



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

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

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, (130) 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 eficiente 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. Para Tanto, 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, foi projetado e construído também um equipamento para realizar o condicionamento e digitalização dos sinais provenientes das células de carga.

O controle dos processos de aquisição e processamento dos sinais advindos da plataforma de força é realizado por meio 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 os 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

1. Introdução	21
1.1 Motivação.....	21
1.2 Objetivos e metas do trabalho.....	22
1.3 Estrutura da dissertação.....	23
2. Posturologia e Estabilometria	25
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 estabilomentria.....	29
2.5 Definições básicas.....	31
2.5.1 Centro de gravidade, centro de pressão e centro de massa.	31
3. Plataformas de Força e aplicativos utilizados	34
3.1 Introdução	34
3.2 Plataforma de Força Piezoelétrica.....	35
3.3 Plataformas de Força Extênsométricas	38
3.3.1 Princípio de operação dos extensômetros elétricos.....	38
3.3.2 Ponte de Wheatstone	40
4. Especificação das unidades de hardware e software	50
4.1 Análise de requerimentos e especificações do sistema	50

5. Projeto e desenvolvimento das unidades de hardware	53
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
6. Modelagem matemática para o cálculo dos esforços	89
6.1 Equacionamentos matemáticos	89
6.2 Teoria e modelagem da Elipse de Confiança.....	92
6.2.Implementação da Elipse de Confiança	97
7. O aplicativo desenvolvido	99
7.1 Estrutura do aplicativo	99
8. Experimentos, resultados e discussões	110
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
9. Conclusões e trabalhos futuros	123
9.1 Conclusões gerais.....	123
9.2 Trabalhos futuros	125
Referências bibliográficas	127
Anexo A	
Anexo B	
Anexo C	
Anexo D	
Anexo E	

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 (www.conviteciencia.com.br)	32
2.5	Trajórias 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 (www.feiradeciencias.com.br).....	35
3.2	Ilustração de uma plataforma piezoelétrica (www.kistler.com)	36
3.3	Registro de forças a partir da plataforma kistler (www.kistler.com).....	37
3.4	Modelo uniaxial de <i>strain gauge</i> (www.kyowa.com).	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 (www.bertec.com).....	44
3.8	Elipse de confiança do teste de estabilidade normal – olhos abertos (www.bertec.com).....	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 (www.rsscan.com)	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 (www.civil.buffalo.edu).....	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. (www.celuladecarga.com.br).....	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 $d2(O,P) = \frac{x_1^2}{S_{11}} + \frac{x_2^2}{S_{22}} = c^2$	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	Varição 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. (www.kistler.com).....	37
3.2	Especificações da plataforma de força Bertec (www.bertec.com).....	44
5.1	Principais propriedades do material das placas Alumínio5052 (www.asaalumino.com.br).....	55
5.2	Propriedades do material da célula de carga aço inox AISI304 (www.asaaluminio.com.br).....	64
5.3	Deformações médias.....	66
5.4	Características dos extensômetros elétricos empregados nas células de carga (www.kyowa.com).....	67
5.5	Ganhos totais fornecidos pelo circuito.....	79
6.1	Avaliação dos níveis de confiança e nível de significância (www.est.ufpr.br).....	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 freqüentemente 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*.

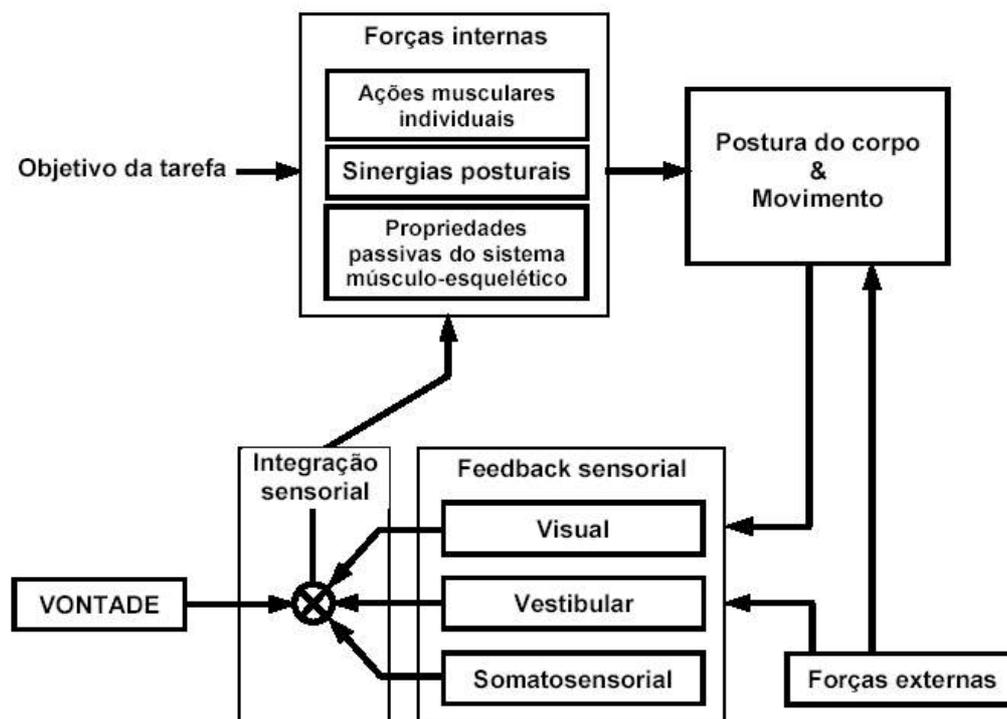


Figura 2.1 Diagrama conceitual do sistema de controle postural (Duarte, 2000).

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

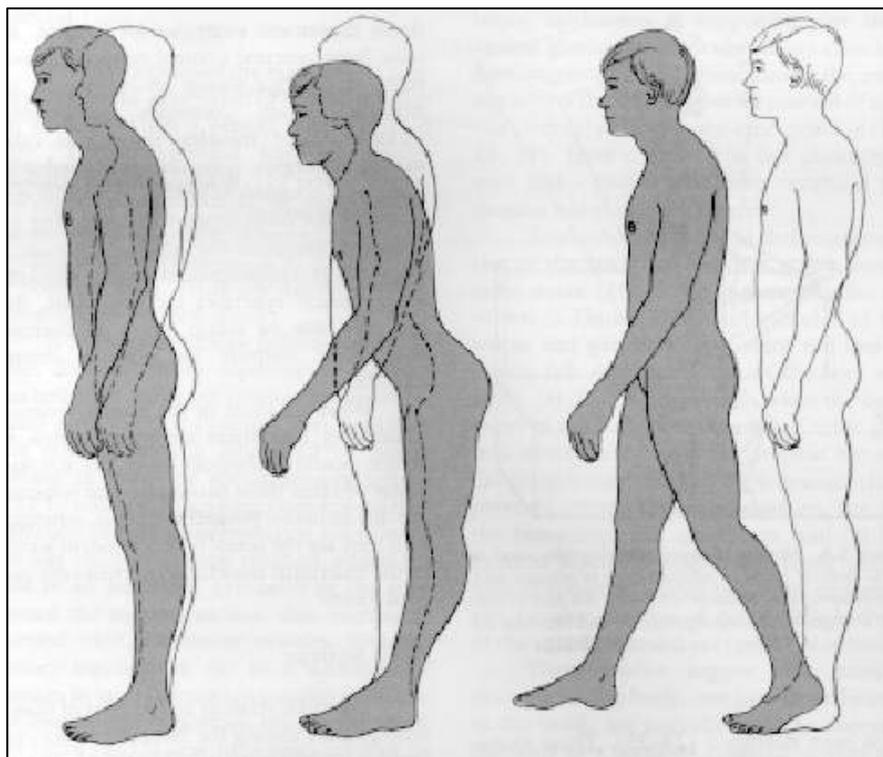


Figura 2.2 Três estratégias posturais usadas para o controle da postura ereta, da esquerda para a direita: estratégia do tornozelo, do quadril e do passo. (Shummway-Cook; Woollacott,1995).

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 (Freyss 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*.

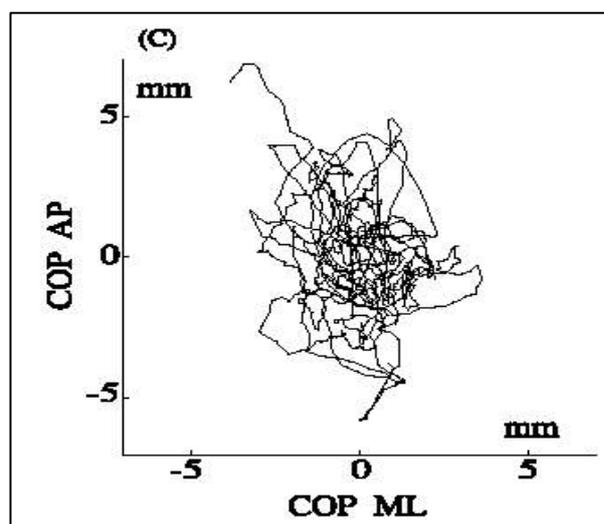


Figura 2.3 Trajetória 2D do COP no plano horizontal. (clinical biomechanics 17 – 2002 - 666-667).

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.

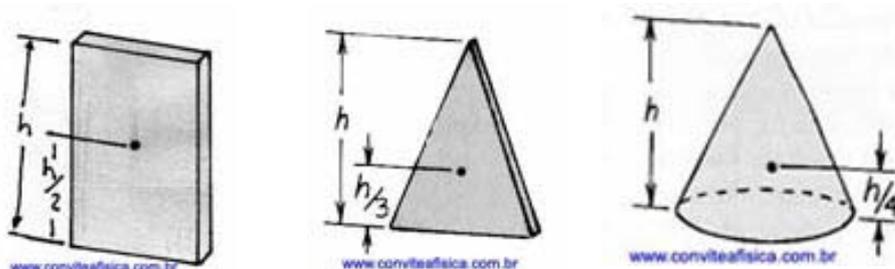


Figura 2.4 Localização do COM e do COG coincidentes nas figuras planas

(www.conviteciencia.com.br).

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.

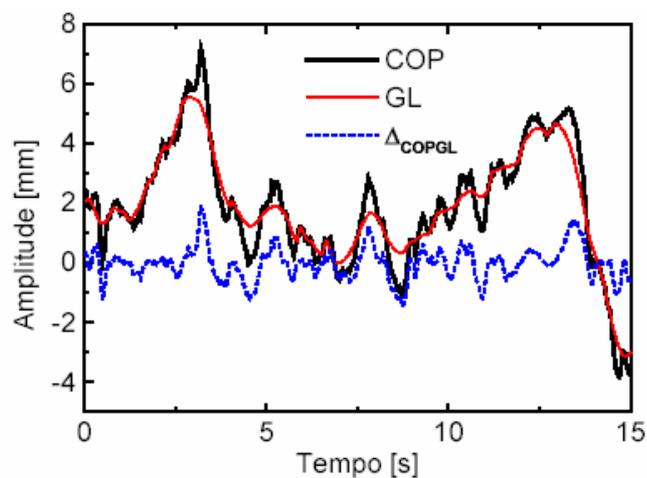


Figura 2.5 Trajetórias do COP, GL e força horizontal, F, na direção a-p durante postura ereta (Duarte, 2000).

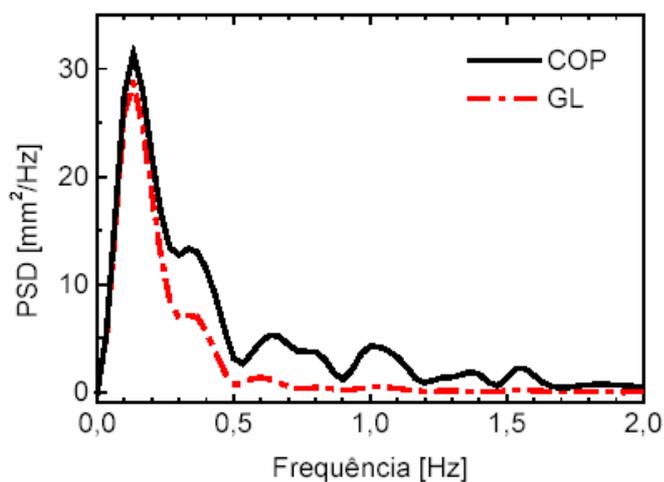


Figura 2.6 Exemplo representativo da densidade de potência espectral (PSD, power spectral density) das trajetórias COP e GL na direção a-p para postura quieta (Duarte, 2000).

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.

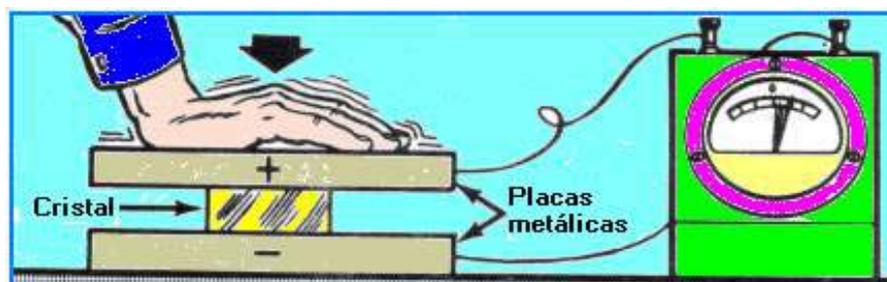


Figura 3.1 Cristal sendo comprimido e gerando tensão elétrica (www.feiradeciencias.com.br).

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).

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	fnx, fny	kHz	≈0.3
	fnz	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)

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.

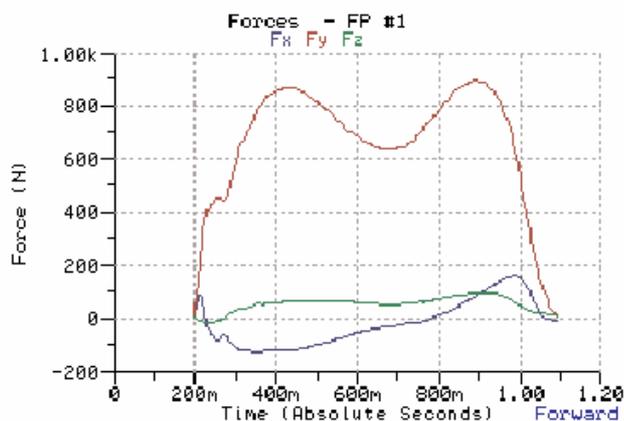


Figura 3.3 Registro de forças a partir da plataforma kistler (www.kistler.com).

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 Ω , podendo haver outros para usos especiais de 500 e 1000 Ω .

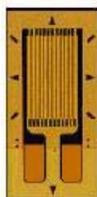


Figura 3.4 Modelo uniaxial de *strain gauge* (www.kyowa.com).

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 ρ , 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 ε .

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

Onde:

K é a constante característica do extensômetro;

R é a resistência elétrica do fio, em Ω ;

ΔR é a variação de resistência elétrica do fio, em Ω ;

ε 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 sollicitação 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 sollicitação. 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.

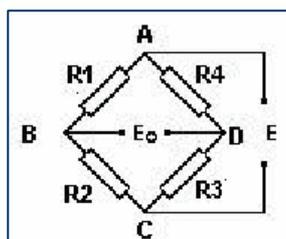


Figura 3.5 Arranjo da ponte de Wheatstone (Almeida, 2002).

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, ΔE_o , em função da deformação específica ϵ .

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

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

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 (ε) é definida como a razão entre a mudança no comprimento (Δl) 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), conclui-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 (εR_i) ocorridas nos *strain gauges* ε_1 , ε_2 , ε_3 e ε_4 da ponte, observados os sinais associados a cada um deles. Essa relação pode ser expressa pela Equação (3.11).

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

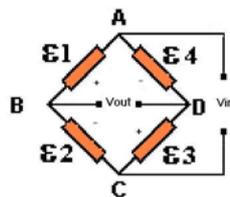


Figura 3.6 Circuito esquemático da ponte de Wheatstone.

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 V_{out} 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 (ε_m) e a segunda de origem térmica (ε_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).

$$\varepsilon_{R1} = \varepsilon_{R3} = \varepsilon_m + \varepsilon_t \quad (3.12)$$

$$\varepsilon_{R2} = \varepsilon_{R4} = \varepsilon_m + \varepsilon_t \quad (3.13)$$

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

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

Que reestruturada se torna:

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

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).

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).

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.

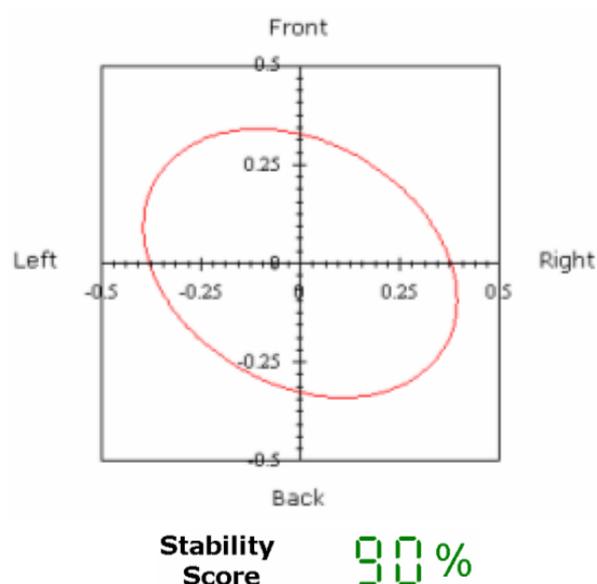


Figura 3.8 Elipse de confiança do teste de estabilidade normal – olhos abertos (www.bertec.com).

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).

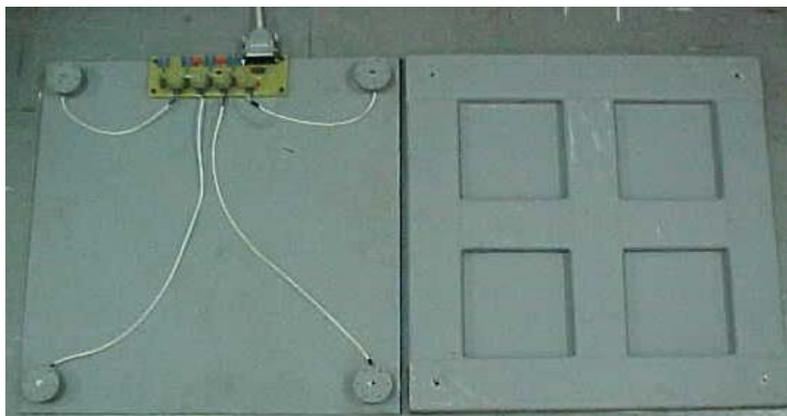


Figura 3.10 Detalhes do projeto mecânico da plataforma (Naves, 2001).

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.

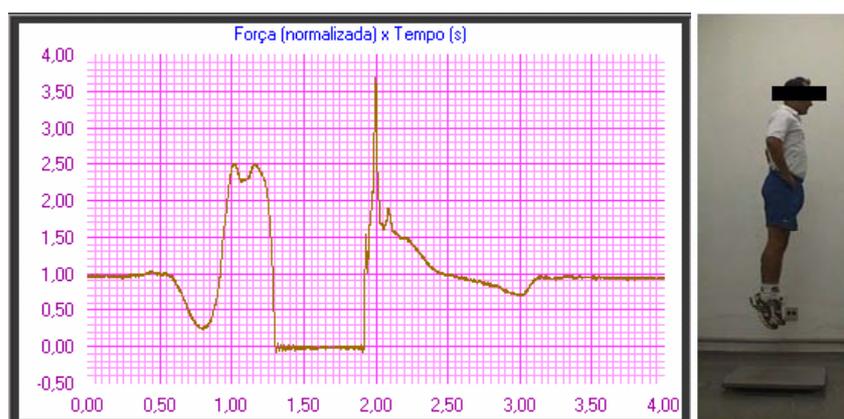


Figura 3.12 Resultado do ensaio de salto vertical completo (Naves, 2001).

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.

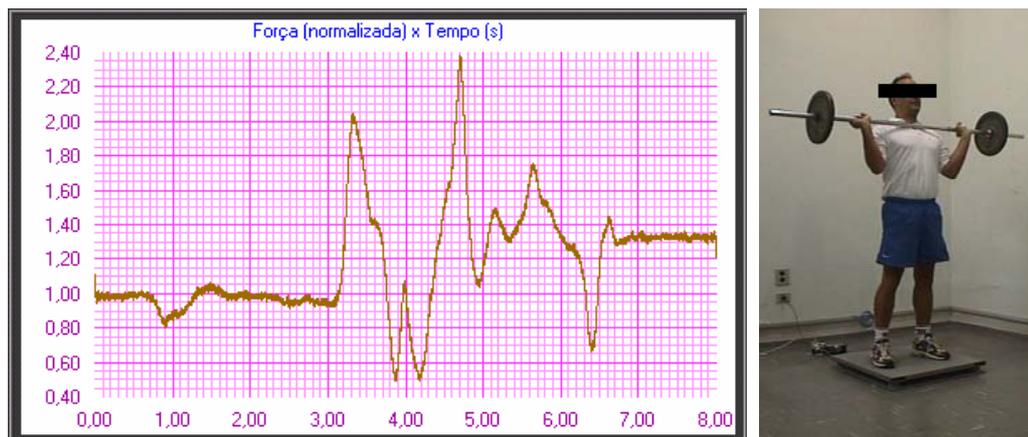


Figura 3.13 Resultado do ensaio de levantamento de peso completo (Naves, 2001).

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) é e 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.

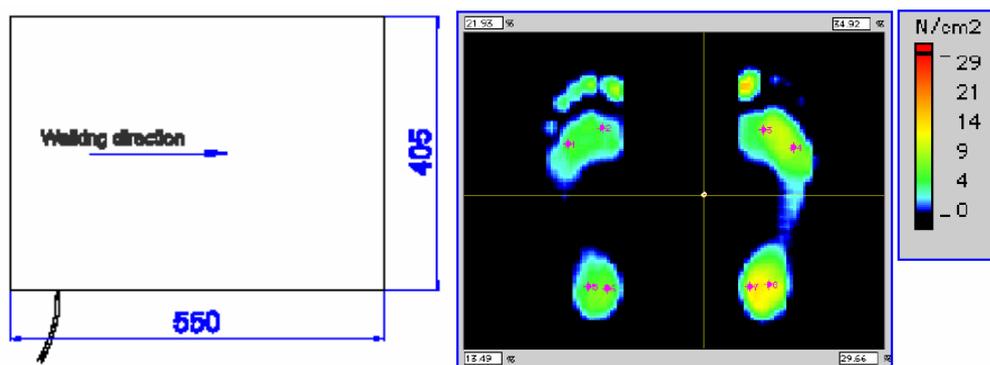


Figura 3.14 Formato da plataforma RSscan e distribuição das pressões sob os pés (www.rsscan.com).

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.

Capítulo 5

Projeto e desenvolvimento das unidades de hardware

5.1 Introdução

Este capítulo se dedica a mostrar as etapas do projeto da plataforma de força proposta nestes estudos. Serão abordadas as etapas de construção da estrutura mecânica do protótipo, envolvendo o projeto das superfícies (superior e inferior), bem como o desenvolvimento dos transdutores de carga. Serão destacados ainda, os projetos dos circuitos eletrônicos, as simulações realizadas durante o modelamento dos dispositivos como um todo, desde as células de carga, as placas, até a escolha dos sensores.

De forma geral, o projeto da plataforma de força pode ser subdividido em duas partes distintas: as superfícies de *apoio* e as *células de carga*, como mostra a figura 5.1.



Figura 5.1 Imagem da plataforma de força modelada.

5.2 Projeto mecânico das superfícies da plataforma

Para o projeto das superfícies da plataforma, deve-se observar a aplicação desejada e os problemas específicos decorrentes. Um aspecto importante é a observação da frequência natural das superfícies, que deve ser bem superior às frequências dos sinais a serem medidos. Por meio das especificações do material escolhido, como rigidez, módulo de elasticidade e tensão de escoamento do material, é possível obter um valor aproximado para essa frequência.

Nesse sentido, normalmente, tenta-se produzir superfícies 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 assim, uma transmissão praticamente total do esforço recebido pela superfície superior às células de carga colocadas imediatamente abaixo.

Consultando a literatura em particular (Mansfield,1989), verifica-se que há várias equações para diferentes tipos de placas e seu tipo de engaste, que definem o cálculo da flecha máxima que pode ocorrer nessa superfície. O critério da flecha máxima é um fator adotado para definir a espessura ideal para as superfícies, de forma que estas não sofram deformação maior que um valor específico. Neste caso, assumiu-se como valor máximo admitido 0.01% do esforço máximo (1200Newtons) para o qual a plataforma foi projetada.

A superfície superior tem a função de transmitir o esforço sobre ela aplicado às células de carga, enquanto a superfície inferior oferece o apoio e a sustentação requeridos pelos demais componentes da plataforma, além de servir como suporte para a fixação das células de carga. Já as células de carga são os dispositivos pelos quais o elemento sensível (sensor) faz a conversão das forças sobre elas aplicadas em um nível de tensão elétrica correspondente.

Com relação ao formato para as superfícies da plataforma, foi definido o quadrado para permitir trabalhar tanto com análise de balanço quanto em avaliações de marcha, possibilitando a união, no solo, de duas ou mais plataformas como uma passarela para posteriores avaliações. Isso porque é mais

simples trabalhar com seqüências em formatos quadrados do que, por exemplo, de triângulos ou círculos.

As superfícies foram usinadas com dimensões de 50x50x15cm cada, em alumínio 5052F, como ilustra a Figura 5.2.



Figura 5.2 Foto das superfícies de apoio.

A Tabela 5.1 reúne as principais propriedades do material utilizado na usinagem das superfícies.

Propriedade	Símbolo	Valor
Módulo de elasticidade	E	$7.31 \times 10^{10} \text{ N/m}^2$
Coefficiente de Poisson	ν	0.3333
Massa específica	μ	$2.70 \times 10^3 \text{ Kg/m}^3$
Tensão de escoamento	σ_e	$8.07 \times 10^7 \text{ N/m}^2$

Tabela 5.1 Principais propriedades do material das placas (Alumínio 5052) – (www.asaalumino.com.br).

5.3 Projeto das células de carga

Inicialmente, foram feitos estudos para se determinar qual seria a geometria mais adequada para as células de carga, bem como o tipo de material a ser utilizado. Várias questões foram levantadas no sentido de buscar uma geometria capaz de desacoplar três esforços ortogonais e com uma mínima interferência entre eles.

Basicamente, deve-se observar que é essencial que a célula seja capaz de medir esforços quando submetidas à tração e à compressão, visto que há a necessidade de detecção de mudanças na direção e no sentido dos esforços a que elas serão submetidas. Sendo assim, pode-se eliminar algumas geometrias convencionais, por não serem adequadas a esses requerimentos.

Durante as pesquisas por um modelo de transdutor multiaxial, foi observado que tipo de estrutura mecânica seria capaz de fornecer tal nível de desacoplamento. Encontrou-se um modelo, mostrado na Figura 5.3, utilizado para detecção de abalos sísmicos, com capacidade nominal de cinco toneladas, e capaz de medir forças e momentos em três direções. Em detalhe, pode-se observar as conexões dos sensores à célula.

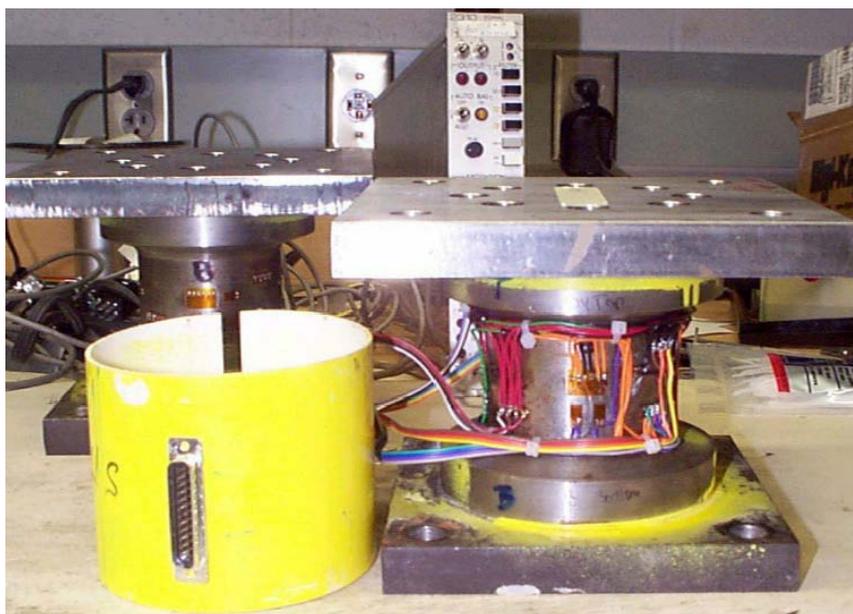


Figura 5.3 Modelo de célula de utilizada para detecção de terremotos (www.civil.buffalo.edu)

Embora a geometria encontrada permitisse o desacoplamento dos esforços desejados, algumas inconveniências foram detectadas quando adequou-se essa geometria para os níveis de esforços aos quais seria submetida no presente trabalho. Ou seja, para a carga máxima de 1200N, esse modelo sofreria reduções na suas dimensões, ao ponto de tornar o trabalho de colagem e conexão dos sensores mais difícil, visto que a área de colagem tem a geometria cilíndrica, o que dificulta o posicionamento em simetria durante a fixação dos sensores.

Observando o emprego dos transdutores de força em áreas como a odontologia, ortopedia e esportes, foi encontrado um modelo de célula de carga proposto por (Hull & Davis, 1981) durante suas pesquisas com cinética humana, o qual buscava avaliar os esforços exercidos pelos ciclistas ao pedal da bicicleta quando estes realizavam provas de ciclismo. O modelo idealizado por (Hull & Davis, 1981) pode ser visto na Figura 5.4, onde se verifica a geometria octogonal adotada ao projeto. Essa geometria permitia o desacoplamento de dois esforços com mínima interferência entre eles, como apontou os estudos conduzidos por (Hull & Davis, 1981).

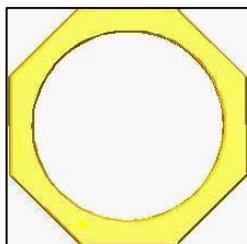


Figura 5.4 Modelo de célula de carga (Hull & Davis, 1981)

Em seguida, observando trabalhos desenvolvidos em laboratórios de pesquisa especializados em estrutura de materiais, foi encontrado um projeto para transdutor multiaxial proposto por (Bagesteiro,1996) que utilizava, com algumas adaptações, o modelo proposto por Hull e Davis originalmente. Avaliando os resultados obtidos com essa plataforma, foi possível determinar o emprego dessa geometria como base para o início do desenvolvimento dos transdutores propostos. A Figura 5.5 apresenta o modelo de célula de carga idealizado por (Bagesteiro, 1996). Esse transdutor foi desenvolvido para compor uma plataforma

de forças utilizada em estudos de desempenho no treinamento com atletas da natação.

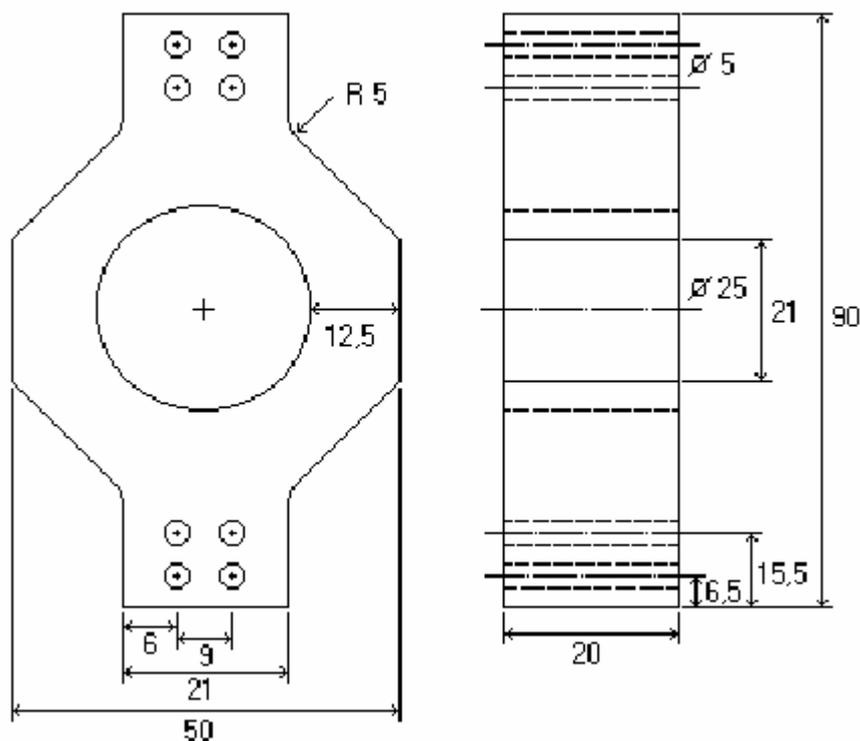


Figura 5.5 Detalhes da geometria octogonal para célula de carga (Bagesteiro, 1996).

