estão disponíveis em: *Help, Neural Network Toolbox, Neural Network Design Steps. Software MATLAB.*

3- Treinamento:

Nesta fase, seguindo o algoritmo de treinamento escolhido, serão ajustados os pesos das conexões. É importante considerar alguns aspectos, tais como, a inicialização da rede, o modo de treinamento e o tempo de treinamento. Uma boa escolha dos valores iniciais dos pesos da rede pode diminuir o tempo necessário para o treinamento. Normalmente, os valores iniciais dos pesos da rede são números aleatórios uniformemente distribuídos, em um intervalo definido. A escolha errada destes pesos pode levar a uma saturação prematura. Quanto ao modo de treinamento, na prática é mais utilizado o modo padrão devido ao menor armazenamento de dados. Quanto ao tempo de treinamento, vários fatores podem influenciar a sua duração, porém sempre é necessário utilizar algum critério de parada. O critério de parada do algoritmo *backpropagation* não é bem definido, e geralmente é utilizado um número máximo de ciclos, levando em consideração a capacidade de generalização da rede. Pode ocorrer que em um determinado instante do treinamento a generalização comece a degenerar, causando o problema de *over-training*, ou seja, a rede se especializa no conjunto de

dados do treinamento e perde a capacidade de generalização. O treinamento deve ser interrompido quando a rede apresentar uma boa capacidade de generalização e quando a taxa de erro for suficientemente pequena, assim, deve-se encontrar um ponto ótimo de parada com erro mínimo e capacidade de generalização máxima.

4- Teste:

Durante esta fase um conjunto de testes é utilizado para determinar a performance da rede com dados que não foram previamente utilizados. A performance da rede, medida nesta fase, é uma boa indicação de sua performance real. Maiores detalhes quanto a testes e validações serão abordados a seguir.

7.2.1.1 Resultados Obtidos com as Redes Neurais Artificiais

Após a realização do treinamento realizou-se a plotagem dos gráficos de desempenho que levam em consideração o treinamento, teste e validação da rede neural. O padrão das curvas de validação e teste foram semelhantes concluindo, desta forma, que o treinamento foi considerado satisfatório. Outro parâmetro disponível no software, para a avaliação dos resultados, é a plotagem da regressão. Esta plotagem foi realizada para os dados de treinamento, testes e validação, na qual o valor de R é uma indicação da relação entre as saídas e as metas. Se o $R=1$ indica que existe uma relação linear entre as saídas exatas e as metas. Se o R é próximo de zero, então não existe uma relação linear entre as saídas e as metas. A Figura 7.9 apresenta os resultados da plataforma esquerda quanto a treinamento, teste e validação respectivamente. Esses resultados são referentes ao posicionamento (x, y) da plataforma.

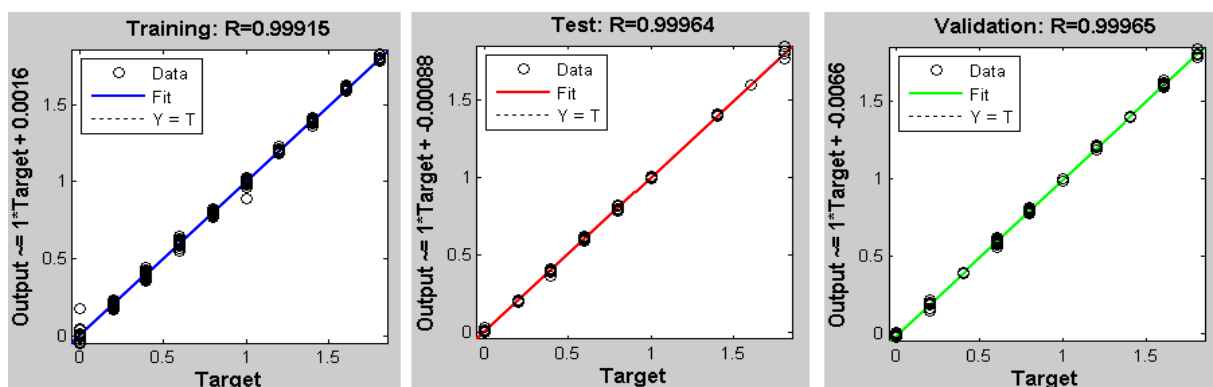


Figura 7.9 – Dados de regressão da rede neural durante treinamento, teste e validação para posicionamento (x, y) da plataforma esquerda.

Os gráficos anteriores foram extraídos durante a análise da rede neural com o software *MATLAB*. Observa-se nas três análises que os coeficientes de correlação *R* apresentaram bons resultados, sendo superiores a 0,99 para treinamento, teste e validação.

Já os resultados da Figura 7.10 referem-se ao treinamento, teste e validação considerando os dados analisados pelo software levando em consideração os dados da massa.

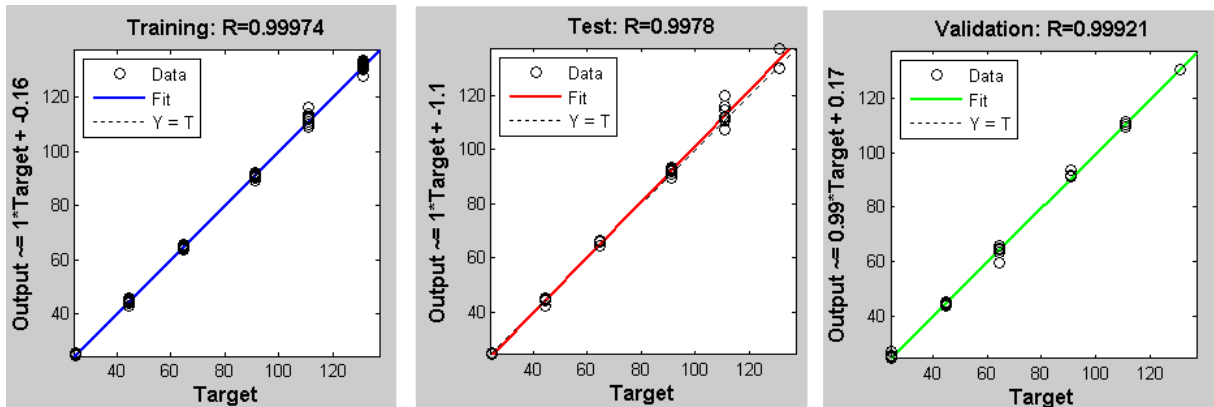


Figura 7.10 – Dados de regressão da rede neural durante treinamento, teste e validação para massa da plataforma esquerda.

Os resultados também indicam coeficientes de correlação superiores a 0,99 para os três tipos de análises. O mesmo critério de avaliação dos resultados foi aplicado para a plataforma direita. A Figura 7.11 apresenta os resultados referentes ao posicionamento (x, y) da plataforma direita.

