



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA  
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA



Desenvolvimento de uma Plataforma de  
Força Multiaxial para Instrumentação  
Biomédica

Marcelle Alencar Urquiza

Agosto  
2005

# Desenvolvimento de uma Plataforma de Força Multiaxial para Instrumentação Biomédica

Marcelle Alencar Urquiza

Texto da dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências.

---

Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD.

Orientador

---

Prof. Darizon Alves de Andrade, Ph.D.

Coordenador do curso de Pós-Graduação

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA  
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

# Desenvolvimento de uma Plataforma de Força Multiaxial para Instrumentação Biomédica

Marcelle Alencar Urquiza

Texto da dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia, perante a banca de examinadores abaixo, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do título de Mestre em Ciências. Aprovada em 29 de agosto de 2005.

Banca Examinadora:

Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD - Orientador (UFU)

Prof. Adriano Alves Pereira, Dr. - Co-Orientador (UFU)

Prof. Sílvio Soares dos Santos, PhD. (UFU)

Prof. Mário Antônio Baraúna, Dr. (UNITRI)

*O animal que prevalece não é o mais forte nem o mais inteligente e sim, o que melhor se adapta.*

*(Charles Darwin)*



*Aos meus pais, Marlos e Graça.  
Aos meus irmãos, Marley e Marlla,  
Aos meus sobrinhos Daniel, Sarah e Tiago,  
Aos meus avós maternos e paternos,  
pelo incentivo, apoio e crédito.*

# Agradecimentos

A Deus por estar incondicionalmente sempre por perto.

Aos meus pais Marlos e Graça, nos quais eu sempre encontrei apoio, respeito e crédito para conduzir o meu caminho.

Aos meus irmãos Marley (Binho) e Marlla que sempre foram os meus grandes amigos.

Aos meus sobrinhos Sarinha, Dani e Tiago (está vindo!) por compartilharem comigo a alegria, a energia e o carinho, sempre que possível.

Aos meus avós maternos e paternos, que a cada dia, com certeza, desejaram o melhor para mim.

A minha amiga Kaka Persona, que muito me ensina com sua energia e juventude.

Ao amigo Fábio (Gatão), pelo exemplo de esforço e persistência diários.

A mais recente amiga e colaboradora Aline, pela ajuda incondicional na última madrugada de trabalho árduo.

A todos os amigos do Laboratório de Engenharia Biomédica: Virgílio, Manço, Guilherme (Vagareza), Ângela (Anginha), Eduardo, Wilton, Ana Paula e família, Gláucia e família, Flavinha, Aílton (eterno IC), Cristiano, Rogério (Roger), Thiago, Kety, Kheline, Serginho (o cara), Adriano (Drica) LÍlian, Adeílson, Geraldo, Suzi, Fernanda, Éder, Jeovane, Saulo, Tiago Finotti e todos aqueles que fizeram parte do meu dia-a-dia cujos nomes não foram citados nessas linhas. Vocês tornaram a minha estadia mais produtiva e agradável!

A todos os professores que não fizeram parte do meu convívio diário pessoalmente, mas que muito colaboraram através de e-mails, cartas e telefonemas. Particularmente agradeço aos professores Marcos Duarte, Léia Bagesteiro, Raslan, Claudemir, Sílvio, Eliane, Barela e Amadio.

Ao professor Adriano, o qual considero a melhor contratação dos últimos tempos (do meu tempo aqui na faculdade) por parte da Faculdade de Engenharia Elétrica e, pessoalmente, por me mostrar que os calmos e tranquilos também vencem!

Aos professores Luciano (Elétrica) e Sílvio (Educação Física), pelo apoio em momentos difíceis e por compartilharem suas experiências para o enriquecimento deste trabalho.

Ao meu Orientador Alcimar, pela oportunidade que me foi dada desde a iniciação científica até os dias de hoje, pelo exemplo de inteligência multidisciplinar, competência para gerenciar pessoas e projetos, sempre com energia (bastante!) e bom humor, além de realizar tudo ao mesmo tempo. Parabéns!

Aos funcionários Marli, Kátia, José Maria, Valéria, Marcília e todos os outros servidores que nos ajudam sempre e da melhor forma.

À Comissão Permanente do Vestibular (COPEV), representada pelo professor Sidiney e seus colaboradores, que me ensinou a trabalhar em equipe e me deu a oportunidade de emprestar meus conhecimentos para colaborar com a preparação de processos seletivos.

A todos os colegas da pós-graduação de todos os outros cursos especialmente os da Engenharia Mecânica, representados pelos colegas Francisco, Juliano, Leonardo, Flávio e Teófilo.

À CAPES e ao CNPq pelo apoio à pesquisa brasileira.



# Resumo

**URQUIZA, M. A.** *Desenvolvimento de uma plataforma de Força Multiaxial para Instrumentação Biomédica*, FEELT-UFU, Uberlândia, 2005, (131) p.

A evolução das técnicas para desenvolver equipamentos capazes de traduzir o resultado de diversas tarefas complexas exercidas pelo corpo humano, tornou-se evidente para a comunidade científica. Dentre esses equipamentos, a plataforma de força mostrou ser uma ferramenta capaz de ser empregada para a mensuração de fenômenos antes só observados.

Este trabalho tem por objetivo descrever o projeto e o desenvolvimento de uma plataforma de força extensométrica, multiaxial, para uso em instrumentação biomédica. Sensores para detecção de esforços, do tipo *strain gauge*, foram utilizados e fixados em regiões previamente determinadas nos quatro transdutores que compõem o conjunto da plataforma. O projeto das células considera uma geometria capaz de desacoplar, com mínima interferência, dois esforços diferentes, presentes na mesma estrutura. Assim, pode-se quantizar esforços em três direções ortogonais. O protótipo desenvolvido pode ser utilizado como ferramenta para avaliações de marcha e estabilidade, por exemplo.

Paralelamente ao desenvolvimento da plataforma, um equipamento para realizar o condicionamento e digitalização dos sinais provenientes das células de carga foi projetado e construído.

O controle dos processos de aquisição e processamento dos sinais advindos da plataforma de força é realizado através de um aplicativo específico que disponibiliza os valores quantitativos dos esforços de força e momento, os quais permitem o cálculo de parâmetros relevantes às avaliações biomédicas,

particularmente em avaliações a cerca da oscilação do corpo humano na postura ereta *quasi-estática*. O aplicativo fornece ainda as elipses de confiança obtidas a partir das avaliações de estabilidade realizadas, juntamente com as coordenadas do centro de pressão e índices de estabilidade padrão e instantâneos obtidos.

Palavras-chaves: plataforma de força, instrumentação biomédica, estabilidade.

# Abstract

**URQUIZA, M. A.** *Development of a Multiaxis Force Plate for Biomedical Instrumentation*, FEELT-UFU, Uberlândia, 2005, (130) p.

The evolution of techniques for the development of equipment capable of translating the results taken from a diverse and complex set of tasks carried out by the human body, has become an important item on the scientific communities agenda. Within the context of such equipment, the force plate has shown itself capable of being implemented for the task of measuring phenomena, which before could only be observed visually.

This work has as its objective to describe and develop an extensometric, multiaxial force plate, for use as a biomedical assistance apparatus. Sensors for the detection of forces such as strain gauges were used and fixed in predetermined areas on the four transducers, which are an integral and fundamental part of the force plate apparatus.

The cell design was completed using geometry capable of coupling with the minimum of interference the two different forces present within the structure. In this manner it is possible to quantify the forces in three orthogonal directions. The prototype developed can be utilized, for example as an evaluation tool for both gait and stability research.

In parallel to the development of the force plate, equipment for carrying out the conditioning and digitalization of signals originating from the load cells was designed and constructed.

The control of the acquisition processes as well as the processing of signals received from the force plate is carried out by the use of a specific applicative, which makes the quantitative values of the forces, strength and momentum available, allowing for the calculation of the parameters used for the respective biomedical evaluations, especially those dealing with the oscillation of the human body in an erect near static posture.

Still further the applicative provides a confidence ellipse obtained from the stability evaluations carried out along with the coordinates of pressure center and standard stability indexes obtained instantaneously.

Key words: Force plate, Biomedical assistance applicative, stability.

# Conteúdo

<b>1. Introdução</b>	<b>21</b>
1.1 Motivação .....	21
1.2 Objetivos e metas do trabalho .....	22
1.3 Estrutura da dissertação .....	23
<b>2. Posturologia e Estabilometria</b>	<b>25</b>
2.1 Introdução a posturologia .....	25
2.2 Controle postural .....	26
2.3 Sinergias posturais .....	27
2.3.1 Estratégias de manutenção do equilíbrio .....	27
2.3.2 Ajuste postural antecipatório (APA) .....	28
2.4 Introdução a estabilometria .....	29
2.5 Definições básicas .....	31
2.5.1 Centro de gravidade, centro de pressão e centro de massa .....	31
<b>3. Plataformas de Força e aplicativos utilizados</b>	<b>34</b>
3.1 Introdução .....	34
3.2 Plataforma de Força Piezoelétrica .....	35
3.3 Plataformas de Força Extensométricas .....	38
3.3.1 Princípio de operação dos extensômetros elétricos .....	38
3.3.2 Ponte de Wheatstone .....	40
<b>4. Especificação das unidades de hardware e software</b>	<b>50</b>
4.1 Análise de requerimentos e especificações do sistema .....	50

<b>5. Projeto e desenvolvimento das unidades de hardware</b>	<b>53</b>
5.1 Introdução.....	53
5.2 Projeto mecânico das superfícies da plataforma .....	54
5.3 Projeto das células de carga.....	56
5.4 Fixação dos <i>strain gauges</i> .....	66
5.5 Sensibilidade da célula de carga.....	69
5.6 O condicionador de sinais .....	70
5.6.1 Alimentação e tensão de referência.....	73
5.6.2 Circuitos de amplificação .....	74
5.6.3 Circuito de filtragem.....	76
5.6.4 Multiplexação, ganho programável e digitalização dos sinais .....	78
5.7 Calibração das células de carga e montagem da plataforma .....	83
<b>6. Modelagem matemática para o cálculo dos esforços</b>	<b>89</b>
6.1 Equacionamentos matemáticos .....	89
6.2 Teoria e modelagem da Elipse de Confiança .....	92
6.2.Implementação da Elipse de Confiança .....	97
<b>7. O aplicativo desenvolvido</b>	<b>99</b>
7.1 Estrutura do aplicativo.....	99
<b>8. Experimentos, resultados e discussões</b>	<b>110</b>
8.1 Introdução.....	110
8.2 Metodologia experimental.....	110
8.2.1 Ambiente de trabalho .....	110
8.2.2 Arranjo experimental.....	111
8.2.3 Duração.....	111
8.2.4 Tipos de avaliações.....	112
8.2.5 Amostras.....	112
8.2.6 Configuração das avaliações .....	112