Depois de avaliar detalhes estruturais da peça, foram feitas modificações em cima deste modelo, para se verificar a influência das alterações durante a etapa de simulação dos esforços na peça. Basicamente, as modificações iniciais foram:

- A redução de quatro para três parafusos de fixação da célula às bases da plataforma, no sentido de reduzir um ponto concentrador de tensão;
- Aumentar o raio da abertura central da peça;
- Diminuir a espessura de algumas paredes da peça;
- Promover um arredondamento em pontos de encontro de algumas arestas.

Definida a geometria base e as alterações iniciais, o passo seguinte foi modelar em um software específico a proposta da célula de carga e realizar algumas simulações numéricas para avaliar o desempenho do protótipo, quanto a:

- desacoplamento de forças;
- valores de tensões e deformações mínimos e máximos ao longo da peça;
- limite de escoamento;
- flambagem;
- locais de deformação uniforme de tensão para a fixação dos sensores.

Para a modelagem da região ativa da célula de carga em ambos os esforços, lateral e vertical, foi utilizado o software *Mechanical* (Banach, 2000) e para as simulações de elementos finitos o *ANSYS*[®] (Lawrence, 2002), versão 6.0 (Swanson Analysis System Inc, 2002). O objetivo da análise foi conhecer, antes da usinagem da peça, os níveis de tensões com um carregamento simultâneo nas três direções ortogonais, estimando-se assim, a carga máxima admissível, bem como verificando o desacoplamento de deformações nos pontos de colagem dos extensômetros em cada uma das direções.

Também foi alvo de análise, a relação massa/ rigidez visando garantir uma boa sensibilidade para a célula de carga sem, entretanto, ultrapassar o limite de escoamento, σ_e , visto, que definiu-se anteriormente que as células seriam de aço inox e as simulações indicariam ser possível ou não tal escolha. Um nível de tensão equivalente superior a σ_e implicaria na presença do regime plástico (deformações permanentes), podendo levar a célula de carga a funcionar de forma insatisfatória.

O desenvolvimento da análise numérica foi executado utilizando a hipótese de estado plano de tensões, ou seja, os esforços são obtidos a partir das relações com deformações planas para o material em estudo. Empregou-se também a definição de espessura com um elemento do tipo quadrilátero (*PLANE 42*) disponível na biblioteca de elementos do *ANSYS 6.0* (Lawrence, 2002).

Utilizou-se uma malha de 52781 elementos, 11000 pontos e o elemento estrutural *SOLID 45*.

Os carregamentos simultâneos usados na simulação buscaram representar a realidade que ocorre quando um esforço é realizado sobre uma superfície de apoio. Os valores dos carregamentos foram:

- Força vertical (F_y) – 1000N e um coeficiente de segurança (cs) de 1,5;
- Força médio lateral (F_z) – 500N e um coeficiente de segurança (cs) de 1,5;
- Força anterior – posterior (F_x) – idem a força F_z .

O resultado das simulações quanto ao limite de escoamento, flambagem e as deformações podem ser vistos nas Figuras 5.6, 5.7 e 5.8.

A Figura 5.6 indica que a tensão máxima ocorrida foi de 128Mpa e que a peça trabalhará em regime elástico para o esforço que foi projetada, pois a tensão de escoamento do aço inox 304 é de 275Mpascal, bem inferior ao valor obtido. A maior parte da peça ficou com uma tensão situada bem abaixo de 128Mpascal, como é indicado na legenda de cores do *Ansys*.

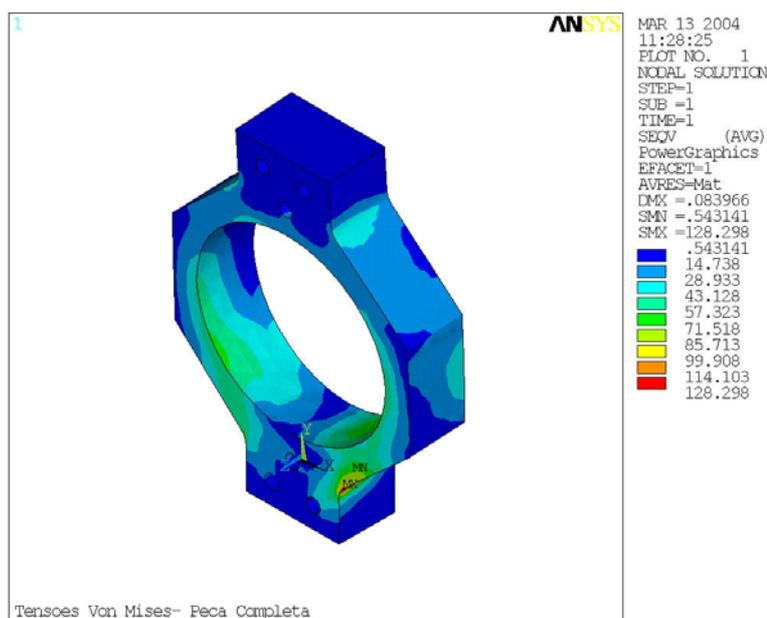


Figura 5.6 Análise numérica da tensão de escoamento da peça – 128 MPa o máximo valor, o que está mais de duas vezes abaixo do limite do aço inox 304.

Uma outra análise realizada foi a de avaliação de flambagem. Quando uma barra de seção transversal pequena em relação ao comprimento é submetida a um esforço de compressão, pode ocorrer uma tendência de curvatura nessa barra, e nessa condição, diz-se que a estrutura sofreu uma flambagem, provocando assim, instabilidades na estrutura. Esse esforço pode ocorrer ainda que as tensões máximas suportadas pela peça não tenham sido atingidas. Os resultados da análise ficaram dentro do limite da normalidade, com um valor menor que 1.



Figura 5.7 Análise da flambagem da peça.

Com relação ao comportamento das deformações ao longo da peça, a Figura 5.8 mostra como ocorreram essas deformações, verificando seus valores pela indicação da legenda de cores do *Ansys* (Lawrence, 2002). Essa análise torna-se fundamental, pois a partir dela pode-se determinar locais de interesse para posterior posicionamento dos extensômetros elétricos, como as arestas inclinadas, as faces verticais do octaedro e o interior do círculo. Verificando-se os níveis de

tensões encontrados em cada uma das regiões da peça, foi possível perceber uma relação de esforço e deformação, o que permitiu definir a posição de fixação dos sensores, bem como conhecer quais regiões da célula mostraram-se mais sensíveis a presença do esforço vertical e lateral individualmente, bem como a influência no conjunto como um todo. Dessa forma, foi possível a visualização das regiões onde ocorre o desacoplamento dos esforços nas direções vertical e lateral.

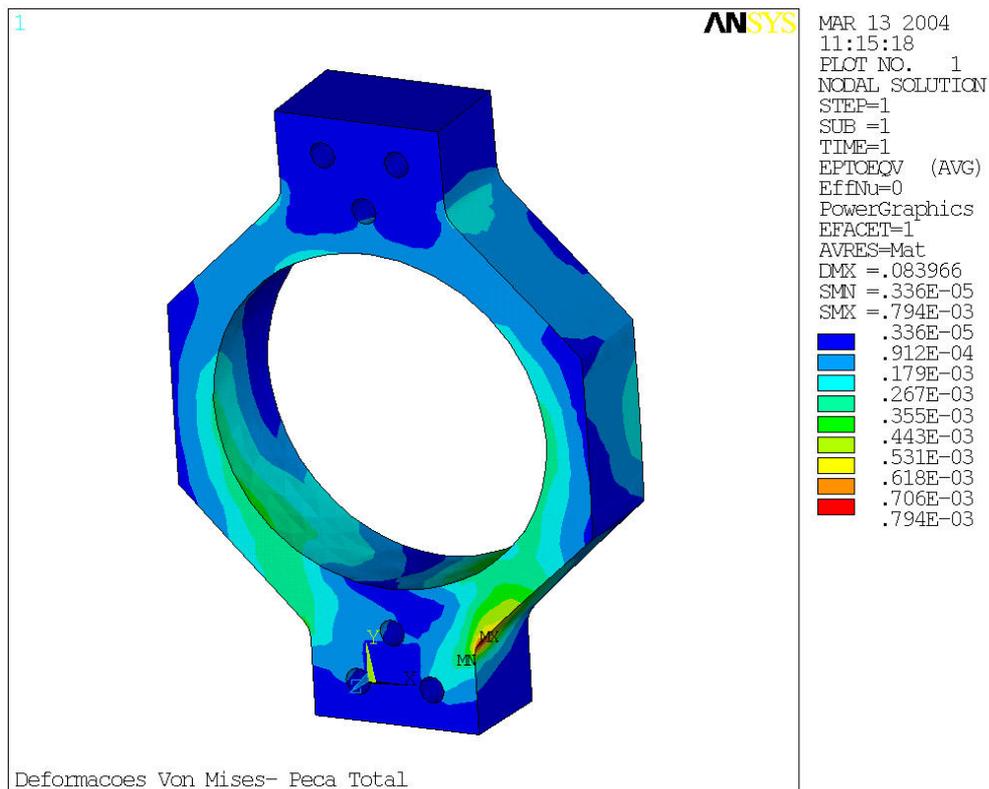


Figura 5.8 Simulação numérica das deformações sofridas na célula.

Concluídas as etapas de modelagem e simulação, o projeto da célula de carga foi redesenhado no software *Autocad*, como pode ser visto na Figura 5.9, juntamente com as dimensões finais da peça.

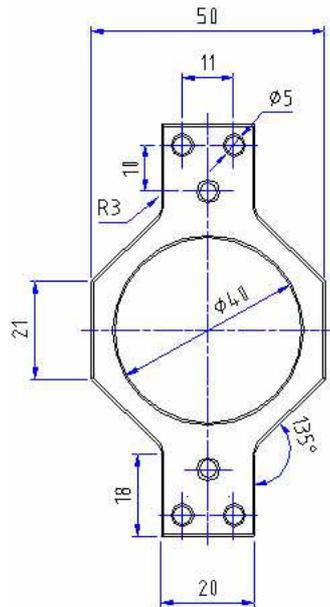


Figura 5.9 Geometria final da célula de carga.

Para a fixação das células nas placas de alumínio, foram desenvolvidos oito suportes, dois para cada célula, construídos também em aço inox AISI 304, os quais tem sua geometria e dimensões mostradas na Figura 5.10. Estes foram fixados nas placas através de parafusos M5 de cabeça sextavada.

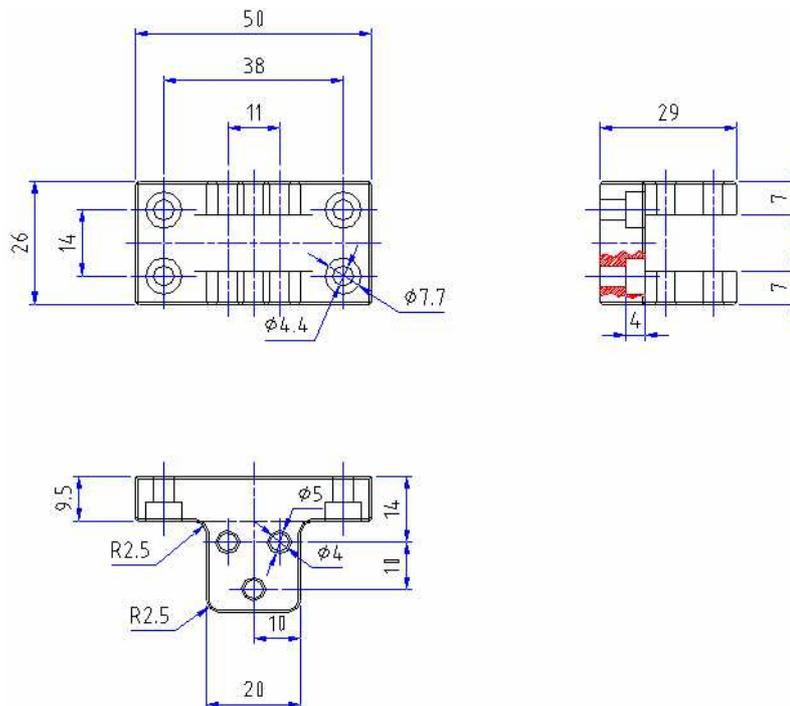


Figura 5.10 Geometria e dimensões dos suportes de fixação das células de carga (mm).

As principais propriedades do material empregado para a usinagem das células de carga e dos suportes de fixação estão reunidas na Tabela 5.2

Propriedade	Símbolo	Valor
Módulo de elasticidade	E	$2,10 \times 10^{11} \text{ N/m}^2$
Coefficiente de Poisson	ν	0.30
Massa específica	μ	$7,85 \times 10^3 \text{ Kg/m}^3$
Tensão de escoamento	σ_e	$2,75 \times 10^7 \text{ N/m}^2$

Tabela 5.2 Propriedades do material da célula de carga – aço inox AISI304 (www.asaaluminio.com.br).

Depois do modelamento e simulação realizada, a célula de carga e os suportes foram usinados para composição da plataforma como mostra a Figura 5.11.



Figura 5.11 Foto da célula de carga e dos suportes usinados.

Após o desenvolvimento completo das células de carga, dos suportes de fixação e das placas de contato, foi possível reunir todos os elementos

constituintes da plataforma, resultando no equipamento mostrado nas Figuras 5.12 e 5.13, onde se visualizam suas principais vistas, frontal e lateral respectivamente.



Figura 5.12 Foto da vista frontal da plataforma.



Figura 5.13 Foto da vista lateral da plataforma.

De posse dos valores de tensões e deformações ao longo da peça, é possível calcular para cada região de interesse, como mostra a Figura 5.14, os valores médios de deformação. A Tabela 5.3 reúne os valores médios calculados para cada região indicada por números na Figura 5.14

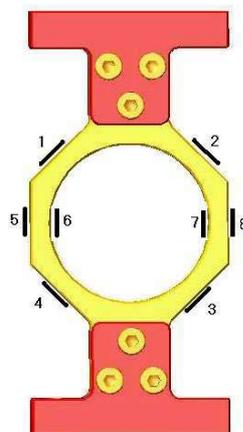


Figura 5.14 Regiões consideradas para os cálculos das deformações médias.

A partir dos valores fornecidos pela Tabela 5.3 e agrupando-os segundo as regiões 1, 2, 3 e 4 para representação média das deformações ocorridas na ponte horizontal e 5, 6, 7 e 8 para representação média das deformações ocorridas na ponte vertical, foi possível obter os coeficientes médios para cada direção de esforço, os quais serão empregados posteriormente no cálculo da sensibilidade das células de carga na direção horizontal e vertical

Regiões	Deformação média (m)
1	41.16u
2	86.05u
3	86u
4	41.1u
5	41.25u
6	41.3u
7	86u
8	86.05u

Tabela 5.3: Deformações médias obtidas por região

5.4 Fixação dos *strain gauges*

Durante as simulações numéricas realizadas, foi observado o carregamento máximo admissível, bem como os locais onde, pelo nível de deformação, os *strain gauges*, deveriam ser fixados. Dessa maneira, iniciou-se a escolha dos sensores obedecendo critérios quanto a:

- superfície de fixação – a base do *strain gauge* deve ser adequada ao tipo de superfície onde vai ser fixado;
- compensação térmica – se a superfície escolhida for um metal como aço inox, o *strain gauge* escolhido deve ter essa codificação, para que

haja uma melhor transmissão e uniformidade com relação às variações térmicas;

- sensibilidade e imunidade maior ao ruído – nas aplicações de uso geral, os *strain gauges* de 120Ω são os mais indicados, devido ao menor custo e à boa resposta que apresentaram frente às medições no circuito. No entanto, quanto maior a resistência da grade, maior a variação, ou seja, mais sensibilidade ao sistema esse sensor poderá proporcionar às medições realizadas.

A Tabela 5.4 fornece as especificações técnicas do sensor (*strain gauge*) escolhido para o projeto.

Tipo	KGF- 5 – 120 C1 – 11 (Kyowa)
Compensação de temperatura	Aço
Comprimento da grade	5mm
Resistência da grade	119,8 +/- 0.2 Ω
Fator de <i>Gage</i> (K)	2,10 +/- 1,0%

Tabela 5.4 Características dos extensômetros elétricos empregados nas células de carga (www.kyowa.com).

Concluída a usinagem da célula de carga, o próximo passo foi a colagem dos *strain gauges* nas regiões já determinadas pelas análises feitas na simulação. Para tal, foi realizado um estudo sobre as configurações básicas e mais usuais em algumas células de carga comerciais foi realizado. Isso permitiu observar que aqueles dispositivos são fixados geralmente aos pares, de forma a detectar as deformações de compressão ou de tração mecânica em determinada região.

A partir da Figura 5.15, podem ser observados detalhes da colagem dos sensores e do isolante usado para a sua proteção, a disposição desses na célula, bem como o cabeamento utilizado. O silicone em gel foi utilizado para proteger os sensores da contaminação por partículas indesejáveis, como poeira, entre outras. Os cabos utilizados para a conexão da célula de carga ao circuito de condicionamento foram do tipo blindado, com quatro fios de bitola 20.

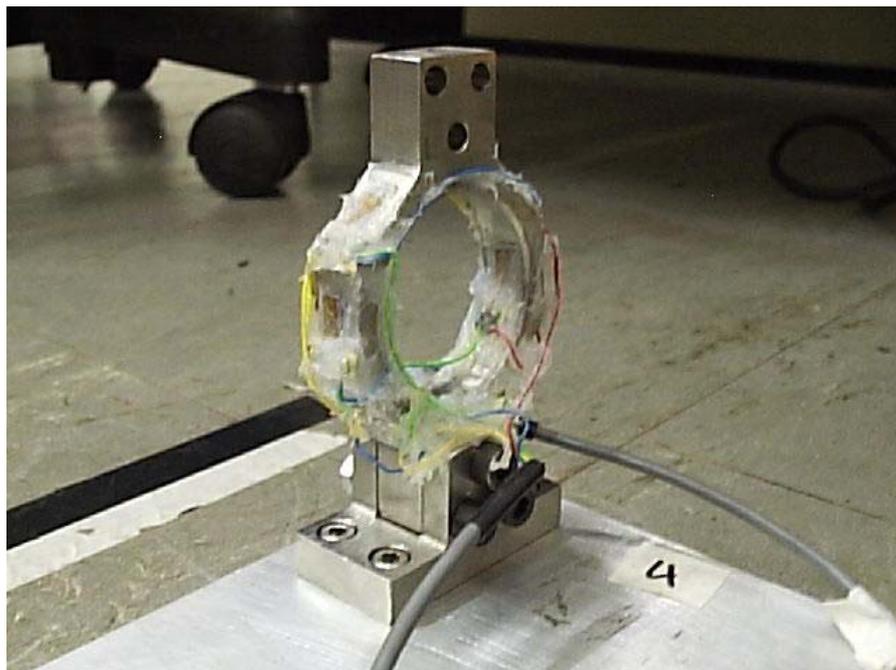


Figura 5.15 Foto da célula de carga instrumentada com *strain gauges*.

A conexão dos sensores foi feita em ponte completa e segundo o arranjo mostrado na Figura 5.16, em que cada um desses fornece os valores de tensão correspondentes a cada um dos esforços, vertical e lateral, independentemente. A conexão em ponte completa, como já visto em capítulos anteriores, permite uma maior sensibilidade nas medidas, bem como minimiza os efeitos da variação das resistências com a temperatura, ficando estas compensada devido à presença de elementos ativos em cada um dos braços da ponte.

Para a fixação dos *strain gauges*, procurou-se adotar todas as recomendações dos fabricantes durante o processo de colagem e cura. Há que se ressaltar que fatores como a limpeza adequada da região de colagem, escolha do adesivo correto e as medidas adicionais de proteção aos *strain gauges*, (por exemplo, proteção contra umidade e desgastes mecânicos), são itens fundamentais para a precisão nas medidas e para a longa vida útil da célula de carga.

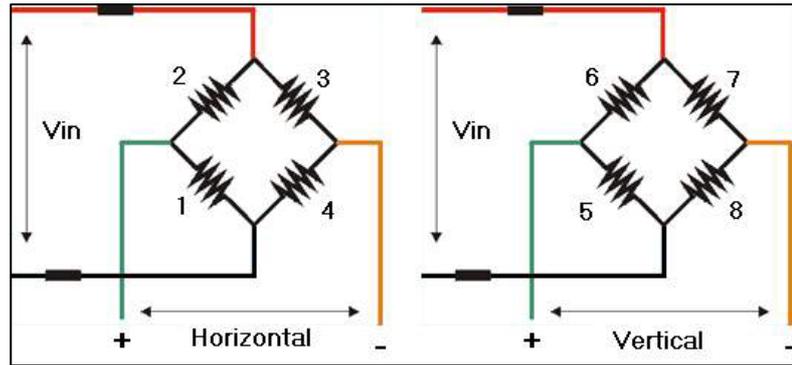


Figura 5.16 Esquema de conexões das pontes de Wheatstone na célula e posicionamento dos sensores. (www.celuladecarga.com.br).

5.5 Sensibilidade da célula de carga

Conhecidas as deformações médias em cada parede da célula de carga, bem como as equações para o cálculo da tensão de saída da ponte em função de diversos parâmetros e ainda, algumas constantes fornecidas pelos fabricantes dos *strain gauges*, pode-se determinar a sensibilidade das células de carga nas direções vertical e horizontal.

Resgatando os valores mostrados na Tabela 5.3, determina-se a média das deformações ocorridas nas regiões sensíveis ao esforço vertical (5, 6, 7 e 8 da Figura 5.16) e nas regiões sensíveis ao esforço lateral (1, 2, 3 e 4 da mesma Figura). Assim, encontra-se os seguintes valores de deformação média:

$$\varepsilon_{mV} = \text{Deformação média ocorrida na ponte vertical} = \mathbf{63.65 \mu\text{m/m}}$$

$$\varepsilon_{mH} = \text{Deformação média ocorrida na ponte horizontal} = \mathbf{65.57 \mu\text{m/m}}$$

Ao substituir na equação 3.15¹ os valores de K , que para este caso é de 2,10 +/- 1% como indicado anteriormente na Tabela 5.4, juntamente com as deformações médias, o valor da sensibilidade da célula de carga vertical e horizontal, respectivamente, é indicado pelas equações (5.1) e (5.2):

¹ $\frac{V_{out}}{V_{in}} = K * (\varepsilon_m)$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = 0.1336 \left(\frac{mV}{V} \right) \quad (5.1)$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = 0.1335 \left(\frac{mV}{V} \right) \quad (5.2)$$

Desse modo, com o valor de tensão escolhido V_{in} igual a 8 volts, para a alimentação dos sensores, obtêm-se para o carregamento máximo projetado de 1200 Newtons, valores de tensões de saída nas pontes vertical e horizontal de:

$$\mathbf{V_{out}_v} = 1.0688\text{mV e}$$

$$\mathbf{V_{out}_h} = 1.0679\text{mV.}$$

É importante ressaltar que, os valores encontrados são bastante pequenos, considerando que os valores representados só ocorrem na presença de carga máxima, o que não é usual.

Assim, surgiu a necessidade de elevar esse sinal a valores mais adequados para serem manipulados, uma vez que em valor real, ou seja, sem ganhos adicionais e nenhum tipo de tratamento, torna-se complexo diferenciar o sinal proveniente de um esforço de ruídos que possam ter a morfologia e nível de amplitude semelhantes ao que se deseja avaliar.

Para tanto, foi desenvolvido, um módulo para prover o condicionamento e a digitalização desses sinais para este trabalho.

5.6 O Condicionador de Sinais

Após o cálculo do sinal de saída da ponte V_{out} , verificou-se a sua baixa amplitude, mesmo quando a célula é submetida à carga máxima. A necessidade de

adequar esse sinal a melhores níveis para trabalho tornou-se evidente e, então, começaram as pesquisas em cima de circuitos apropriados para amplificação, filtragem e digitalização de sinais dessa magnitude. Todo esse esforço é feito no intuito de minimizar a influência de interferências indesejáveis, como por exemplo, induções eletromagnéticas de 60Hz originadas da rede elétrica, ruídos que advêm de cabos de alimentação com baixa blindagem, a presença no ambiente de componentes que retém energia estática, entre outros.

As etapas para a construção do condicionador de sinais podem ser divididas em:

- projeto da alimentação das células de carga e geração da tensão de referência externa;
- circuitos de amplificação de ganho fixo;
- circuito de ajuste de *offset*;
- módulo de filtragem;
- módulo de multiplexagem e ganho programável;
- módulo do Microcontrolador e Conversor analógico digital;
- módulo para Interface com a porta RS232.

Um diagrama em blocos mostrado na Figura 5.17, ilustra, separadamente, os circuitos, que compõem o módulo de condicionamento e digitalização dos sinais.

Cada uma das quatro células de carga fornece dois valores de tensão, por medirem os esforços vertical e lateral que ocorrem em sua estrutura. Dessa maneira, a unidade de hardware desenvolvida para condicionar esses sinais conta com oito canais diferenciais para o seu processamento simultâneo.

Inicialmente, oito sinais de tensão vindos da deformação do elemento sensível fixado à célula de carga passam por dois estágios de ganho de tensão fixos. Depois de adequadamente amplificados, esses sinais são conduzidos à etapa de filtragem, em que se busca eliminar do circuito as frequências que não apresentam qualquer contribuição ao sinal. Em seguida, são multiplexados e podem ser amplificados novamente, caso não estejam com a amplitude desejada.

Um conversor analógico digital de 16 bits é usado para digitalizar os sinais que, em seguida, são encaminhados para um microcontrolador. Esse componente realiza todo o controle da comunicação dos sinais com a porta serial do computador.

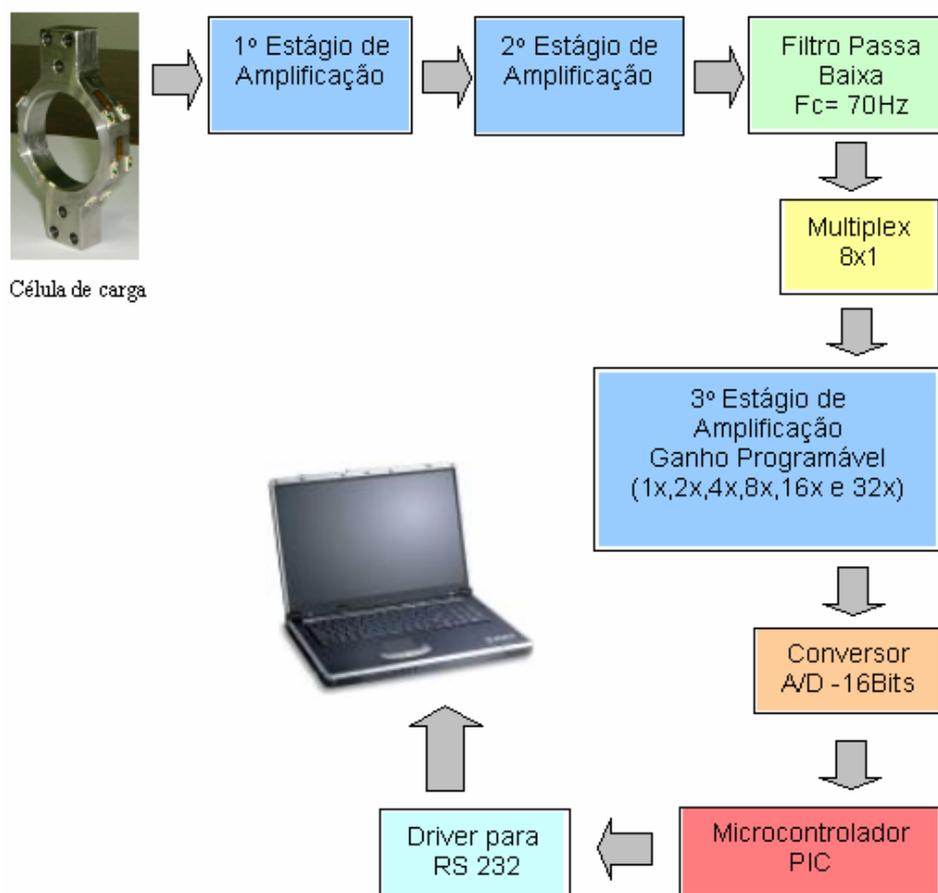


Figura 5.17 Diagrama em blocos do projeto do módulo condicionador.

5.6.1 Alimentação e tensão de referência

O condicionador de sinais foi projetado para trabalhar com uma fonte externa, simples de 12V regulados. As células de carga, bem como os circuitos analógicos do dispositivo foram projetados para trabalhar com alimentação de 8 volts contínuos, para tanto, foi utilizado o regulador LM7808.

Para a alimentação dos circuitos digitais (microcontrolador, entre outros) utilizou-se uma tensão de 5 volts fornecidos pelo regulador LM7805. A Figura 5.18 ilustra o diagrama das conexões empregadas para a alimentação dos componentes do módulo condicionador.

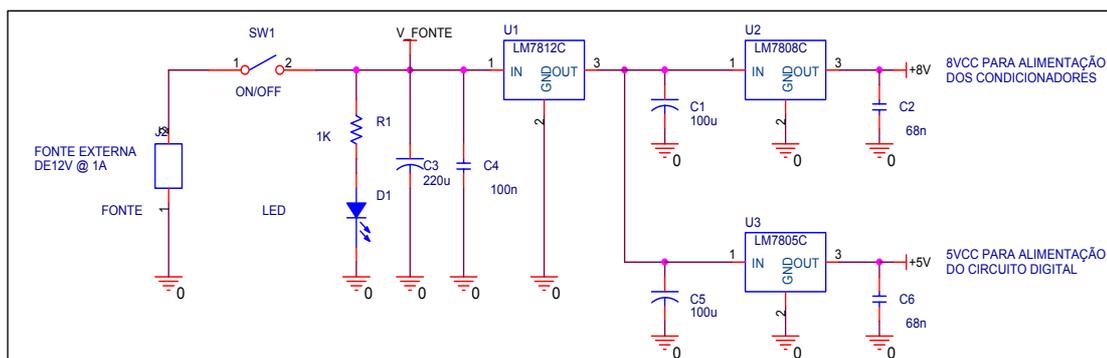


Figura 5.18 Módulo de alimentação do circuito do condicionador.

Para o projeto do condicionador, optou-se por utilizar fonte simples em vez de simétrica na alimentação dos CI's, o que permitiu a inserção de um ponto a menos de ruído para o circuito. Por isso, se tornou necessário fazer um arranjo eletrônico de tal forma que fosse conseguida uma tensão positiva para servir como referência externa para o circuito.

A Figura 5.19 mostra o diagrama das conexões do circuito utilizadas para gerar tensão de referência. O gerador de tensão de referência usado foi o REF195, capaz de fornecer uma tensão de 5 volts precisos, a qual, posteriormente, será aplicada a um divisor de tensão que possibilita o ajuste de *offset* no circuito.

Esse também alimenta o pino de referência externa do amplificador diferencial que tenha sido escolhido para a entrada do circuito, de forma que a sua saída nunca seja 0 volts (originalmente), pois como trabalha-se em alimentação simples, deve-se respeitar faixas de valores positivos e negativos que a saída do amplificador escolhido não deverá assumir, causando risco de avaliações errôneas.

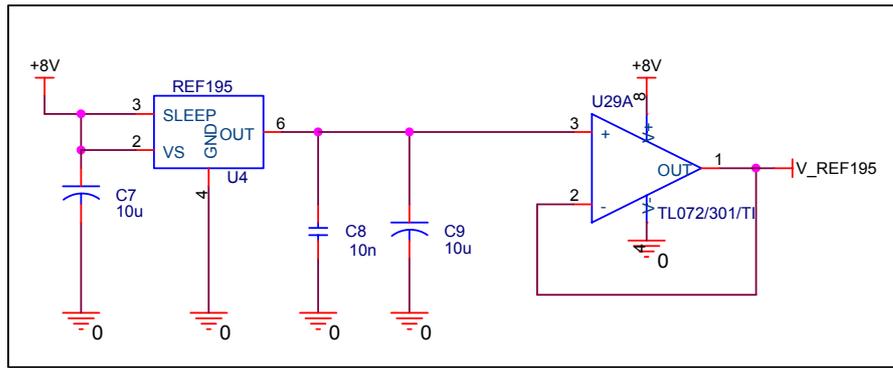


Figura 5.19: Módulo de geração de tensão de referência com o REF 195.

5.6.2 Circuitos de amplificação

Os circuitos de amplificação têm a função de adequar o nível de sinal vindo dos sensores a valores menos sensíveis a interferências diversas e permitir melhores condições de leitura pelo computador. Dessa forma, foi elaborado um circuito de amplificação implementado com duas etapas de ganho.