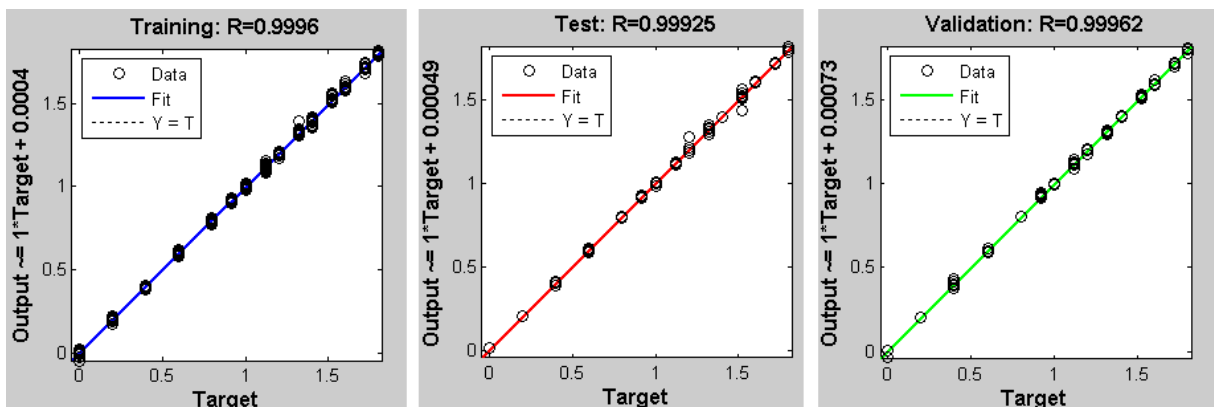


Figura 7.11 – Dados de regressão da rede neural durante treinamento, teste e validação para posicionamento (x, y) da plataforma direita.

Novamente os resultados apresentaram coeficientes de correlação superiores a 0,99. Por fim, a Figura 7.12 apresenta os resultados relativos à massa da plataforma da direita.

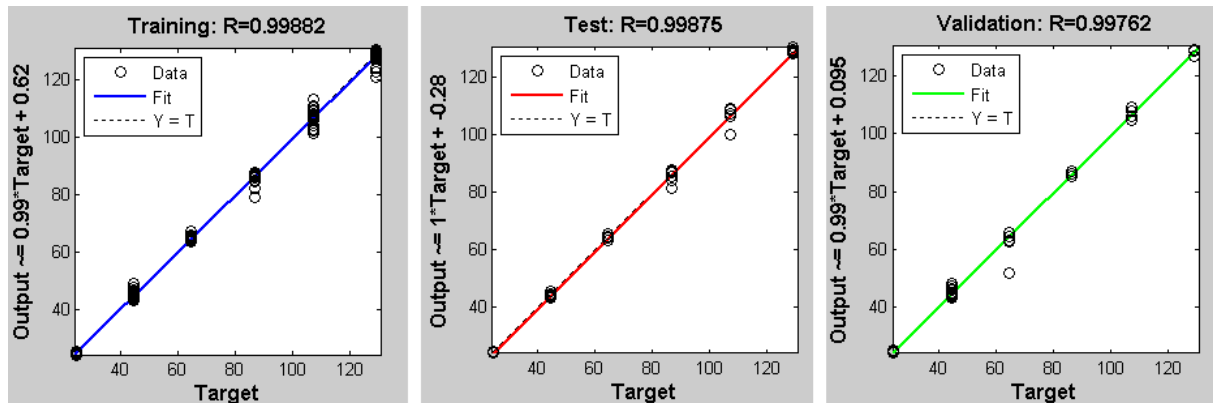


Figura 7.12 – Dados de regressão da rede neural durante treinamento, teste e validação para massa da plataforma direita.

Os resultados desta última análise estavam de acordo com as análises anteriores com coeficientes de correlação (R) superiores a 0,99. Através dos resultados apresentados conclui-se que os parâmetros (tipo de algoritmo, função de performance, função de treinamento entre outros) utilizados na análise da rede neural estavam coerentes, indicando bons resultados para treinamento, teste e validação de ambas as plataformas.

Com os resultados obtidos através das RNAs pode-se realizar outro tipo de análise considerando o Erro Médio Quadrado (EMQ) que é calculado pela expressão abaixo:

$$EMQ = \sqrt{\frac{\sum(h - h')^2}{n}} \quad (7.1)$$

Onde

h = variável conhecida, massa ou posicionamento (x, y).

h' = resultado da rede neural, massa ou posicionamento (x, y).

n = numero de amostras

Os gráficos a seguir correspondem aos resultados obtidos para plataforma esquerda. A Figura 7.13 apresenta um comparativo do EMQ da massa. Neste gráfico primeiramente calculou-se o EMQ com os dados da plataforma sem utilizar a rede neural artificial, ou seja, considerou-se a massa padrão medida com a balança comercial e a leitura desta mesma massa

pela plataforma de forças. Isso gerou uma incerteza de 3,74 kg. No mesmo gráfico são apresentados os resultados do EMQ utilizando a rede neural artificial, ou seja, dados da massa gerados pela rede neural artificial e os dados da massa padrão medida com a balança comercial, observa-se que o EMQ passou para 1,47 kg de incerteza. O Apêndice D apresenta uma tabela com dados relativos a primeira massa utilizada na calibração da plataforma esquerda (24,8 kg). Para as demais massas segue-se o mesmo procedimento e este também é considerado para a calibração da plataforma direita.

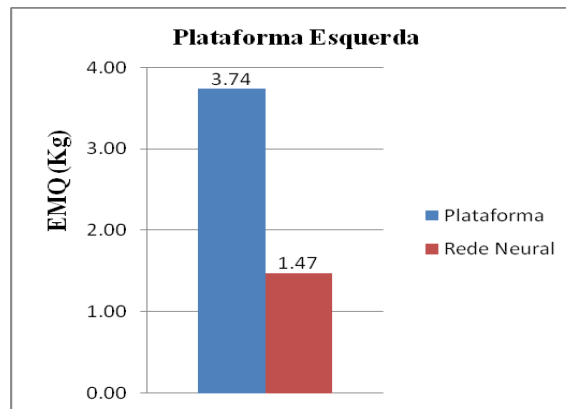


Figura 7.13 – Comparação entre o EMQ da massa considerando medições da plataforma sem rede neural e ajuste rede neural plataforma esquerda.

A mesma análise anterior agora é realizada considerando o posicionamento (x, y). A Figura 7.14 apresenta os dados relativos à posição (x, y) considerando as marcações realizadas na plataforma e os valores medidos pela plataforma correspondentes a esta marcação. Para a posição x obteve-se uma incerteza de 3,3 cm. Com o uso da rede neural, ou seja, dados obtidos pela rede em relação à marcação feita na plataforma esse valor de incerteza passou para 1,9 cm. Os valores relativos à coordenada y seguem a mesma lógica anterior. Desta forma tem-se uma incerteza de 4,9 cm para plataforma sem rede neural, e com o uso da rede neural esse valor de incerteza passou para 1,6 cm.