8.3 Avaliações e Resultados.....	114
8.4 Discussão.....	120
<b>9. Conclusões e trabalhos futuros</b>	<b>123</b>
9.1 Conclusões gerais.....	123
9.2 Trabalhos futuros.....	125
<b>Referências bibliográficas</b>	<b>127</b>
<b>Anexo A</b>	
<b>Anexo B</b>	
<b>Anexo C</b>	
<b>Anexo D</b>	
<b>Anexo E</b>	

# Lista de Figuras

2.1	Diagrama conceitual do sistema de controle postural (Duarte, 2000).....	27
2.2	Três estratégias posturais usadas para o controle da postura ereta, da esquerda para a direita: estratégia do tornozelo, do quadril e do passo. (Shummway-Cook ; Woollacott,1995).....	28
2.3	Trajatória 2D do COP no plano horizontal. (Clinical Biomechanics 17 – 2002 - 666-667).....	30
2.4	Localização do COM e do COG coincidentes nas figuras plana ( <a href="http://www.conviteciencia.com.br">www.conviteciencia.com.br</a> ) .....	32
2.5	Trajetórias do COP, GL e força horizontal, F, na direção a-p durante postura ereta (Duarte, 2000).....	33
2.6	Exemplo representativo da densidade de potência espectral (PSD, power spectral density) das trajetórias COP e GL na direção a-p para postura quieta (Duarte, 2000).....	33
3.1	Cristal sendo comprimido e gerando tensão elétrica ( <a href="http://www.feiradeciencias.com.br">www.feiradeciencias.com.br</a> ) .....	35
3.2	Ilustração de uma plataforma piezoelétrica ( <a href="http://www.kistler.com">www.kistler.com</a> ) .....	36
3.3	Registro de forças a partir da plataforma kistler ( <a href="http://www.kistler.com">www.kistler.com</a> ) .....	37
3.4	Modelo uniaxial de <i>strain gauge</i> ( <a href="http://www.kyowa.com">www.kyowa.com</a> ).....	38
3.5	Arranjo da ponte de Wheatstone (Almeida, 2002).....	40
3.6	Circuito esquemático da ponte de Wheatstone .....	42



3.7	Plataforma de força a base de sensores extensométricos ( <a href="http://www.bertec.com">www.bertec.com</a> ).....	44
3.8	Elipse de confiança do teste de estabilidade normal – olhos abertos ( <a href="http://www.bertec.com">www.bertec.com</a> ).....	45
3.9	Plataforma de força para análise de desempenho biomecânico (Naves, 2001).....	46
3.10	Detalhes do projeto mecânico da plataforma (Naves, 2001) .....	46
3.11	Modelo da célula de carga e detalhes da usinagem e do condicionamento do circuito pré-amplificador (Naves, 2001) .....	47
3.12	Resultado do ensaio de salto vertical completo (Naves, 2001).....	47
3.13	Resultado do ensaio de levantamento de peso completo (Naves, 2001).....	48
3.14	Formato da plataforma RSscan e distribuição das pressões sob os pés ( <a href="http://www.rsscan.com">www.rsscan.com</a> ).....	48
5.1	Imagem da plataforma de força modelada.....	53
5.2	Foto das superfícies de apoio.....	55
5.3	Modelo de célula de utilizada para detecção de terremotos ( <a href="http://www.civil.buffalo.edu">www.civil.buffalo.edu</a> ).....	56
5.4	Modelo de célula de carga (Hull & Davis, 1981) .....	57
5.5	Detalhes da geometria octogonal para célula de carga (Bagesteiro, 1996) ..	58
5.6	Análise numérica da tensão de escoamento da peça – 128 MPa o máximo valor, o que está mais de duas vezes abaixo do limite do aço inox 304.....	60
5.7	Análise da flambagem da peça.....	61
5.8	Simulação numérica das deformações sofridas na célula. ....	62
5.9	Geometria final da célula de carga.....	63

5.10	Geometria e dimensões dos suportes de fixação das células de carga (mm).....	63
5.11	Foto da célula de carga e dos suportes usinados.....	64
5.12	Foto da vista frontal da plataforma.....	65
5.13	Foto da vista lateral da plataforma.....	65
5.14	Regiões consideradas para os cálculos das deformações médias.....	65
5.15	Foto da célula de carga instrumentada com <i>strain gauges</i> .....	68
5.16	Esquema de conexões das pontes de Wheatstone na célula e posicionamento dos sensores. ( <a href="http://www.celuladecarga.com.br">www.celuladecarga.com.br</a> ).....	69
5.17	Diagrama em blocos do projeto do módulo condicionador.....	72
5.18	Módulo de alimentação do circuito do condicionador.....	73
5.19	Módulo de geração de tensão de referência com o REF 195.....	74
5.20	Diagrama esquemático da 1ª etapa de amplificação.....	75
5.21	Circuito de ajuste e <i>offset</i> .....	75
5.22	Diagrama da 2ª etapa de amplificação do circuito.....	76
5.23	Diagrama do filtro <i>Butterworth</i> passa-baixa com $f_c=70\text{Hz}$ .....	77
5.24	Diagrama de conexões do multiplex 4051 com o MCP6S21.....	78
5.25	Diagrama de conexões do conversor A/D (ADS7821) com o PIC (16F873).....	80
5.26	Diagrama de conexões do PIC com o <i>driver</i> para a RS232.....	80
5.27	Foto da disposição dos componentes no módulo condicionador de sinais..	81
5.28	Foto do painel frontal do condicionador.....	81
5.29	Foto do painel traseiro do condicionador.....	82
5.30	Foto da unidade de condicionamento, fonte e cabo serial.....	82

5.31	Foto do macro indentador com detalhes do penetrador (Biolab,2005).....	83
5.32	Equações das retas de carga para os ensaios verticais.....	84
5.33	Foto da posição da célula de carga para ensaio lateral.....	85
5.34	Gráficos e equações das retas de carga para ensaio horizontal.....	86
5.35	Foto da disposição das células de carga na plataforma.....	87
5.36	Foto da plataforma de força montada e instrumentada – vista lateral.....	87
5.37	Foto da plataforma de força montada e instrumentada – vista de cima....	88
6.1	Normalização de eixos para o sistema de referência de medidas em biomecânica (Wu & Cavanagh, 1995).....	90
6.2	Distribuição dos eixos na plataforma de força.....	90
6.3	Diagrama de dispersão, mostrando a maior variabilidade na direção de x1 do que na direção de x2 (Ferreira, 1996).....	94
6.4	Elipse de uma distância estatística quadrática $d_2(O,P) = \frac{x_1^2}{S_{11}} + \frac{x_2^2}{S_{22}} = c^2$ . ...	95
6.5	Elipse de confiança e dados estatísticos.....	97
7.1	Estrutura de funcionamento do aplicativo.....	100
7.2	Interface principal do programa - tela de cadastro de pacientes.....	101
7.3	Sinal de <i>offset</i> amostrado de uma célula de carga.....	101
7.4	Primeira interface de calibração.....	102
7.5	Segunda interface de calibração.....	102
7.6	Interface de calibração concluída.....	103
7.7	Interface de preparação para os testes de estabilidade normal.....	104
7.8	Interface de fim de estabilidade normal – olhos abertos.....	104
7.9	Salvar valores do ensaio.....	105
7.10	Interface para continuação dos testes.....	105
7.11	Interface de preparação dos testes de estabilidade perturbada.....	106

7.12	Interface de início dos testes de estabilidade perturbada.....	106
7.13	Interface de fim de teste.....	107
7.14	Elipses de confiança.....	107
7.15	Estabilograma Zcop x Xcop.....	108
7.16	Sinal de Xcop e Zcop, sem filtragem, ao longo do tempo.....	108
8.1	Foto do voluntário na plataforma e, em detalhe, as marcações na plataforma.....	113
8.2	Foto do voluntário sendo instruído para o início das avaliações .....	114
8.3	Interface para cadastro do voluntário.....	115
8.4	Foto do voluntário posicionado para início o dos testes.....	115
8.5	Variação de Xcop e Zcop pelo número de amostras adquiridas.....	116
8.6	Resultado estabilográfico para o testes de estabilidade normal - olhos abertos.....	117
8.7	Resultado estabilográfico para o testes de estabilidade perturbada- olhos abertos.....	118
8.8	Elipse de confiança gerada a partir do teste de estabilidade perturbada - olhos abertos .....	119
8.9	Elipse de confiança gerada a partir do teste de estabilidade normal - olhos fechados .....	119

# Lista de Tabelas

3.1	Especificações técnicas da plataforma Kistler modelo -9285. ( <a href="http://www.kistler.com">www.kistler.com</a> ).....	37
3.2	Especificações da plataforma de força Bertec ( <a href="http://www.bertec.com">www.bertec.com</a> ).....	44
5.1	Principais propriedades do material das placas Alumínio5052 ( <a href="http://www.asaaluminio.com.br">www.asaaluminio.com.br</a> ).....	55
5.2	Propriedades do material da célula de carga aço inox AISI304 ( <a href="http://www.asaaluminio.com.br">www.asaaluminio.com.br</a> ).....	64
5.3	Deformações médias. ....	66
5.4	Características dos extensômetros elétricos empregados nas células de carga ( <a href="http://www.kyowa.com">www.kyowa.com</a> ).....	67
5.5	Ganhos totais fornecidos pelo circuito. ....	79
6.1	Avaliação dos níveis de confiança e nível de significância ( <a href="http://www.est.ufpr.br">www.est.ufpr.br</a> ).....	96

# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 Motivação

Entre todos os mamíferos, o homem adulto é o único totalmente bípede. Essa característica, que alguns consideram um privilégio, acarreta um determinado número de particularidades (Gagey,2000). Desde que os seres humanos adotaram tal postura, têm sido desafiados pela força da gravidade para manter o equilíbrio do corpo sobre uma pequena área de suporte delimitada pelos pés. Assim, quando aparentemente se encontra parado, na verdade, o corpo não permanece sem movimento, mas oscila (Duarte, 2000).