A primeira etapa de ganho tem a função de aumentar o nível do sinal de entrada, e também de não permitir que ruídos presentes na entrada cheguem ao final do circuito. Pode-se ver em detalhe na Figura 5.20 o circuito de amplificação desenvolvido com o uso do amplificador de instrumentação INA121, o qual possui uma relação sinal/ruído alta, um dos motivos pelo qual foi escolhido como *front – end* no circuito.

A equação para o ganho fornecida pelo *datasheet* do componente INA 121 é dada por:

$$G = 1 + \frac{50K\Omega}{RG} \quad (5.3)$$

onde RG é a resistência vista entre os pinos 1 e 8 do INA 121. Nesse caso com o uso de um resistor de precisão de $2.61K\Omega$, obteve-se um ganho de 20.15 vezes o sinal de entrada.

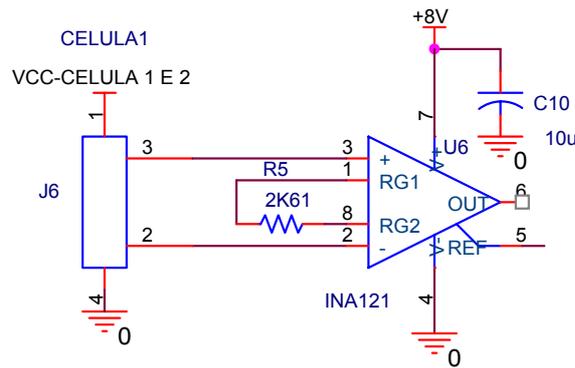


Figura 5.20 Diagrama esquemático da 1ª etapa de amplificação.

É comum quando se conecta um sensor ao sistema, que esse ocasiona pequenas alterações que se propagam por todo o circuito, devido à influência da variação de temperatura e de outras mais. Assim, quase sempre é necessário um circuito capaz de minimizar esse sinal indesejado e, freqüentemente, esse é conhecido como circuito para ajuste de *offset*.

Por isso, devido ao desequilíbrio das resistências nos braços das Pontes de Wheatstone, conectou-se ao pino 5 do INA121, pino para referência externa, a saída de um circuito que ao mesmo tempo em que corrige o *offset* de entrada no circuito, também eleva a nossa referência para 2.5V, em que se torna possível a excursão de sinais de zero a 5 (cinco) volts. A Figura 5.21 mostra o diagrama de conexões do circuito de ajuste de *offset*.

A faixa de ajuste de *offset* para o qual o circuito foi projetado é de +- 220 milivolts (mV), ou seja, pode-se compensar a presença de ruídos que geram tensões indesejadas e desequilíbrios naturais entre os componentes eletrônicos numa faixa de 220mV, para mais ou para menos.

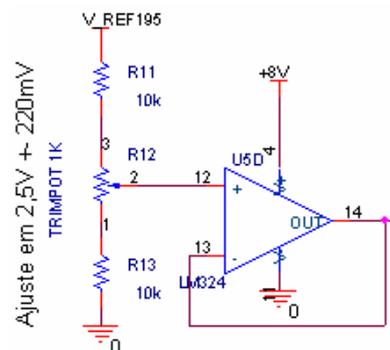


Figura 5.21 Circuito de ajuste e *offset*.

Apesar da pré-amplificação a que os sinais já foram submetidos, ainda fez-se necessário elevar um pouco mais a sua amplitude para deixá-los com valores mais adequados para as etapas posteriores de processamento. Assim, foi projetado um segundo estágio de amplificação utilizando-se a configuração não-inversora com um ganho de 26.64 vezes, como mostra a Figura 5.22.

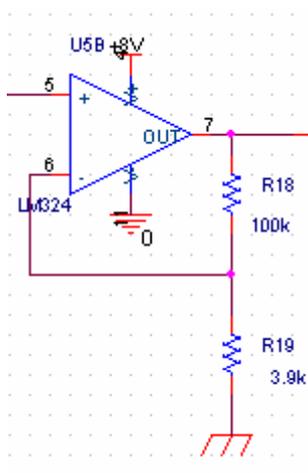


Figura 5.22 Diagrama da 2ª etapa de amplificação do circuito

Dessa forma o condicionador, ao final das duas etapas de amplificação, perfaz um ganho de 536.81 vezes o sinal de entrada.

5.6.3 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 os componentes de frequência presentes e desnecessários. 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.

Utilizando-se amplificadores operacionais, como o LM324, é possível construir um filtro que atenda aos requisitos de resposta plana na faixa de

freqüência de interesse, ganho unitário, e desvio de fase linear, requisitos esses encontrados em um arranjo com o filtro *Sallen-key* na implementação do filtro *Butterworth*, o qual foi adotado no desenvolvimento da etapa de filtragem deste projeto.

A Figura 5.23 mostra o diagrama do filtro empregado. Foi utilizada para este projeto, a configuração *Butterworth*, passa-baixa analógico de 3ª ordem (atenuação de 60 dB/década), com freqüência de corte, f_c , igual a 70Hz. A freqüência de corte de 70 hz foi empregada por ser bem superior à faixa de freqüência dos sinais que serão estudados, como por exemplo, o de balanço (oscilação) humano, que tem seu conteúdo espectral significativo em freqüências abaixo de 10 hz. O ganho total do sistema até esse estágio não é afetado com a introdução do filtro, pois, na configuração adotada, esse fornece ganho unitário.

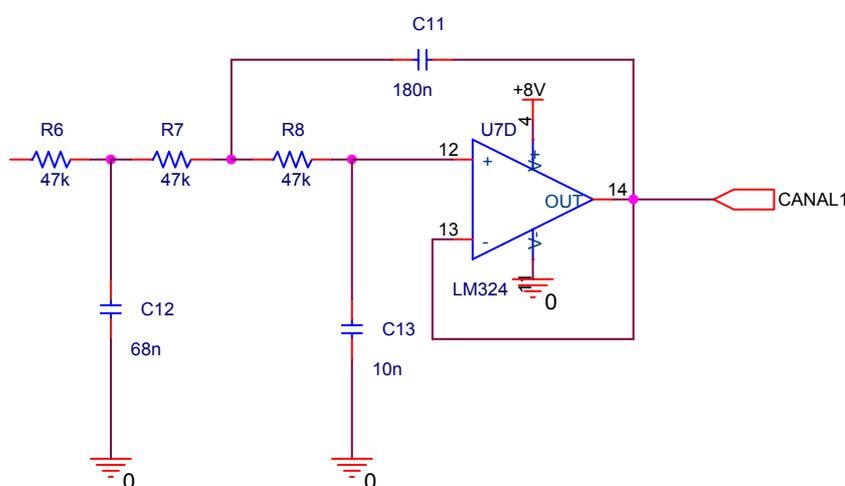


Figura 5.23 Diagrama do filtro *Butterworth* passa-baixa 3ª ordem com $f_{corte} = 70\text{Hz}$.

Além dessa filtragem por *hardware*, estão disponíveis no aplicativo desenvolvido módulos de filtros digitais para melhorar ainda mais a qualidade do sinal processado, minimizando a presença de eventuais ruídos ou distorções decorrentes do processo de digitalização.

Lembrando que o sinal de saída da ponte quando a célula está submetida à força máxima de 1800N é para o esforço vertical, de 1.0688mV e para o horizontal, de 1.0679mV, após amplificado nas duas etapas, o sinal resultante possuirá amplitude máxima de, aproximadamente, 573mV para a vertical e para a horizontal.

5.6.4 Multiplexação, ganho programável e digitalização de sinais

Um multiplexador é um circuito que recebe várias entradas e que, em tempo determinado, conduz cada uma dessas à saída. Um circuito multiplex foi utilizado neste projeto devido à necessidade de levar cada canal do amplificador à etapa de ganho programável, que foi implementada com o circuito integrado MCP6S21 da *Microchip* de uma entrada apenas. Assim, foi utilizado o mutiplex CD 4051 de oito entradas analógicas e três entradas de controle binário.

Utilizou-se também um amplificador programável para fornecer ao sistema maior liberdade para adequação dos sinais a faixas mais apropriadas de processamento. Para tal usou-se neste projeto o amplificador programável MCP6S21 com oito faixas de ganhos (1x, 2x, 4x, 5x, 8x, 10x, 16x e 32x) disponíveis. A Figura 5.24 ilustra o diagrama de conexões do multiplex e do MCP6S21.

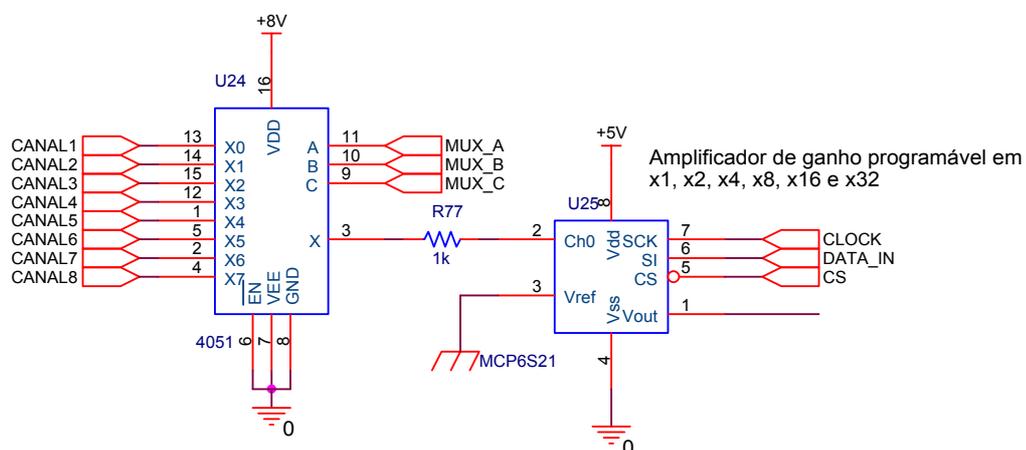


Figura 5.24 Diagrama de conexões do multiplex 4051 com o MCP6S21.

Devido à possibilidade do ganho programável, esse sistema, no estágio final do condicionamento, pode fornecer os ganhos mostrados na Tabela 5.5.

Ganho Fixo x Ganho programável = Ganho Final		
536.81	1	536.81
536.81	2	1073.62
536.81	4	2147.24
536.81	5	2684.05
536.81	8	4294.48
536.81	10	5368.1
536.81	16	8588.96
536.81	32	17177.92

Tabela 5.5 Ganhos totais fornecidos pelo circuito.

Iniciado o processo de digitalização, o sinal de saída, ainda analógico, do amplificador programável é enviado a um conversor analógico/digital (ADS7821) que espera os oito canais serem digitalizados e, em seguida envia todos para um microcontrolador, também programável. Neste caso, optou-se por trabalhar com o PIC 16F873, que tem a função o qual tem a função primária de controlar toda a comunicação entre a porta serial do computador e os circuitos de amostragem, e digitalização presentes no hardware do módulo condicionador. O código do programa gravado no microcontrolador está disponível para consulta no ANEXO A.

O conversor A/D foi escolhido observando a resolução que seria necessária para a leitura dos sinais. O ADS7821 é um conversor da *BurrBrown* de 16bits, com saídas de dados paralelas, alimentação simples e com uma taxa de amostragem de 100Khz. Com 16 bits, é possível conseguir 65536 níveis de quantização e, com uma faixa de trabalho de 0 a 5V, pode-se ler sinais da ordem de 76 μ V, o que é bem maior (sem considerar os ganhos até o conversor A/D) do que os sinais que vêm da célula de carga, considerando ainda que elas trabalhem com esforços em 50% da carga máxima.

A Figura 5.25 ilustra o diagrama das conexões do ADS7821 com as linhas de dados para o microcontrolador PIC.

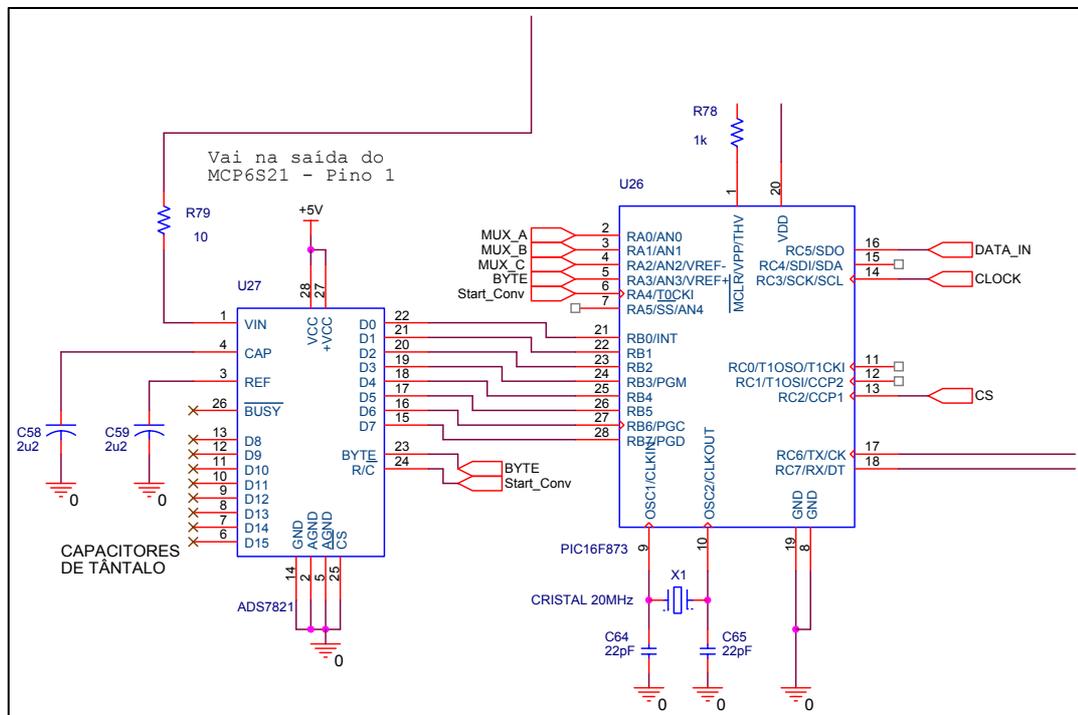


Figura 5.25 Diagrama de conexões do conversor A/D (ADS7821) com o PIC (16F873).

Pode ser visto na Figura 5.26 que os sinais vindos do PIC passam por um *driver* TTL/CMOS para RS232 para serem recebidos pela porta serial do computador. O CI MAX232 da MAXIM foi utilizado para esse fim.

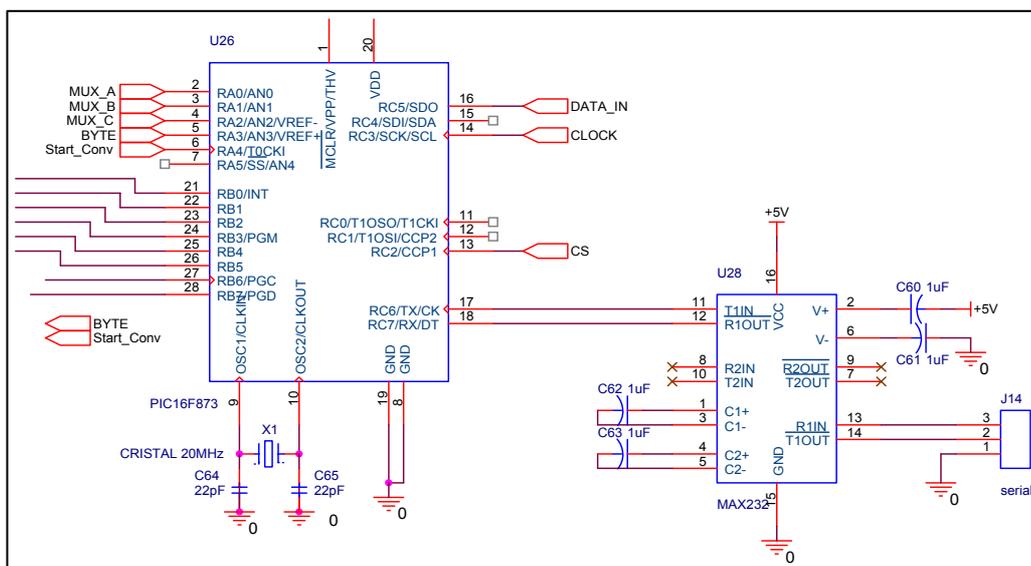


Figura 5.26 Diagrama de conexões do PIC com o *driver* para a RS232.

Ao final do projeto do módulo condicionador e digitalizador, esse foi acomodado em uma caixa como mostra a Figura 5.27, em que se pode identificar a disposição dos componentes na placa do circuito.

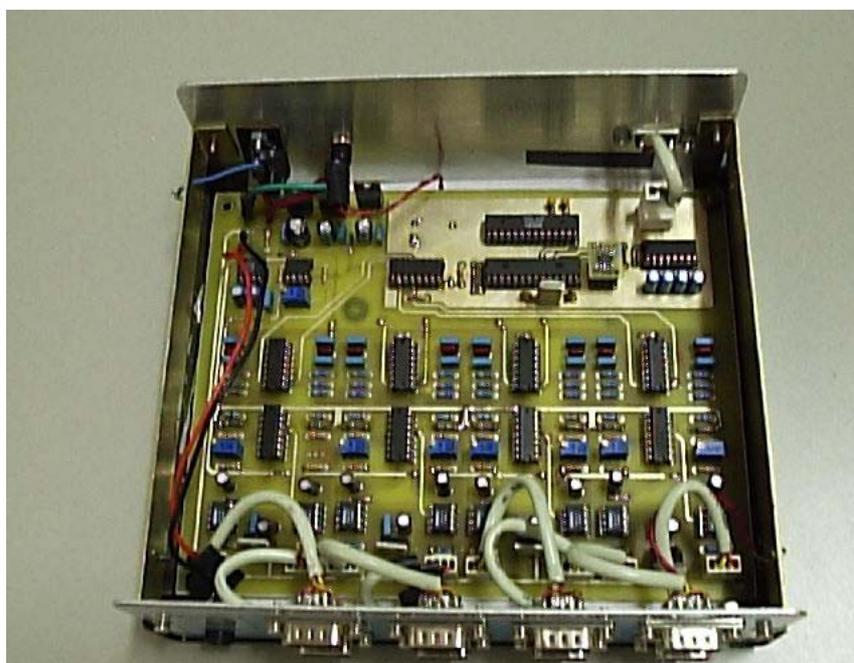


Figura 5.27 Foto da disposição dos componentes no módulo condicionador de sinais.

Nas Figuras 5.28, 5.29 e 5.30, visualizam-se as principais vistas do equipamento, isto é do painel frontal, painel traseiro e conjunto condicionador, cabo para comunicação serial e fonte de tensão, respectivamente.



Figura 5.28 Foto do painel frontal do condicionador.

Como é possível verificar, foram empregados conectores do tipo DB09 como portal para entrada das células de carga.

No painel traseiro, mostrado na Figura 5.29, observa-se, à esquerda, o conector de saída para a porta serial do computador, ao lado o pino de *reset* (para reinicializar valores de variáveis no aplicativo) do sistema de aquisição e, à direita, o conector de entrada da fonte de alimentação.



Figura 5.29 Foto do painel traseiro do condicionador

O conjunto completo da unidade de condicionamento e digitalização pode ser observado na Figura 5.30.



Figura 5.30 Foto da unidade de condicionamento, fonte e cabo

O circuito com todas as etapas diagramadas do condicionador encontra-se disponível no ANEXO B deste trabalho.

5.7 Calibração das células de carga e montagem da plataforma

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. A partir dessas, torna-se possível a avaliação de parâmetros como linearidade, histerese, repetibilidade, entre outros.

Para a realização da calibração estática em ambas as direções, vertical e horizontal, foi utilizada uma máquina de ensaio de compressão, com uma esfera macroindentadora na extremidade, como mostra em detalhe a Figura 5.31, cuja função foi imprimir um esforço conhecido à secção transversal da estrutura

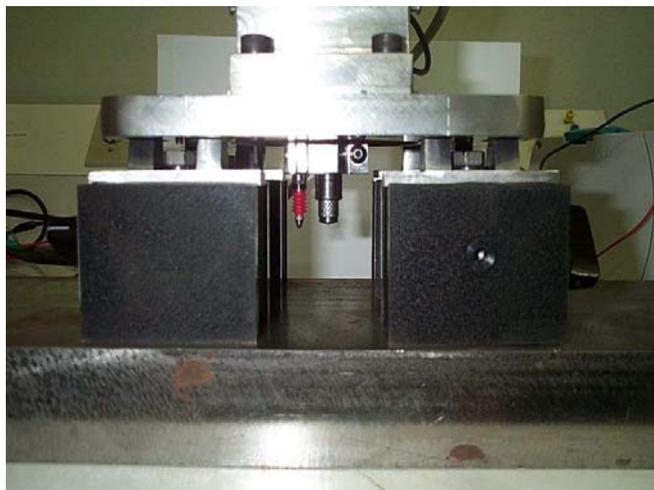


Figura 5.31 Foto do macro indentador com detalhes do penetrador (Biolab,2005).

O objetivo foi aproveitar a precisão com que o carregamento era imposto, na vertical, pelo equipamento, tomado os devidos cuidados para que a célula não sofresse nenhuma indentação preocupante. O ensaio vertical foi realizado com um carregamento máximo imposto de 700 Newtons. As equações das retas de carga obtidas no ensaio vertical podem ser visualizadas na Figura 5.32.

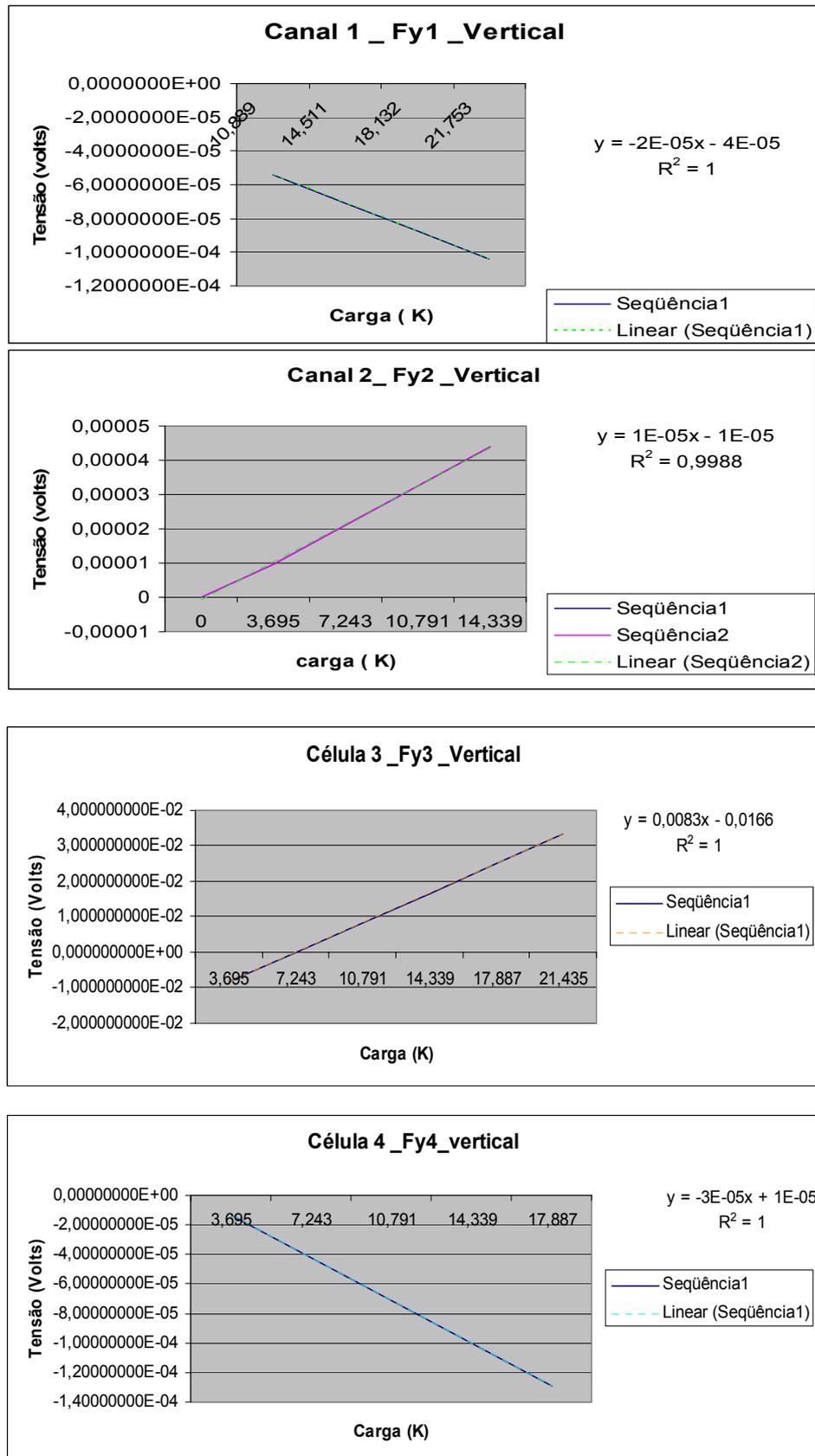
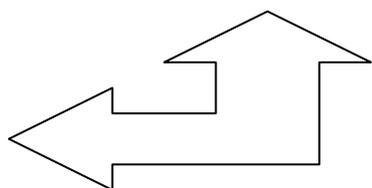


Figura 5.32 Equações e retas de carga obtidas para os ensaios verticais.

Algumas retas de carga apresentaram um coeficiente angular negativo, com mostrou a Figura 5.32 Tal fato pôde ser corrigido, bastando inverter as conexões de saída da célula de carga em relação às entradas do amplificador diferencial do circuito de entrada do condicionador de sinais. Dessa forma, quando um esforço de compressão for realizado sobre algumas das células, o sinal de variação na saída da célula será positivo.

Para a realização dos ensaios laterais, foi desenvolvido um arranjo com uma barra de ferro, de forma que a célula ficasse fixada rigidamente na posição horizontal, posicionada bem abaixo da extremidade do penetrador, como mostrado na Figura 5.33.



Local de posicionamento da célula de carga para os ensaios horizontais.

Figura 5.33 Foto da posição da célula de carga para ensaio lateral

Para o ensaio horizontal, um carregamento de 300N foi imposto à célula de carga. As equações das retas obtidas no ensaio horizontal podem ser visualizadas na Figura 5.34. Da mesma maneira que no ensaio vertical,

algumas retas de carga apresentaram um coeficiente angular negativo, como mostra a Figura 5.34. Essa situação foi corrigida invertendo as conexões de saída da célula de carga em relação às entradas do amplificador diferencial do circuito de entrada do condicionador de sinais. Todas as planilhas, gráficos e equações das retas de carga de ambos ensaios estão disponíveis para consulta no ANEXO C deste trabalho.

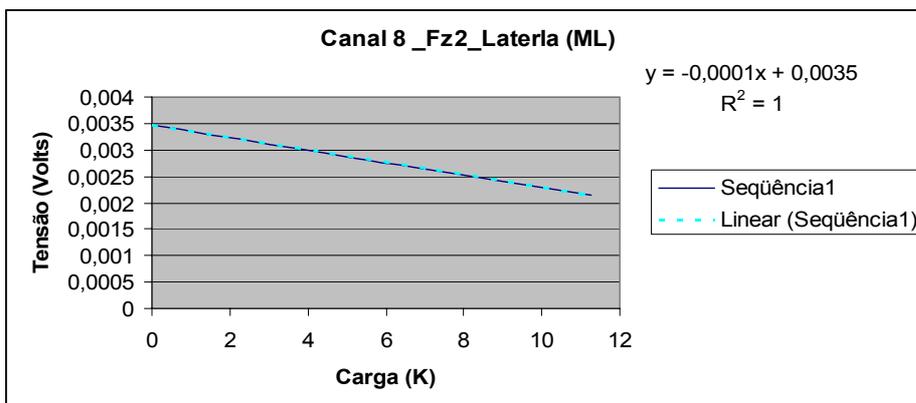
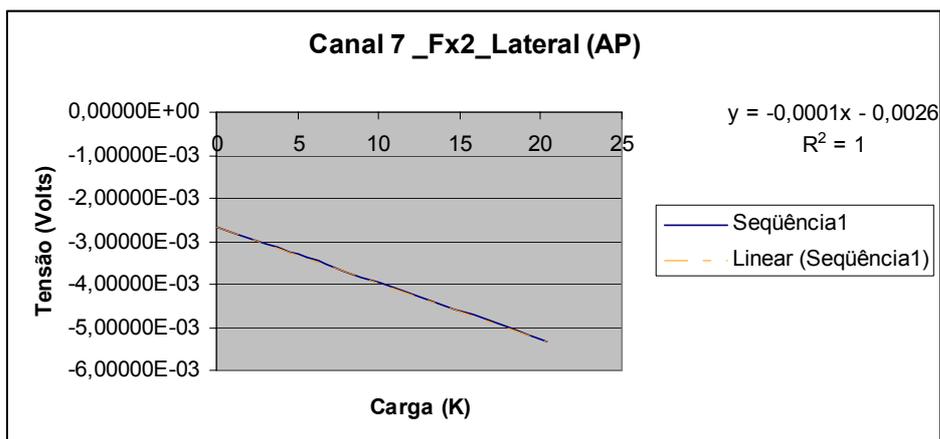
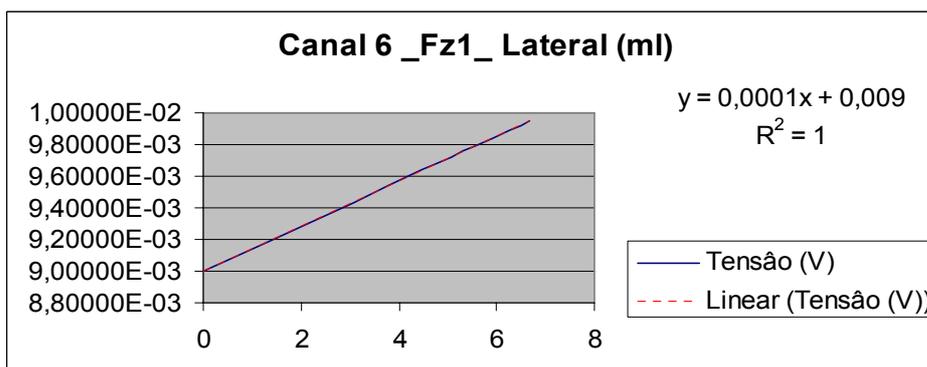
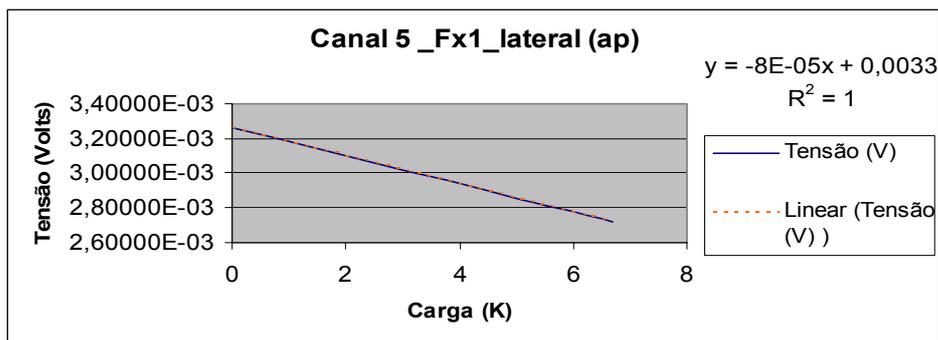


Figura 5.34 Gráficos e equações das retas de carga para ensaio horizontal

Portanto, de posse das para cada uma das células de carga, elas foram fixadas em seus devidos lugares, na base da plataforma, e alguns acertos de posicionamento foram feitos, no sentido de corrigir imperfeições decorrentes da usinagem do protótipo. A falta de planicidade em regiões de fixação da célula com outra superfície, bem como falhas no acabamento e matriz de furação no equipamento foram identificadas e minimizadas durante o processo da remontagem do protótipo.

A Figura 5.35 mostra a disposição das células de carga na base da plataforma e as conexões entre si. As principais vistas do equipamento, como a lateral e frontal, podem ser observadas nas Figuras 5.36 e 5.37 respectivamente.