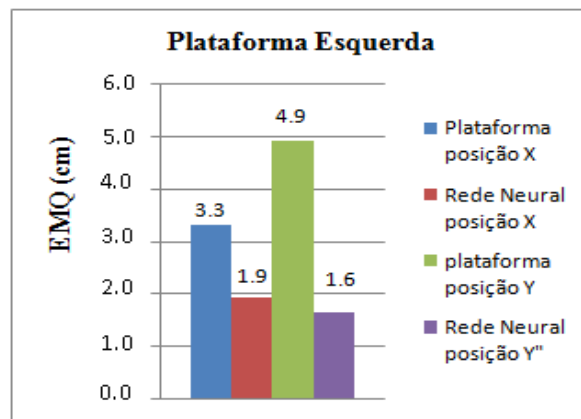


Figura 7.14 – Comparação entre o EMQ do posicionamento x, y considerando medições plataforma sem rede neural e ajuste rede neural plataforma esquerda.

A seguir são apresentados os resultados para plataforma da direita, segue o mesmo raciocínio utilizado anteriormente. O valor de incerteza com relação à massa foi de 3,10 kg e após com a utilização da rede neural esse valor passou para 1,12 kg.

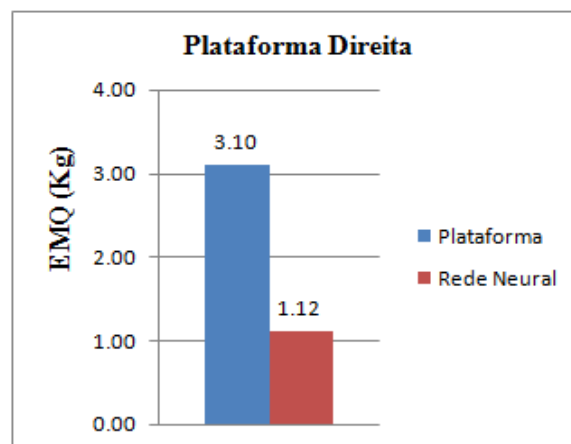


Figura 7.15 – Comparação entre o EMQ da massa considerando medições plataforma sem rede neural e ajuste rede neural plataforma direita.

Quanto aos dados relativos ao posicionamento (x,y) da plataforma direita, a Figura 7.16 apresenta o valor de 2,2 cm de incerteza na posição x para plataforma original sem rede neural e 1,4 cm utilizando a rede neural. Para a posição y tem-se incerteza de 2,6 cm para plataforma sem rede neural e 1,4 cm usando a rede neural.

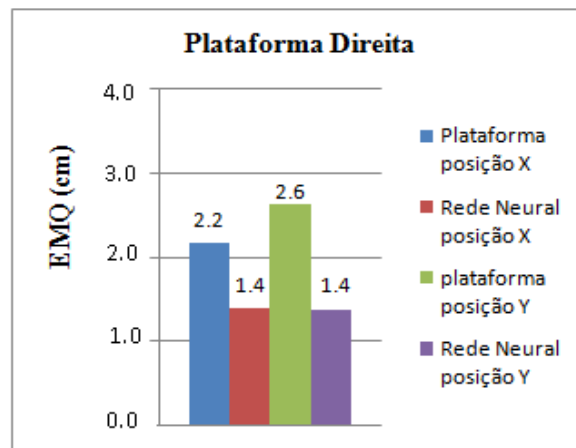


Figura 7.16 – Comparação entre o EMQ do posicionamento x, y considerando medições plataforma sem rede neural e ajuste rede neural plataforma direita.

Os resultados anteriores indicam ganhos significativos quanto ao uso de Redes Neurais Artificiais (RNAs) para as variáveis medidas no presente projeto. Estes resultados obtidos podem ser implementados junto ao programa desenvolvido no software Agilent Vee 7.5 substituindo o equacionamento que considera as equações do equilíbrio estático para determinação das variáveis de massa bem como posicionamento (x, y). Esta implementação apresenta-se como uma alternativa válida a fim de obter melhores resultados com menores valores de incertezas. Uma rede neural artificial nunca irá fornecer uma resposta exata para uma determinada entrada ou produzir uma mensagem de erro caso a entrada não seja válida. A rede neural pode errar, uma vez que o conhecimento em geral é impreciso e incompleto, mas é possível, com um bom projeto, manter a taxa de erros dentro de um limite aceitável.

8 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

O projeto e construção de uma plataforma de forças foi o principal objetivo desta dissertação, o qual foi obtido com eficácia após análise dos dados processados por este dispositivo. Um estudo prévio sobre as características de algumas plataformas de força possibilitaram desenvolver um modelo que se tornou apto a atender aos objetivos propostos neste trabalho. A utilização de matérias primas disponíveis e de aspectos de manufatura foram fatores relevantes para obter um equipamento que pudesse minimizar os custos envolvidos no projeto. Os transdutores projetados apresentaram um comportamento eficiente, possuindo boa rigidez e sensibilidade. O procedimento de calibração dos mesmos indicou alta linearidade alcançada e baixa histerese, comprovando a adequada colagem dos extensômetros, bem como a estabilidade do sistema de amplificação e o regime elástico linear em que o transdutor mecânico está trabalhando. Uma dificuldade evidenciada no projeto das seis células de carga foi a colagem dos strain gauges, pois o diâmetro da célula de carga tipo anel possuía dimensões reduzidas dificultando a fixação dos extensômetros.

Quanto à estrutura básica da plataforma, o acréscimo de perfis transversais na estrutura inicialmente utilizada, teve como objetivo maximizar a frequência natural da plataforma, sendo que este aumento na rigidez tornou a estrutura apta para realizar estudos relacionados com a marcha humana. A plataforma de forças deve permitir a medição de esforços compatíveis com as frequências envolvidas em sua aplicação, para que não apresente uma resposta dinâmica ressonante, amplificando desta forma os valores de carregamento e induzindo a erros nas medições. A rigidez da estrutura deve ser suficiente para evitar que qualquer tipo de vibração indesejada possa influenciar nas medições. Fato este comprovado após a medição da frequência natural da estrutura utilizando um acelerômetro unidirecional. Outra forma de medir as frequências da estrutura foi utilizando os sinais oriundos das células de carga. Desta maneira, obteve-se o valor de 30,1 Hz como valor da frequência fundamental da plataforma. O modelo numérico utilizado possibilitou comparar os dados experimentais com as respostas obtidas através da análise do modelo com elementos finitos. Também foi possível conhecer o comportamento dinâmico da estrutura frente aos diferentes modos de vibração. Os resultados foram valores de frequências bem próximos, comparando o modelo numérico com a análise experimental, pois o modelo numérico apresentou 30,9 Hz para o primeiro modo de vibração enquanto que a análise experimental indicou 30,1 Hz. A plataforma de forças foi projetada para ser compatível com as frequências envolvidas nas

medições que são na ordem de 0,5-10 Hz (considerando os sub-harmônicos dos espectros de frequência). Isto foi confirmado numérica e experimentalmente, pois o projeto apresenta uma resposta dinâmica ressonante, longe da faixa de frequências envolvidas na caminhada humana.