Embora pareça ser uma tarefa simples, o controle da postura é um grande desafio para o corpo humano (Gagey, 2000). O sistema de controle postural deve ser capaz de integrar os sistemas sensoriais visual, somatossensorial e vestibular de forma a regular o equilíbrio em situações de instabilidade. Este controle é altamente afetado pela natureza da tarefa, pelas condições ambientais e pelas informações sensoriais disponíveis.

A oscilação do corpo durante a postura ereta é comumente investigada utilizando-se uma plataforma de força, que é, em princípio, um instrumento de medida sobre o qual os sujeitos permanecem de pé durante as análises e permite quantificar as forças de reação do solo que agem sobre o corpo.

O desenvolvimento de equipamentos e aplicativos que propiciam investigações a cerca das desordens posturais, da marcha humana e de outros

fatores cinesiológicos e biomecânicos mostra-se fundamental para seu diagnóstico e tratamento pela capacidade de quantizar valores. Estes valores podem revelar resultados com maior eficácia e segurança se comparados ao modo como essas avaliações eram realizadas até então.

## 1.2 Objetivos e metas do trabalho

No campo da biomecânica, a análise puramente visual é frequentemente criticada (Olsson,1990). Pesquisas a respeito da confiabilidade da análise de marcha e das avaliações de equilíbrio por observação mostram que ela é apenas moderadamente confiável (Whittle,1991).

Segundo (Hay & Reid, 1985), a identificação dos defeitos e deficiências oriundas de diversos tipos de patologias requer uma cuidadosa análise quantitativa, envolvendo o uso de métodos sofisticados na coleta dos dados (por exemplo, eletromiografia, cinematografia e dinamometria, estabilometria) e o uso de computadores para processamento e análise dos resultados.

O presente trabalho teve como objetivo primário o desenvolvimento de uma plataforma de força multiaxial (3D), os seus elementos sensores, o módulo para o condicionamento e digitalização dos sinais provenientes dos sensores e ainda, o desenvolvimento de um aplicativo capaz de controlar os processos, bem como o processamento dos dados.

Para a realização deste trabalho, foram cumpridas as seguintes metas:

- Modelagem e construção de quatro células de carga multiaxiais, capazes de desacoplar esforços em duas direções, com mínima interferência entre eles;
- Projeto e desenvolvimento de um aparato mecânico (plataforma de força) para suportar um humano adulto na postura ereta *quasi-estática* ou marchando. A plataforma de força acoplada às células de carga deve ser capaz de fornecer as medidas dos principais esforços envolvidos no processo, tais como força e torque;

- Projeto e construção de um módulo condicionador de sinais de oito canais, responsável pela alimentação, filtragem e digitalização dos sinais provenientes das células de carga;
- Projeto e desenvolvimento de um software que, integrado a plataforma de força e ao módulo de condicionamento, seja capaz de adquirir, plotar, armazenar e fornecer relatos sobre os registros de forças e momentos;
- Realização de testes para avaliação do protótipo em tarefas que explorem a estabilidade na postura *quasi-estática* entre outras.

## 1.3 Estrutura da dissertação

As estratégias escolhidas para atingir os objetivos acima citados estão descritas em detalhes em cada um dos capítulos deste trabalho. Em termos de estrutura, esse texto está dividido da seguinte forma:

- **Capítulo 1:** apresentação da motivação, dos objetivos e metas e da estrutura adotada para o desenvolvimento do trabalho;
- **Capítulo 2:** apresentação das bases teóricas da posturologia, estabilometria e áreas de aplicação;
- **Capítulo 3:** apresentação do conceito de plataformas de força, tipos e aplicativos associados;
- **Capítulo 4:** apresentação do conjunto de especificação das unidades de hardware e software;
- **Capítulo 5:** projeto e desenvolvimento das unidades de hardware;
- **Capítulo 6:** modelagem matemática para o cálculo dos esforços;
- **Capítulo 7:** apresentação do aplicativo desenvolvido;



- **Capítulo 8:** experimentos laboratoriais, resultados e discussões;
- **Capítulo 9:** conclusões e trabalhos futuros.

# Capítulo 2

## Posturologia e Estabilometria

### 2.1 Introdução à Posturologia

A postura humana pode ser definida como a posição que o corpo adota no espaço, bem como a relação direta de suas partes com a linha do centro de gravidade. Para que ele esteja em boa postura, é necessário uma harmonia/equilíbrio do sistema neuromusculoesquelético (Verderi, 2002).

Cada indivíduo apresenta características individuais de postura que podem ser influenciadas por vários fatores: anomalias congênitas e/ou adquiridas, má postura, obesidade, alimentação inadequada, atividades físicas sem orientação e/ou inadequadas, distúrbios respiratórios, desequilíbrios musculares, frouxidão ligamentar, doenças psicossomáticas, dentre outras.

A boa postura é aquela que melhor ajusta o sistema musculoesquelético, equilibrando e distribuindo todo o esforço de atividades diárias, favorecendo a menor sobrecarga em cada uma de suas partes (Verderi, 2002).

A avaliação postural se faz importante para que se possa mensurar os desequilíbrios e adequar a melhor postura a cada indivíduo, possibilitando a reestruturação completa das cadeias musculares e seus posicionamentos no movimento e/ou na estática. A partir deste procedimento, é possível promover a

prevenção de muitos males causados, inicialmente, pela má postura, fruto de ausência de controle e informação (Verderi, 2002).

Todas estas alterações posturais correspondem ao desequilíbrio do sistema dinâmico e estático, muitas vezes acarretando desconforto, algias e incapacidades funcionais.

Assim, a posturologia situa-se como uma linha de avaliação e de tratamento que busca a origem dos problemas como distúrbios de oclusão, visuais, dores cervicais ou de coluna, dores de cabeça de qualquer origem, muscular ou visceral, problemas de joelho, quadril, tornozelo, postura incorreta e uma gama de outras desarmonias que uma pessoa possa apresentar (Verderi, 2002).

## 2.2 Controle postural

Para regulação do equilíbrio, o sistema de controle postural necessita de informações sobre as posições relativas dos segmentos do corpo e da magnitude das forças atuando sobre o mesmo. Para tanto, três classes de sensores podem ser utilizadas pelo corpo: somatossensorial, visual e vestibular. Estes receptores atuam de forma complexa, integrada, redundante e de maneira diferenciada para cada perturbação sobre o corpo humano (Rothwell,1994). Um diagrama conceitual deste sistema de controle postural pode ser visto na Figura 2.1.

Os sistemas sensoriais são representados num circuito de *feedback*; a integração sensorial destas diferentes informações pode ser afetada a qualquer instante, por um desejo consciente (vontade) de colocar um menor ou maior ganho em uma das fontes sensoriais. Mecanismos de *feedforward*, como, por exemplo, ajustes posturais antecipatórios, são representados por sinergias posturais. Outras sinergias posturais possíveis são as estratégias de controle postural, as quais são geralmente afetadas pelo circuito *feedback*.

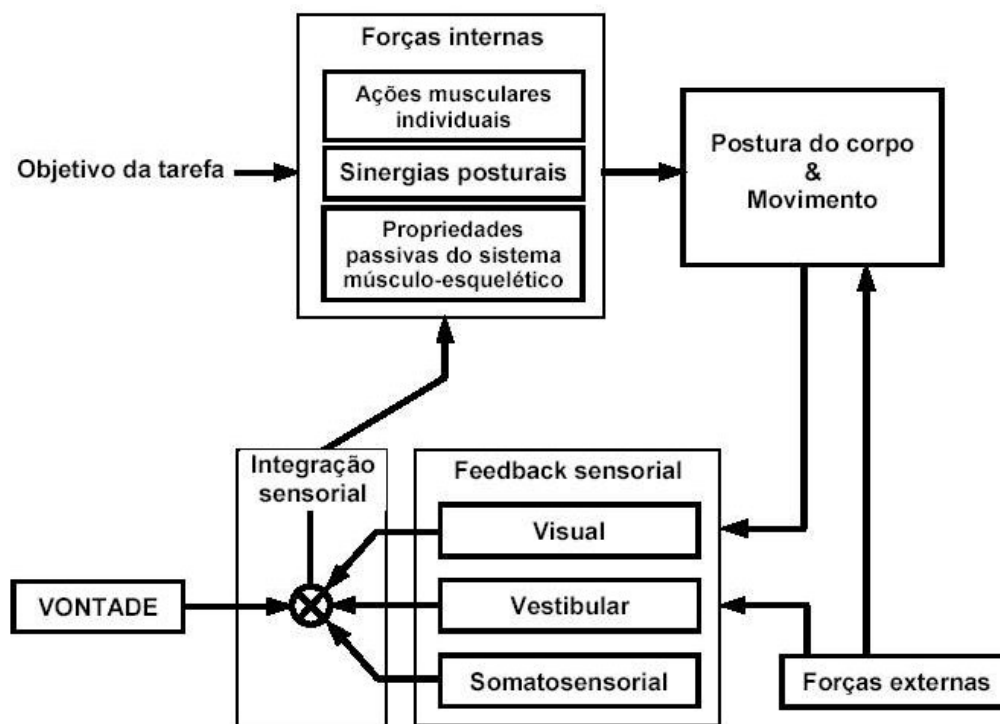


Figura 2.1 Diagrama conceitual do sistema de controle postural (Duarte, 2000).