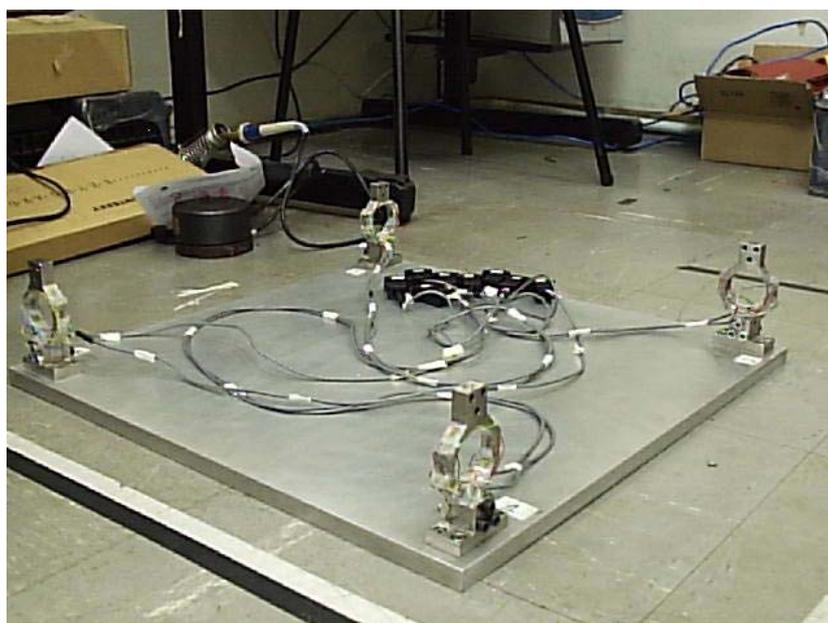
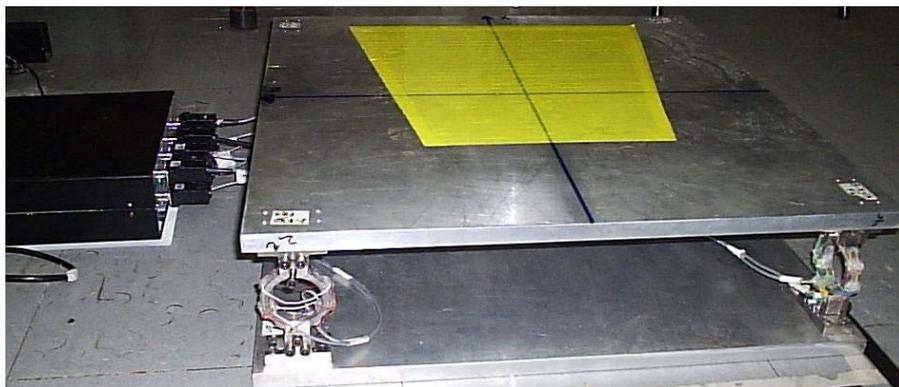


Figura 5.35 Foto da disposição das células de carga na plataforma.

Figura 5.36 Foto da plataforma de força montada e instrumentada – vista lateral.



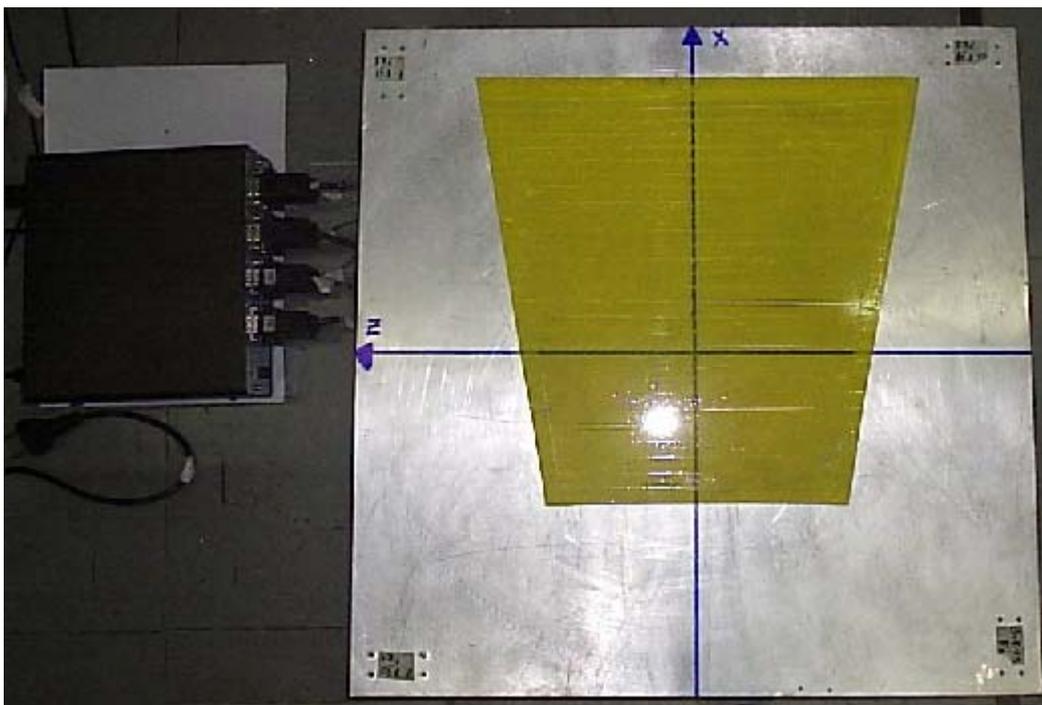


Figura 5.37 Foto da plataforma de força montada e instrumentada - vista de cima.

A Figura 5.37 ilustra a plataforma vista por cima, onde se observa a indicação dos eixos coordenados e as direções adotadas. Uma área delimitada em cor amarela foi imposta sobre a superfície superior da placa, no sentido de indicar ao usuário qual a área disponível à sua acomodação, sem causar restrições ou mal estar quanto à sua postura natural.

Todos os desenhos cotados dos elementos estruturais desenvolvidos para a composição da plataforma estão disponíveis para consulta no ANEXO D deste trabalho.

Capítulo 6

Modelagem matemática para o cálculo dos esforços

6.1 Equacionamentos matemáticos

Para se descrever o movimento de um corpo, é preciso conhecer inicialmente a posição que ele ocupa no espaço, e essa pode ser definida por suas coordenadas. Se as coordenadas são cartesianas, trata-se de três números que indicam a distância do ponto aos três eixos coordenados Ox , Oy e Oz . Esse é o sistema freqüentemente usado na biomecânica.

Em 1995, a Sociedade Internacional de Biomecânica (ISB) sugeriu as seguintes normalizações para o sistema de referência para as medidas em biomecânica (Wu & Cavanagh, 1995). Em análises tridimensionais, definiu-se:

- eixo x horizontal na direção do movimento;
- eixo y paralelo à direção da força da gravidade;
- eixo z horizontal na direção perpendicular à direção do movimento

A Figura 6.1 ilustra o sistema de referência sugerido, indicando ainda, o sentido para os eixos coordenados. Dessa forma, é possível correlacionar os termos direcionais (antero-posterior, latero-lateral e vertical) com os planos

direcionais (frontal, sagital e transversal), respectivamente, o que possibilita a completa descrição do movimento.

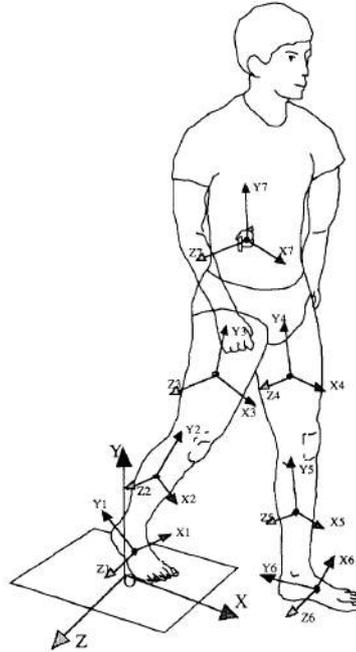


Figura 6.1 Normalização de eixos para o sistema de referência de medidas em biomecânica (Wu & Cavanagh, 1995).

Também adotamos esse sistema de coordenadas para a plataforma de força produzida. A Figura 6.2 ilustra a orientação dos eixos na plataforma e indica as suas dimensões.

- largura = 50cm
- comprimento = 50cm
- altura = 13cm
- $2a$ e $2b = 44.3\text{cm}$

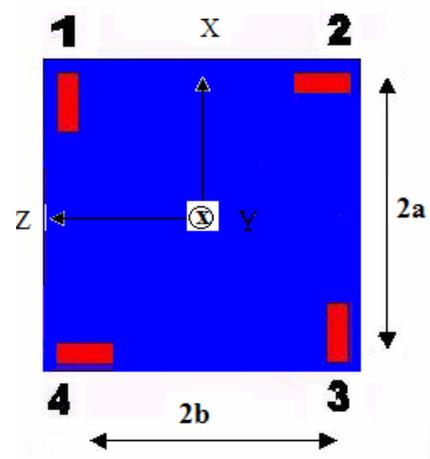


Figura 6.2 Distribuição dos eixos na plataforma de força

Para a determinação das forças envolvidas no processo, tem-se as Equações (6.1), (6.2) e (6.3), que determinam por meio de sua expressão as forças exercidas nos eixos coordenados x , y e z .

$$\Sigma F_x = F_{1x} + F_{3x} \quad (6.1)$$

$$\Sigma F_y = F_{1y} + F_{2y} + F_{3y} + F_{4y} \quad (6.2)$$

$$\Sigma F_z = F_{2z} + F_{4z} \quad (6.3)$$

As equações de momento resultantes nos eixos coordenados são determinadas pelas expressões (6.4), (6.5) e (6.6) a seguir:

$$\Sigma M_x = (F_{2y} + F_{3y}) * b - (F_{1y} + F_{4y}) * b \quad (6.4)$$

$$\Sigma M_y = (F_{2z} - F_{4z}) * a + (F_{3y} - F_{1y}) * b \quad (6.5)$$

$$\Sigma M_z = (F_{1y} + F_{2y}) * a - (F_{3y} + F_{4y}) * a \quad (6.6)$$

De posse dos componentes de força e momento, pode-se encontrar os valores das coordenadas do X_{cop} e Z_{cop} , dadas nas Equações (6.7) e (6.8).

$$X_{cop} = \frac{-F_x * h - M_z}{F_y} \quad (6.7)$$

$$Z_{cop} = \frac{-F_z * h + M_x}{F_y} \quad (6.8)$$

onde h = distância da plataforma ao plano de medição dos sensores. ($\approx 6,5\text{cm}$)

6.2 Teoria e modelagem da elipse de confiança

Grandes conjuntos de dados possuem um sério obstáculo para qualquer tentativa de extração de informações visuais pertinentes. Muitas das informações contidas nos dados podem ser obtidas por cálculo de certos números, conhecidos como estatísticas descritivas (Ferreira, 1996). Por exemplo, a média aritmética ou média amostral é uma estatística descritiva que fornece informação de posição, isto é, representa um valor central para o conjunto de dados. Como um outro exemplo, a média das distâncias ao quadrado de cada dado em relação à média fornece uma medida de dispersão ou variabilidade.

As estatísticas descritivas que mensuram posição, variação e associação linear e as descrições formais dessas medidas estão apresentadas a seguir.

A média amostral, simbolizada por \bar{X} e mostrada na Equação (6.9) é dada por:

$$\bar{X}_k = \frac{1}{n} * \sum_{j=1}^n X_{jk} \quad K= 1, 2, \dots, p \quad (6.9)$$

Uma medida de variação é fornecida pela variância amostral (Equação 6.10), definida para as n observações de i-ésima variável por:

$$S_k^2 = S_{kk} = \frac{1}{n-1} \sum_{j=1}^n * (X_{jk} - \bar{X}_k)^2 \quad K= 1, 2, \dots, p \quad (6.10)$$

A raiz quadrada da variância amostral S_{kk} é conhecida como desvio padrão amostral. Essa medida de variação está na mesma unidade de medida das observações. Uma medida de associação entre as observações de duas variáveis k e k', é dada pela covariância amostral, como mostrada na Equação (6.11).

$$S_{kk'} = \frac{1}{n-1} * \sum_{j=1}^n (X_{jk} - \bar{X}_k) * (X_{jk'} - \bar{X}_{k'}) \quad K, K' = 1, 2, \dots, p \quad (6.11)$$

A maioria das técnicas multivariadas é baseada no simples conceito de distância, por mais formidável que isso possa parecer. O conceito de distância euclidiana deve ser familiar para a maioria dos estudantes. Se for considerado um ponto $P=(x_1, x_2)$ no plano cartesiano, a distância desse ponto P da origem $O=(0, 0)$, definida por $d(O,P)$, é dada pelo Teorema de Pitágoras na Equação (6.12):

$$d(O, P) = \sqrt{(x_1^2 + x_2^2)} \quad (6.12)$$

Essa situação é ilustrada na Figura 6.3. Em geral, se o ponto P tem p coordenadas, de tal forma que $P=(x_1, x_2, \dots, x_p)$, a distância de P da origem $O=(0, 0, \dots, 0)$ pode ser generalizada pela Equação (6.13).

$$d(O, P) = \sqrt{(x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_p^2)} \quad (6.13)$$

Todos os pontos (x_1, x_2, \dots, x_p) que contém uma distância ao quadrado, denominada c^2 , da origem, satisfaz a Equação (6.14):

$$d^2(O, P) = x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_p^2 = c^2 \quad (6.14)$$

A expressão em (6.14) representa a equação de uma hipersfera (um círculo se $p = 2$), e os pontos equidistantes da origem por uma distância $d(O, P)$ pertencem a essa hipersfera. A distância de um ponto P a um ponto arbitrário Q , com coordenadas $P=(x_1, x_2, \dots, x_p)$ e $Q=(y_1, y_2, \dots, y_p)$ é dada pela Equação (6.15).

$$d(P, Q) = \sqrt{((x_1 - y_1)^2 + (x_2 - y_2)^2 + \dots + (x_p - y_p)^2)} \quad (6.15)$$

A distância euclidiana é insatisfatória para muitas situações estatísticas. Isso ocorre porque a contribuição de cada coordenada tem o mesmo peso para o cálculo da distância. Quando essas coordenadas representam medidas, elas são provenientes de um processo que sofre flutuações aleatórias de diferentes magnitudes. Assim, algumas vezes, é desejável ponderar as coordenadas com

grande variabilidade por menores pesos em relação àquelas com baixa variabilidade. Isso sugere o uso de uma nova medida de distância.

Será apresentada a seguir uma distância que considera as diferenças de variação e a presença de correlação. Como a escolha da distância depende das variâncias e das covariâncias amostrais, a partir deste instante, será utilizado o termo “distância estatística” para distingui-la de distância euclidiana.

Em princípio, será considerada a construção de uma distância entre um ponto P , com p coordenadas, da origem. O argumento que pode ser usado refere-se ao fato de que as coordenadas de P podem variar no espaço produzindo diferentes posições para os pontos. Para ilustrar, pode-se supor que se tenha n pares de medidas em duas variáveis (x_1 e x_2) e que as medidas de x_1 variam independentemente das mensurações em x_2 . O significado de independente neste ponto pode ser dado pelo fato de que os valores de x_1 não podem ser preditos com nenhuma acurácia a partir dos valores de x_2 e vice-versa. Em adição, é assumido que as observações de x_1 possuem maior variabilidade que as de x_2 . Uma ilustração dessa situação está apresentada na Figura 6.3.

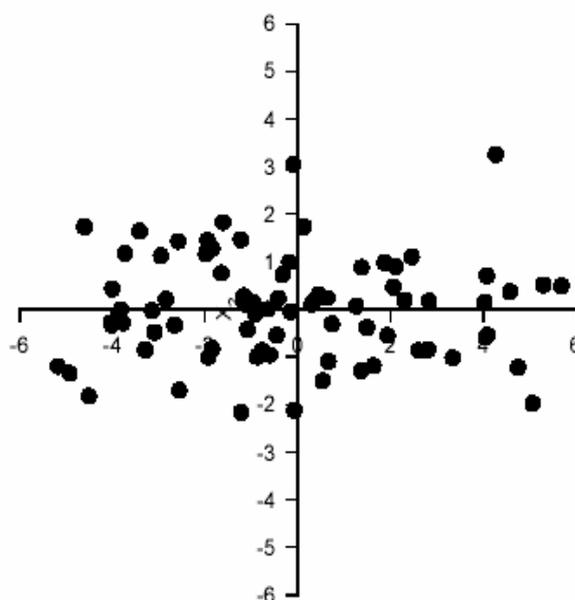


Figura 6.3 Diagrama de dispersão, mostrando a maior variabilidade na direção de x_1 do que na direção de x_2 (Ferreira, 1996).

Observando a Figura 6.3, verifica-se que não é surpreendente encontrar desvios na direção de x_1 que se afastem, consideravelmente, da origem, o que não ocorre na direção de x_2 . Parece ser razoável, então, ponderar x_2 com mais peso do que x_1 para um mesmo valor, quando as distâncias da origem forem calculadas.

Um modo de fazer isso é dividir cada coordenada pelo desvio padrão amostral. Após a divisão, têm-se as coordenadas estandardizadas, indicadas pelas Equações (6.16) e (6.17).

$$x_1^* = x_1 / \sqrt{S_{11}} \quad (6.16)$$

$$x_2^* = x_2 / \sqrt{S_{22}} \quad (6.17)$$

Após eliminar as diferenças de variabilidade das variáveis (coordenadas), determina-se a distância usando a fórmula euclidiana padrão indicada na Equação (6.18)

$$d(O, P) = \sqrt{((x_1^*)^2 + (x_2^*)^2)} = \sqrt{\left(\frac{x_1^2}{S_{11}} + \frac{x_2^2}{S_{22}} \right)} \quad (6.18)$$

Usando a Equação (6.18), todos os pontos com coordenadas (x_1, x_2) e com distância quadrada (c^2) da origem devem satisfazer a Equação (6.19):

$$\frac{x_1^2}{S_{11}} + \frac{x_2^2}{S_{22}} = c^2 \quad (6.19)$$

A Equação (6.18) é a equação de uma elipse, cujos maiores e menores eixos coincidem com os eixos das coordenadas. A Figura 6.4 mostra o caso geral para $p = 2$ coordenadas.

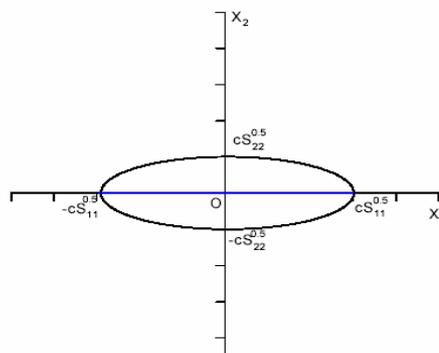


Figura 6.4 Elipse de uma distância estatística quadrática $d_2(O, P) = \frac{x_1^2}{S_{11}} + \frac{x_2^2}{S_{22}} = c^2$

A técnica de elipse de confiança permite que a interpretação dos resultados seja feita por meio de uma visualização rápida e simples. 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 realizada por meio do estudo estatístico entre variáveis aleatórias.

A elipse de confiança (Triola,1999) é traçada de modo que qualquer ponto tenha a mesma probabilidade P de se situar dentro da elipse. A probabilidade P é dada pelo nível de significância adotado. A Tabela 6.1 relaciona o intervalo de confiança com nível de significância e nível de confiança.

Intervalo de Confiança	Nível de Confiança %	Nível de Significância
3.30	99.9	0.1
3	99.7	0.3
2.57	99.0	1.0
2	95.4	4.6
1.96	95.0	5.0
1.65	90.0	10.0
1	68.3	31.7

A elipse de confiança é traçada de tal modo que qualquer ponto tem a mesma probabilidade de estar dentro da elipse e, em geral, é estabelecido o grau de 95% de confiança. Geralmente, os pontos se situam dentro de uma elipse, cujo eixo maior faz um ângulo de aproximadamente 45° com o eixo da horizontal. Portanto, a inclinação maior da elipse está próxima de +1 e a do eixo menor, de -1. A dispersão dos pontos ao longo do eixo maior está associada aos erros sistemáticos, enquanto que, ao longo do eixo menor, está associada aos erros aleatórios.

A elipse de confiança fornece algumas características importantes, as quais estão relacionadas abaixo:

- Os pontos que fazem parte do contorno da elipse, estão a uma distância quadrática C constante;
- Os eixos da elipse são orientados pelo seus autovetores, em que a direção do eixo maior é dado pelo 1º autovetor e a direção do eixo menor é dado pelo 2º autovetor;
- O semi-eixo maior da elipse é dado por $+C\sqrt{\lambda_1}$ e o semi-eixo menor é dado por $+C\sqrt{\lambda_2}$, onde λ_1 e λ_2 são os autovalores da amostra e $\lambda_1 > \lambda_2$.

6.2.1 Implementação da elipse de confiança

O algoritmo da elipse de confiança foi implementado utilizando os software *Matlab* versão 6.1 e *LabView* 6.1. Tanto as linhas de código, quanto os diagramas gerados no Labview estão disponíveis para consulta no ANEXO E deste trabalho. A Figura 6.5 mostra uma elipse de confiança gerada a partir de dois vetores, representando as leituras dos vetores de aquisição X_{cop} e Z_{cop} durante uma avaliação de balanço. Em detalhe, pode-se ver alguns dados estatísticos fornecidos pelo software.

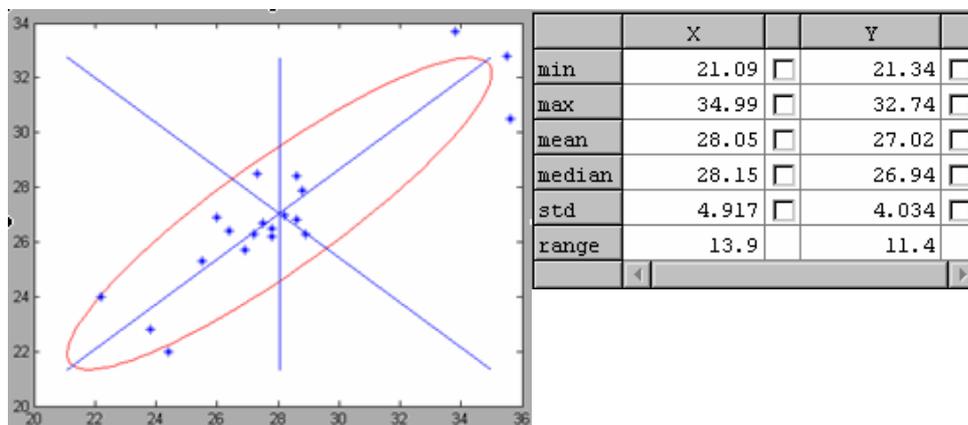


Figura 6.5 Elipse de confiança e dados estatísticos.

As Equações (6.21) e (6.22), respectivamente expressam o índice de limite para estabilidade padrão ($S_{Standard}$) e o índice de estabilidade em avaliação (S_{score}), que são calculados nos testes com estabilidade. O índice de estabilidade padrão, fornece um valor que representa o raio de uma círculo imaginário, em que se inscreve a área de estabilidade do indivíduo. Se o $S_{Standard}$ for igual a 10cm (ver unidade de medida da altura fornecida), então, um círculo de raio 10 representará toda a área de estabilidade quando o indivíduo estiver na postura ereta *quasi-estática*. As equações utilizadas foram retiradas do (*Bioastronautics Databook, NASA, 1962*).

$$S_{standard} = 0.55H \sin 6.25^\circ \quad (6.21)$$

$$S_{score} = 1 - \frac{A_{max}}{S_{standard}} \% \quad (6.22)$$

Capítulo 7

O aplicativo desenvolvido

7.1 Estrutura do aplicativo

Analisadas as características básicas das plataformas de força apresentadas em capítulos anteriores e conhecidos os recursos que os sistemas para avaliações biomecânicas diversas oferecem, será apresentada uma proposta de aplicativo para trabalhar em conjunto com o protótipo desenvolvido, de forma que aquele seja capaz de fornecer os principais parâmetros empregados nas avaliações biomecânicas, particularmente, as de balanço humano.

O cálculo dos esforços de força e momento, bem como as coordenadas do centro de pressão e os índices de estabilidade envolvidos nas análises de estabilidade são realizados no aplicativo por meio da implementação de um conjunto de equações que modelam esses esforços. As indicações quanto à direcionalidade do movimento durante as avaliações de equilíbrio e os índices de estabilidade fornecidos nesses testes foram modelados por elipses de confiança. A seguir serão apresentadas as bases teóricas para a compreensão da ferramenta estatística (elipse de confiança), além do equacionamento matemático empregado para o cálculo dos esforços envolvidos.

Um esquema da estrutura de funcionamento do aplicativo pode ser observada na Figura 7.1

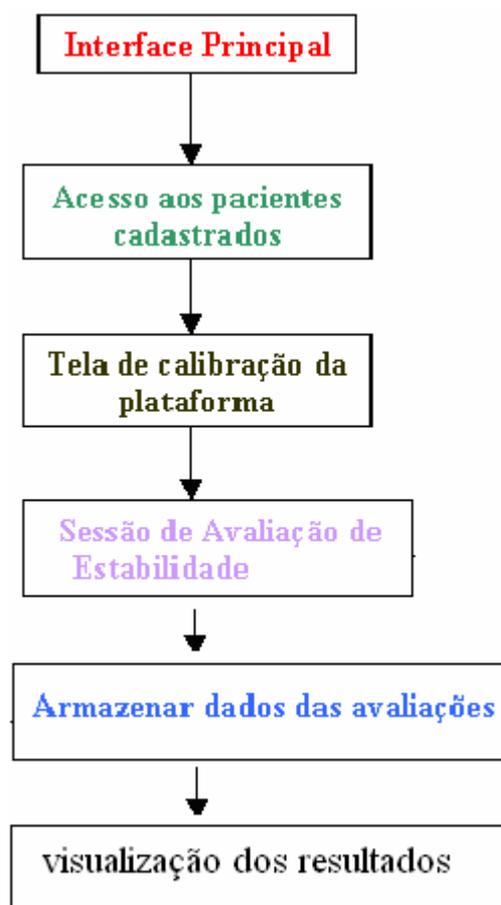


Figura 7.1 Estrutura de funcionamento do aplicativo.

O aplicativo desenvolvido, recebeu o nome de **Sistema de Avaliação de Equilíbrio** e foi desenvolvido na plataforma *Windows*. Para a sua implementação, foi utilizado o software gráfico *LabView 6.1*, visto que forneceu as ferramentas necessárias para construção do aplicativo e não demonstrou problemas com relação ao tempo de processamento e confiabilidade dos resultados.

A interface principal do software, apresentada na Figura 7.2, mostra as opções de acesso para cadastro de paciente por meio do preenchimento de um formulário básico com informações como nome, endereço, telefone, estatura, massa e ainda um questionário sobre alguns dados clínicos a cerca de patologias já conhecidas pelo paciente e que podem apresentar alguma relevância quando as

avaliações de balanço forem completas. Há, na interface, um campo para observações, ou mesmo queixas rotineiras. O local e data das avaliações também podem ser registrados para posterior consulta.

Figura 7.2 Interface principal do programa - tela de cadastro de voluntários.

Passada a etapa de registro, o próximo passo é a calibração da plataforma de força. O processo de calibração da plataforma é um procedimento que visa aferir o sistema como um todo. Após a aquisição de dados iniciais, pode-se obter os valores conhecidos como *offsets*, ilustrados na Figura 7.3. *Offsets* nada mais são do que valores iniciais assumidos por algumas variáveis e presentes no hardware em determinados pontos, assim que o sistema é energizado, e que, na maioria das vezes, com o passar do tempo, tornam-se inerentes ao sistema por se tratar de diferenças provocadas pela não linearidade, imprecisão e mesmo má fabricação ou estado de conservação de alguns componentes do sistema.

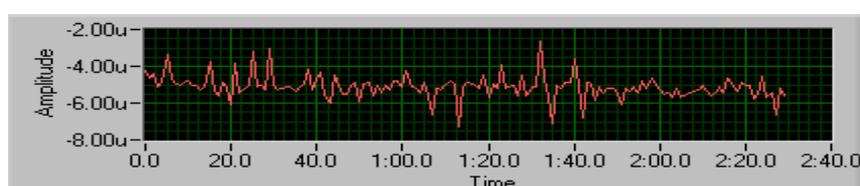


Figura 7.3 Sinal de *offset* amostrado de uma célula de carga.

A etapa de calibração busca anular do sistema esses valores iniciais que deveriam ser zero ou próximos de zero, de tal forma que conhecidos e lidos sem carga na plataforma, esses sejam considerados como o zero do sistema, e sejam levados em conta nos cálculos posteriores. Nesse sentido, foi desenvolvida uma rotina para realização da calibração do protótipo que envolve as etapas de aquisição dos valores iniciais e o cálculo de valores médios que serão postos como o zero para o sistema. As Figuras 7.4 e 7.5 mostram telas que fornecem ao usuário as primeiras informações sobre o início da calibração.

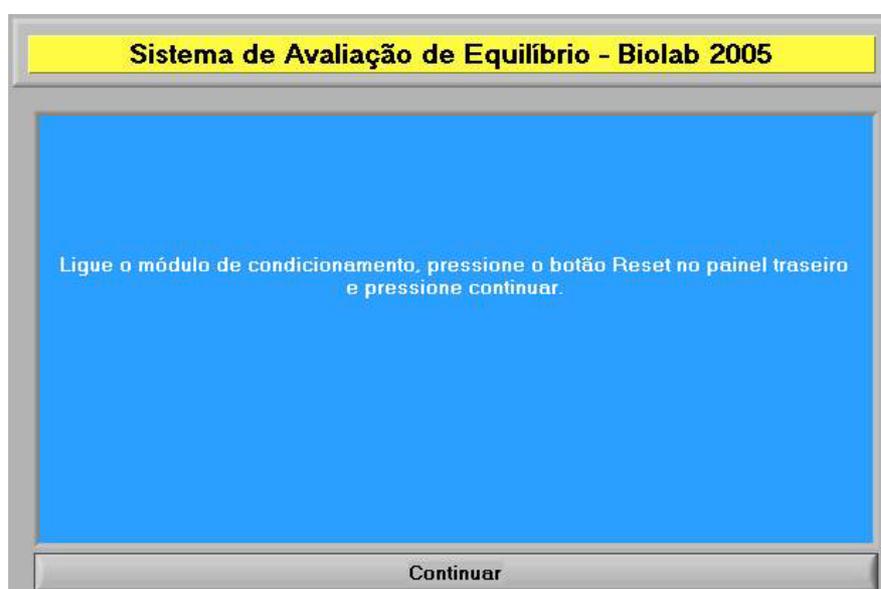


Figura 7.4 Primeira interface de calibração.

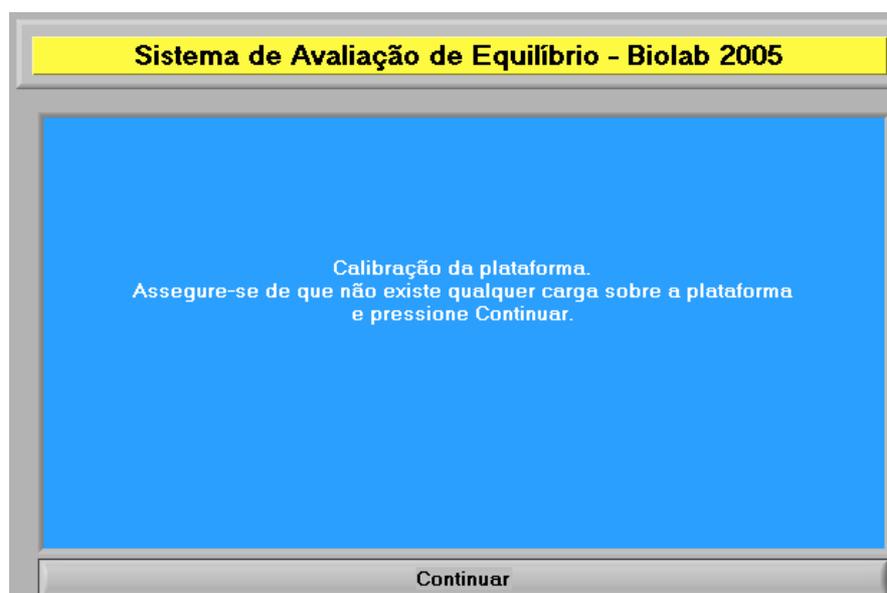


Figura 7.5 Segunda interface de calibração.

Concluída a calibração, a tela ilustrada pela Figura 7.6 é apresentada ao usuário e, em seguida, são iniciadas as avaliações de estabilidade.

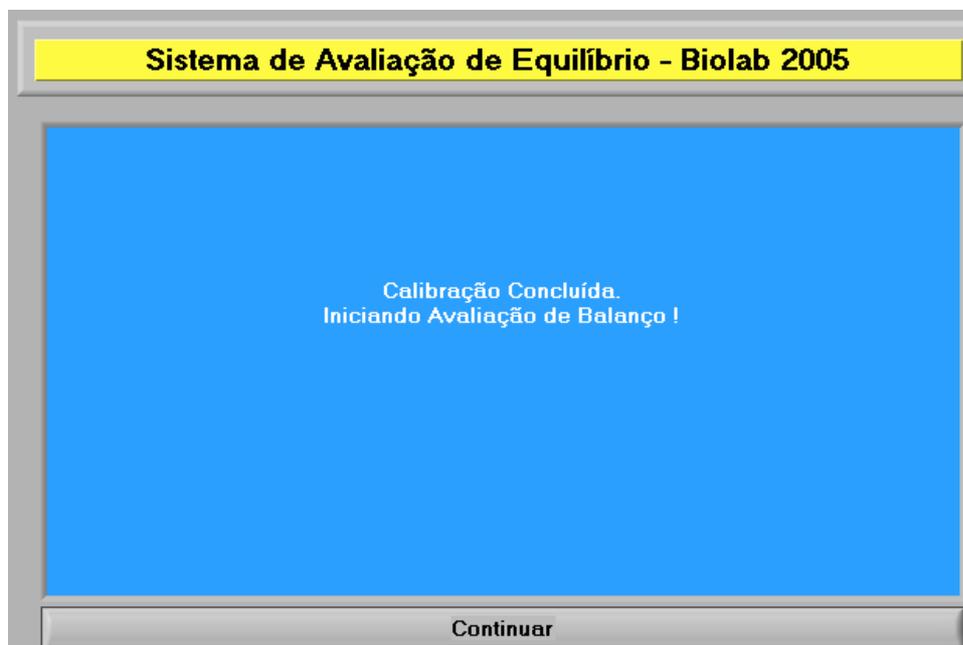


Figura 7.6 Interface de calibração concluída.