Com relação ao circuito condicionador/amplificador de sinais, embora seja bastante simples, este atendeu às necessidades para a o qual foi projetado, comportando-se de maneira estável. Quanto às medições experimentais de FRS, acelerações e frequências, estas tiveram a participação de várias pessoas, de ambos os sexos, de várias faixas etárias, buscando desta forma uma maior variabilidade de biótipos, com seus respectivos padrões de caminhada. Podendo desta forma conseguir um modelo que melhor representasse o fenômeno da caminhada humana. A Figura 5.2 apresentada anteriormente demonstra a eficácia do sistema de medição e processamento de dados, esta mostra características importantes da FRS como os picos de apoio de força, impulso e ainda identifica a força de impacto, que nem sempre é evidente na FRS. A aceleração do pedestre também foi uma das variáveis medidas, apresentando resultados compatíveis com os valores da literatura.

Os valores de incerteza de medição são aceitáveis. A calibração completa da plataforma utilizando uma diversidade de massas indicou uma forte correlação entre as variáveis mensuradas, comparando com as variáveis conhecidas. O uso de Redes Neurais Artificiais (RNAs) indicou ganhos significativos para as variáveis medidas no presente projeto: massa e posicionamento. Possibilitando obter melhores resultados com menores valores de incerteza, valores estes muito menores se comparado com os resultados da calibração originalmente realizada.

Como continuidade deste trabalho sugere-se:

- a) Implementação dos resultados obtidos com a rede neural no programa desenvolvido junto ao software Agilent Vee 7.5 para determinação da posição (x, y) bem como cálculo da massa.
- b) Explorar a plataforma, quanto ao desenvolvimento de calçados, avaliando as diferenças em relação aos dados da FRS utilizando diferentes tipos de calçados; propondo, desta forma, o desenvolvimento de novos produtos calçadistas;
- c) Utilizar a plataforma em diagnósticos médico posturais, estudos estes que devem ser acompanhados por profissionais capacitados para confirmar as potencialidades

do equipamento projetado. Pode-se também examinar de que forma outros fatores cinemáticos influenciam nos padrões cinéticos.

- d) Utilizar marcadores e câmeras ópticas para calcular deslocamentos, acelerações, velocidades entre outras, junto ao equipamento projetado.

REFERÊNCIAS

- AMADIO, A. C. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações da técnica esportiva. **Revista brasileira de educação física e esporte** v. 21 n.esp São Paulo dezembro de 2007.
- BAGESTEIRO, L. B. **Desenvolvimento de uma plataforma para análise de forças produzidas por pessoas**. 1996. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001.
- BARELA A. M. F. **Análise biomecânica do andar de adultos e idosos nos ambientes aquático e terrestre**. 2005. Tese (Doutorado em Educação Física) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.
- BARELA A. M. F.; DUARTE M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. In: **Brazilian Journal of Motor Behavior**, 2010, v. 6, No. 1, p. 56-61, 2010.
- BARKER, C.; MACKENZIE, D. Calibration of the UK National Annex. **Footbridge, Proceedings of the International Conference**. Porto, Portugal, 2008.
- BECKWITH, T. G.; MARANGONI, R. D.; LIENHARD, J. H. **Mechanical Measurements**. Addison-Wesley Publishing Company, Inc., 5 ° ed., Massachusetts. 1993.
- BERTEC COPORATION. 2012. Disponível em: <<http://www.bertec.com/>>. Acesso em: 10 jan. 2012.
- CASTRO SANTOS, M. A. **Análise cinética de mulheres em três condições: descalça e utilizando calçados de salto baixo e salto alto**. 2006. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Departamento de Ciências do Movimento Humano, Universidade do Estado de Santa Catarina UDESC, Santa Catarina, 2006.
- CROSS, R. Standing, walking, running, and jumping on a force plate. **American Journal of Physics** v.67 No. 4 p. 304-309, 1999.
- BRAGA, A. P.; CARVALHO, A. P.; BERNARDA., L. T. **Redes neurais artificiais: teoria e aplicações**. 2° ed. Rio de Janeiro: LCT. 2007.
- CAUDURO, C. R. **Uma metodologia para auxílio ao projeto de transdutores extensométricos**. 1992 Tese (Doutorado em Engenharia Metalúrgica e dos Materiais) – Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 1992.
- CERUTTI, M. V. **Desenvolvimento de um sistema para medição do carregamento devido ao vento em edificações alteadas**. 2003. Dissertação (Mestrado em Engenharia Civil) - Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2003.

COOK, R., D.; MARKUS, D. S.; PLESHA, M. E. **Concepts and Applications of Finite Element Analysis**. John Wiley & Sons, Third Edition, 1989.

CUNNINGHAM, D. M.; BROWN, G. W. **Two devices for measuring the force acting on the human body during walking**. Proc. Soc. Exp. Stress Anal. 9, p. 75-90, 1952.

DALLY, J. W.; RILEY, W. F.; MCCONNELL, K. G. **Instrumentation for Engineering Measurements**. John Wiley & Sons, Inc., 2° ed., Iowa, 1993.

ELFTMAN, H. The force exerted by the ground in walking. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology** v. 10, No. 5, p. 477- 491, 1938.

FIALHO, A. B. **Instrumentação industrial**. Editora Érica Ltda 5° ed. São Paulo, Brasil, 2007.

GOLA, M. M. Mechanical design, construction details and calibration of a new force plate. **Journal of Biomechanics**, v. 13, p. 113-128, 1980.

GERTZ, L. C. **Desenvolvimento de plataforma de força para teclado de computador**. 2002. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2002.

GOMES, H. M. **Mecânica Aplicada Experimental: Notas de Aula**, Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica, p. 112, 2010.

GREENE, J. H.; MORRIS, Z. The design of a force platform for work measurement. **The journal of Industrial Engineering**, v. 10, p. 312-317, 1959.

HAYKIN, S. **Redes neurais: princípios e práticas**. Simon Haykin; trad. Paulo Martins Engel. 2° ed. Porto Alegre: Bookman, 2001.

HBM, Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH. 2012. Disponível em < <http://www.hbm.com>>. Acesso em: 10 jan. 2012.

HAMILL, J.; KNUTZEN K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole p. 532, 1999.

INMAN, V. T.; RALSTON, H. J.; TODD, F. **Human Locomotion**. In: Rose, J., Gamble, J. G. Human walking. W. 2 ° ed. Baltimore: Willinams & Wilkins, p. 1-22, 1994.

KISTLER, Measurement, analyze, innovate. 2012. Disponível em:< <http://www.kistler.com/>>. Acesso em: 10 jan. 2012.

LARISH, D. D.; MARTIN P. E.; MUNGIOLE, M. **Characteristic patterns of gait in the health old**. In: J. A. Joseph (Ed). Central determinants of age-related declines in motor function. New York, NY: The New York Academy of Sciences, v.515 p. 18-32, 1988.

LYWOOD, D. W.; VANEYKEN, A.; MACPHERSON, J. M. Small, triaxial force plate. **Medicine & Biology Engineering and Computations**, v. 25, 1987.

MARINHO, P. J. I. **Projeto ótimo de estruturas metálicas de arquibancadas reutilizáveis via ANSYS**. 2002. Dissertação (Mestrado em Engenharia Civil) - Escola de Engenharia Engenharia, PUC Rio de Janeiro, 2002.

MEASUREMENT COMPUTING 2012. Disponível em: <<http://www.mccdaq.com>>. Acesso em: 15 jan. 2012.