## 2.3 Sinergias Posturais

### 2.3.1 Estratégias de manutenção do equilíbrio

O sistema de controle postural permite um estado estável do corpo durante a realização dos movimentos e, para que ele seja alcançado, o indivíduo utiliza-se de mecanismos de ajustes posturais ou estratégias comportamentais frente as perturbações do equilíbrio. O mecanismo de ajuste postural utilizado depende da origem da perturbação. Quando esta é causada por forças externas, o mecanismo utilizado é reativo ou de *feedback*; por outro lado, caso a perturbação seja decorrente de forças internas, o controle é proativo ou de *feedforward*. As estratégias comportamentais podem ser classificadas em estratégias de tornozelo, estratégias de quadril e estratégias da passada, como mostra a Figura 2.2

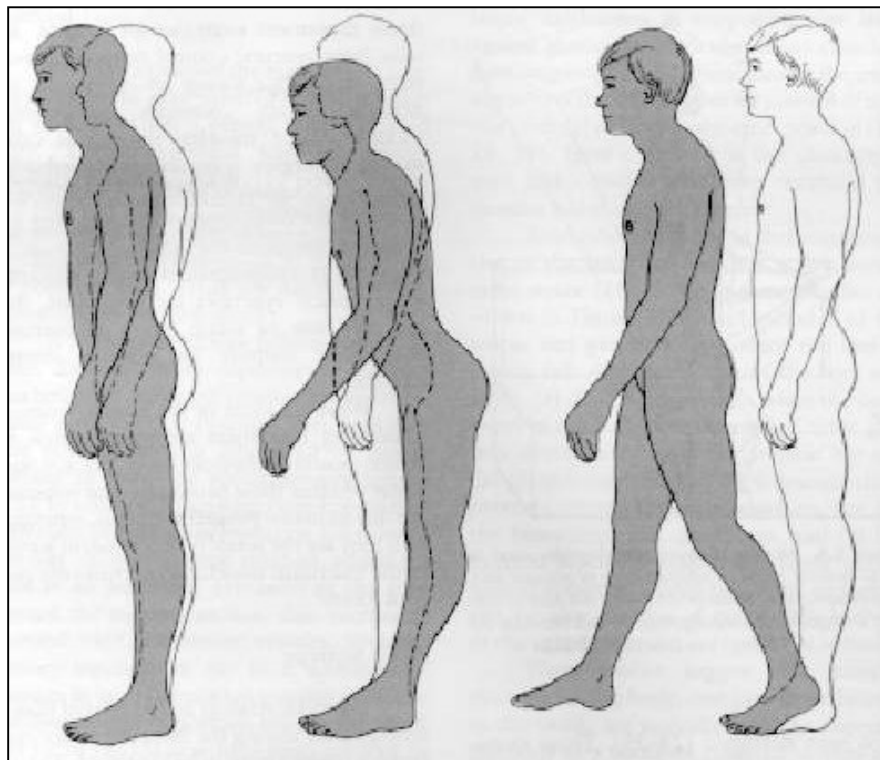


Figura 2.2 Três estratégias posturais usadas para o controle da postura ereta, da esquerda para a direita: estratégia do tornozelo, do quadril e do passo. (Shummway-Cook; Woollacott,1995).

### 2.3.2 Ajuste postural antecipatório (APA)

Os ajustes posturais antecipatórios (APA) são ações pré programadas, dessa form, são ajustes superestimados ou subestimados mas que buscam prever a magnitude da perturbação, necessariamente iniciados de maneira voluntária. (Latash, 1997). São algumas funções do APA (Maisson,1998): minimizar as perturbações posturais, em termos de equilíbrio ou de orientação postural; preparar a postura para o movimento, como indicado pelo deslocamento do centro de gravidade (COG), antes de um movimento da perna para início da marcha e ajudar a realização do movimento em termos de velocidade ou força.

## 2.4 Introdução à Estabilometria

Segundo (Gagey & Weber, 2000), “o homem em posição ortostática nunca está em equilíbrio, na medida em que o verbo estar designa um estado”. De fato, o equilíbrio é definido como duas forças alinhadas, iguais e de sentido contrário. Essa situação das resultantes das forças que agem sobre o corpo do homem nunca é obtida. Ainda segundo (Gagey & Weber, 2000), o homem corre incessantemente atrás do seu equilíbrio e, ao fazê-lo, manifesta a propriedade dos corpos que tendem a retornar à sua posição de equilíbrio quando são dela afastados. Essa propriedade é chamada de estabilidade.

Assim, o equilíbrio não pode ser medido porque ele não corresponde a qualquer realidade, enquanto que a estabilidade sim. A quantização e o registro de parâmetros da estabilidade fornecem um leque de valores discretos sobre o qual cada distúrbio do equilíbrio encontra seu lugar e sua expressão.

Deste modo, foi possível definir a estabilometria, também chamada, estabilografia, a qual se estabeleceu como a medida e o registro da contínua oscilação do corpo humano (Terekhov, 1976a, 1976b).

Apesar de terem se passado mais de cem anos desde que Romberg criou seu teste estático para medir a habilidade de manter a postura ereta, somente nas últimas décadas uma quantificação mais precisa e adequada do balanço corporal tem sido implementada (Duarte, 2000).

A estabilometria introduziu a mensuração na observação dos fenômenos de controle da postura ortostática. No entanto, diversos questionamentos foram feitos sobre a sua real utilidade, visto que no estudo de doentes neurológicos clássicos e em diagnósticos de doenças vestibulares ela demonstrou ser insuficiente, de acordo com (Freys et al, 1994).

Mas respostas imediatas, segundo (Gagey & Weber, 2000), se impõem porque as mensurações fornecem valores que permitem comparações irrefutáveis e estatisticamente validadas. Sendo assim, graças à estabilometria são conhecidas hoje a distribuição, nas populações normais, de certos números de parâmetros que caracterizam o comportamento da postura ortostática. Conseqüentemente, é

possível dizer se o comportamento de um indivíduo encontra-se ou não inscrito nos limites da normalidade desses parâmetros, desde que se disponha de uma ferramenta capaz de realizar avaliações estabilométricas, como por exemplo, uma plataforma de força.

Essa possibilidade representa um progresso considerável. Antes da utilização dessa ferramenta, os médicos não dispunham de qualquer meio para afirmar que a estabilidade dos seus pacientes era anormal. Eles os tratavam às cegas, confiando – mais ou menos – em suas alegações e em provas funcionais, as quais sabe-se terem apenas uma relação longínqua com os mecanismos de controle da postura ortostática.

O desenvolvimento e aprimoramento tecnológico das plataformas de força e o avanço em processamento de sinais tornou possível o registro estabilométrico de forma automática, com melhor quantização dos parâmetros envolvidos no processo, bem como melhor resolução e precisão durante o processo de amostragem de dados. Como exemplo, a Figura 2.3 mostra um estabilograma em que o centro de pressão – COP, na direção antero-posterior (a-p) versus o COP latero-lateral (m-l), é mapeado durante uma postura ereta *quasi-estática*.

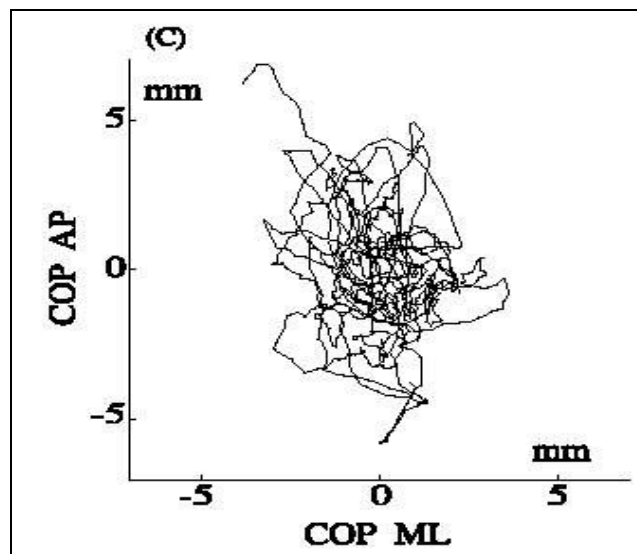


Figura 2.3 Trajetória 2D do COP no plano horizontal. (clinical biomechanics 17 – 2002 - 666-667).

Uma grande variedade de modelos e métodos matemáticos tem sido empregada para analisar os dados estabilográficos. (Para uma revisão, ver Prieto

et al., 1993; Hufschmidt et al., 1980; Winter et al., 1990). Dentre estes métodos, pode-se destacar:

- (a) Análises de autocorrelação e autoregressão (Bräuer & Seidel, 1981; Takata et al., 1983A, B; Tokumasu et al., 1983);
- (b) Parâmetros de estatística simples (Murray et al., 1975; Paulus et al., 1984);
- (c) Variações e áreas de migração do COP (Hasan et al., 1990; Riach & Starkes, 1993; Starkes et al., 1992; Slobounov & Newell, 1994).

Todos estes métodos, entre outros, têm sido utilizados para extrair o máximo possível de informações do sinal da estabilografia. Em conjunto à trajetória do COP, usa-se também a trajetória do COG na análise da postura humana. A seguir, serão descritas as características destas duas trajetórias.

## **2.5 Definições básicas**

### **2.5.1 Centro de gravidade, centro de pressão e centro de massa**

Apesar de normalmente o centro de massa (COM) de um corpo e o centro de gravidade (COG) se referirem a um mesmo ponto do corpo, eles nem sempre coincidem. O centro de massa (COM) é a região do corpo em torno da qual a massa está igualmente distribuída em todas as direções. Considerando que todos os elementos de massa do corpo sofrem a ação da mesma força de gravidade, o que é verdade para situações do cotidiano, o centro de massa é idêntico ao centro de gravidade (COG), isto é, o ponto em torno do qual o peso do corpo está igualmente distribuído em todas as direções (Amadio, 1996). Para figuras planas simétricas tais como uma chapa quadrada ou uma chapa triangular, como ilustra a



Figura 2.4, os centros de massa ficam localizados no centro geométrico das respectivas placas. Já para um cone, por exemplo, o centro de massa se localiza a um quarto da altura em relação a sua base.



Figura 2.4 Localização do COM e do COG coincidentes nas figuras planas ([www.conviteciencia.com.br](http://www.conviteciencia.com.br)).