Acompanhando o diagrama em blocos ilustrado na Figura 7.1, o passo seguinte trata de mostrar os procedimentos na execução das avaliações de estabilidade. As avaliações realizadas foram basicamente de dois tipos: as de estabilidade normal e as de estabilidade perturbada.

A avaliação de estabilidade normal busca verificar o deslocamento do centro de pressão do sujeito em teste, quando esse se encontrar sobre a plataforma de força, devidamente instruído, para a realização dos testes em dois instantes diferentes: com e sem visão. O objetivo é verificar por meio da elipse de confiança que será traçada, a direção que houve maior movimento ou balanço, fornecer as coordenadas médias do centro de pressão, bem como seu comportamento ao longo do tempo no ensaio em teste. A Figura 7.7 apresenta a tela inicial da etapa de avaliação de estabilidade normal.

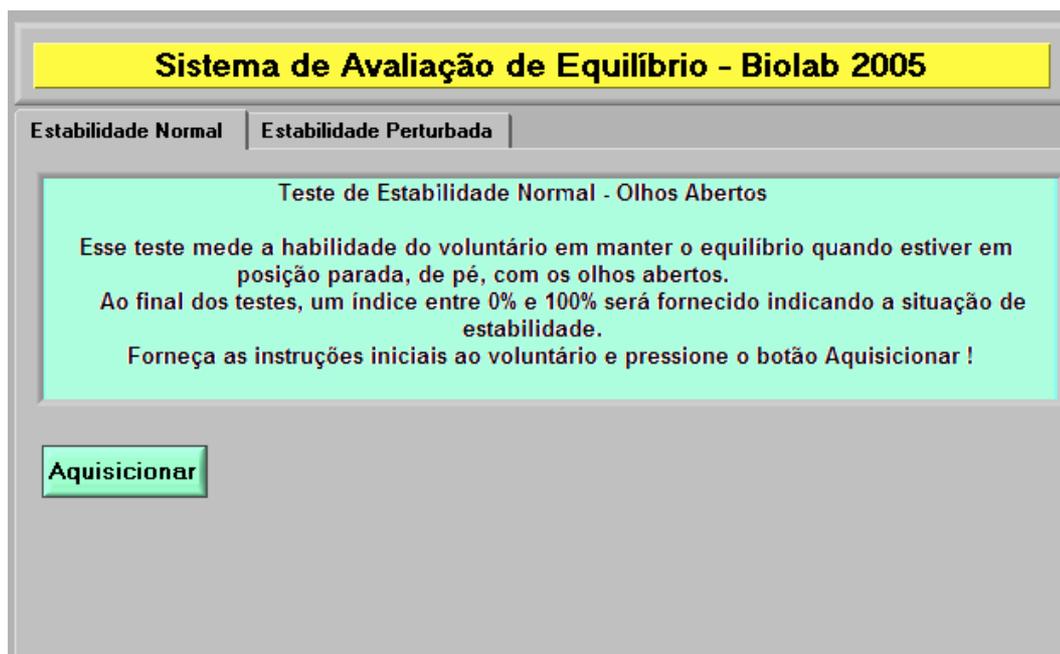


Figura 7.7 Interface de preparação para os testes de estabilidade normal.

A interface mostrada na Figura 7.7 fornece algumas instruções ao avaliador. Esse, por sua vez, deve se posicionar sobre a plataforma de acordo com as orientações fornecidas pelo avaliador. Quando o botão “Aquisicionar” é pressionado, os testes iniciam-se e os valores referentes aos esforços provocados são adquiridos e armazenados em vetores, para posterior processamento. Encerrada a avaliação de estabilidade normal com os olhos abertos, uma tela que fornece as informações referentes a prosseguimento das avaliações com estabilidade perturbada é apresentada ao usuário e pode ser vista na Figura 7.8.

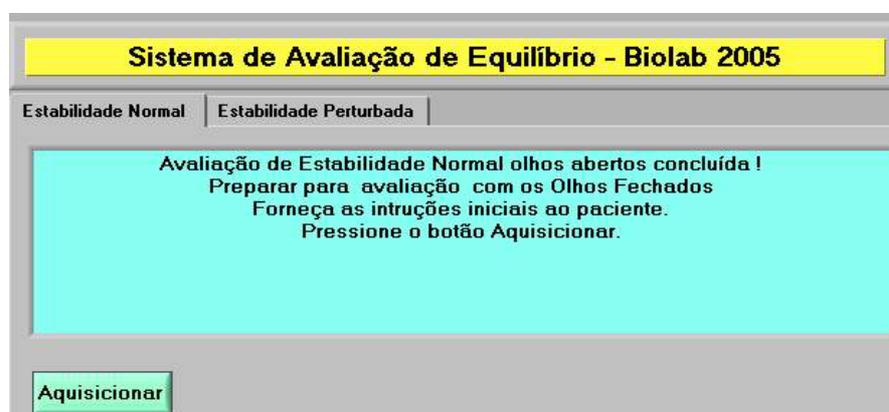


Figura 7.8 Interface de fim de estabilidade normal com olhos abertos.

Na avaliação de estabilidade perturbada, busca-se obter os mesmos parâmetros da estabilidade normal, mas adiciona-se a plataforma uma espuma de compressão conhecida, de tal forma que a sua superfície se pareça menos rígida ou com alguma mobilidade, permitindo assim, observar o comportamento das mesmas variáveis em questão, para o caso de uma perturbação na superfície de apoio.

Ao término da primeira etapa dos testes de estabilidade, é permitido ao usuário salvar os valores que foram lidos para posterior processamento ou análise. A interface para salvamento pode ser vista na Figura 7.9.



Figura 7.9 Salvar valores do ensaio.

Em seguida, a interface de fim dos testes na modalidade estabilidade normal olhos abertos é apresentada na Figura 7.10. O teste com os olhos fechados se inicia no momento em que o avaliador pressionar o botão aquisicionar .

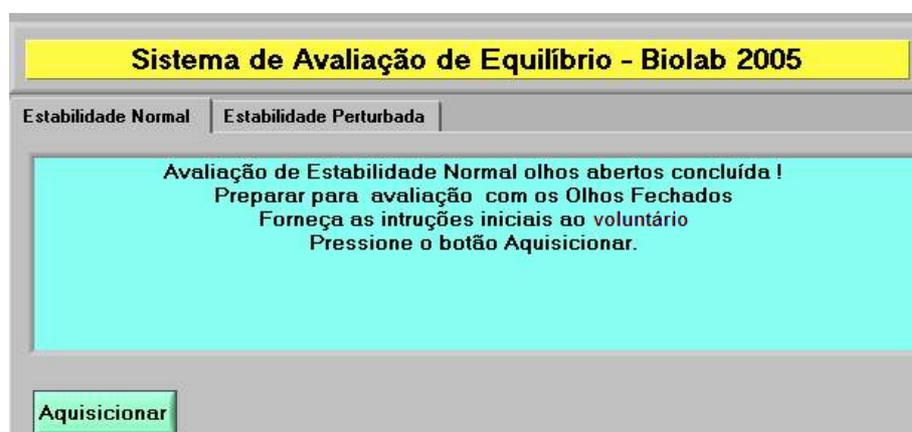


Figura 7.10 Interface para continuação dos testes.

Encerrada as avaliações de estabilidade normal, o avaliador deve clicar na aba da estabilidade perturbada e assim dá início aos testes. A tela mostrada na Figura 7.11 é apresentada, e nela estão disponíveis as informações pertinentes aos testes para avaliação de estabilidade perturbada.

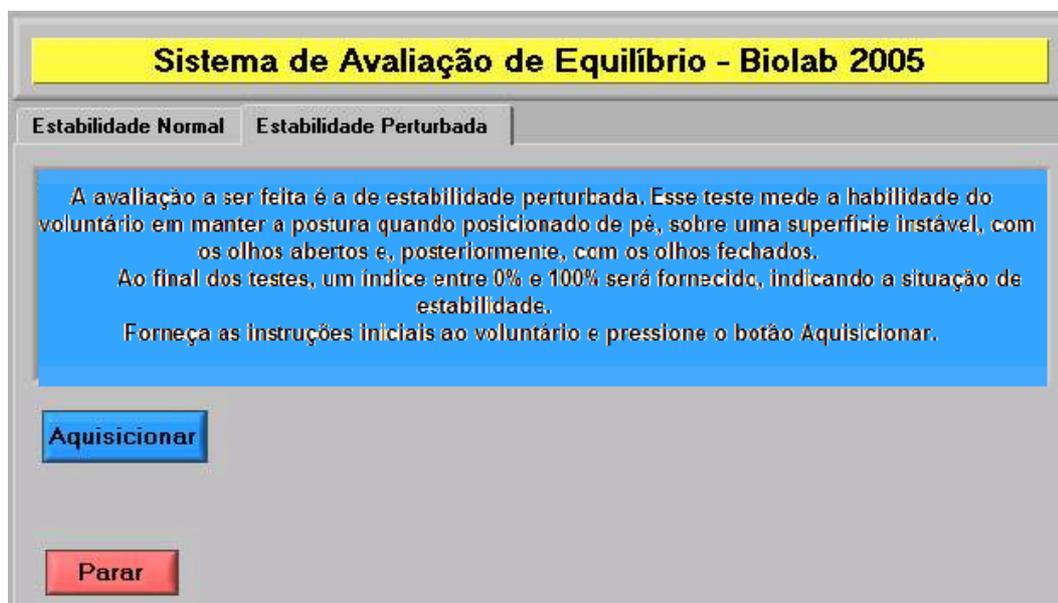


Figura 7.11 Interface de preparação dos testes de estabilidade perturbada.

A realização do teste de estabilidade perturbada transcorre da mesma maneira que o de estabilidade normal, exceto que uma espuma de compressão conhecida será colocada sobre a plataforma e será avaliada a estabilidade do indivíduo em teste diante de uma superfície menos rígida que a anterior. A Figura 7.12 mostra a interface quando os testes de estabilidade se iniciam.

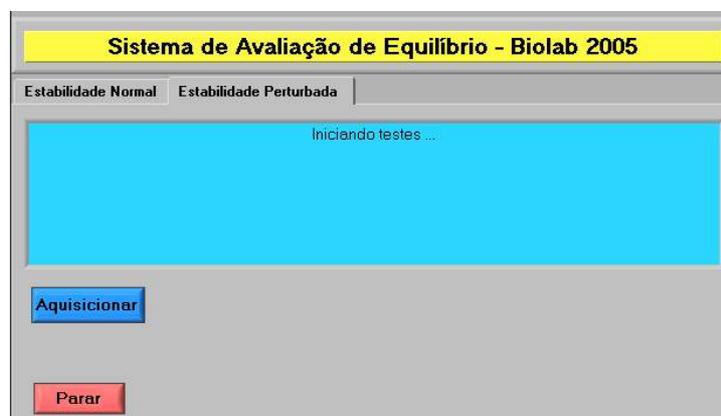


Figura 7.12 Interface de início dos testes de estabilidade perturbada.

Quando as avaliações se encerram, é apresentada ao usuário a tela mostrada na Figura 7.13.

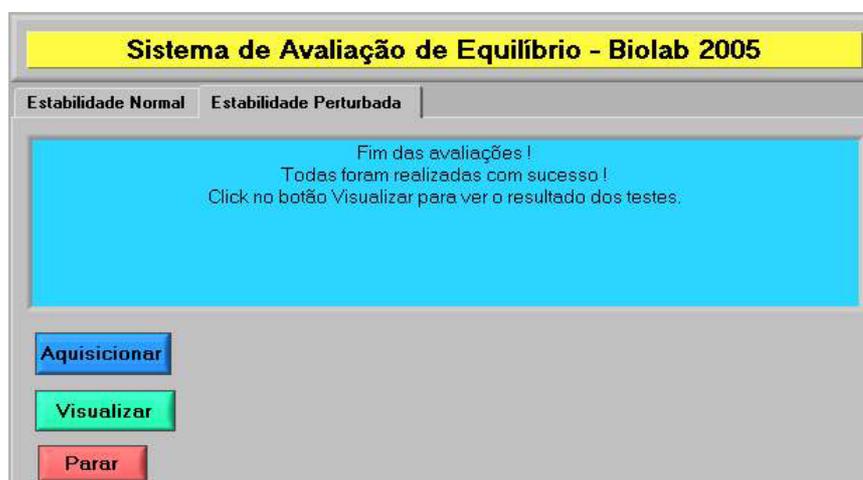


Figura 7.13 Interface de fim de teste.

A partir desse momento, o avaliador pode parar os testes pressionando o botão parar e verificar os resultados pressionando o botão visualizar. As elipses de confiança são obtidas com os resultados dos testes, juntamente com a localização do centro de pressão médio do voluntário durante as etapas do teste. Alguns índices de estabilidade que indicam o seu posicionamento com relação a uma população padrão também são fornecidos. A Figura 7.14 apresenta as elipses de confiança obtidas dos testes.

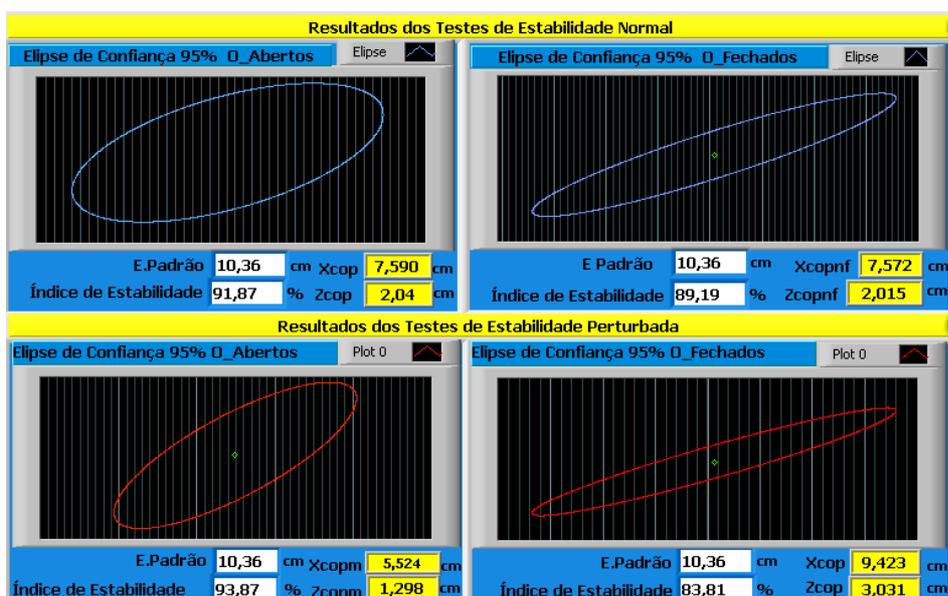


Figura 7.14 Elipses de confiança.

Os conceitos fundamentais para a compreensão da construção de elipses de confiança e o que ela representa em relação às avaliações feitas serão apresentados no capítulo seguinte, juntamente com todo o equacionamento matemático desenvolvido para a obtenção dos parâmetros calculados e fornecidos pelo aplicativo.

Diversas representações gráficas ainda são contempladas e disponibilizadas pelo aplicativo, como um estabilograma mostrado pelo gráfico na Figura 7.15 .

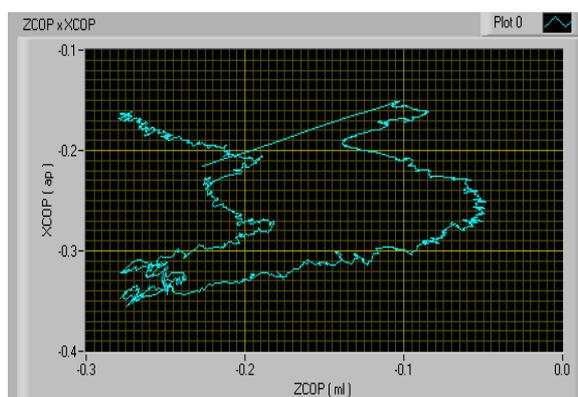


Figura 7.15 Estabilograma Zcop x Xcop.

O gráfico mostrado na Figura 7.16 ilustra o registro do comportamento das coordenadas do centro de pressão Zcop e Xcop com relação ao tempo. Observando o gráfico abaixo, percebe-se que existe uma variação em torno de valores médios, onde se encontra o centro de pressão. Esses valores médios representam a localização em média das coordenadas de Xcop e Zcop.

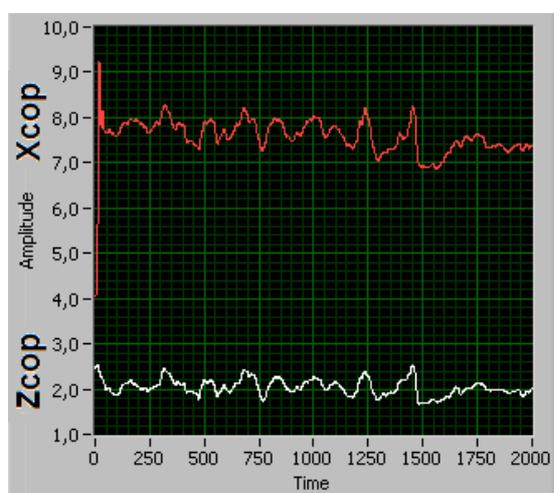


Figura 7.16 Sinal de Xcop e Zcop, sem filtragem, ao longo do tempo.

Ainda existem diversas avaliações que se dedicam ao mesmo fim, mas a implementação e validação dessas duas apenas já sinaliza a possibilidade de introdução dessa ferramenta no dia-a-dia de clínicas especializadas, juntamente com o aplicativo que contemple os parâmetros significativos para as investigações a serem feitas, de forma que agreguem mais consistência e confiabilidade ao processo.

Capítulo 8

Experimentos, resultados e discussões

8.1 Introdução

Uma vez concluídas as etapas de projeto e desenvolvimento, as diversas funcionalidades do protótipo foram avaliadas por meio de experimentos pilotos com quatro variações das diversas modalidades dos protocolos de avaliação do balanço humano. Contudo, deve-se ressaltar que tais experimentos não tiveram como objetivo emitir qualquer tipo de diagnóstico a respeito de possíveis distúrbios na regulação postural, uma vez que isso deve ser feito por pessoal qualificado na área da saúde.

Os itens que se seguem descrevem a metodologia experimental adotada e os resultados obtidos em pilotos, nas modalidades de avaliação de estabilidade normal e de estabilidade perturbada, com e sem visão, com o objetivo de comprovar se o aplicativo atingiu as metas definidas no Capítulo 1 deste trabalho. Ainda assim, os procedimentos mínimos necessários para as avaliações de equilíbrio foram seguidos.

8.2 Metodologia experimental

8.2.1 Ambiente de trabalho

Para a realização das avaliações de equilíbrio, é necessário um ambiente tranquilo, com temperatura ambiente agradável e, de preferência, com pouco ou

nenhum ruído externo, para que a concentração do indivíduo não seja comprometida. O voluntário a ser avaliado deve se posicionar de forma confortável, para minimizar interferências em seus movimentos.

8.2.2 Arranjo experimental

Para a medição do COP com relação à localização das coordenadas e para a detecção da variação e da direção principal do movimento, foi utilizada a plataforma de força desenvolvida neste trabalho, 50x50cm, capaz de fornecer os três componentes ortogonais do vetor força, bem como os vetores de momento. O software escrito em *Labview (LabView 6.1, National Instruments Corporation/ Dallas, TX, EUA)* calcula as coordenadas do COP e mostra, por meio de elipses de confiança de 95%, a direção principal dos movimentos realizados durante a avaliação.

O software possibilita ainda, conhecer os índices de estabilidade padrão e instantâneo obtidos durante a sessão. A aquisição dos sinais da plataforma foi realizada em frequências 150, 200 e 300Hz. A aquisição dos dados foi feita utilizando-se um computador padrão *IBM-PC* e o módulo de condicionamento e digitalização de sinais construído especificamente para este projeto.

8.2.3 Duração

A duração dos testes de avaliação do equilíbrio não é padronizada, mas comumente fica em torno de 15 a 50 segundos para cada uma das modalidades do exame:

- **Estabilidade Normal**
 - Olhos abertos
 - Olhos fechados

- **Estabilidade Perturbada**
 - Olhos abertos
 - Olhos fechados

8.2.4 Tipos de avaliações

Foram realizadas, basicamente, dois tipos de avaliações para a experimentação do protótipo. Essas avaliações foram implementadas a partir de um conjunto de protocolos proposto por Romberg para avaliação de equilíbrio, dentre elas, a avaliação de estabilidade normal e a avaliação de estabilidade perturbada. As funcionalidades dessas avaliações foram apresentadas no Capítulo 7.

8.2.5 Amostra

Três adultos voluntários (um homem e duas mulheres) participaram deste estudo. A idade média dos integrantes do grupo era de 23 anos, a estatura média era de 1.70m e a massa corporal média era de 65 kilogramas. Nenhum indivíduo apresentava qualquer histórico de desordem músculo-esquelética ou postural e apenas queixaram-se de vertigens esporádicas. Todos os participantes deram voluntariamente o seu consentimento para a participação no estudo, ficando firmado assim, o compromisso entre eles e a equipe de pesquisas, em preservar todos com relação à veiculação de suas imagens.

8.2.6 Configuração das avaliações

Para o início das avaliações, a seguinte configuração foi adotada:

- O voluntário recebe instruções básicas para conhecer o tipo de avaliação à qual ele será submetido;
- O voluntário posiciona-se ao centro da plataforma, diante das marcas, observando as instruções passadas pelo avaliador. A Figura 8.1 ilustra o posicionamento do voluntário, bem como as marcas na plataforma;



Figura 8.1 Foto de voluntário na plataforma e em detalhe as marcações na plataforma.

- o voluntário é orientado a olhar atentamente para um ponto fixo a frente, buscando concentrar-se. No momento em que o exame começar, é orientado a iniciar a contagem, em voz de alta, de uma seqüência numérica, iniciando em zero e mantendo a ordem crescente;
- em alguns momentos foi solicitado ao voluntário descer ou subir na plataforma para que os testes possam ocorrer de forma satisfatória. A Figura 8.2 ilustra um voluntário sobre a plataforma, sendo instruído para o início dos ensaios.



Figura 8.2 Foto de voluntário sendo instruído para início das avaliações.

8.3 Avaliações e resultados

Conhecida a dinâmica dos testes, apresentam-se a seguir os resultados das avaliações obtidas de um dos voluntários participantes, em que foram monitorados e mensurados os seguintes parâmetros para as avaliações de estabilidade:

- localização das coordenadas médias centro de pressão do voluntário com relação aos eixos X (x_{cop}) e ao eixo Z (z_{cop}). As coordenadas X_{cop} e Z_{cop} são calculadas a partir dos valores de força e momentos quantizados durante os experimentos;
- variação do X_{cop} e Z_{cop} ao longo do tempo de ensaio;
- as elipses de confiança das avaliações de estabilidade normal e perturbada;
- índices de estabilidade padrão (individual) e o índice de estabilidade instantâneo.

Para o início dos teste, foi realizado um cadastro do voluntário, com alguns dados pessoais e observações pertinentes às avaliações. A Figura 8.3 mostra mais detalhes da etapa de cadastro do aplicativo desenvolvido. Com exceção do nome, os demais dados correspondem à realidade.

Dados Pessoais		Dados Clínicos	
Nome	Martha Rocha	<input type="checkbox"/> Hipertenso	<input type="checkbox"/> Obeso
Sexo	Feminino	<input type="checkbox"/> Hipotenso	<input type="checkbox"/> Diabetes
Idade	32	<input type="checkbox"/> Fumante	<input type="checkbox"/> D.física
Massa(kg)	62	<input checked="" type="checkbox"/> Vertigem	<input type="checkbox"/> Gestante
Telefone	034 32394165	<input checked="" type="checkbox"/> Pratica esportes	
Estatura(m)	1,74	Queixas	
Endereço	Rua 21, nº 1000, Santa Mônica Uberlândia - MG	cansaço constante	
Observações			
Local: Laboratório de Eng. Biomédica -UFU			

Figura 8.3 Interface para cadastro do voluntário

A seguir, o voluntário recebe algumas orientações quanto ao seu posicionamento para o início e para a realização dos testes. A Figura 8.4 ilustra um voluntário posicionado para o início dos testes



Figura 8.4 Foto do voluntário posicionado para o início dos testes.

Depois do voluntário posicionado, as avaliações iniciaram-se. Essas avaliações de estabilidade foram definidas em quatro etapas, como foi apresentado no capítulo 5. A etapa de estabilidade normal buscou conhecer o comportamento da variação do centro de pressão dos indivíduos quando esses adotam a postura ereta *quasi-estática*, com e sem visão.

Com relação à avaliação de estabilidade perturbada, essa avaliou os mesmos parâmetros que a estabilidade normal, mas diante de uma superfície menos rígida para o apoio do voluntário. Para tanto, uma espuma de compressão conhecida foi posta sobre a plataforma e o indivíduo posicionou-se sobre essa espuma durante os testes.

Ao final das avaliações, pôde-se observar primeiramente, os gráficos da Figura 8.5, que mostram o comportamento do centro de pressão do indivíduo em teste, representado ao longo do tempo, tempo esse também em função do número de amostras adquiridas.

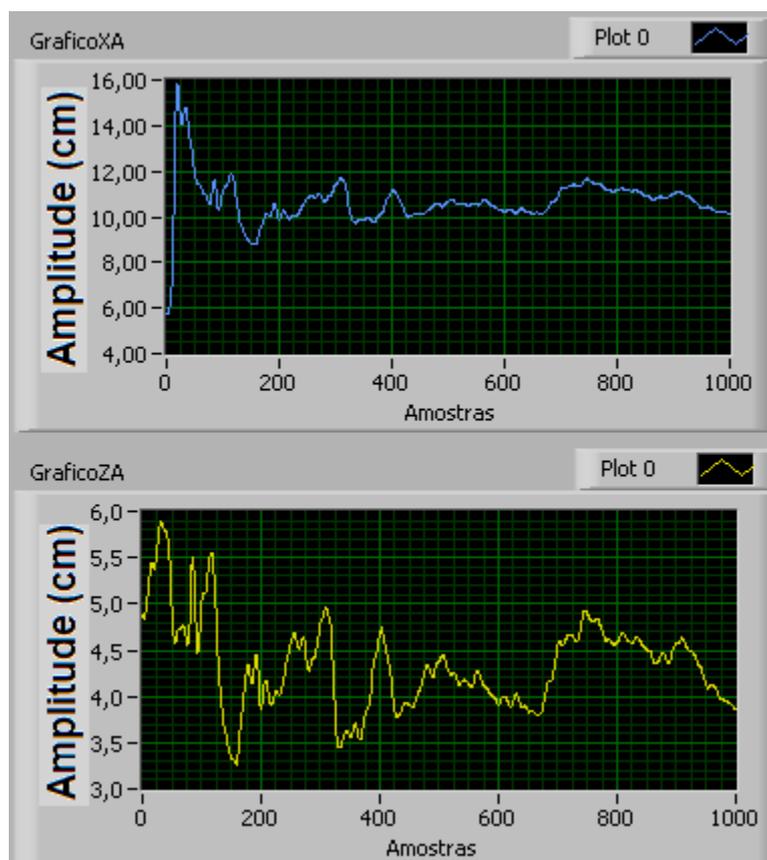


Figura 8.5 Variação de X_{cop} e Z_{cop} pelo número de amostras adquiridas.

Pôde-se observar a partir dos gráficos da Figura 8.5 que o valor de Z_{cop} oscilou em torno de 10cm, e que o valor de X_{cop} oscilou em torno de 4cm. Essas variações devem-se a incapacidade que o ser humano tem de se manter perfeitamente ereto e mais detalhes serão fornecidos a partir das análises das elipses de confiança geradas no experimento.

Os próximos resultados obtidos com as avaliações foram os registros estabiligráficos do deslocamento da coordenada Z_{cop} em função da coordenada X_{cop} . A Figura 8.6 mostra o gráfico obtido no teste de estabilidade normal com os olhos abertos.

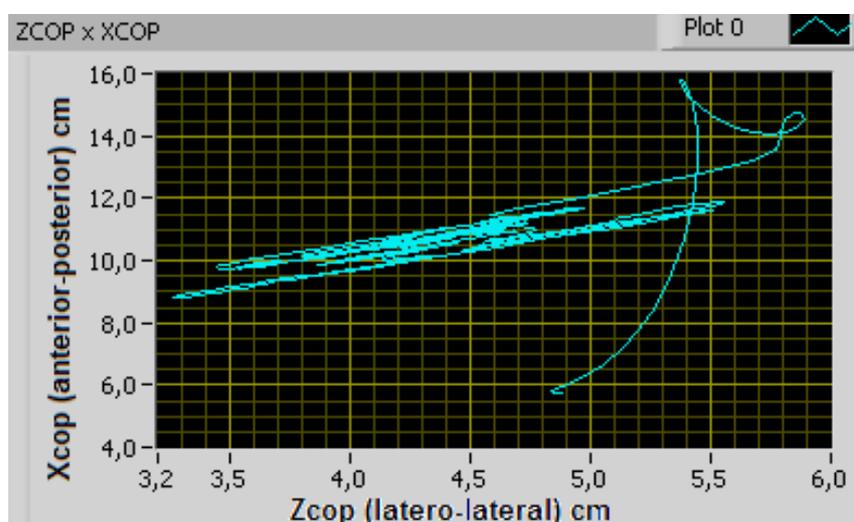


Figura 8.6 Resultado estabiligráfico para o teste de estabilidade normal - olhos abertos

No gráfico da Figura 8.6, pôde-se observar que houve uma variação maior no deslocamento antero-posterior representado pelo eixo X_{cop} , do que ocorreu na direção latero-lateral, representada no eixo Z_{cop} . As variações ao longo da direção latero-lateral ficaram entre 3,3 cm e 5,5 cm e as variações na direção antero-posterior foram de 8,7 cm a 12 cm aproximadamente.

Para a etapa de avaliação perturbada, com os olhos abertos, como mostra o gráfico da Figura 8.7, observou-se também detalhes no registro estabilométrico como uma diminuição suave de deslocamento significativo latero-lateral, da ordem de 1,5cm e para o deslocamento antero-posterior foi observado um deslocamento superior em relação aos testes de estabilidade normal, com

variações na faixa de 7cm a 10cm. Esse resultado indicou que o comportamento do voluntário diante da superfície menos rígida foi mais instável do que aquele obtido nos testes anteriores com a superfície mais rígida.

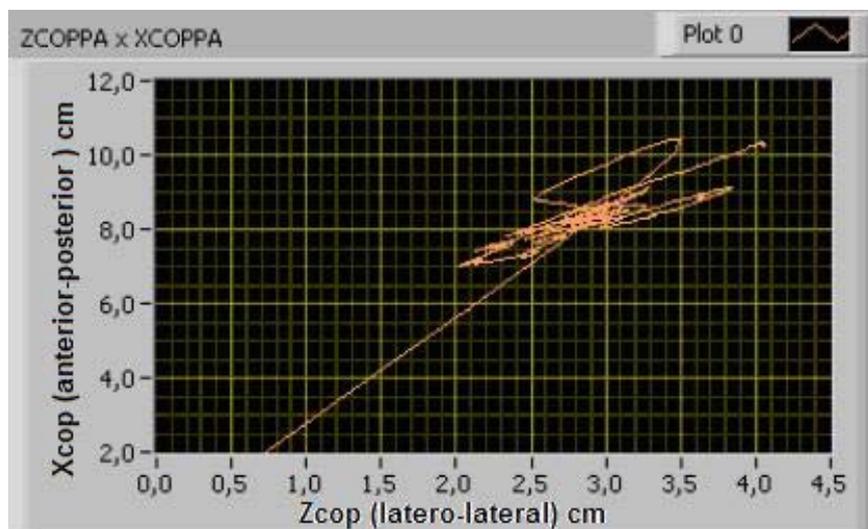


Figura 8.7 Resultado estabilográfico para o testes de estabilidade perturbada - olhos abertos

Os próximos resultados apresentados são as elipses de confiança geradas a partir dos experimentos. A Figura 8.8 apresenta a elipse de confiança de 95% dos pontos que representam as coordenadas do centro de pressão do indivíduo em teste, durante o experimento em estabilidade normal, com os olhos abertos. Pôde-se observar que a direção predominante de movimento foi a latero-lateral, como já tinha sido apontado pelo registros estabilográficos, pois a projeção do eixo maior da elipse em relação ao plano horizontal é superior à projeção do eixo menor em relação ao plano vertical.