MEGLAN, D.; TODD. **Kinetics of human locomotion**. In: J. Rose; e J. G. Gamble (Ed) Human walking. Baltimore: Willims & Wilkins. Kinetics of human locomotion, p. 73-99, 1994.

NACHTIGAL, C. L. **Instrumentation and control Fundamentals and applications**. John Wiley & Sons, 1990.

PETERSEN, W. A. A strain-gauge platform for force measurements. **Journal of Applied Physiology**, v. 20, 1964.

ROESLER, H. **Desenvolvimento de plataforma subaquática para medições de forças e momentos nos três eixos coordenados para utilização em biomecânica**. 1997. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 1997.

SCHERBAUM, F. M.; GOMES, H. M.; BARROS, R. R. Criação de plataforma de forcas para medidas de esforços de caminhada. In: **II Colóquio do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da UFPB, 2010**, João Pessoa, PB, 1-3 dezembro. v. DCS023. p. 113-119, 2010.

SILVA, F. T. **Vibrações de passarelas de pedestres na direção vertical considerando modelos biodinâmicos de pessoas caminhando**. 2011. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia, Universidade Federal da Paraíba, Paraíba, 2011.

SILVA, F. T.; PIMENTEL R. L. Biodynamic walking model for vibration serviceability of footbridges in vertical direction. In: Eurodyn 2011 8th International Conference on Structural Dynamics, 2011, Leuven/Belgium. Proceedings of the 8th **International Conference on Structural Dynamics Eurodyn**, v.1. p. 1090-1096, 2011.

SILVEIRA FILHO, E. D. **Plataformas de força montadas em esteira ergométrica para análise de marcha humana**. 1997. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 1997.

TOSO, M. A.; GOMES, H. M. Validação experimental por frequências naturais de um modelo numérico de uma plataforma de forças para medidas de caminhada humana. In: **7 ° Salão de Ensino da UFRGS**, v. 1. p. 1-1 Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2011.

TOSO, M. A.; GOMES, H. M.; SILVA, F. T.; PIMENTEL, R. L. A biodynamic model fit for vibration serviceability in footbridges using experimental measurements in a designed force platform for vertical load gait analysis. In: **ICEM15 15th International Conference on**

Experimental Mechanics, Porto/Portugal. Faculty of Engineering University of Porto and Portuguese Society for Experimental Mechanics, 22-27 July 2012.

TREW, M.; EVERETT, T. Evaluating and measuring human movement. In: **Human movement** – An Introductory Text. 3^o ed. New York: Churchill Livingstone, 1997b, p. 226-240, 1997.

URQUIZA, M. A. **Desenvolvimento de uma plataforma de força multiaxial para instrumentação biomédica**. 2005. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Escola de Engenharia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2005.

VELLASCO, M. M. B.R, Home Page Redes Neurais. ICA: Núcleo de Pesquisa em Inteligência Computacional Aplicada – PUC – Rio de Janeiro. Disponível em: <<http://www.ica.ele.puc-rio.br/home/index.rails>>. Acesso em: 13 fev. 2012.

VISHAY, Micro Measurements Precision Group Division. Strain gage selection: criteria, procedures, recommendations, Tech note TN 505-4, pp. 49-64, 2010.

ZIVANOVIC, S.; PAVIC, A.; REYNOLDS, P. Vibration serviceability of footbridges under human-induced excitation: a literature review. **Journal of Sound and Vibration**, p. 1-74, 2005.

ANEXO A – Cotação de preços empresa EMG System



Proposta: EMG 020210 / 2012	Data: 02/01/12	Cliente: Marcelo Toso
e-mail: marcelo.toso@yahoo.com.br	Fone:	
Empresa / Instituição Universidade Federal do Rio Grande do Sul		
Local: RS	Produto: Biomec 400 – Plat. Força-Equilíbrio EMG System	

1. INTRODUÇÃO

O objetivo desta proposta é dar as condições para o seguinte fornecimento:

PLATAFORMA EQUILIBRIO – BIOMEK 400 V1.1

- Coleta programada de vários arquivos (número de coletas) por pacotes.
- Gravação simultânea e sincronizada de um único vídeo em tempo real dos arquivos da mesma coleta.
- Plataforma de força que quantifica a distribuição de força vertical em 04 pontos, para análise de equilíbrio, da marcha.
- Quantificação do COP
- Área de deslocamento do centro de Pressão
- RMS
- Frequência
- Velocidade
- Elipse de confiança
- Condicionador de transdutor de força, versátil,
- Os canais configurados para FORÇA possuem filtros com banda de frequência entre 0 e 35Hz dentro dos padrões científicos.
- Material leve, fácil transporte
- Frequência de amostragem programável – máximo 50KHz
- Incluso software e Hardware - Comunicação USB
- Computador não incluso.
- Sincronizado ao EMG400/800C/EMG1600 – eletromiografia de superfície

- Compatível com Windows Vista / XP



Figura A.1 – Plataforma comercial BIOMECH 400 V1.1

2. PRAZO DE ENTREGA

30 dias após a confirmação do pedido.

3. GARANTIA E ASSISTÊNCIA TÉCNICA

1 (um) ano para defeitos de fabricação (dos equipamentos) e assistência técnica permanente.

4. PAGAMENTO E VALIDADE DA PROPOSTA

Plataforma de Força para Equilíbrio:

Valor: R\$ 22.990,00 - Proposta válida por 30 dias

ANEXO B – Cotação de preços empresa Kistler



Kistler Brasil Ltda.

Av. Ibirapuera, 2064 – 110 Andar

São Paulo – SP

Tel: 11 5052-0308 / 11 5052 -0469

Data: 17.01.2012

Universidade Federal do Rio Grande do Sul - UFRGS

Rua Sarmento Leite, 425

Porto Alegre – RS

90050-150

proposta no.: KBR 007/2012

seu contato:

Kistler Brasil

Fábio Viviani

Av. Ibirapuera, 2064 – 110 Andar

São Paulo – SP

Phone : +55 11 50520308 e

+55 11 50520469

fabio.viviani@kistler.com

Plataforma de forças portáteis equipadas com multi-transdutores a base de cristal de quartzo para medição da força de reação do solo, momentos e o centro de pressão em biomecânica:

- Excelente precisão do Centro de Pressão (COP)

- Faixa de medição extremamente ampla Fácil montagem
- Aplicações < 250mN
- Limiar Fz < 250mN

Descrição

Consiste-se basicamente de uma estrutura base com placa superior construída em alumínio com dimensões de 400 x 600 mm onde estão montados 4 transdutores de força com 3 componentes os quais, apresentam um baixo valor de crosstalk e em conjunção com um princípio de design especial, asseguram uma excelente precisão do Centro de Pressão. Poderá ser instalada em qualquer superfície plana reduzindo drasticamente os custos de instalação. Apresenta uma altura de somente 35 mm e um peso total de 18 kg, proporcionando uma flexibilidade de instalação e aplicação, com alta precisão e linearidade, e capacidade de medições múltiplas em design robusto inerente a tecnologia de plataformas de força equipadas com transdutores à base de cristais piezelétricos.