No corpo humano, tanto o centro de massa como o centro de gravidade têm suas representações definidas no espaço tridimensional, ou seja, estão localizados em um determinado local do corpo humano, diferentemente do centro de pressão que se localiza por meio de coordenadas no plano cartesiano, por exemplo. Portanto, o centro de pressão (COP) é o ponto onde se localiza o vetor de força de reação do solo. Isso representa uma média das medidas de todas as pressões (forças) sobre a área da superfície de contato com o solo. Ele é totalmente independente do COM. Tomando como exemplo, pode-se imaginar que se apenas um dos pés está sobre o solo, a projeção do COP no solo passa por esse pé, o que provoca uma postura instável. No entanto, se ambos os pés estão em contato com o solo, a projeção do COP passa em algum lugar entre os dois pés. Neste sentido, uma plataforma de força pode ser usada para identificar a localização instantânea do centro de pressão e suas variações.

É notório que o COP e COG expressam conceitos diferentes, mas em situações específicas, como na postura ereta estática, podem apresentar significados semelhantes (Gurfinkel,1973). As diferenças entre o COG e o COP são devidas aos efeitos dinâmicos, como oscilações do corpo na postura ereta. Então, quanto menores as frequências de oscilação, menores serão as características dinâmicas na posição de equilíbrio. Na Figura 2.5, é mostrado um exemplo de trajetória de força horizontal, COP e GL (aproximação do COG) na

direção a-p durante postura ereta quieta. Pode-se observar que nos instantes em que COP e GL coincidem, a força horizontal é zero e que o COP e GL estão em fase.

Para frequências de até 0.2Hz, cerca de 10% da oscilação do COP não representa a oscilação do COG, mas sim acelerações de segmentos corporais, e para 0.5Hz, este número já é cerca de 50% (Gurfinkel, 1973). O conteúdo da densidade espectral do sinal do estabilograma, para uma pessoa normal na postura ereta está na faixa de 0 a 2Hz (Hayes,1982) com a maior parte da energia até 0.5Hz, como pode-se observar na Figura 2.6.

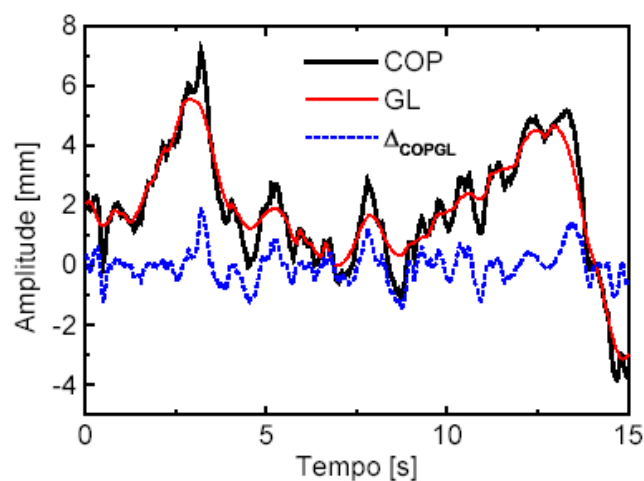


Figura 2.5 Trajetórias do COP, GL e força horizontal, F, na direção a-p durante postura ereta (Duarte, 2000).

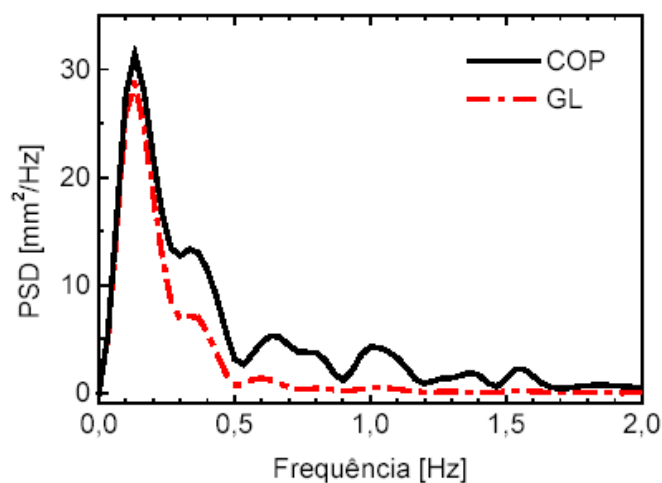


Figura 2.6 Exemplo representativo da densidade de potência espectral (PSD, power spectral density) das trajetórias COP e GL na direção a-p para postura quieta (Duarte, 2000).

# Capítulo 3

## Plataformas de força e aplicativos utilizados

### 3.1 Introdução

Em tarefas cotidianas, como caminhar e correr, e em atividades físicas, o corpo humano exerce uma força contra o solo, freqüentemente por meio dos pés. O estudo destes movimentos pode ser realizado pela interpretação de variáveis mecânicas obtidas com a utilização de instrumentos denominados plataformas de força. Tais instrumentos permitem a medição da força de ação/reação exercida pelos pés sobre uma superfície de contato e o respectivo torque (se necessário), possibilitando a determinação desses, simultaneamente ao decorrer do movimento.

Uma plataforma de força é constituída basicamente de uma placa apoiada em pontos definidos e seu princípio de funcionamento é tal que qualquer força exercida sobre a sua superfície é transmitida aos transdutores, dispositivos capazes de gerar um nível de tensão elétrica correspondente à força sobre eles aplicada. Essa correspondência entre força e tensão elétrica é geralmente linear na região de operação para a qual o transdutor é projetado, o que permite estabelecer uma constante de proporcionalidade para se converter a tensão elétrica captada pelos transdutores, em um nível de força apropriado.

As plataformas de força ainda podem ser classificadas quanto ao tipo de elemento sensível que utilizam, quanto ao número de eixos de medições e quanto à sua aplicação. Serão apresentadas algumas das diversas plataformas de força existentes no mercado, por observarem características que representam a maioria, e por terem sido base para a compreensão e especificação dos requerimentos para o desenvolvimento deste trabalho.

## 3.2 Plataforma de força piezoelétrica

A piezoelectricidade é uma propriedade encontrada em determinados materiais na natureza, como por exemplo, no sal de Rochelle e nos cristais de Quartzo. Tal propriedade faz com que os materiais que a possuem sejam capazes de gerar uma tensão elétrica quando são submetidos a esforços de compressão ou tração. Na Figura 3.1, pode ser verificado em um experimento, que além da capacidade de gerar tensão, os materiais piezoelétricos guardam uma relação de proporcionalidade com relação ao esforço empregado e o nível de tensão gerado, ou seja, desde que o material esteja trabalhando na região elástica de deformação, a intensidade da tensão gerada varia linearmente com o esforço impresso.

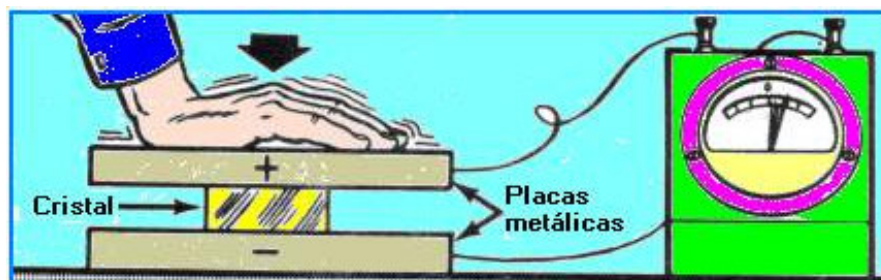


Figura 3.1 Cristal sendo comprimido e gerando tensão elétrica ([www.feiradeciencias.com.br](http://www.feiradeciencias.com.br)).

Plataformas piezoelétricas são empregadas mais freqüentemente em avaliações de tarefas dinâmicas, devido ao melhor desempenho dos sensores

piezoelétricos com relação à velocidade de resposta às perturbações ocorridas nestes, como por exemplo, em testes de saltos (triplo, distância, verticais), marcha e corrida.

Outra vantagem atrativa dessas plataformas é que possuem uma frequência natural mais alta que os modelos à base de extensômetros, o que permite uma margem maior de sinais a serem investigados, desde que o conteúdo espectral desses não tenha como componente principal faixas de valores próximos à frequência de ressonância da plataforma. Vantagens com relação à linearidade, repetibilidade e histerese nas medidas realizadas com essas plataformas ganham destaque pela precisão que conseguem fornecer ao sistema em que estão inseridas.

Com relação a custos, as plataformas piezoelétricas são comumente mais caras que as extensométricas, pois exigem dispositivos mais elaborados para prover o condicionamento dos sinais, bem como células de carga mais eficientes para fornecer os altos índices de precisão para as medidas realizadas. A Figura 3.2 apresenta uma plataforma multiaxial da marca Kistler, fabricante conceituado no mercado internacional de plataformas de força, construída com bases em vidro, e instrumentada com transdutores piezoelétricos. É empregada em avaliações nas áreas ortopédica, neurológica (avaliações de balanço) e esportes (análise de movimentos, treinamentos).



Figura 3.2 Ilustração de uma plataforma piezoelétrica ([www.kistler.com](http://www.kistler.com)).

A Tabela 3.1 reúne as principais especificações técnicas da plataforma em questão, como capacidade nominal, sensibilidade e frequência natural, entre

outras. Cada um desses parâmetros determina a empregabilidade da plataforma de força em tarefas que exigem precisão em maior ou menor grau nas medidas realizadas.

Specifications			Type 9285
Model			Glass plate
Calibration			calibrated
Measuring Range	Fx, Fy	k lbf	±0.6
	Fz	k lbf	0...1.1
Sensitivity	Fx, Fy	pC/lbf	≈32.92
	Fz	pC/lbf	≈16.9
Natural Frequency	f <sub>nx</sub> , f <sub>ny</sub>	kHz	≈0.3
	f <sub>nz</sub>	kHz	≈0.5
Operating temperature range		°F	-4...122
Length		in	23.622
Width		in	15.748
Height		in	5.906
Connection			Fischer 9 pol. neg.
Mass		kg	45

Tabela 3.1 Especificações técnicas da plataforma Kistler modelo - 9285. ([www.kistler.com](http://www.kistler.com))

Para visualização dos sinais captados por essa plataforma foi desenvolvido um aplicativo que fornece os parâmetros relevantes na maior parte das avaliações biomecânicas, como forças e momentos. A Figura 3.3 mostra o comportamento das forças obtidas durante uma avaliação de marcha realizada com a plataforma da Kistler, discutida anteriormente. Pode-se observar os valores das forças em Newton e a sua morfologia no domínio do tempo.