Ainda foi possível observar os índices de estabilidade atingidos, em que o valor de instabilidade instantânea foi de 79,43%. Isso indica que o voluntário teve 79,43% de aptidão do seu potencial para regulação do seu estado de estabilidade, em uma escala de 0 a 100%. O valor da estabilidade padrão foi calculado pela equação 6.21 vista no capítulo 6 e o valor do índice de instabilidade instantânea foi obtida pela equação 6.22 do mesmo capítulo.



Figura 8.8 Elipse de confiança gerada a partir do teste de estabilidade perturbada - olhos abertos

Para avaliar os resultados obtidos nos testes de estabilidade perturbada com os olhos fechados, é apresentado o gráfico da Figura 8.9 obtido no ensaio. Percebeu-se nesse gráfico que houve um deslocamento maior e bem definido na direção médio lateral durante os testes. A elipse de confiança praticamente não apresentou deslocamento na direção antero-posterior, o que reflete o posicionamento acentuado na direção latero-lateral do voluntário avaliado.

Observou-se também que o índice de estabilidade instantânea atingido foi de 15,88%, o que indica que a habilidade de se manter em postura ereta *quasi-estática* para tal configuração de testes foi apenas de 15,88%. Dessa forma pôde-se observar que houve maior tendência de queda ou desequilíbrio.

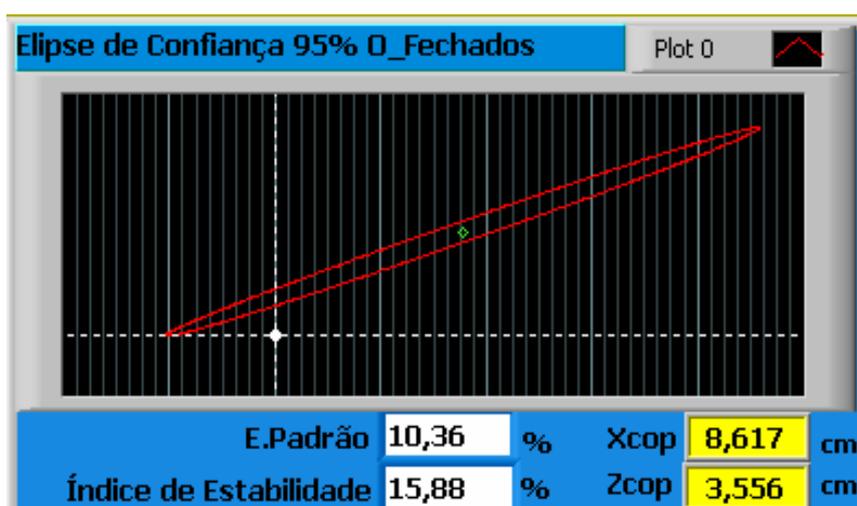


Figura 8.9 Elipse de confiança gerada a partir do teste de estabilidade normal - olhos fechados

Fazendo uma comparação entre os gráficos das Figuras 8.8 e 8.9, pôde-se verificar também que houve uma variação nas coordenadas do centro de pressão, para os testes de estabilidade normal, com os olhos abertos e a estabilidade perturbada com os olhos fechados. A coordenada do Xcop mudou da posição 10.684cm para a posição 8.617cm (um avanço pequeno da direção posterior) e a coordenada Zcop modificou-se da posição 4.34cm para a posição 3.556cm.

8.4 Discussão

Encerrada a etapa das avaliações, surge a necessidade de apontar alguns fatores que foram significativos para o desenvolvimento deste trabalho, bem como de realçar a importância de procedimentos que foram determinantes à sua conclusão. Alguns aspectos como a funcionalidade dos experimentos, do aplicativo desenvolvido, os erros associados à presença de sinais indesejados e, até mesmo, os problemas acerca da usinagem do protótipo serão abordados.

Com relação aos experimentos realizados, esses buscaram evidenciar qual o comportamento dos parâmetros responsáveis pela manutenção e regulação do equilíbrio no corpo humano. As avaliações de estabilidade propostas buscaram realçar o papel do sistema visual na regulação do equilíbrio do homem adulto.

O aplicativo desenvolvido teve como objetivo quantificar corretamente os valores de força e momentos, os quais foram utilizados para expressar o valor das coordenadas do centro de pressão do indivíduo em avaliação. Os resultados obtidos foram coerentes com o experimento realizado.

A implementação do algoritmo das elipses de confiança foi sugerida e desenvolvida para realçar os resultados das avaliações, visto que permite, de forma mais objetiva, detectar índices maiores e menores de estabilidade vinculados ao direcionamento que essa assume ao longo do experimento.

Uma outra questão relevante para este trabalho foi a interferência nos sinais avaliados com relação à presença dos ruídos gerados pelo circuito eletrônico acoplado à plataforma de força. Algumas medidas podem ser sugeridas

no sentido de minimizar a presença de sinais indesejados ao sistema e impedir que os resultados obtidos não correspondam à realidade experimentada. Dessa forma, chama-se a atenção para essas medidas, no projeto de um módulo condicionador e digitalizador de sinal:

1) As trilhas que conduzem o sinal da célula de carga até o primeiro amplificador devem ter o que se chama de cabo de guarda, para minimizar os efeitos de ruídos já presentes por toda a placa;

2) Toda a placa deve ser preenchida, onde não haja circuito, com uma malha de terra, permitindo uma maior uniformidade no sinal de terra que esteja distribuído por todo o circuito;

3) As trilhas que levam alimentação devem ter uma espessura maior possível, pois trilhas finas significam maior resistência, o que acarretaria perda de sinal até a chegada nos locais desejados;

4) Sempre que houver componentes que forneçam algum tipo de sinal ou referência a diversas partes do circuito, deve-se procurar desacoplar esse sinal que vai ser usado por um *buffer*, para que não ocorram problemas com as impedâncias a serem alimentadas;

5) Todos os cabos que levam sinais de sensores até o equipamento, ou do equipamento para o computador, devem ser blindados e ter sua blindagem soldada junto ao terra do circuito, no sentido de uniformizar a distribuição de terras por toda a parte;

6) A caixa do equipamento deve ser aterrada, juntamente com o terra da fonte de alimentação, pelos mesmos motivos citados acima;

7) Em todos os lugares aonde chegar diretamente a tensão de alimentação, deve-se ter capacitores fazendo o desacoplamento de ruídos que possam estar vindo por essa fonte;

8) Todos os componentes, sempre que o projeto exigir, devem ser de alta precisão, facilitando a verificação da estabilidade nas medidas, bem como aumentando a confiabilidade do projeto.

Com esses cuidados, torna-se possível minimizar as interferências geradas a partir dos circuitos eletrônicos, diminuindo também as chances de avaliações errôneas dos resultados.

Com relação à usinagem do protótipo da plataforma, podem ocorrer problemas que só serão detectados no momento da sua remontagem, depois que esse estiver devidamente instrumentado. A plataforma vem do processo de fabricação normalmente montada, parafusada, mas não necessariamente da forma correta, como foi observado durante a realização deste trabalho. Devido à falta de excentricidade dos furos nas peças com relação aos parafusos, muitos destes pontos, no momento da fixação, tendem a produzir na peça esforços de tração e/ou compressão já antes mesmo que a peça venha a ser solicitada.

A falta de planicidade entre as superfícies de contato de partes da plataforma onde há a necessidade de um perfeito encaixe e fixação, também produz efeitos negativos, pois propicia de forma não uniforme e irregular a transferência de esforço entre as placas de base e a região de apoio da célula de carga, possibilitando erros nas medidas das células de carga. Para corrigir esses problemas, devem ser realizadas observações detalhadas no protótipo, buscando-se identificar pontos de ocorrência de tração e compressão indevidas e falhas quanto à planicidade da peça, para que esses pontos falhos possam ter seus efeitos minimizados até a sua totalidade, ou até o ponto de se tornarem indiferentes ao perfeito funcionamento do sistema.

Capítulo 9

Conclusões e trabalhos futuros

9.1 Conclusões gerais

Este trabalho descreve o desenvolvimento do protótipo de uma plataforma de forças para instrumentação biomédica, o projeto e a construção do módulo condicionador e digitalizador de sinais e ainda, um aplicativo capaz de fornecer os principais parâmetros para a realização de avaliações associadas a balanço, postura e marcha em seres humanos. Para tal, realizou-se um estudo prévio sobre as características de algumas plataformas de força, condicionadores de sinais e aplicativos atualmente utilizados. Após esse estudo, chegou-se ao modelo de um sistema de hardware e software apresentados nos capítulos anteriores. O desenvolvimento do sistema abrangeu as seguintes etapas:

- Projeto e desenvolvimento da estrutura mecânica (bases e células de carga) da plataforma de força;
- Definição dos sensores a serem utilizados;
- Projeto e desenvolvimento do módulo condicionador e digitalizador de sinais para a plataforma de força;

- Projeto e implementação de um aplicativo de software capaz de adquirir e processar os sinais provenientes da plataforma, bem como fornecer os principais parâmetros para avaliações biomecânicas, associadas a balanço, postura e marcha humana.

Para o projeto e construção da plataforma de força multiaxial foram feitos diversos estudos, os quais procuraram abranger as principais características necessárias ao protótipo. Todas as partes estruturais da plataforma foram, antes da usinagem, modeladas em softwares específicos a fim de se obter o real comportamento da estrutura quando essa fosse submetida aos esforços estabelecidos. Conhecidas a magnitude dos esforços e as tensões médias desenvolvidas ao longo da estrutura, um modelo detalhado do conjunto foi redesenhado no Autocad, devidamente cotado e com as indicações de tolerâncias e o material a ser utilizado para usinagem. O projeto cotado da estrutura da plataforma está disponível no ANEXO E.

As células de carga foram instrumentadas com *strain gauges*, conforme mostrado no capítulo 5. Em síntese, a disposição dos sensores nas células de carga foi estabelecida no momento em que se encerraram as análises numéricas na peça, uma vez que elas análises permitiram encontrar o local exato onde ocorria o melhor desacoplamento dos esforços, quando esses eram impostos à estrutura.

Os resultados obtidos com a utilização do protótipo em experimentos pilotos mostraram que os sistemas de hardware e software desenvolvidos possuem potencial para avaliações de diversas disfunções e estudos relacionados à postura, à marcha e às desordens neurológicas que comprometem a estabilidade do sujeito.

É ainda importante ressaltar que, com o desenvolvimento desse sistema, o projeto e a construção da plataforma de força 3D e seus elementos de apoio, como o aplicativo de software, foi possível agregar *know how* nacional e local nesta área de desenvolvimento.

9.2 Trabalhos futuros

Os experimentos iniciais com o protótipo mostram que o mesmo atende às expectativas inicialmente definidas, contudo, alguns aspectos podem ainda ser otimizados, como por exemplo:

- Desenvolvimento de nova geometria para as células de carga, capaz de contemplar o desacoplamento de forças em duas ou ainda três direções. Entretanto, tal desenvolvimento deve prever uma geometria mais simples e menos passível de erro ou imprecisões;
- Desenvolvimento de uma melhor metodologia para fixação da célula de carga às placas da plataforma, buscando um número menor de componentes e de pontos a serem expostos a esforços indesejáveis;
- A utilização de sensores *strain gauges* de maior resistência ôhmica para reduzir o consumo de corrente pela ponte de Wheatstone, o que proporcionaria menor dissipação térmica, e o uso de circuitos integrados dedicados à operação em ponte, mas com baixa capacidade de suprimento de potência;
- Aprimoramento de estruturas do software, como por exemplo:
 1. melhoria das rotinas de armazenamento busca, e apresentação de dados na tela;
 2. geração de relatórios de forma que possam estar disponíveis por acesso remoto, via *Pager*, *Internet* e outros;
 3. inclusão de mais variáveis de análise como a velocidade de deslocamento, distâncias percorridas, histogramas para visualização do desvio padrão amostral, variância e média;

4. desenvolvimento de novas rotinas de processamento, no sentido de criar unidades específicas para profissionais das áreas afins como, por exemplo, Educação Física, Fisioterapia, Fonoaudiologia, Ortopedia e Neurologia, dentre outras.

Este trabalho não teve o objetivo de explorar as potencialidades terapêuticas para o equipamento proposto. Nesse sentido, diversos estudos devem ser realizados por profissionais capacitados para confirmar as potencialidades clínicas do equipamento.

Referências bibliográficas

1. ALMEIDA, P. A. O. **Introdução a Análise Experimental de Estruturas** – Notas de aula. NUTEC, Fortaleza, 2002.
2. AMADIO, A. C. **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento**. Ed. Laboratório de Biomecânica – EEFUSP, São Paulo , 1996.
3. ALUMÍNIO. **Propriedades de materiais**. Disponível em: www.asaaluminio.com.br, acessado em 15 de maio de 2004.
4. BAGESTEIRO, L. B. **Desenvolvimento de uma plataforma para análise de forças produzidas por pessoas**. Dissertação de Mestrado, Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, UFRGS, Porto Alegre, 1996.
5. BANACH, D. T. **Mechanical desktop 4**. Autodesk Press, 2000.
6. BERTEC. **Balance Plates and Confidence Ellipses**. Disponível em: www.bertec.com/balanceplates, acessado em julho de 2004.
7. BRAUER, D., SEIDEL, H. **The autoregressive structure of postural sway**. In Morecki, A., Fidelius, K., Kedzior, K., and Wit, A. (Eds.), **Biomechanics VII-A**, 1550-1560. Baltimore, MD: University Park Press, 1981
8. CAUDURO, C. R. **Fundamentos de Extensometria**. 1993 – Cadernos técnicos.
9. CÉLULA. **Células de carga**. Disponível em: www.celuladecarga.com.br, acessado em, junho de 2004.
10. DALLY, J. W.; RILEY, W. F. **Experimental Stress Analysis**. 3ª ed. McGraw-Hill p. 223-233, New York, 1991.
11. DOEBELIN, E. O. **Measurements Systems Applications and design**. McGraw-Hill, Inc., 4th ed. ,1990)

12. DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quase-estática**. Tese de livre docência, Brasil, Universidade de São Paulo, 2000.
13. FEIRA DE CIÊNCIAS. **Piezoelasticidade**. Disponível em: www.feiradeciencias.com.br, acessado em 15 de maio de 2005.
14. FERREIRA, D. F. **Análise Multivariada** – Apostila de aula. Departamento de Ciências Exatas, Universidade Federal de Lavras – MG, 1996.
15. FREYSS, G.; FREYSS, M.; SÉMONT, A. ; VITTE, E. ; MIRON, C.; DIARD, J. P. **L'équilibre du sujet âgé; apport des explorations instrumentales; aspects particuliers aux atteintes vestibulaires; prise en charge de ces maladies**. in: **Vertiges 93**. G.E.V., Arnette, Paris , pp. 115-164, 1994.
16. GAGEY, P. M. ; Weber, B. **Posturologia: regulação e distúrbios da posição ortostática**. São Paulo: Editora Manole, 2000.
17. GOLA, M. M. **Mechanical design, constructional details and calibration of a new force plate**, Journal of Biomechanics, vol. 13, p.113-128, 1980.
18. GURFINKEL, V. S. **Physical foundations of stabilography**. *Agressologie*, 14, pp. 9-14. 1973.
19. HAY, J. G. & REID, J. G. **As Bases Anatômicas e Mecânicas do Movimento Humano**. Ed. Prentice Hall do Brasil, 1985.
20. HUFSCHMIDT, A., DICHGANS, J., MAURITZ, K. H., HUFSCHMIDT, M. **Some methods and parameters of body sway quantification and neurological application**. *Arch. Psychiat. Nervenkr.*, 228, 135-150, 1980.
21. HAYES, K. C. **Biomechanics of postural control**. *Ex. Sp. Sci. Rev.*, 10, pp. 363-392. 1982.
22. HASAN, S. S., LICHTENSTEIN, M. J., SHIAVI, R. G. **Effect of loss balance on biomechanics platform measures of sway: influence of stance and a method for adjustment**. *J. Biomechanics*, 23, 783-789, 1990.
23. HULL, M. L.; BREWER, R.; HAWKINS, D. **A new force plate design incorporating octagonal strain rings**. *Journal of Applied Biomechanics* , vol. 11, p. 311-321, 1995.
24. HULL, M. L.; DAVIS, R. R. **Measurement of pedal loading in bicycling: instrumentation**. *Journal of Biomechanics*, Oxford, vol. 14, n. 12, p. 843-856, 1981.

25. KISTLER. **Balance Analysis** . Disponível em: www.kistler.com/do.content.br.en-ex?content=612_Balance&reset=true , acessado em 05 fevereiro de 2005.
26. LATASH, M. L. **Neurophysiological basis of human movement**. Human Kinetics, Champaign, IL, USA, 1997.
27. LAWRENCE, K. **Ansys Tutorial. Releases 5.7 and 6.0**. Sshroff Development, 2002.
28. LYWOOD, D. W; ADAMS,D.J; EYKEN, A.; MACPHERSON, J. M. **Small triaxial force plate**. Medicine & Biology Engineering and Computations, vol. 25, p. 698-701, 1987.
29. MAISSON, J. **Postural control systems in developmental perspective**. Neuroscience Behav Rev, 22, pp 465-472. 1998.
30. MANSFIELD, E. H. **The Bending and Stretching of plates**. Cambridge, USA, 1989.
31. MURRAY, M. P., SEIREG, A., SEPIC, S. B. **Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment**. J. Bone and Joint Surgery, 57, 510-516, 1975.
32. NACHTIGAL, C. L. **Instrumentation and Control Fundamentals and Applications**. John Wiley & Sons, Inc.,1990.
33. NAVES, E. L. M. **Desenvolvimento de uma plataforma de força para análise da performance biomecânica**. Dissertação de Mestrado. Programa de Pós-graduação da Engenharia Elétrica, UFU, 2001.
34. OLSSON, E. **Methods of Studing Gait, in: G. Smidt (ed.), Gait in Rehabilitation**, Churchill Livingstone, New York, 1990, pp. 21-41.
35. PAULUS, W. M., STRAUBE, A., BRANDT, T. **Visual stabilization of posture**. Brain, 107, 1143-1163, 1984.
36. PRIETO, T. E., MYKLEBUST, B. M. **Characterization and modeling of postural steadiness in the elderly: a review**. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1, 26-34, 1993.
37. RIACH, C. L., STARKS, J.L. **Stability limits of quiet standing postural control on children and adults**. Gait & Posture, 1, 105-111, 1993.
38. ROESLER, H. **Desenvolvimento de plataforma subaquática para medições de forças e momentos nos três eixos coordenados para utilização em biomecânica**. Tese de doutorado, Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, UFRGS, Porto Alegre, 1997.

39. ROTHWELL, J. **Control of human voluntary movement**. 2^a ed., Chapman & Hall, London, UK, 1994.
40. RSSCAN. **Balance Features**. Disponível em: www.rsscan.com/products/footscan/balancefeatures, acessado em 15 de março de 2004.
41. SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. **Motor control: Theory and practical applications**. Baltimore, Williams & Wilkins, 1995.
42. SLOBOUNOV, S. M., NEWELL, K. M. **Postural dynamics as a function of skill level and task constraints**. *Gait & Posture*, 2, 85-93, 1994.
43. TAKATA, K., HAKENO, H., WATANABE, Y. **Time series analysis of postural sway and respiration using an autoregressive model**. In: Matsui, H. and Kobayashi, K. (Eds.), **Biomechanics VIII-A**, 591-596, Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1983a.
44. TAKATA, K., HAKENO, H., WATANABE, Y. **Time series analysis of postural sway and respiration using an autoregressive model**. **Biomechanics VIII-A**, Human Kinetics Pub., Champaign, 591-596, 1983b.
45. TEREKHOV, Y. **Stabilometry and some aspects of its applications - a review**. *Biomed. Eng.*, 6, pp. 11- 15, 1976a.
46. TEREKHOV, Y. **Stabilometry as a diagnostic tool in clinical medicine**. *CMA J.*, 115, pp. 631-633, 1976b.
47. TOKUMASU, K., IKEGAMI, A., TASHIRO, N., BRE, M., YONEDA, S. **Frequency analysis of the body sway in different standing postures**. *Agressologie*, 24, 89-90, 1983.
48. TRIOLA, M. F. **Introdução à Estatística**. 7^a ed. Rio de Janeiro, 1999.
49. VERDERI, E. Disponível em: www.programaspostural.com.br, acessado em 16 de agosto de 2005.
50. WEBB, P. **Bioastronautics Data Book**. Webb associates, NASA, 1964.
51. WHITTLE, M. W. **Gait Analysis: An Introduction**, Butterworth-Heinemann, Oxford and Toronto, 1991.
52. WU, G. CAVANAGH, P. R. **ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematics data**. *J. Biomechanics* (28), 10:1257-61, TN, 1995.

ANEXO A

**Código fonte do programa implementado no
microcontrolador PIC 16F873.**

```

// Conferir função getc_temporizado

//include Plataforma.h
#include "C:\Documents and Settings\datahominis\Meus documentos\Desenvolvimentos\Linha
2005\Desenvolvimento Plataforma\Software\PIC\Plataforma.h"
#include <math.h>

//-----

/*
Valor do contador do TIMER1 para ajustar freq. de aquisição:

O clock de Timer1 tem período igual a ((Fosc/4)/Prescaler)
Assim, o valor a ser definido no contador do timer1 para provocar
uma interrupção em uma frequência F deve ser igual a:
valorContTimer1 = 65535 - [ (1 / (F * ( (Fosc/4) / Prescaler) ) ) ]
Como estamos utilizando Prescaler igual a 1 (ver iniciar iniciaAquisicao
(DIV_BY_1):
A equação acima se reduz a:

- Com clock (cristal) de 20MHz no PIC:

valorContTimer1 = 65535 - [ 1 / (F * 0.2*10-6) ]

Para 150Hz: 32200 - DEFAULT
Para 200Hz: 40536
Para 300Hz: 48870
*/

void pararAquisicao()
{
setup_timer_1(T1_DISABLED); //TIMER1 desligado
disable_interrupts(INT_TIMER1); //desabilitar interrupção
delay_ms(1); // aguardar finalização de qualquer INT pendente
}

/***** programaGanho *****/

Esta rotina programa o MCP6S21 com o ganho especificado pelo software do PC.
Para efetuar a programação é necessário enviar pela SPI dois bytes:
-> o primeiro byte escreve no registro de instruções ( 0b01000000 );
-> o segundo byte escreve no registro de ganhos:
- para ganho de x1: 0b00000000
- para ganho de x2: 0b00000001
- para ganho de x4: 0b00000010
- para ganho de x5: 0b00000011
- para ganho de x8: 0b00000100
- para ganho de x10: 0b00000101
- para ganho de x16: 0b00000110
- para ganho de x32: 0b00000111

ganho (valor ASCII):
ASCII Hex
"1" 31 -> 1x
"2" 32 -> 2x
"3" 33 -> 4x
"4" 34 -> 5x
"5" 35 -> 8x
"6" 36 -> 10x
"7" 37 -> 16x
"8" 38 -> 32x
*****/

void programaGanho(int ganhoBin)

```

```

{
    output_low(CS_PGA); // Chip select do PGA
    delay_cycles(2); // Delay para garantir tempo de programação do PGA
    spi_write(0b01000000); //instrução: Write to register, setar ganho
    spi_write(ganhoBin);
    delay_cycles(4);
    output_high(CS_PGA);
    //atraso para slew rate do PGA (4V/us para ganho 1 -- pior caso)
    //como o sinal de entrada pode variar de 5 Volts temos o pior caso em 20uS
    delay_us(20);
}

//converte caracter ASCII para nro correspondente (8 bits)
//O caracter deve representar um nro HEXA 0 - 9, A,B,C,D,E,E
// ou 0 - 9, a,b,c,d,e,f
signed int16 converteNroAsciiInt(char nroAscii)
{
    if(nroAscii >= 0x30 && nroAscii <= 0x39) //0 - 9
        return (nroAscii - 0x30);
    else
    {
        if(nroAscii >= 0x41 && nroAscii <= 0x46) // A - F
            return (nroAscii - 0x37);
        else
        {
            if(nroAscii >= 0x61 && nroAscii <= 0x66) // a - f
                return (nroAscii - 0x57);
            else
                return (-1);
        }
    }
}

//ajusta multiplex para um valor entre 0 e 7
void setarMux(int valor)
{
    int1 a,b,c;

    //garantir que todos os bits não importantes do parametro são 0
    valor = valor & 0x07;

    a = 0;
    b = 0;
    c = 0;

    switch(valor)
    {
        case 1:
        {
            a = 1;
            break;
        }
        case 2:
        {
            b = 1;
            break;
        }
        case 3:
        {
            a = 1;
            b = 1;
            break;
        }
        case 4:

```

```

    {
        c = 1;
        break;
    }
    case 5:
    {
        a = 1;
        c = 1;
        break;
    }
    case 6:
    {
        b = 1;
        c = 1;
        break;
    }
    case 7:
    {
        a = 1;
        b = 1;
        c = 1;
        break;
    }
    default:
        break;
}
output_bit (mux_a, a);
output_bit (mux_b, b);
output_bit (mux_c, c);

return;
}

//envia Pulso de inicio de conversão
//O sinal Start_conv começa e termina em 1
void enviaSC()
{
    // O pulso deve ter largura entre 40ns e 6us
    output_low(AD_RC);
    delay_cycles(4);
    output_high(AD_RC);
    return;
}

#int_TIMER1
TIMER1_isr()
{
    // Início das instruções para aquisição
    int i, msb[8], lsb[8]; // Variáveis para bytes mais e menos significativos

    set_timer1(frequencia); //Configura Timer1 para frequência de aquisição

    for(i = 0; i < nCanais; i++)
    {
        // Coloca o mux no canal selecionado
        setarMux(canais[i]);
        //programa ganho do canal
        programaGanho(CanaisGanhos[i]);
        //Gera o pulso para início de conversão
        enviaSC();
        //Espera o fim da conversão
        delay_us(10);
        //Lê os dados do AD

```

```

    output_high(AD_BYTE); // MSB
    delay_cycles(5);
    msb[i] = input_b();
    output_low(AD_BYTE); // LSB
    delay_cycles(5);
    lsb[i] = input_b();
}

for(i = 0; i < nCanais; i++)
{
    //Transmite os dados amostrados pela RS232
    putc(msb[i]);
    putc(lsb[i]);
}
//Se estiver em conversão continuar apenas reset o timer.
//Se estiver em conversão contínua, coletamos ate completar
//a quantidade de amostras desejadas
if(! convContinua)
{
    nSamplesCanal--; //decrementar nro de amostras coletadas
    if(nSamplesCanal <= 0) //terminou?
        pararAquisicao();
}
}

void main()
{
    setup_adc_ports(NO_ANALOGS);
    setup_adc(ADC_OFF);
    //SPI do PGA -> MCP6S21 (Fmax = 10MHz)
    //Configura a interface SPI do PIC
    setup_spi(SPI_MASTER|SPI_L_TO_H|SPI_XMIT_L_TO_H|SPI_CLK_DIV_16);

    setup_timer_0(RTCC_INTERNAL|RTCC_DIV_1);
    setup_timer_1(T1_INTERNAL|T1_DIV_BY_1);
    setup_timer_2(T2_DISABLED,0,1);
    //desabilite int_ext
    disable_interrupts(INT_EXT);

    //define estado inicial dos pinos de controle do sistema
    output_high(CS_PGA); // Chip select do PGA em nível alto

    /* valores iniciais para controles:
    RA0 (Mux_A) = 0
    RA1 (Mux_B) = 0
    RA2 (Mux_C) = 0
    RA3 (BYTE ad) = 1
    RA4 (SC ad) = 1 ==> 0b0001 1000
    */
    output_bit (mux_a, 0);
    output_bit (mux_b, 0);
    output_bit (mux_c, 0);
    output_bit (AD_RC, 1);
    output_bit (AD_BYTE, 1);

    //handshake
    dadoSerial = '1';

    handshake();

    //Loop principal
    while(true)
    {

```

```

//Chegou algum dado na serial
//coletar o comando e executar o comando
executaComando(getc());
}
}

/***** executaComando() *****/
Esta função recebe um código de 8 bits como comando.
Os possíveis comandos são:

pcComPrepAquis: Seta o ganho, quantos e quais canais serão
utilizados no processo
Ao iniciar a execução deste comando o PIC fica esperando:
1° -> Quatro caracteres HEXADECIMAIS (0 a F) informando a quantidade de
amostras (int32 nSamplesCanal) a serem coletadas para cada canal.
Os bytes devem ser enviados do MSB para o LSB.
Se o valor enviado for igual a zero o sistema entra em aquisição
continua (até que receba o comando para parar aquisição).
2° -> Um byte informando quantos canais serão utilizados (recebe o ascii
correspondente ao número);
° -> Roda um laço com a quantidade de canais informada. Durante a
execução deste laço o PC envia quais são os canais que serão
utilizados na aquisição (ascii correspondente) e seus respectivos
ganhos em sequência (nro do canal seguido de seu ganho).
1 (0x31) <= Nro do canal <= 8 (0x38)
ganho (valor ASCII):
ganho1x a ganho32x

4° -> Recebe o valor que representa a frequência à qual o sistema
deverá adquirir os dados:

freq150 -> 150Hz (default);
freq200 -> 200Hz
freq300 -> 300Hz

pcComInitAquis: Inicia aquisição com os parâmetros estabelecidos no comando 0x11 ou
inicia com os parâmetros default;

pcComEndAquis: Encerra aquisição
*****/

void executaComando(int comando)
{
signed int16 res;
int32 aux;
signed int16 i;
switch (comando)
{
pararAquisicao(); //para qualquer aquisição em andamento

case pcComPrepAquis: //Seta parâmetros de hardware

//Exemplo de string a ser enviado pelo PC para coleta de
//Duas amostras por canal ; 8 canais com ganho unitario - TxAmostragem de 250Hz
//!0002811213141516171812

nSamplesCanal = 0;
for(i = 3; i >= 0; i--) //ler quantidade de amostras Nro em HEXA -- LSB first
{
if(! getc_temporizado()) //le um byte ("0" a "F")
{
putc(picErro);
return;
}
}
}
}

```

```

res = converteNroAsciiInt(dadoSerial);
if(res == -1) //conversão correta?
{
    puts(picErro);
    return;
}

//montar nro de amostras (não usar pow(i,j) pois o compilador esta
//gerando código muito grande - provavel bug?
aux = (int32)res;
nSamplesCanal = nSamplesCanal + (aux << (8*i));
}

if(nSamplesCanal <=0) //conversão continua?
    convContinua = 1; //sim
else
    convContinua = 0; //não

//ler nro de canais

if(! getc_temporizado() )
{
    puts(picErro);
    return;
}
res = converteNroAsciiInt(dadoSerial);
if(res == -1) //conversão correta?
{
    puts(picErro);
    return;
}

nCanais = (int) res; //numero de canais desejado

for(i = 0; i < nCanais; i++)
{
    if(! getc_temporizado() ) //le o nro de cada canal ("1" a "8")
    {
        puts(picErro);
        return;
    }

    res = converteNroAsciiInt(dadoSerial);
    if(res == -1) //conversão correta?
    {
        puts(picErro);
        return;
    }

    canais[i] = ((int)res) - 1; //numero DO canal PC envia 1 a 8 -> MUX usa 0 a 7

    if(! getc_temporizado() ) //le o ganho do canal (1,2,4,5,8,10,16 ou 32)
    {
        puts(picErro);
        return;
    }

    switch(dadoSerial) //ganho DO canal
    {
        case(ganho1x):
            canaisGanhos[i] = 0;
            break;
        case(ganho2x):

```

```

        canaisGanhos[i] = 1;
        break;
    case(ganho4x):
        canaisGanhos[i] = 2;
        break;
    case(ganho5x):
        canaisGanhos[i] = 3;
        break;
    case(ganho8x):
        canaisGanhos[i] = 4;
        break;
    case(ganho10x):
        canaisGanhos[i] = 5;
        break;
    case(ganho16x):
        canaisGanhos[i] = 6;
        break;
    case(ganho32x):
        canaisGanhos[i] = 7;
        break;
    default:
        putc(picErro);
        return;
    }
}

if(! getc_temporizado() ) //le o valor indicativo da freq de amostragem
{
    putc(picErro);
    return;
}
switch(dadoSerial)
{
    case freq150:
        frequencia = 32200; // frequencia de amostragem em 150Hz
        break;
    case freq200:
        frequencia = 40536; // frequencia de amostragem em 200Hz
        break;
    case freq300:
        frequencia = 48870; // frequencia de amostragem em 300Hz
        break;
    default:
        putc(picErro);
        return;
    }
//prepara para iniciar aquisição
//Com TIMER1 e int0 desligados
setup_timer_1(T1_DISABLED);
delay_cycles(3);

//ajustar contador do timer para estourar o mais rápido possível. Assim não demoraremos
//muito para coletar a primeira amostra logo que o comando de iniciar aquisição foi
//enviado pelo software principal.
set_timer1(65000);
//definir parametros do timer
setup_timer_1( T1_INTERNAL | T1_DIV_BY_1 );

//avisar que recebeu comando completo e esta preparado para iniciar
//aquisição
putc(picOk);
break;

case pcComInitAquis: //Inicia aquisição de dados