Aplicação

Recomendada para aplicações em biomecânica (marcha, análise de balanço) assim como, em desenvolvimento de calçados. Incorporada com amplificador de carga compatível com todos os sistemas comuns de análise de movimento. Apesar de sua ampla faixa de medição (0.....10kN), esta plataforma de força oferece uma excelente precisão e linearidade com uma proteção contra sobrecarga e até 12kN.

Características técnicas

- Dimensões: 400 x 600 x 35mm, com área ativa de 350 x 550m
- Faixa de medição nominal por canal Fx - Fy = -2,5.....2,5kN
- Fz = 0...10kN
- Sobrecarga permitida
- Fx - Fy = -3/3kN
- Fz = 0/12kN
- Linearidade: <+/-0,5% FSO
- Histerese: <0,5% FSO
- Crosstalk
- <+/- 1,5% Fx <-> Fy

- $F_x, F_y \rightarrow F_z: <+/- 2\%$
- $F_z \rightarrow F_x, F_y: <+/- 0,5\%$
- Rigidez
- Eixo x ($a_y=0$): $\approx 12\text{N}/\mu\text{m}$
- Eixo y ($a_x=0$): $\approx 12\text{N}/\mu\text{m}$
- Eixo z ($a_x=a_y=0$): $\approx 8\text{N}/\mu\text{m}$
- Frequência natural:
- $\approx 350\text{Hz}$ $F_n(x,y)$
- $\approx 200\text{Hz}$ $F_n(z)$
- Temperatura de operação: 0.....60 graus
- Calibração
- $F_x, F_y: -2,5.....2,5\text{kN}$
- $F_z: 0.....10\text{kN}$
- Calibração parcial
- $F_x, F_y: 0....0,25\text{kN}$
- $F_z: 0.....1\text{N}$
- Sensibilidade escala 1
- $F_x, F_y: \approx 40\text{mV/V}$
- $F_z: \approx 18\text{mV/V}$
- Sensibilidade escala 4
- $F_x, F_y: \approx 2\text{mV/V}$
- $F_z: \approx 0,9\text{mV/V}$
- Proporção de escalas 1:2; 3:4 = 1: 5: 10: 20:
- Limiar $F_x, F_z, F_y = <250\text{mN}$
- Desvio = $<+/- 10\text{mN/s}$
- Tensão de alimentação = 10...30V DC
- Corrente de alimentação = $\approx 45\text{mA}$
- Tensão de saída = 0.... $\pm 5\text{V}$
- Corrente de saída = -2.....2mA
- Controle de entradas (acopladores óticos)
- Tensão= 5.....45V
- Corrente= 0,4.....4,4mA
- Peso= 18 kg

- Grau de proteção: IP52

MODELO 9286BA

PREÇO UNITÁRIO:.....CHF 19.960,00



Figura B.1 – Plataforma comercial modelo 9286BA

Acessórios necessários:

1 Cabo de conexão com 10 metros de comprimento

MODELO: 1758A10

PREÇO UNITÁRIO:.....CHF 570,00

MODELO 5695 A

PREÇO UNITÁRIO:.....CHF 9.600,00

TOTAL VALORES EM CHF:

PLATAFORMA	19.960,00
CABO CONEXÃO	570,00
SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS	<u>9.600,00</u>
	30.130,00
TOTAL EM REAIS (cotação dia 17/01/2012)	56.343,100

Observações:

1. Todos os preços expressos em Francos Suíços – CHF
2. Incoterm – EXW Kistler Winterthur Suíça
3. Prazo de entrega após colocação do pedido – 90/120 dias
4. Condição e forma de pagamento – antecipado ou contra abertura de Carta de Crédito confirmada e irrevogável a favor do fabricante
5. Garantia: 12 meses contra defeitos de fabricação
6. Validade desta proposta: 30 dias

APÊNDICE A – Medições dos indivíduos participantes.

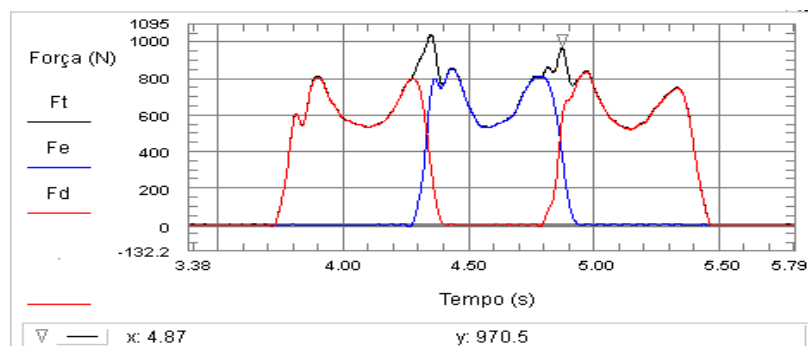
Teste	Nome	Massa (kg)				Altura (m)				IMC
		Massa 1	Massa 2	Massa 3	Média	Altura 1	Altura 2	Altura 3	Média	
1	Indivíduo 1	75.20	75.20	75.20	75.20	1.81	1.81	1.81	1.81	22.99
2	Indivíduo 2	69.70	69.70	69.70	69.70	1.76	1.76	1.75	1.76	22.59
3	Indivíduo 3	71.40	71.40	71.40	71.40	1.77	1.76	1.76	1.76	22.94
4	Indivíduo 4	97.50	97.50	97.50	97.50	1.81	1.80	1.80	1.80	30.00
5	Indivíduo 5	81.30	81.30	81.30	81.30	1.85	1.85	1.85	1.85	23.77
6	Indivíduo 6	80.00	80.00	80.00	80.00	1.68	1.69	1.68	1.68	28.24
7	Indivíduo 7	60.90	60.90	60.90	60.90	1.78	1.78	1.78	1.78	19.14
8	Indivíduo 8	57.30	57.30	57.30	57.30	1.76	1.76	1.76	1.76	18.52
9	Indivíduo 9	99.20	99.20	99.20	99.20	1.85	1.85	1.86	1.85	28.90
10	Indivíduo 10	64.30	64.30	64.30	64.30	1.69	1.69	1.69	1.69	22.43
11	Indivíduo 11	98.70	98.60	98.60	98.63	1.85	1.87	1.86	1.86	28.51
12	Indivíduo 12	81.70	81.6	81.60	81.63	1.81	1.79	1.81	1.80	25.10
13	Indivíduo 13	78.90	78.80	78.80	78.83	1.89	1.90	1.89	1.89	21.99
14	Indivíduo 14	85.10	85.10	85.10	85.10	1.81	1.81	1.81	1.81	25.98
15	Indivíduo 15	72.10	72.10	72.10	72.10	1.80	1.80	1.80	1.80	22.25
16	Indivíduo 16	75.00	75.00	75.00	75.00	1.80	1.80	1.80	1.80	23.15
17	Indivíduo 17	100.50	100.50	100.50	100.50	1.93	1.94	1.93	1.93	26.89
18	Indivíduo 18	80.70	80.70	80.70	80.70	1.71	1.71	1.71	1.71	27.60
19	Indivíduo 19	64.50	64.50	64.50	64.50	1.81	1.80	1.80	1.80	19.83
20	Indivíduo 20	98.00	98.00	98.40	98.13	1.94	1.95	1.94	1.94	25.98