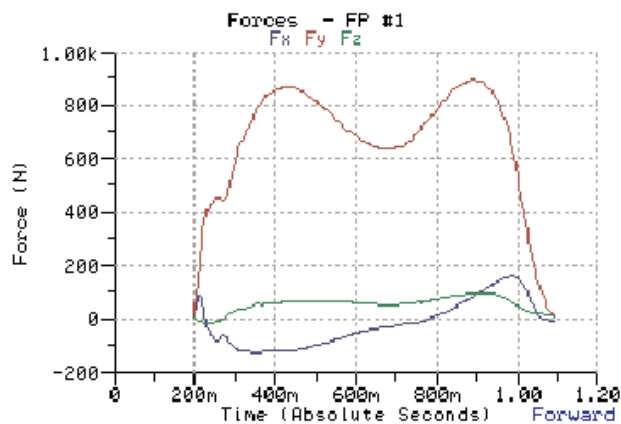


Figura 3.3 Registro de forças a partir da plataforma kistler ([www.kistler.com](http://www.kistler.com)).

## 3.3 Plataformas de Força Extensométricas

A extensometria elétrica vem sendo empregada em diversos setores da Engenharia na determinação de deformações específicas que efetivamente ocorrem em estruturas. Para entender como funciona uma plataforma à base de extensômetros, é essencial que sejam lembrados conceitos fundamentais a cerca dos sensores extensométricos, suas características e particularidades, bem como as diferentes formas de arranjo em que podem ser empregados.

### 3.3.1 Princípio de operação dos extensômetros elétricos

Os extensômetros de resistência elétrica, como são conhecidos hoje, são pequenas grades formadas por finas lâminas metálicas que podem ser coladas à superfície de um componente ou de uma estrutura, como mostra a Figura 3.4. Os *strain gauges* podem ser construídos de diversas formas, permitindo que meçam, por exemplo, simultaneamente deformações axiais e transversais com o uso de rosetas de 90°. Os materiais utilizados para o condutor são geralmente ligas de cobre-níquel, ligas de níquel-cromo e ligas de ferro-cromo-alumínio. As bases podem ser de material plástico, resinas de poliamida, ou até um papel especialmente tratado. A resistência elétrica dos extensômetros é normalmente de 120 ou 350  $\Omega$ , podendo haver outros para usos especiais de 500 e 1000 $\Omega$ .

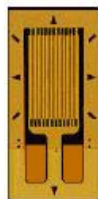


Figura 3.4 Modelo uniaxial de *strain gauge* ([www.kyowa.com](http://www.kyowa.com)).

Cargas mecânicas aplicadas a este componente ou estrutura provocarão deformações que serão transmitidas à grade. Conforme os trabalhos de Lord

Kelvin em 1856, a sensibilidade dos metais às deformações mecânicas leva a mudanças na resistência elétrica do extensômetro em função da carga nele induzida (Dally et al, 1991).

Os extensômetros são utilizados, geralmente, em dois casos: análise experimental de tensões em máquinas e estruturas e na construção de transdutores de força, torque, pressão, fluxo e aceleração, entre outros. São colados diretamente na estrutura a ser medida com uma fina camada de adesivo, que serve para transmitir as deformações da estrutura ao extensômetro, além de servir de isolante entre os dois (Doebelin, 1990).

O princípio de operação de extensômetros de resistência elétrica está baseado na relação entre a deformação mecânica e a resistência elétrica dos condutores. Qualquer condutor tem sua resistência alterada devido a tensões mecânicas, ou seja, às forças de tração ou compressão (Almeida, 2002).

Considerando-se um condutor metálico homogêneo de comprimento  $L$ , seção reta uniforme com área  $A$ , constituído de um material com resistividade elétrica  $\rho$ , sua resistência elétrica  $R$  é representada pela Equação (3.1) dada por:

$$R = \frac{\rho * L}{A} \quad (3.1)$$

Na análise experimental de tensões, as deformações específicas podem ser determinadas por meio da Equação (3.2), que representa a variação da resistência em função dos parâmetros  $K$  e  $\epsilon$ .

$$\frac{\Delta R}{R} = K\epsilon \quad (3.2)$$

Onde:

$K$  é a constante característica do extensômetro;

$R$  é a resistência elétrica do fio, em  $\Omega$ ;

$\Delta R$  é a variação de resistência elétrica do fio, em  $\Omega$ ;

$\epsilon$  é a deformação específica (m/m) do fio.

Nesse caso, está sendo denominado de fio, o condutor da grade de medida do extensômetro.



Visto que a solicitação mecânica provoca nos extensômetros uma variação relativa de sua resistência elétrica, esses são conectados em um circuito tipo ponte de Wheatstone, de modo a se obter na saída um sinal de desequilíbrio proporcional àquela solicitação. Adiante, será verificado que a ponte de Wheatstone é um circuito essencial à operação de um transdutor extensométrico (Cauduro,1993).

### 3.3.2 Ponte de Wheatstone

Em 1843, o inglês Charles Wheatstone (1802-1875) fez uso do conhecimento adquirido nos experimentos de Ohm para desenvolver um circuito elétrico com fios dispostos em forma de ponte. Esse circuito permitiu-lhe medir a resistência elétrica de fios a eles conectados, apesar da instabilidade das fontes de tensão então disponíveis. A ponte de Wheatstone (como o circuito ficou conhecido) tornou-se o circuito padrão para as medições com extensômetros de resistência elétrica e é amplamente usado hoje em dia. Wheatstone, em sua publicação, observou a adequação do seu circuito à medição de pequenas variações em resistência e mencionou a resposta de seu galvanômetro às diferenças na deformação do fio de cobre em que foi usado (Doebelin, 1990).

A ponte de Wheatstone é um circuito que, além de ser capaz de comparar impedâncias (resistências, capacitâncias e indutâncias), também pode ser utilizado para medir suas variações relativas (Almeida, 2002). Basicamente, um arranjo mostrado como na Figura 3.5 ilustra a chamada ligação em ponte de Wheatstone. Pode-se observar que até quatro elementos ativos podem ser combinados de forma que se tenha um sinal de saída em função dos elementos ligados na ponte.

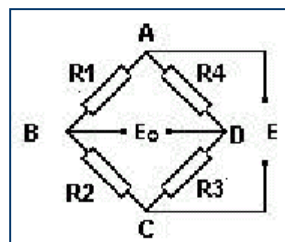


Figura 3.5 Arranjo da ponte de Wheatstone (Almeida, 2002).

As Equações (3.3) e (3.4) e (3.5) fornecem as tensões parciais  $E_{AB}$ ,  $E_{AD}$ , ou seja, as tensões no braço da ponte, e a tensão de saída da ponte,  $E_o$ , que representa a diferença de potencial entre os pontos B e D do arranjo, respectivamente.

$$E_{ab} = \frac{R1}{R1 + R4} * E \quad (3.3)$$

$$E_{ad} = \frac{R2}{R2 + R3} * E \quad (3.4)$$

$$E_o = \frac{R1 * R3 - R2 * R4}{(R1 + R4) * (R2 + R3)} * E \quad (3.5)$$

Pode-se alimentar a ponte com tensão ou corrente, constante ou variável. Para este trabalho, optou-se por fazer a alimentação com tensão constante, por ser mais adequado e prover maior simplicidade no controle dos circuitos a serem projetados. Assim, para a tensão constante, o sinal de saída da ponte é dado pela Equação (3.6) e, como o sinal de saída depende do número de extensômetros ativos na ponte é fornecida também a expressão da Equação (3.7) que obtém fornece o sinal de saída em função de alguns parâmetros.

$$\Delta E_o = E * \frac{r}{(1 + r)^2} * \left( \frac{\Delta R1}{R1} - \frac{\Delta R2}{R2} + \frac{\Delta R3}{R3} - \frac{\Delta R4}{R4} \right) \quad (3.6)$$

$$\Delta E_o = E * \frac{r}{(1 + r)^2} * \frac{\Delta R}{R} * n \quad (3.7)$$

Onde:

$n$  é o número de extensômetros ativos na ponte;

$E$  é a tensão elétrica de excitação da ponte, em V;

$r = R2/R1$  a relação entre as resistências adjacentes da ponte;

$K_e$  = constante característica do extensômetro (*gage factor*);

$K_c$  = constante característica do circuito;

As equações (3.8) e (3.9) fornecem, respectivamente, o valor da constante característica do circuito,  $K_c$ , e o valor da variação do sinal de saída,  $\Delta E_o$ , em função da deformação específica  $\epsilon$ .

$$Kc = n * \frac{E * r}{(1 + r)^2} * Ke \quad (3.8)$$

$$\Delta Eo = E * \frac{r}{(1 + r)^2} * n * Ke * \varepsilon \quad (3.9)$$

Uma outra maneira de analisar o circuito em ponte de Wheatstone é observando as expressões que fornecem a tensão de saída da ponte, em função da tensão de alimentação e das deformações nos braços da ponte.

Deformação ( $\varepsilon$ ) é definida como a razão entre a mudança no comprimento ( $\Delta l$ ) de um corpo sob tensão mecânica e o seu comprimento original ( $l$ ) (Naves, 2001). Sendo essa uma relação entre valores que representam uma mesma grandeza física (comprimento), concluí-se que a deformação é um parâmetro adimensional, o qual pode ser expresso como:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} \quad (3.10)$$

Em um arranjo como o mostrado na Figura 3.6, o sinal de saída  $V_{out}$  expresso em volts (V) é proporcional à soma algébrica das deformações de resistências ( $\varepsilon R_i$ ) ocorridas nos *strain gauges*  $\varepsilon_1$ ,  $\varepsilon_2$ ,  $\varepsilon_3$  e  $\varepsilon_4$  da ponte, observados os sinais associados a cada um deles. Essa relação pode ser expressa pela Equação (3.11).

$$V_{out} = \frac{K V_{in}}{4} * (\varepsilon_{R1} - \varepsilon_{R2} + \varepsilon_{R3} - \varepsilon_{R4}) \quad (3.11)$$

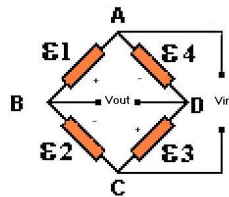


Figura 3.6 Circuito esquemático da ponte de Wheatstone.