```

```

//avisar que recebeu comando completo
putc(picOk);
//habilitar interrupção
enable_interrupts(GLOBAL);
enable_interrupts(INT_TIMER1);
break;

case pcComEndAquis: //Encerra aquisição de dados
    pararAquisicao();
    //putc(picOk);
    break;
}
}

/***** handshake() *****/

    Esta função tem a finalidade de estabelecer a comunicação com o PC e
    garantir que a comunicação está ocorrendo dentro do esperado.
    Para que seja garantida a comunicação os seguintes passos devem ser
    executados:
    1-> O PIC espera o PC enviar pcComHndSk1;
    2-> O PIC envia para o PC a versão do firmware que está sendo utilizado;
    3-> O PC responde pcComHndSk2
    Se a comunicação passar por estes três passos o programa principal entra
    em operação.
    *****/

void handshake()
{
    //aguarda PC enviar inicio de handshake:
    waitSerialData(pcHnd_a);

    //PIC avisa que recebeu
    putc(picOk);

    //espera PC responder:
    waitSerialData(pcHnd_b);

    //PIC avisa que recebeu e que entrara em loop de espera de comandos
    putc(picOk);

    //continuar execução a espera de comandos
    return;
}

/***** Aguardar até chegar dado igual ao
enviado como parametro *****/
/*****/
void waitSerialData(char dado)
{
    do
    {
        dadoSerial = getc();
    }
    while(dadoSerial != dado);

    return;
}

/***** getc_temporizado() *****/

//sucesso = 1
//erro = 0 ==> timeout
/*****/

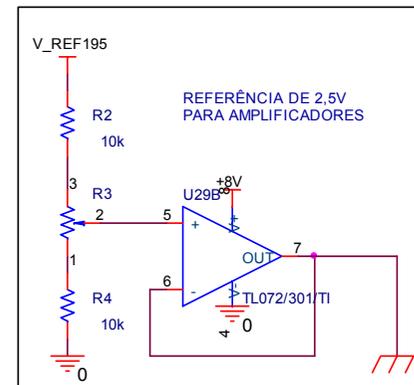
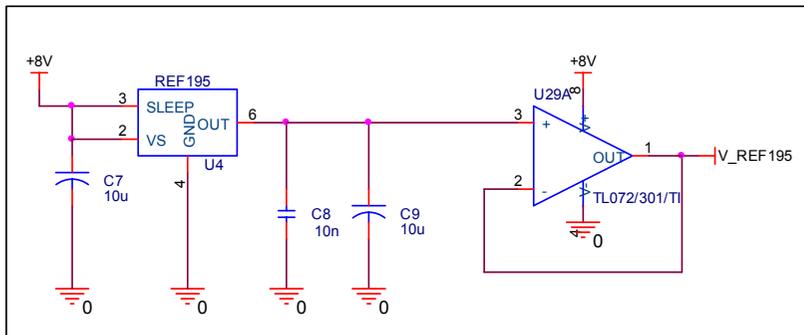
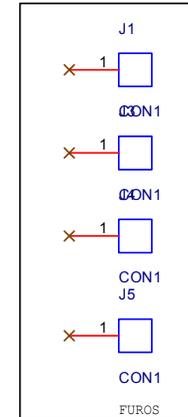
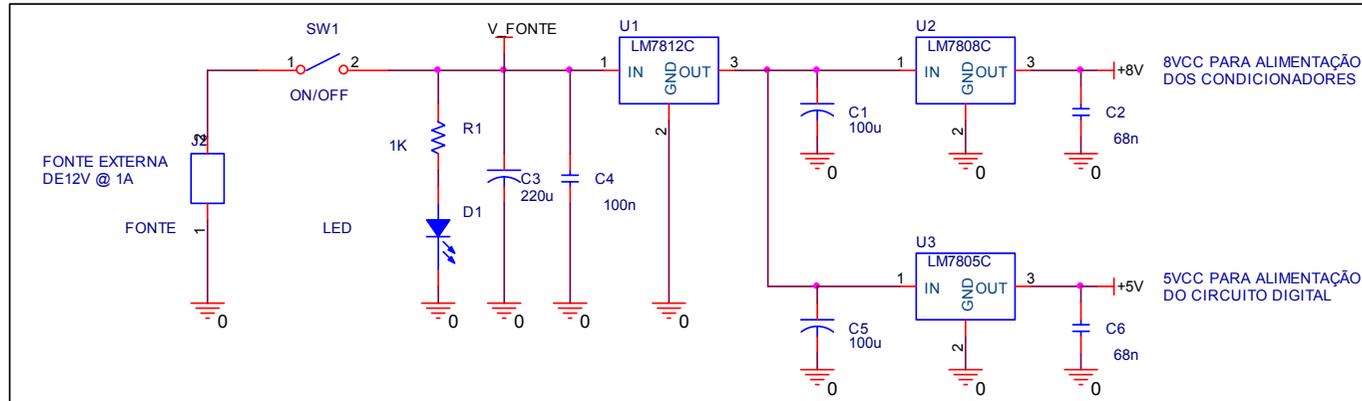
```

```
int getc_temporizado()
{
    int32 timeout=0;

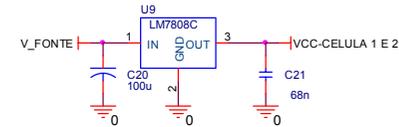
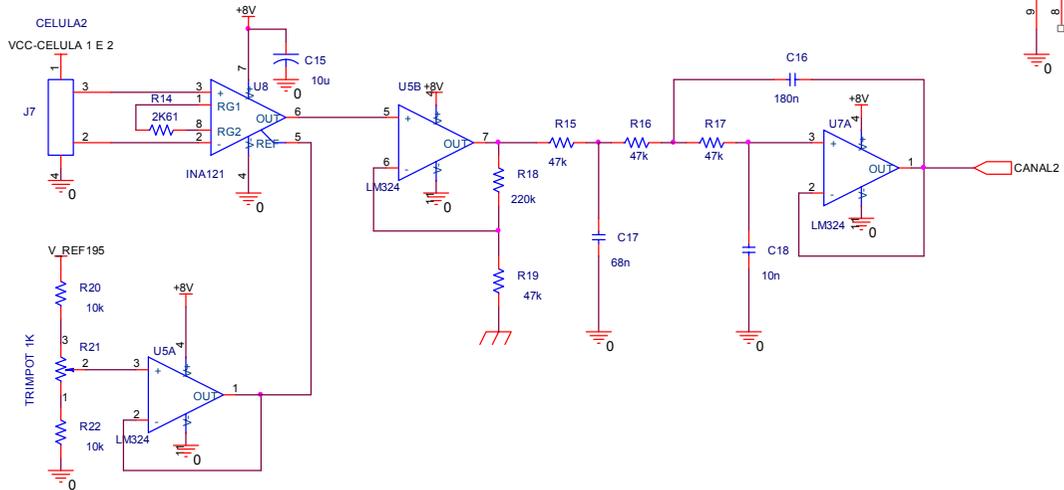
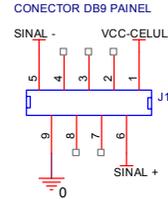
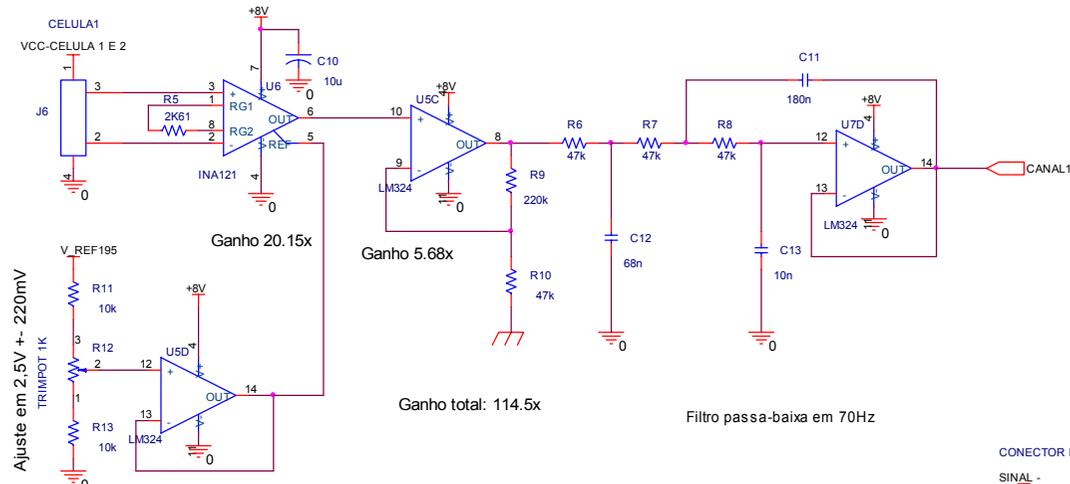
    while(! kbhit() && (++timeout < 100000))
    { // Espera 1 segundo. Se não chegar nada
      // na serial envia mensagem de erro.
      delay_us(10); //Não pode demorar muito senão corremos o risco do buffer
                   //da 232 encher (possui apenas 2 bytes)
    }
    if(kbhit())
    {
        dadoSerial = getc();
        return(1);
    }
    return(0);
}
```

ANEXO B

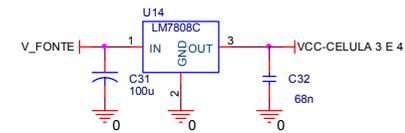
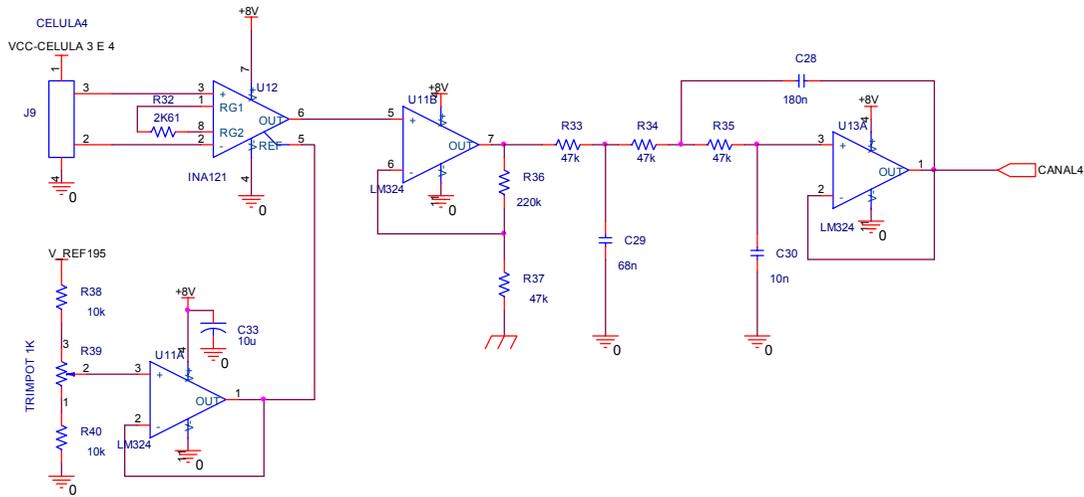
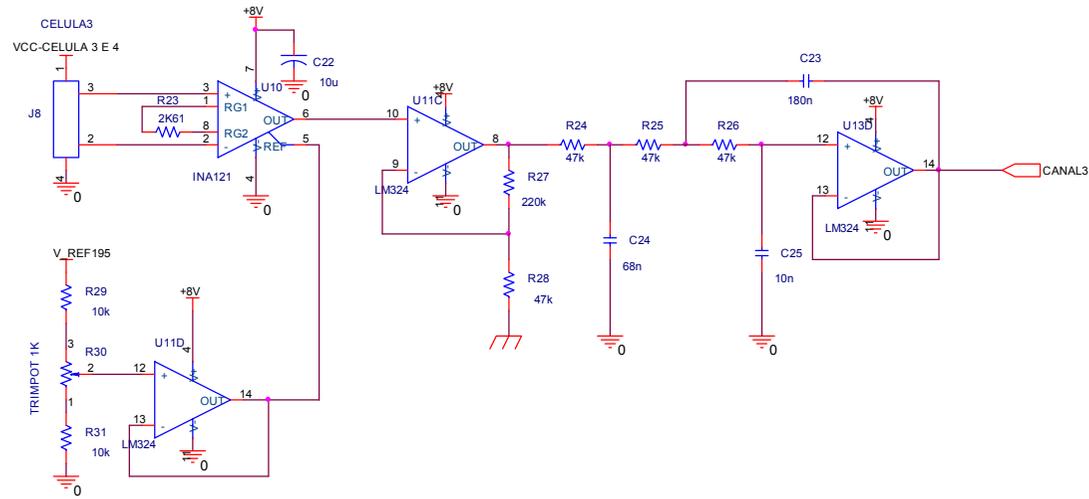
Diagrama completo do condicionador de Sinal



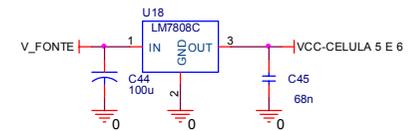
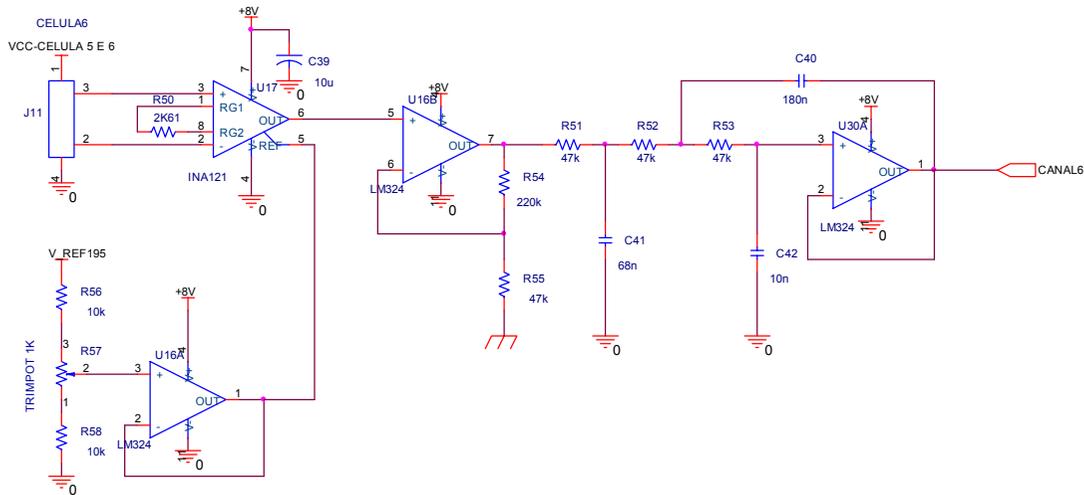
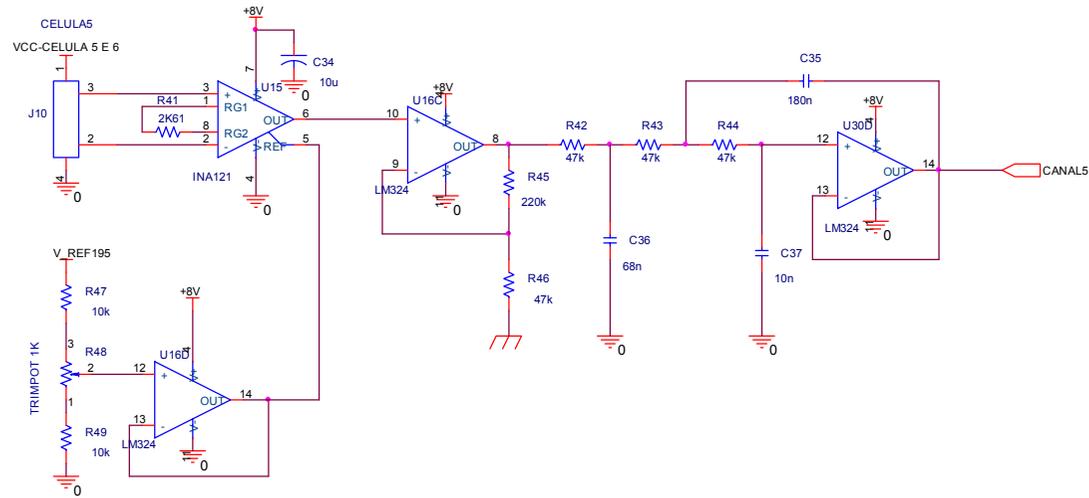
Title		
Alimentação e Referência		
Size	Document Number	Rev
A4	Plataforma de Forças	1.1
Date:	Wednesday, March 30, 2005	Sheet 1 of 6



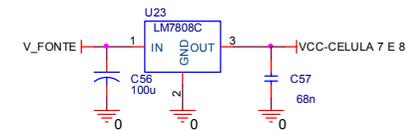
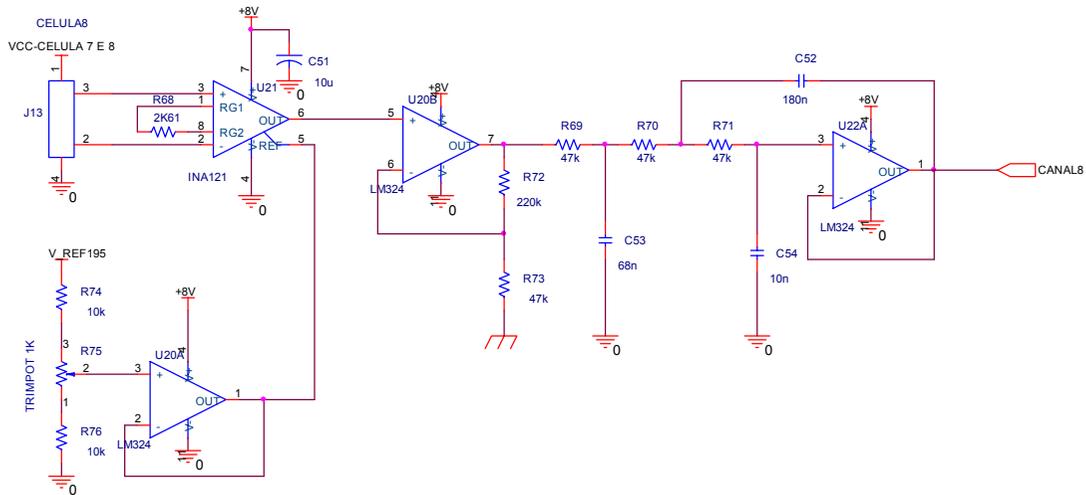
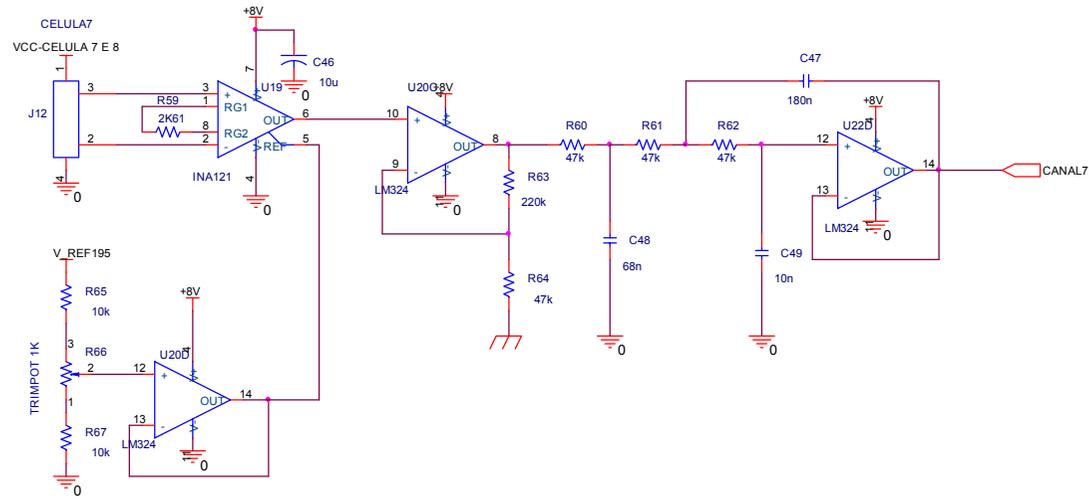
Title		
Condicionador		
Size	Document Number	Rev
	Plataforma de Forças	1.1
Date:	Wednesday, March 30, 2005	Sheet 2 of 6



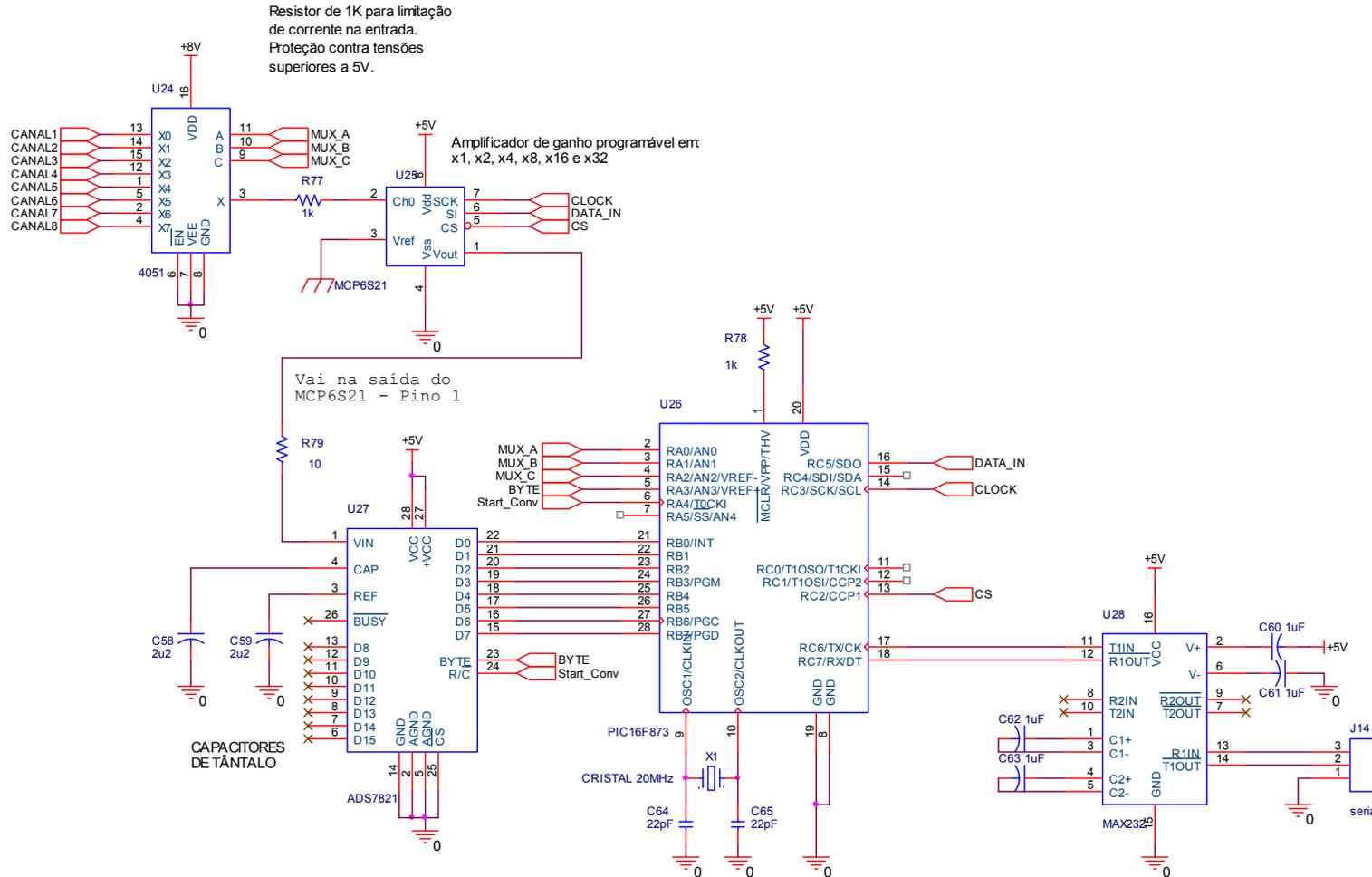
Title		
<Title>		
Size	Document Number	Rev
Custom=Doc>		<Rev Code>
Date:	Wednesday, March 30, 2005	Sheet 3 of 6



Title		
<Title>		
Size	Document Number	Rev
Custom	pm<Doc>	<Rev Code>
Date:	Wednesday, March 30, 2005	Sheet 4 of 6



Title		<Title>
Size	Document Number	<RevCode>
Date:		Wednesday, March 30, 2005
Sheet		5 of 6



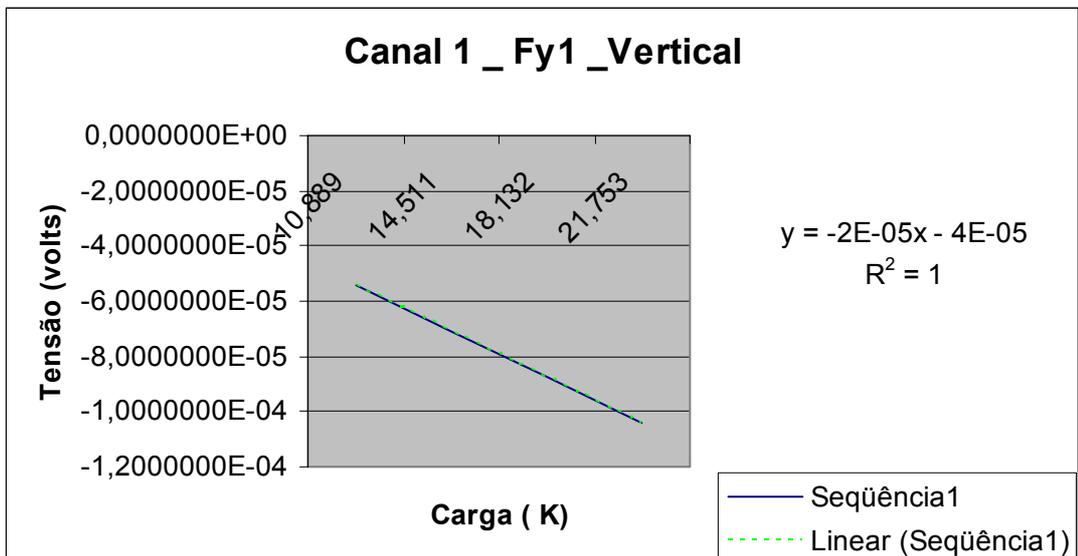
Title		
Sistema de Aquisição		
Size	Document Number Plataforma de Forças	Rev 1.1
Date:	Friday, September 30, 2005	Sheet 6 of 6

ANEXO C

**Planilhas e Equações de reta
das células de carga**

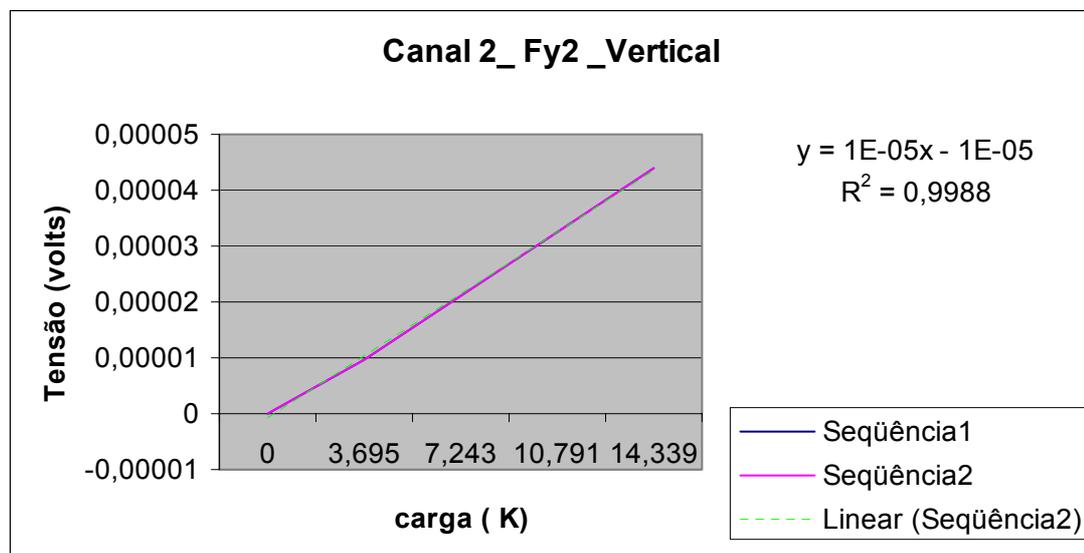
Célula 1- Carregamento vertical

Carga (Kg)	Valor de Tensão (V)	Coefficiente de Inclinação
0,000	-1,1709530E-05	1,72925E-06
3,695	-5,3199600E-06	-1,12351E-05
7,243	-4,5182120E-05	-2,47605E-06
10,889	-5,4209793E-05	-4,62073E-06
14,511	-7,0946088E-05	-4,62201E-06
18,132	-8,7682383E-05	-4,62201E-06
21,753	-1,0441868E-04	-4,62073E-06
25,375	-1,2115497E-04	-4,62137E-06
28,997	-1,3789127E-04	-4,62148E-06
32,618	-1,5462756E-04	-4,62139E-06
36,239	-1,7136386E-04	-4,62139E-06
39,861	-1,8810015E-04	-4,62139E-06
43,482	-2,0483645E-04	-4,62139E-06
47,104	-2,2157274E-04	-4,62139E-06
50,725	-2,3830904E-04	-4,62139E-06
54,347	-2,5504533E-04	-4,62139E-06
57,968	-2,7178163E-04	-4,62139E-06
61,590	-2,8851792E-04	-4,62139E-06
65,211	-3,0525422E-04	-4,62139E-06
68,833	-3,2199051E-04	-4,67787E-06



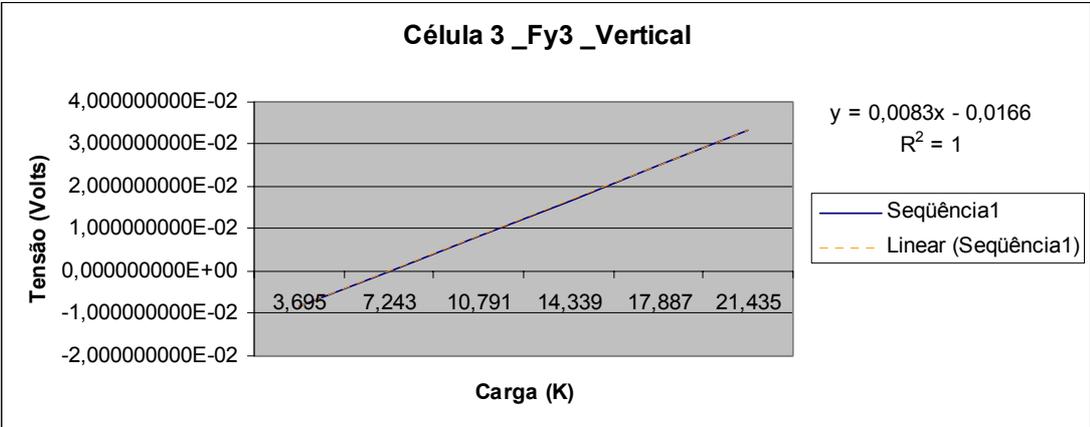
Célula 2 - Carregamento vertical

Carga (K)	Tensão (V)	Coefficiente de Inclinação
0	-8,997520000E-06	5,01823E-06
3,695	9,544850000E-06	3,2325E-06
7,243	2,101375000E-05	3,2325E-06
10,791	3,248265000E-05	3,2325E-06
14,339	4,395155000E-05	3,2325E-06
17,887	5,542045000E-05	3,2325E-06
21,435	6,688935000E-05	3,2325E-06
24,983	7,835825000E-05	3,2325E-06
28,531	8,982715000E-05	3,2325E-06
32,079	1,012960500E-04	3,2325E-06
35,627	1,127649500E-04	3,2325E-06
39,175	1,242338500E-04	3,2325E-06
42,723	1,357027500E-04	3,33852E-06
46,2936	1,482598762E-04	3,29372E-06
49,8465	1,599619675E-04	3,29372E-06
53,3993	1,716640588E-04	3,29372E-06
56,9522	1,833661501E-04	3,29372E-06
60,5050	1,950682414E-04	3,29372E-06
64,0578	2,067703327E-04	3,29372E-06
67,6107	2,184724241E-04	3,23133E-06