Observações:

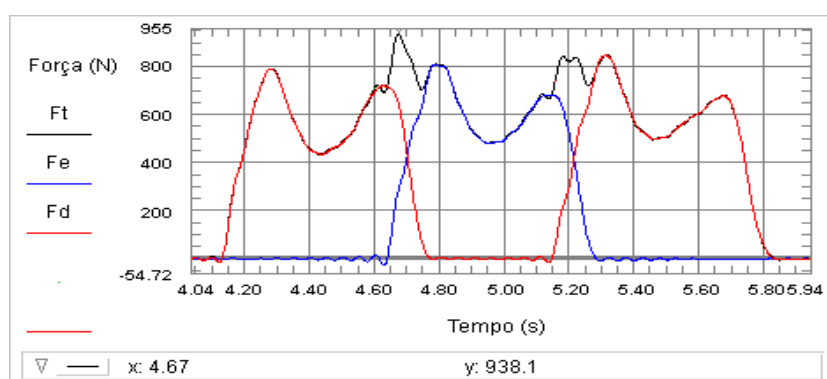
- Para medições das massas utilizou-se uma balança comercial da empresa Geratherm com capacidade de até 150 kg divisão de 0,1 kg disponível no laboratório do GMAp.
- Para medições de altura, utilizou-se uma trena digital comercial.

APÊNDICE B – Curvas de FRS de indivíduos participantes

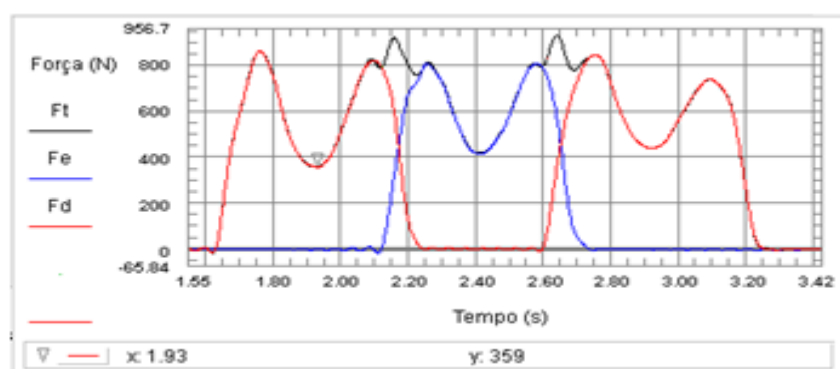
Indivíduo 1



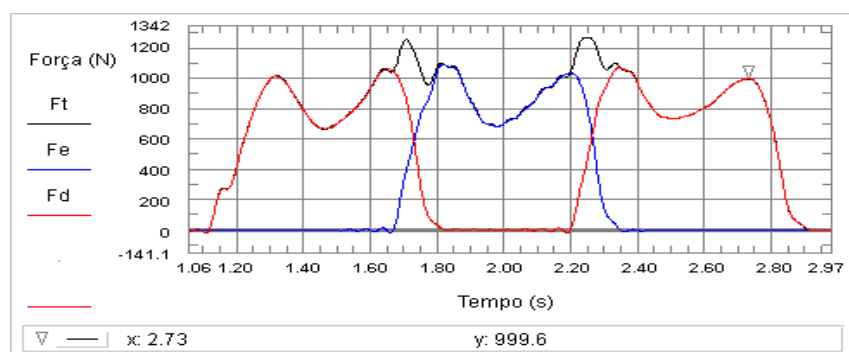
Indivíduo 2



Indivíduo 3



Indivíduo 9



APÊNDICE C – Valores dos três primeiros picos de força, frequência e aceleração.

INDIVÍDUO 1												
Medições plataforma						Medições acelerômetro						
Força 1 (N)	Força 2 (N)	Força 3 (N)	Freq. 1 (Hz)	Freq. 2 (Hz)	Freq. 3 (Hz)	Acel 1 (m/s^2)	Acel 2 (m/s^2)	Acel 3 (m/s^2)	Freq. 1 (Hz)	Freq. 2 (Hz)	Freq. 3 (Hz)	Caminhada
193.90	26.82	11.23	1.75	3.50	5.25	3.27	1.16	1.62	1.75	3.50	5.25	1
228.10	38.95	46.21	1.92	3.85	5.77	3.82	1.08	2.62	1.92	3.85	5.77	2
222.30	64.25	4.03	1.89	3.77	5.67	3.67	0.34	2.08	1.89	3.77	5.67	3
182.80	29.32	31.63	1.79	3.58	5.38	2.99	0.83	2.47	1.79	3.58	5.38	4
187.10	35.76	16.71	1.84	3.68	5.52	3.09	0.92	2.74	1.84	3.68	5.52	5
214.60	35.78	13.24	1.89	3.79	5.68	2.82	0.25	2.76	1.89	3.79	5.68	6
199.80	27.05	20.38	1.89	3.77	5.66	3.20	0.73	2.23	1.89	3.77	5.66	7
218.80	41.80	17.98	1.82	3.64	5.46	3.24	0.71	2.44	1.82	3.64	5.46	8
251.30	50.53	28.01	2.04	4.08	6.12	4.42	0.73	3.43	2.04	4.08	6.12	9
206.10	30.63	11.81	1.85	3.70	5.56	3.25	3.70	2.79	1.85	3.70	5.56	10