Onde  $V_{in}$  é a tensão de alimentação da ponte e  $K$  é uma constante adimensional (fator de resistência). Segundo (Nachtigal, 1990), o valor de  $K$  está

entre 2 e 4.5 para a maioria dos *strain gauges* metálicos. Particularmente para os *strain gauges* utilizados neste projeto, o valor de K é igual a 2,10+/- 1%.

Levando-se em consideração que utilizando *strain gauges* dois a dois, submetidos ao mesmo tipo/sinal de deformação (compressão/tração), obtém-se duas disposições possíveis para a conexão dos mesmos, de maneira que as deformações ocorridas naqueles dispositivos são somadas na Equação (3.11). Ou seja, os dois *strain gauges* devem ser conectados de acordo com a região da peça em que ambos sofram o mesmo tipo de esforço, caso contrário, as deformações se anulariam e, conseqüentemente, a saída *Vout* seria zero, tornando-se impossível a conversão das deformações em sinais elétricos (V).

Segundo (Nachtigal,1990), a deformação total ocorrida em um *strain gauge* é composta de duas componentes, a primeira de origem mecânica ( $\epsilon_m$ ) e a segunda de origem térmica ( $\epsilon_t$ ). Observando-se esta afirmação e considerando os mesmos níveis de deformação para os quatro *strain gauges*, obtém-se as Equações (3.12) e (3.13).

$$\epsilon_{R1} = \epsilon_{R3} = \epsilon_m + \epsilon_t \quad (3.12)$$

$$\epsilon_{R2} = \epsilon_{R4} = \epsilon_m + \epsilon_t \quad (3.13)$$

Sendo assim, podemos reescrever a equação (3.11) como:

$$V_{out} = \frac{K V_{in}}{4} * [(\epsilon_{m1} + \epsilon_{t1}) + (-\epsilon_{m2} - \epsilon_{t2}) + (\epsilon_{m3} + \epsilon_{t3}) + (-\epsilon_{m4} - \epsilon_{t4})] \quad (3.14)$$

Que reestruturada se torna:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = K * (\epsilon_m) \quad (3.15)$$

A influência da temperatura desaparece quando utiliza-se uma ponte completa, e a saída da ponte apresenta maior sensibilidade às medidas por medir tanto sinais de tração, quanto de compressão.

Uma das plataformas comerciais que empregam extensômetros como elemento sensível é a *Balance Plate*, fabricada pela *Bertec Corporation*. Na Figura 3.7, pode-se observar o modelo da *Bertec* utilizado em aplicações que

requerem o cálculo da força vertical e as coordenadas do centro de pressão do corpo. Por se tratar de um conjunto leve (massa menor que três kilogramas), essa plataforma não é frequentemente empregada em análises que envolvam impactos como, por exemplo, corrida e saltos, pois para tanto seria necessário um conjunto mais rígido e com maior massa, mais adequado para esse tipo de avaliação. As marcas dispostas na superfície superior da plataforma buscam minimizar as distorções que ocorrem nas avaliações, devido à falta de padronização no posicionamento do indivíduo sobre a plataforma no momento do testes.



Figura 3.7 Plataforma de força a base de sensores extensométricos ([www.bertec.com](http://www.bertec.com)).

A Tabela 3.2 reúne as principais características da plataforma da *Bertec*, onde pode-se observar a frequência natural de operação, 250Hz, bem como os índices que apontam boa linearidade, histerese e baixa interferência entre as medições dos esforços.

Overload capacity, %	50			
Linearity, % FSO*	± 0.2			
Hysteresis, %FSO*	± 0.2			
Cross-talk, %	± 1.0			
Operating temperature, °C	0-50			
MODEL	HEIGHT, mm (H)	MASS, kg	LOAD RANGES, kN Vertical	NATURAL FREQUENCIES, Hz Vertical
BLB	45	2.3	2.25	250

Tabela 3.2 Especificações da plataforma de força Bertec ([www.bertec.com](http://www.bertec.com)).

Particularmente, este modelo de plataforma da *Bertec* é utilizado para avaliações de estabilidade, em que calcula-se elipses de confiança para indicar a direção onde ocorre maior e menor movimentação durante a realização dos testes de balanço.

A elipse de confiança é uma técnica gráfica baseada na elaboração de um diagrama de dispersão dos resultados, associados a uma região de confiança (elipse). A elipse de confiança é traçada por meio do estudo estatístico entre variáveis aleatórias.

Ao final dos testes, são fornecidos índices que expressam padrões de estabilidade normal segundo o *Bioastronautic DataBook*, editado pela NASA (*National Aeronautics and Space Administrator*). A Figura 3.8 ilustra a elipse de Confiança obtida em um teste de estabilidade normal realizado segundo um protocolo específico para avaliação de balanço. Pode-se observar a orientação da elipse e verificar pela diagonal principal a direção onde ocorreu maior movimentação.

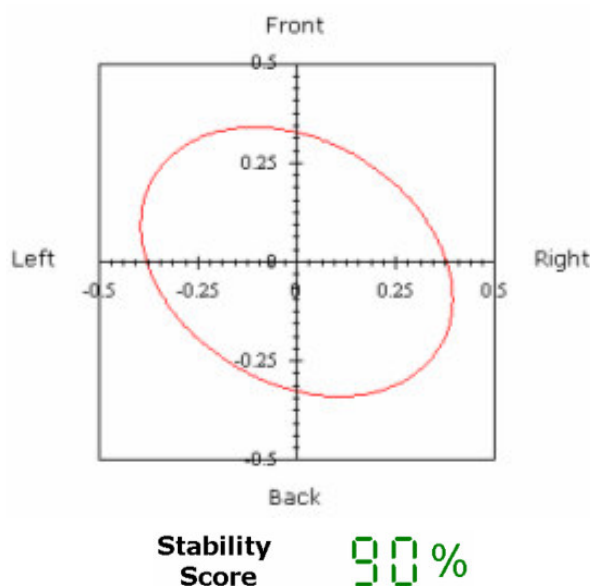


Figura 3.8 Elipse de confiança do teste de estabilidade normal – olhos abertos ([www.bertec.com](http://www.bertec.com)).

A plataforma de força desenvolvida por (Naves, 2001) para análise da performance biomecânica de atletas, especificamente em saltos verticais e levantamento de peso é apresentada na Figura 3.9. Pode-se observar o emprego de

bases quadradas que forneceram à plataforma as dimensões (70x70x7) cm. Toda a estrutura da plataforma foi usinada em aço 4340 e, observando a Figura 3.10, é possível verificar detalhes do projeto da estrutura mecânica, bem como a disposição das células de carga juntamente com o módulo condicionador de sinais.



Figura 3.9 Plataforma de força para análise de desempenho biomecânico (Naves, 2001).

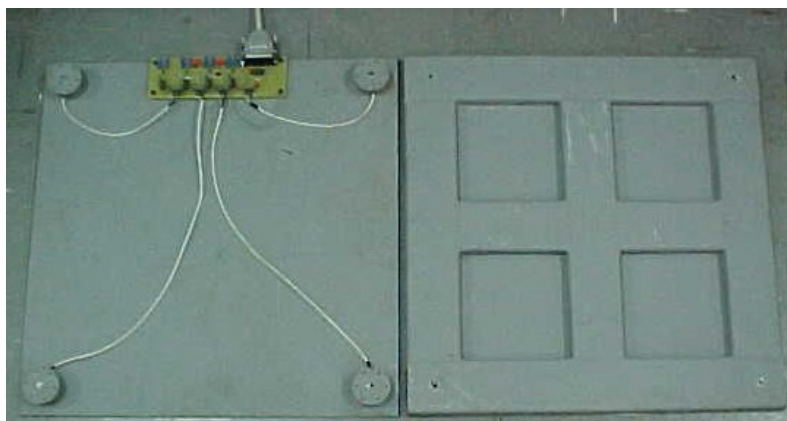


Figura 3.10 Detalhes do projeto mecânico da plataforma (Naves, 2001).

As células de carga desenvolvidas detectam esforços verticais de até 5000 Newtons de intensidade. A Figura 3.11 mostra o modelo de célula de carga desenvolvido para esta plataforma, onde detalhes da usinagem e do condicionamento do circuito de pré-amplificação do sinal podem ser vistos.

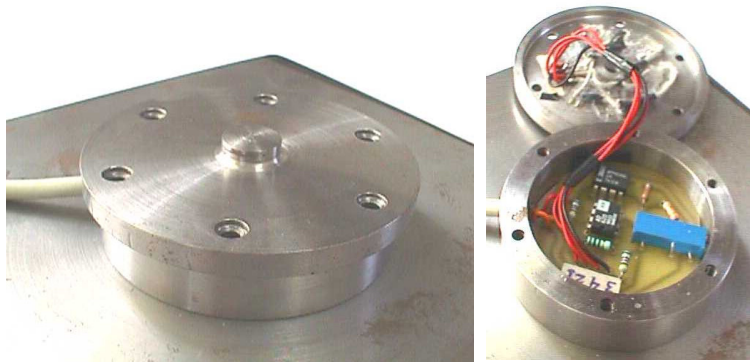


Figura 3.11 Modelo da célula de carga e detalhes da usinagem e do condicionamento do circuito pré-amplificador (Naves, 2001).

As Figuras 3.12 e 3.13, respectivamente, apresentam os resultados obtidos com os ensaios de saltos verticais e do levantamento de peso. Os resultados foram processados e visualizados por um aplicativo desenvolvido em conjunto com a plataforma. É possível verificar em ambas as imagens a morfologia do sinal, e diante disso, comparando com os resultados fornecidos por outros equipamentos comerciais, verificar que os valores coletados correspondem ao movimento estudado, provando a eficácia no desenvolvimento do projeto.

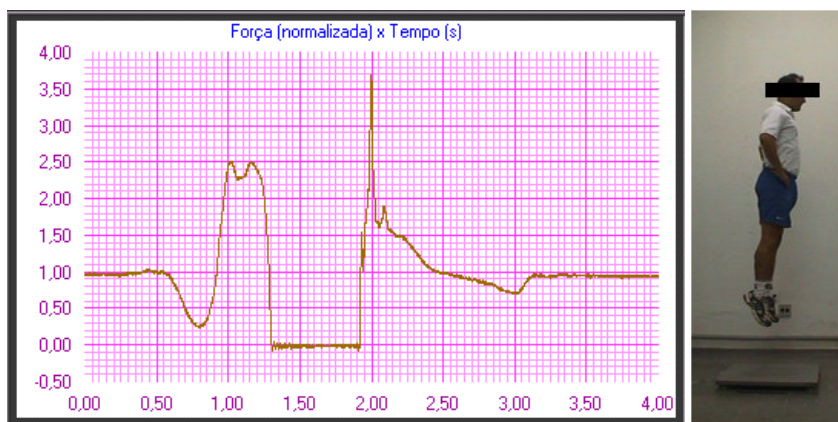


Figura 3.12 Resultado do ensaio de salto vertical completo (Naves, 2001).

A partir da Figura 3.13 pode-se observar também a forma do sinal que representa o movimento de levantamento de peso, e mais uma vez, reportando às outras pesquisas, pode-se identificar a correta representação do movimento.



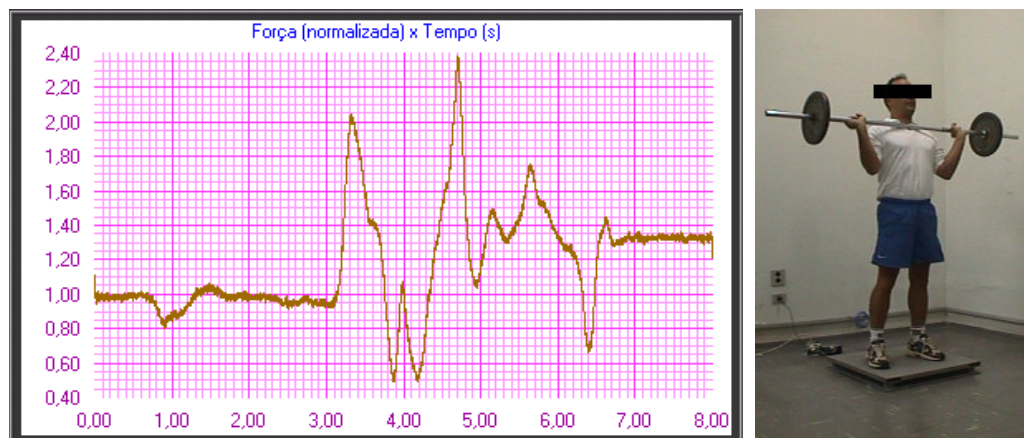


Figura 3.13 Resultado do ensaio de levantamento de peso completo (Naves, 2001).

Além desses modelos de plataforma apresentados, a plataforma *footscan* da RSscan também mereceu observações, pois trata-se de um protótipo que emprega como elemento sensível polímeros condutivos (à base de resistências) e é utilizada em investigações neurológicas, biomecânicas e, especialmente, em avaliações da distribuição de pressão sob os pés. A Figura 3.14 ilustra o formato da plataforma e a distribuição das pressões ocorridas sob os pés em um indivíduo na posição ortostática. A intensidade dessas pressões pode ser observada através da legenda de cores fornecida pelo aplicativo.

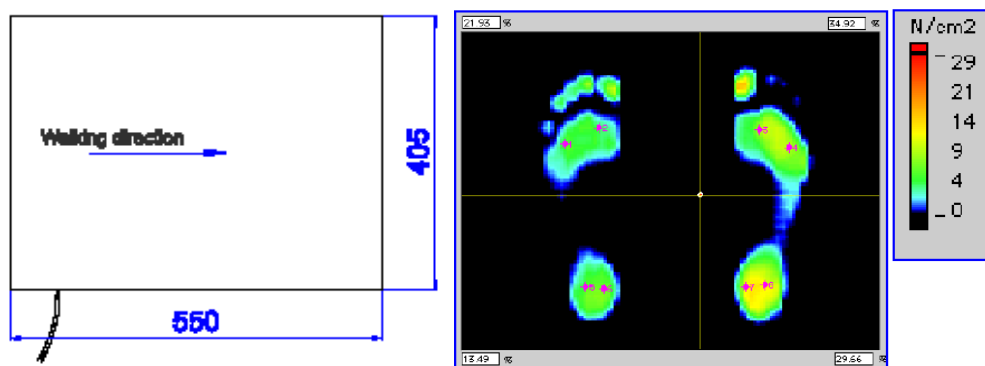


Figura 3.14 Formato da plataforma RSscan e distribuição das pressões sob os pés ([www.rsscan.com](http://www.rsscan.com)).

Apresentados diferentes tipos de plataforma e as funcionalidades atribuídas a estes equipamentos, é possível verificar-se uma gama de estudos e investigações que podem ser conduzidas, a partir dessas ferramentas.

Experimentos conduzidos com essas plataformas de força trouxeram à luz alguns detalhes importantes, como a determinação de que tipo de sensor poderia ser mais adequado ao protótipo proposto neste trabalho, relacionando o custo para a aquisição dos sensores, bem como a adequação à aplicação a que serão destinados, e ainda, com relação ao desenvolvimento dos circuitos eletrônicos para prover o melhor condicionamento desses sinais.

Vários pesquisadores têm buscado projetar uma plataforma de força para suas próprias aplicações, podendo-se citar (Gola,1980) em estudos da locomoção humana, (Lywood et al,1987) em estudos do controle postural de pequenos animais, (Hull,1995) em estudos da cinética humana, (Bagesteiro,1996) em avaliações na natação competitiva e (Roesler,1997) em atividades subaquáticas. Observando estes desenvolvimentos, nota-se que entre os possíveis tipos de sensores utilizáveis na confecção da plataforma, a instrumentação à base de *strain gauges* tornou-se a tecnologia mais empregada, fundamentalmente por:

- permitir medições estáticas e quase estáticas e dinâmicas;
- apresentar maior simplicidade no condicionamento de sinal;
- apresentar menor nível de interferência a ruídos externos, principalmente os magnéticos;
- os sensores possuem massa extremamente pequena, possibilitando medições precisas, mesmo para deformações transitórias de rápida variação.

Estudos relacionados aos tipos e à empregabilidade dos sensores à base de extensômetros de resistência são realizados no sentido de reduzir suas limitações frente a outros sensores. Isso possibilita a geração de alternativas para que plataformas de forças a base de *strain gauges* atuem em áreas e aplicações antes só destinadas às plataformas que incorporavam outro tipo de transdutor.

Assim, neste trabalho, optou-se por projetos de plataformas de força à base de *strain gauges*, e para isso foi encontrado um vasto material de pesquisa empregando esses sensores em vários projetos de plataformas, nas mais diferentes aplicações.

# Capítulo 4

## Especificação das unidades de hardware e software

### 4.1 Análise de requerimentos e especificações do sistema

Inicialmente, foi feito um levantamento das características básicas dos principais sistemas para análise biomecânica atualmente, procurando reunir o maior número possível de informações e sugestões, a fim de encontrar a melhor solução para o projeto. As especificações do projeto também levaram em consideração sugestões de profissionais da área da saúde que atuam ou possuem grande interesse em atuar na área de instrumentação biomédica.

Esta etapa preliminar permitiu definir diversos requisitos básicos importantes ao projeto em questão. Tais requisitos estão descritos no seguinte conjunto de especificações:

**a) Com relação à plataforma de força:**

- a estrutura deve ser capaz de suportar e acomodar um indivíduo adulto de pé sobre a plataforma, cuja carga nominal não ultrapasse 1800N ( no centro da plataforma);

- Os transdutores utilizados na plataforma devem ser capazes de medir esforços em duas direções ortogonais, com a presença mínima de interferência entre esses esforços.

**b) Com relação ao módulo condicionador de sinal:**

- o condicionador de sinal deve ser capaz de fornecer etapas de ganho de tensão variadas, de tal forma que o sinal vindo dos transdutores possa ser fielmente representado após a etapa de processamento;
- deve prover a alimentação para todo o circuito eletrônico envolvido no projeto, bem como alimentar os transdutores de carga;
- deve prover uma etapa de digitalização dos sinais, para posterior processamento pelo aplicativo;
- o equipamento deve captar os sinais de variação do balanço humano e fornecer um valor de tensão correspondente a essa ação.

**c) Com relação ao desenvolvimento do aplicativo:**

- deve prover um mecanismo para cadastro de pacientes, como dados pessoais (nome, endereço, data de nascimento e alguns dados clínicos e observações pertinentes);
- possibilidade de armazenamento dos ensaios realizados para posterior avaliação;
- os resultados podem ser apresentados em forma de vetores ou através de gráficos;
- o aplicativo deve ser capaz de processar o sinal vindo do condicionador, fornecendo os seguintes valores:
  1. forças nas três direções ortogonais,  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ;
  2. estimar o momento das três forças em relação aos eixos coordenados;  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ ;
  3. cálculo das coordenadas do centro de pressão  $COP_x$ ,  $COP_z$ ;
  4. cálculo das variações no tempo do  $COP_x$  e  $COP_z$ ;

5. gráficos da Elipse de Confiança em 95%, traçada para cada uma das avaliações de estabilidade no modo normal e no modo perturbado.

Assim apresentados o conjunto de requerimentos para o desenvolvimento do sistema, o capítulo seguinte descreverá as etapas envolvidas na construção da unidade de hardware composta pela plataforma de força e o módulo condicionador de sinal.