APÊNDICE D – Calibração plataforma completa: massa 24,8 Kg plataforma esquerda

Ponto	Massa Balança Comercial (kg)	Marcação Plataforma		Leitura Plataforma				Tensão em cada Célula de Carga			Massa R.N.A.
		x (m)	y (m)	Pe (Kg)	Pe (N)	Xe (m)	Ye (m)	Tensão 1 (V)	Tensão 2 (V)	Tensão 3 (V)	
1	24.8	0	0	28.21	276.7	0.014	0.16	-0.43	0.45	1.06	25.09
2	24.8	0.2	0	26.11	256.1	0.2	0.1	-0.33	0.566	0.76	25.05
3	24.8	0.4	0	25.15	246.7	0.37	0.07	-0.24	0.65	0.55	25.13
4	24.8	0.6	0	24.16	237	0.58	0.03	-0.13	0.76	0.3	25.31
5	24.8	0.8	0	23.21	227.7	0.82	0.001	-0.024	0.86	0.046	25.48
6	24.8	0	0.2	27.00	264.9	0.033	0.33	-0.32	0.36	0.99	24.99
7	24.8	0.2	0.2	26.06	255.6	0.18	0.3	-0.23	0.45	0.78	24.96
8	24.8	0.4	0.2	25.04	245.6	0.38	0.26	-0.14	0.56	0.54	25.03
9	24.8	0.6	0.2	23.97	235.1	0.61	0.22	-0.029	0.67	0.27	25.14
10	24.8	0.8	0.2	23.22	227.8	0.8	0.2	0.054	0.76	0.075	25.29
11	24.8	0	0.4	26.85	263.4	0.037	0.49	-0.23	0.27	0.98	25.08
12	24.8	0.2	0.4	26.02	255.3	0.17	0.48	-0.154	0.35	0.79	24.97
13	24.8	0.4	0.4	24.93	244.6	0.37	0.43	-0.056	0.47	0.54	24.99
14	24.8	0.6	0.4	23.90	234.5	0.59	0.42	0.057	0.57	0.29	25.09
15	24.8	0.8	0.4	22.94	225	0.83	0.4	0.16	0.67	0.041	25.22
16	24.8	0	0.6	26.81	263	0.027	0.64	-0.15	0.19	0.99	25.22
17	24.8	0.2	0.6	25.81	253.2	0.2	0.64	-0.052	0.28	0.76	25.02
18	24.8	0.4	0.6	25.02	245.4	0.37	0.62	0.032	0.37	0.55	24.99
19	24.8	0.6	0.6	23.90	234.5	0.59	0.63	0.15	0.47	0.29	25.07
20	24.8	0.8	0.6	23.06	226.2	0.79	0.62	0.24	0.56	0.08	25.18
21	24.8	0	0.8	26.84	263.3	0.032	0.83	-0.055	0.094	0.99	25.35
22	24.8	0.2	0.8	25.91	254.2	0.19	0.83	0.036	0.18	0.77	25.09
23	24.8	0.4	0.8	25.48	250	0.36	0.83	0.13	0.27	0.57	25.00
24	24.8	0.6	0.8	24.27	238.1	0.6	0.81	0.24	0.39	0.29	25.04
25	24.8	0.8	0.8	23.18	227.4	0.81	0.8	0.34	0.49	0.051	25.16
26	24.8	0	1	27.01	265	0.03	1	0.035	0.31	1	26.98
27	24.8	0.2	1	26.11	256.1	0.18	1.014	0.13	0.086	0.79	25.20
28	24.8	0.4	1	25.69	252	0.37	1.01	0.23	0.19	0.56	25.05
29	24.8	0.6	1	24.59	241.2	0.58	1.01	0.33	0.29	0.31	25.03
30	24.8	0.8	1	23.39	229.5	0.79	1.039	0.44	0.38	0.072	25.11
31	24.8	0	1.2	27.71	271.8	0.07	1.16	0.1	-0.094	1.05	25.54
32	24.8	0.2	1.2	26.54	260.4	0.18	1.16	0.2	0.011	0.8	25.29
33	24.8	0.4	1.2	26.13	256.3	0.36	1.17	0.31	0.1	0.58	25.21
34	24.8	0.6	1.2	25.69	252	0.56	1.19	0.43	0.2	0.34	25.21
35	24.8	0.8	1.2	23.97	235.1	0.82	1.19	0.53	0.33	0.052	25.19
36	24.8	0	1.4	27.91	273.8	0.008	1.32	0.19	-0.18	1.06	25.60
37	24.8	0.2	1.4	26.80	262.9	0.18	1.34	0.3	-0.086	0.81	25.40
38	24.8	0.4	1.4	26.03	255.4	0.36	1.34	0.4	0.02	0.57	25.42
39	24.8	0.6	1.4	25.06	245.8	0.57	1.36	0.51	0.12	0.32	25.43
40	24.8	0.8	1.4	23.96	235	0.8	1.38	0.62	0.23	0.063	25.45
41	24.8	0	1.6	27.66	271.3	0.022	1.49	0.29	-0.26	1.03	25.70
42	24.8	0.2	1.6	26.46	259.6	0.2	1.53	0.4	-0.17	0.78	25.38
43	24.8	0.4	1.6	25.31	248.3	0.39	1.54	0.5	-0.065	0.54	25.60
44	24.8	0.6	1.6	24.31	238.5	0.58	1.57	0.59	0.025	0.31	25.71
45	24.8	0.8	1.6	23.28	228.4	0.8	1.61	0.7	0.11	0.071	25.83
46	24.8	0	1.8	27.62	271	0.036	1.68	0.4	-0.36	1.01	26.23
47	24.8	0.2	1.8	26.54	260.4	0.18	1.69	0.48	-0.27	0.81	25.52
48	24.8	0.4	1.8	25.40	249.2	0.36	1.72	0.58	-0.17	0.57	25.56
49	24.8	0.6	1.8	24.25	237.9	0.58	1.77	0.69	-0.068	0.3	26.04
50	24.8	0.8	1.8	23.30	228.6	0.79	1.8	0.78	0.033	0.075	26.30

APÊNDICE E – Parecer Comitê de Ética em Pesquisa - CEP



U F R G S
UNIVERSIDADE FEDERAL
DO RIO GRANDE DO SUL

PRÓ-REITORIA DE PESQUISA

Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs



CARTA DE APROVAÇÃO

Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs analisou o projeto:

Número: 21688

Título: MEDIÇÃO DE FORÇAS DE CAMINHADA EM PEDESTRES

Pesquisadores:

Equipe UFRGS:

HERBERT MARTINS GOMES - coordenador desde 01/10/2011

Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs aprovou o mesmo , em reunião realizada em 26/04/2012 - Sala 01 de reuniões do Gabinete do Reitor, 6º andar do prédio da Reitoria, por estar adequado ética e metodologicamente e de acordo com a Resolução 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde.

Porto Alegre, Quarta-Feira, 2 de Maio de 2012

JOSE ARTUR BOGO CHIES
Coordenador da comissão de ética

APÊNDICE F – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Você está sendo convidado(a) a participar do projeto de pesquisa MEDIÇÃO DE FORÇAS DE CAMINHADAS EM PEDESTRES. O documento abaixo contém todas as informações necessárias sobre a pesquisa que estamos fazendo. Sua colaboração será de muita importância para nós, mas você poderá desistir a qualquer momento sem quaisquer ônus.

Eu, _____, concordo em participar dos experimentos relacionados com a pesquisa sobre forças de caminhadas, intitulada “MEDIÇÃO DE FORÇAS DE CAMINHADA EM PEDESTRES”. A pesquisa é parte da elaboração de um Projeto de Pesquisa, um Mestrado e um Doutorado, cujo objetivo é contribuir para a avaliação da força da caminhada com vistas a avaliar o efeito em termos de carregamento de pessoas sobre estruturas civis esbeltas.

Fui informado sobre os procedimentos a serem realizados: a participação consistirá em uma visita ao laboratório da Engenharia Mecânica e que o procedimento experimental em si é de caminhada livre de 4 metros sobre uma plataforma. Também estou ciente que:

1. Os resultados obtidos serão utilizados na tese e em outras publicações, porém não será feita identificação individual que permita relacionar os dados publicados com as pessoas que participaram do experimento. Estes resultados não terão implicações laborais ou trabalhistas.
2. Tenho a liberdade de desistir ou de interromper a colaboração com este estudo no momento em que desejar, sem necessidade de qualquer explicação. A desistência não implicará prejuízos pessoais de qualquer espécie.

Porto Alegre, ____ de _____ de 2012.

Prof. Herbert Martins Gomes
Pesquisador responsável pelo projeto
Telefone para contato: 3308-3681
UFRGS/GMAp/Dep. Eng. Mecânica