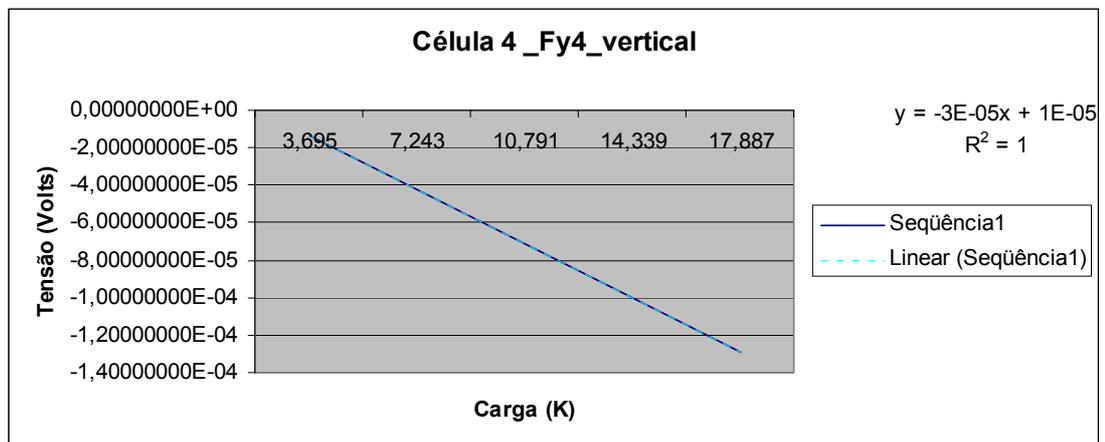


Célula 3 - Carregamento vertical

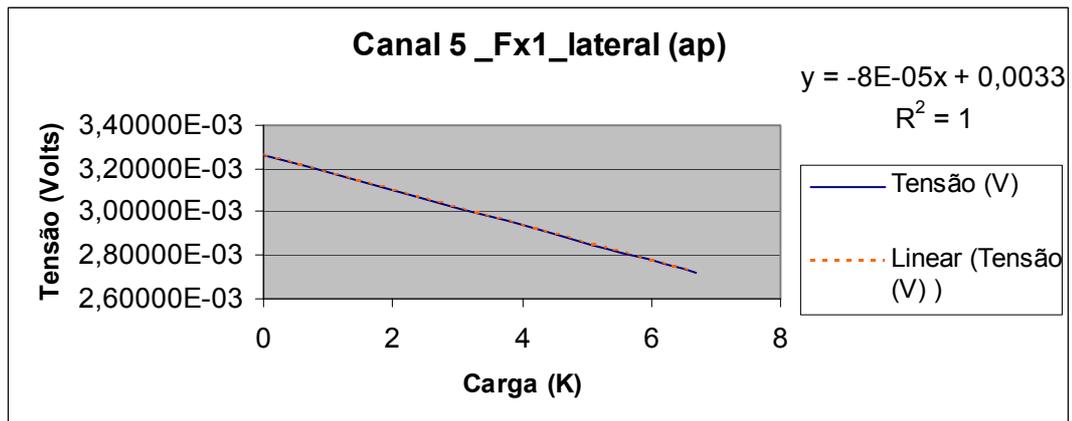
Carga (K)	Tensão (V)	Coefficiente de Inclinação
0	-1,69803668E-02	0,002343989
3,695	-8,319326000E-03	0,002343989
7,243	-2,851660000E-06	0,002343989
10,791	8,313622680E-03	0,002343989
14,339	1,663009702E-02	0,002343989
17,887	2,494657136E-02	0,002343989
21,435	3,326304570E-02	0,002343989
24,983	4,157952004E-02	0,002343989
28,531	4,989599438E-02	0,002343989
32,079	5,821246872E-02	0,002343989
35,627	6,652894306E-02	0,002343989
39,175	7,484541740E-02	0,002343989
42,723	8,316189174E-02	0,002343989
46,271	9,147836608E-02	0,002343989
49,819	9,979484042E-02	0,002343989
53,367	1,081113148E-01	0,002343989
56,915	1,164277891E-01	0,002343989
60,463	1,247442634E-01	0,002343989
64,011	1,330607378E-01	0,002343989
67,559	1,413772121E-01	0,002092648



Célula 4 - Carregamento vertical		
Carga (K)	Tensão (V)	Coefficiente de Inclinação
0	5,20477400E-05	-1,7846E-05
3,695	-1,38931900E-05	-8,09125E-06
7,243	-4,26009500E-05	-8,09125E-06
10,791	-7,13087100E-05	-8,09125E-06
14,339	-1,00016470E-04	-8,09125E-06
17,887	-1,28724230E-04	-8,09125E-06
21,435	-1,57431990E-04	-1,00706E-05
25,025	-1,96777799E-04	-9,17489E-06
28,58875	-2,29474827E-04	-9,17489E-06
32,1525	-2,62171855E-04	-9,17489E-06
35,71625	-2,94868883E-04	-9,17489E-06
39,28	-3,27565911E-04	-9,17489E-06
42,84375	-3,60262940E-04	-9,17489E-06
46,4075	-3,92959968E-04	-9,17489E-06
49,97125	-4,25656996E-04	-9,17489E-06
53,535	-4,58354024E-04	-9,17489E-06
57,09875	-4,91051053E-04	-9,17489E-06
60,6625	-5,23748081E-04	-9,17489E-06
64,22625	-5,56445109E-04	-9,17489E-06
67,79	-5,89142137E-04	-8,69069E-06

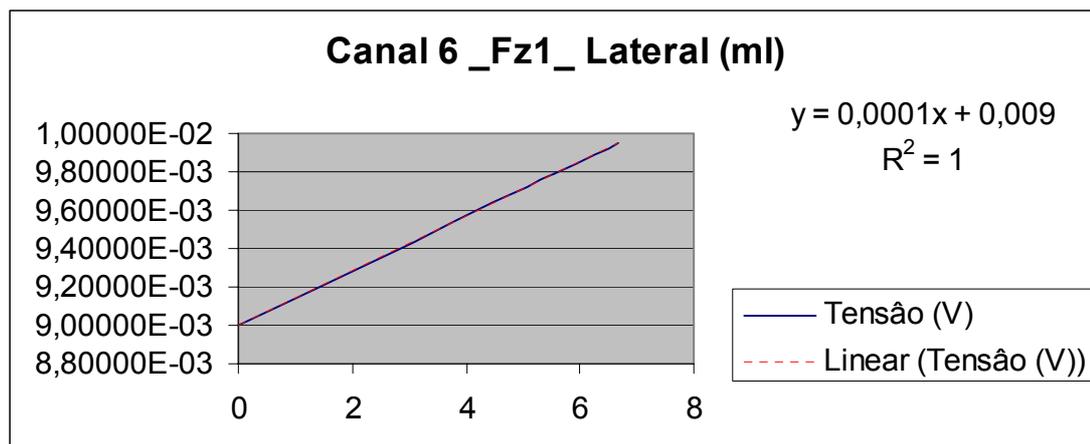


Célula 1- Carregamento Lateral - (AP) Canal 5		
Carga (K)	Tensão (V)	Coefficiente de Inclinação
0	3,26549E-03	-8,12227E-05
5,534	2,81600E-03	-8,12227E-05
6,679	2,72300E-03	-8,12227E-05
7,824	2,63000E-03	-8,12227E-05
8,969	2,53700E-03	-8,12227E-05
10,114	2,44400E-03	-8,12227E-05
11,259	2,35100E-03	-8,12227E-05
12,404	2,25800E-03	-8,12227E-05
13,549	2,16500E-03	-8,12227E-05
14,694	2,07200E-03	-8,12227E-05
15,839	1,97900E-03	-8,12227E-05
16,984	1,88600E-03	-8,12227E-05
18,129	1,79300E-03	-8,12227E-05
19,274	1,70000E-03	-8,12227E-05
20,419	1,60700E-03	7,87012E-05

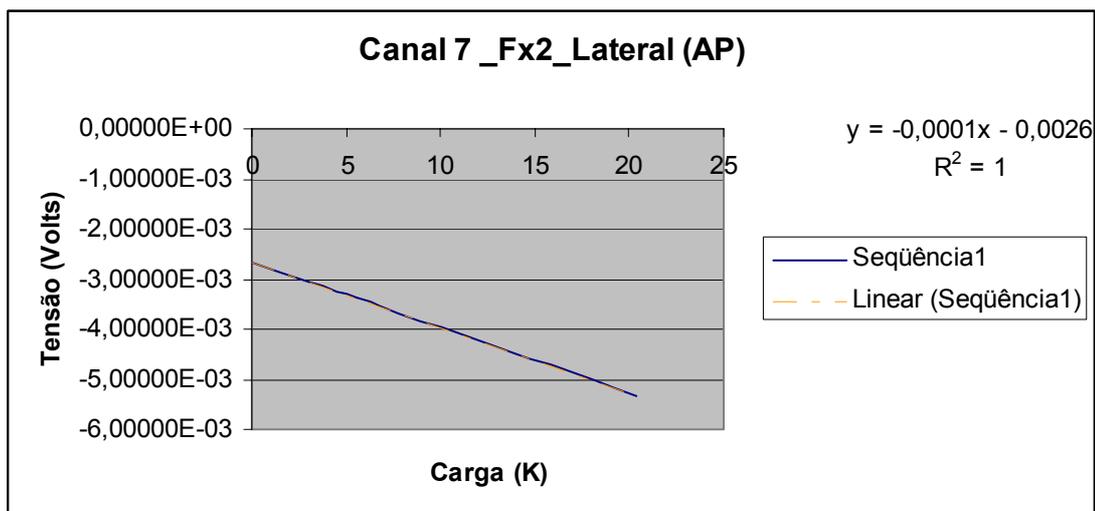


Célula 2 - Carregamento lateral (ML)/ Canal 6

Carga (K)	Tensão (V)	Coefficiente de Inclinação
0	8,99919E-03	0,000142358
5,534	9,78700E-03	0,000142358
6,679	9,95000E-03	0,000142358
7,824	1,01130E-02	0,000142358
8,969	1,02760E-02	0,000142358
10,114	1,04390E-02	0,000142358
11,259	1,06020E-02	0,000142358
12,404	1,07650E-02	0,000142358
13,549	1,09280E-02	0,000142358
14,694	1,10910E-02	0,000142358
15,839	1,12540E-02	0,000142358
16,984	1,14170E-02	0,000142358
18,129	1,15800E-02	0,000638756

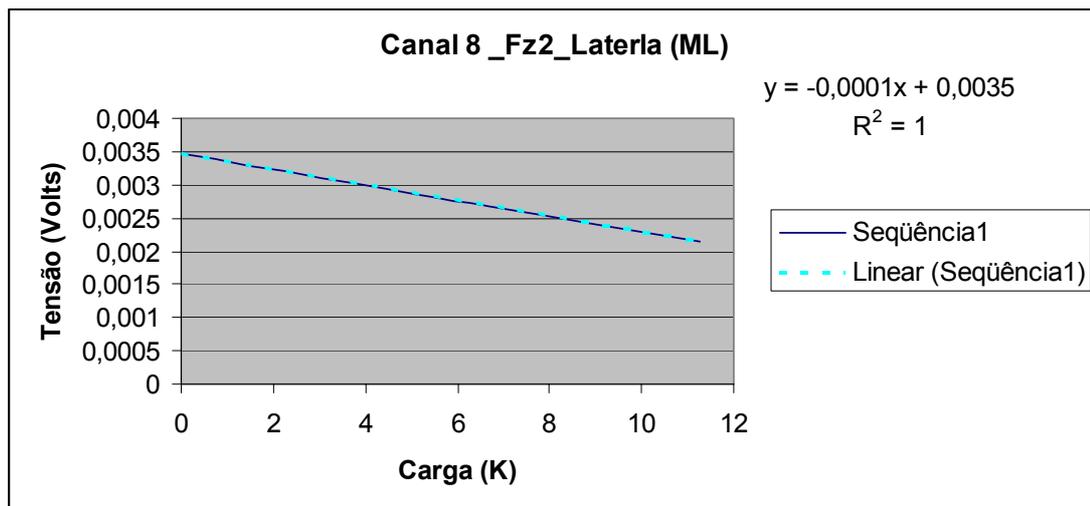


Célula 3 - Carregamento Lateral (AP) /canal 7		
Carga (K)	Tensão (V)	Coefficiente de Inclinação
0	-2,64902E-03	-0,000131004
5,534	-3,37400E-03	-0,000131004
6,679	-3,52400E-03	-0,000131004
7,824	-3,67400E-03	-0,000131004
8,969	-3,82400E-03	-0,000131004
10,114	-3,97400E-03	-0,000131004
11,259	-4,12400E-03	-0,000131004
12,404	-4,27400E-03	-0,000131004
13,549	-4,42400E-03	-0,000131004
14,694	-4,57400E-03	-0,000131004
15,839	-4,72400E-03	-0,000131004
16,984	-4,87400E-03	-0,000131004
18,129	-5,02400E-03	-0,000131004
19,274	-5,17400E-03	-0,000131004
20,419	-5,32400E-03	-0,000260738



Célula 4 - Carregamento Lateral (ML)/Canal 8

Carga (K)	Tensão (V)	Coefficiente de Inclinação
0	0,00346648	-0,000117904
5,534	2,81400E-03	-0,000117904
6,679	2,67900E-03	-0,000117904
7,824	2,54400E-03	-0,000117904
8,969	2,40900E-03	-0,000117904
10,114	2,27400E-03	-0,000117904
11,259	2,13900E-03	-0,000117904
12,404	2,00400E-03	-0,000117904
13,549	1,86900E-03	-0,000117904
14,694	1,73400E-03	-0,000117904
15,839	1,59900E-03	-0,000117904
16,984	1,46400E-03	-0,000117904
18,129	1,32900E-03	-0,000117904
19,274	1,19400E-03	6,19487E-05

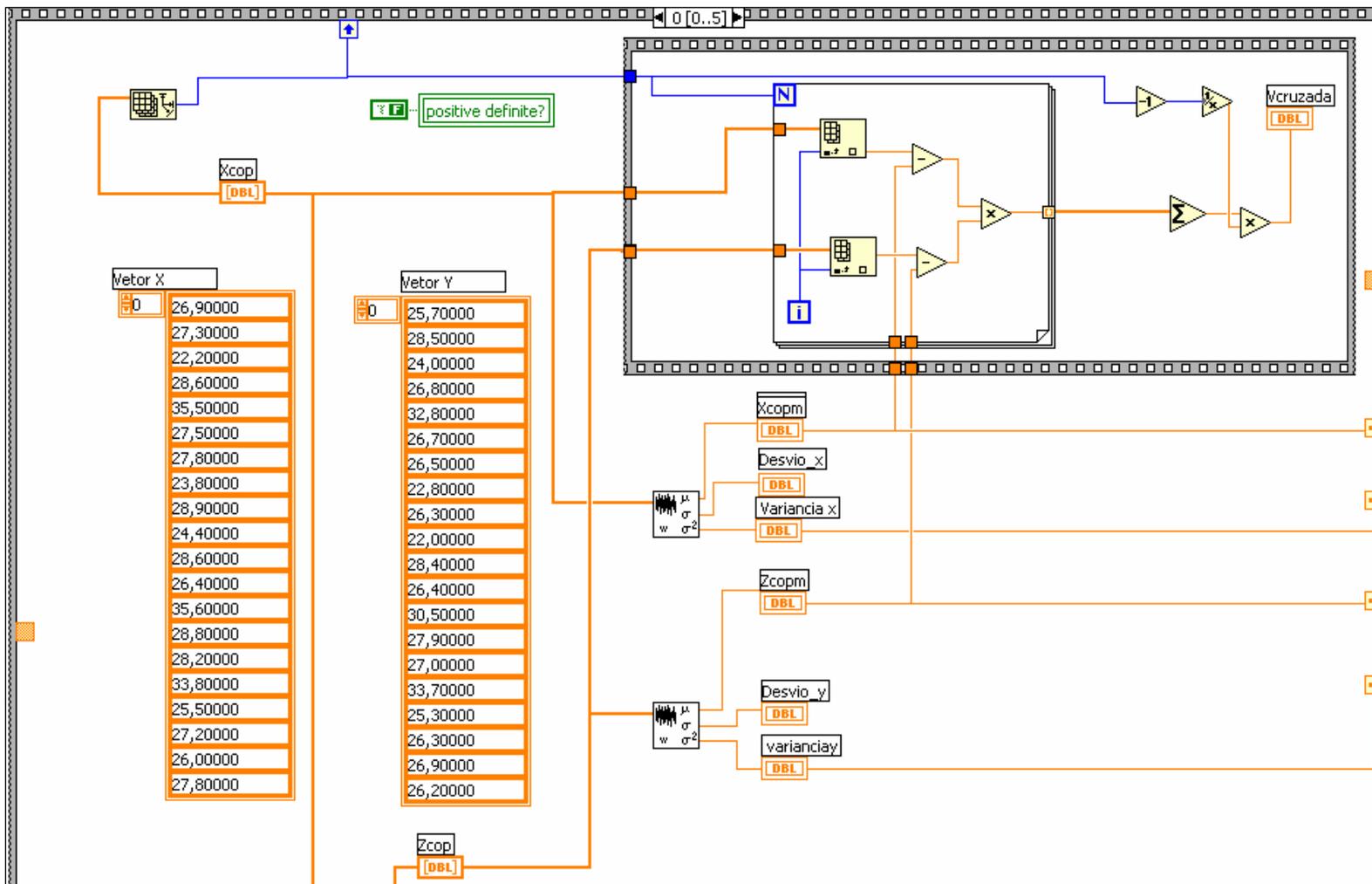


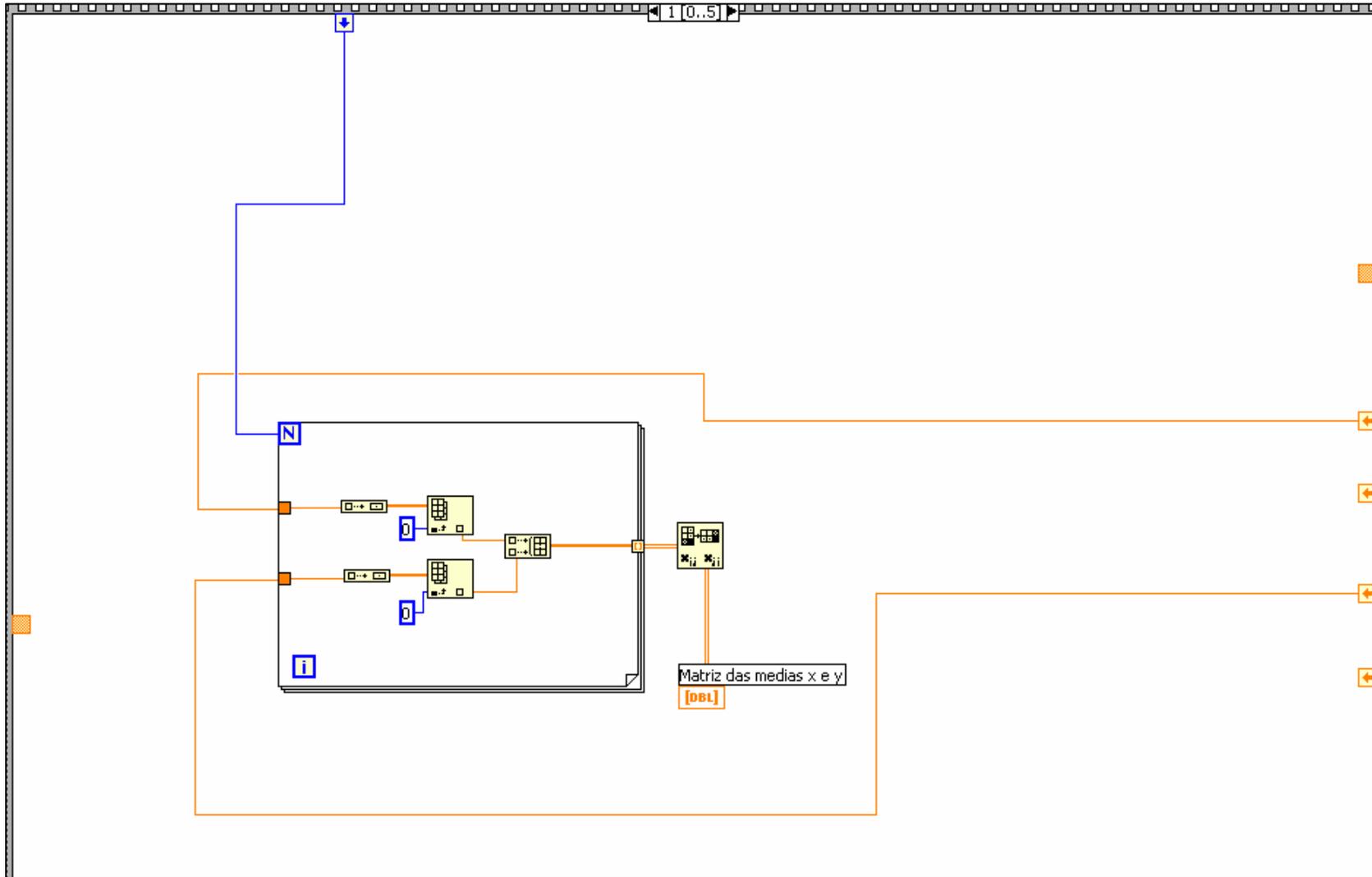
ANEXO D

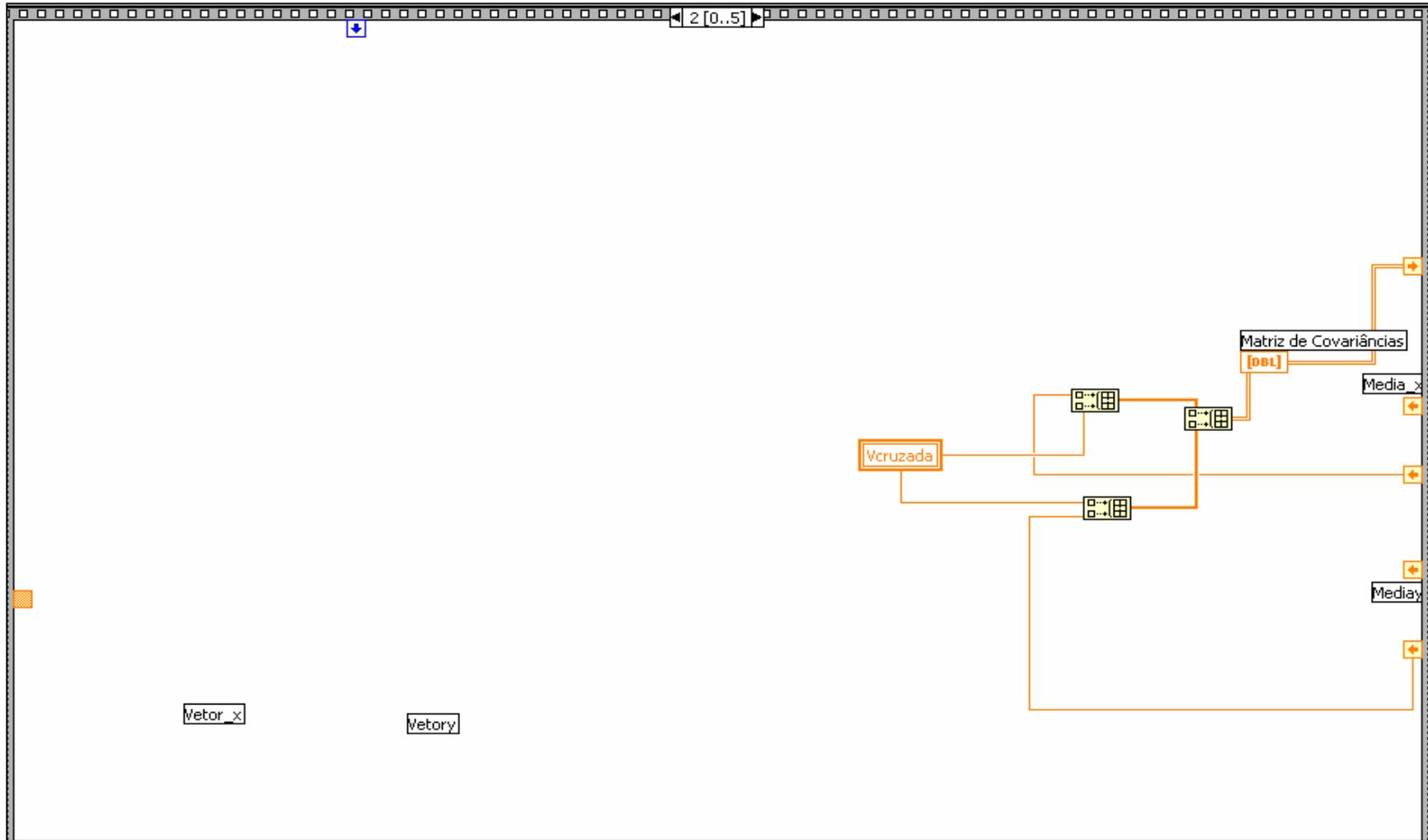
Plataforma de força – Projeto no Autocad

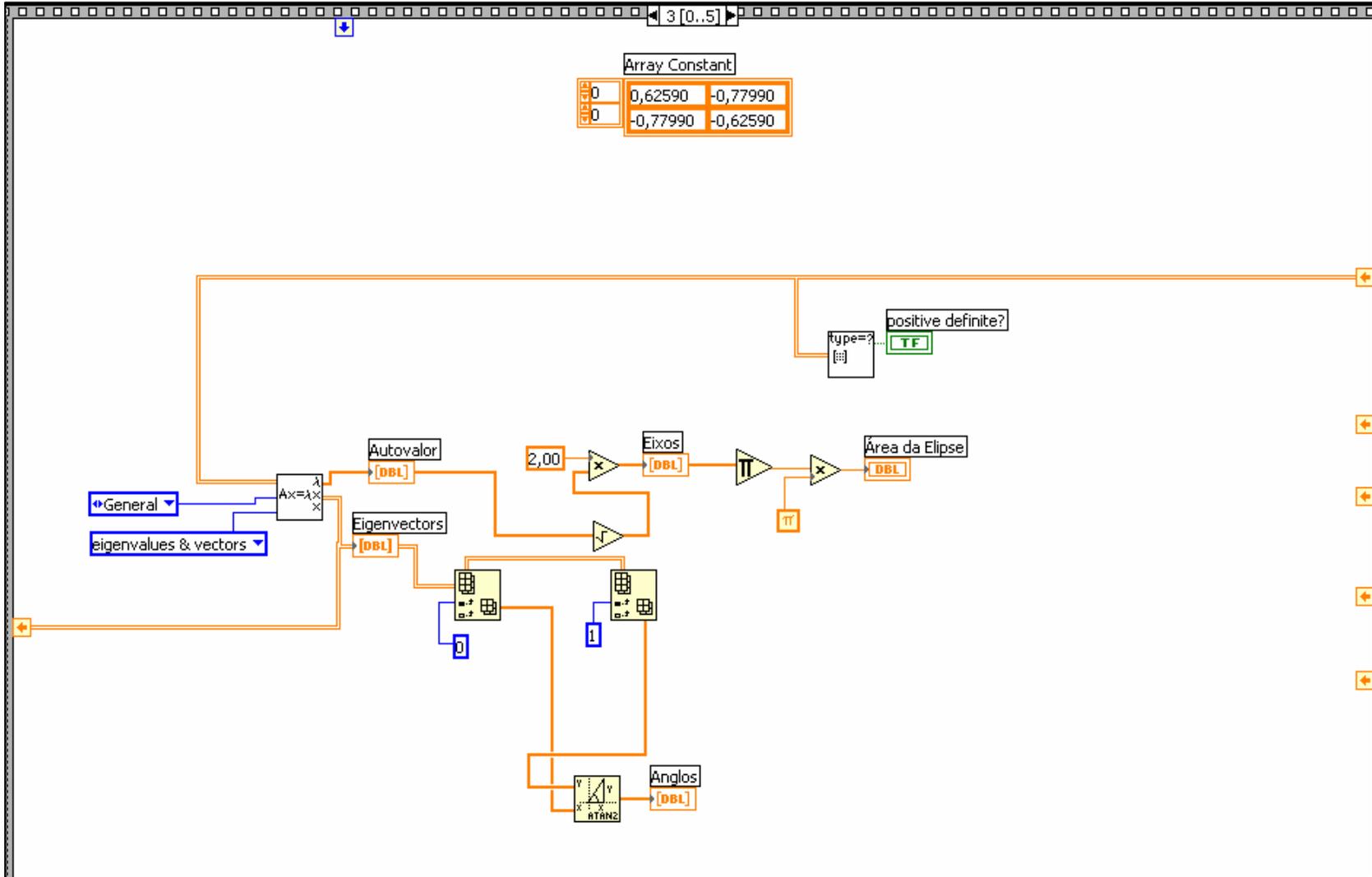
ANEXO E

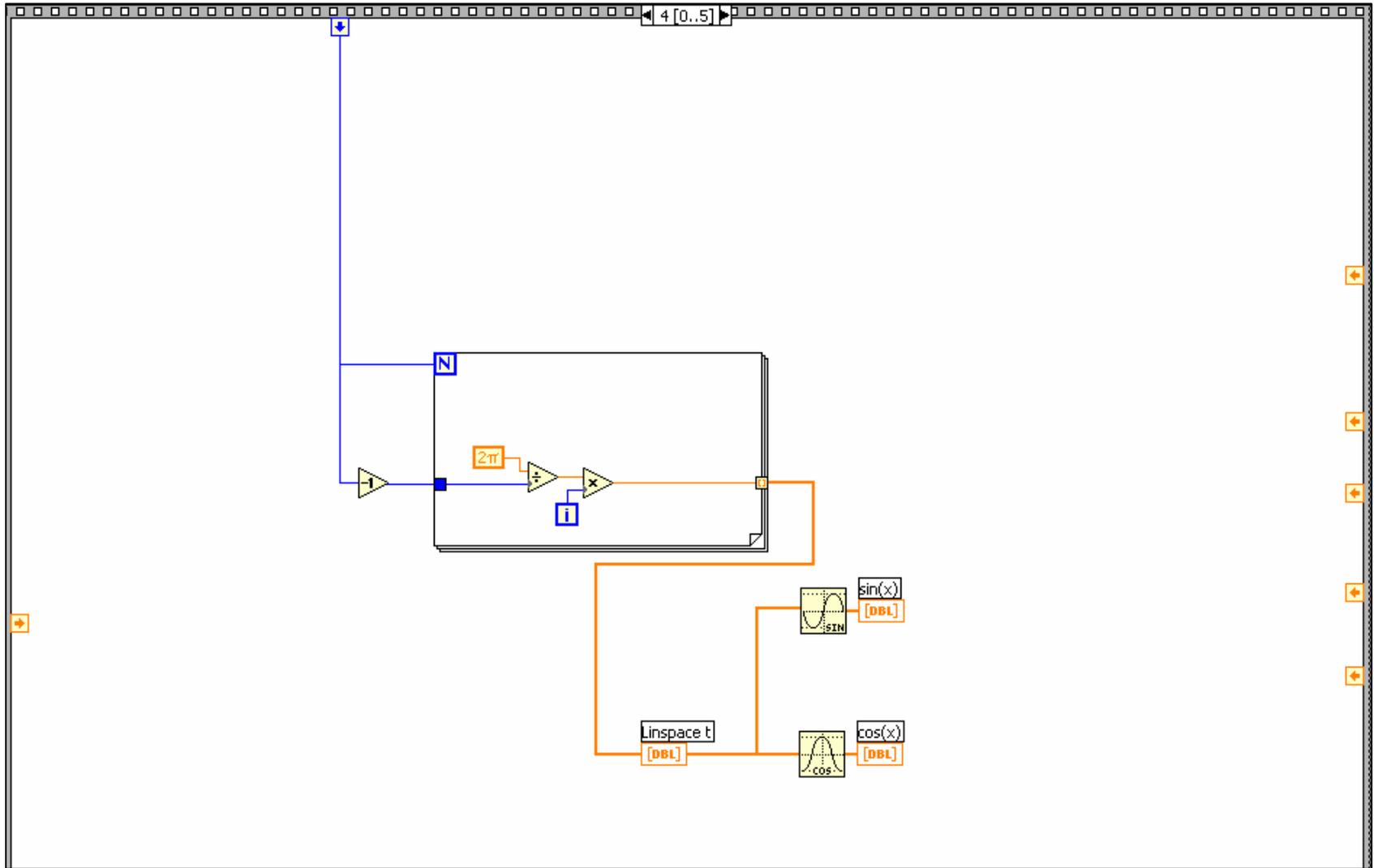
**Implementação para gerar Elipse de confiança
95% em Matlab 6.0 e Labview 6.1i**

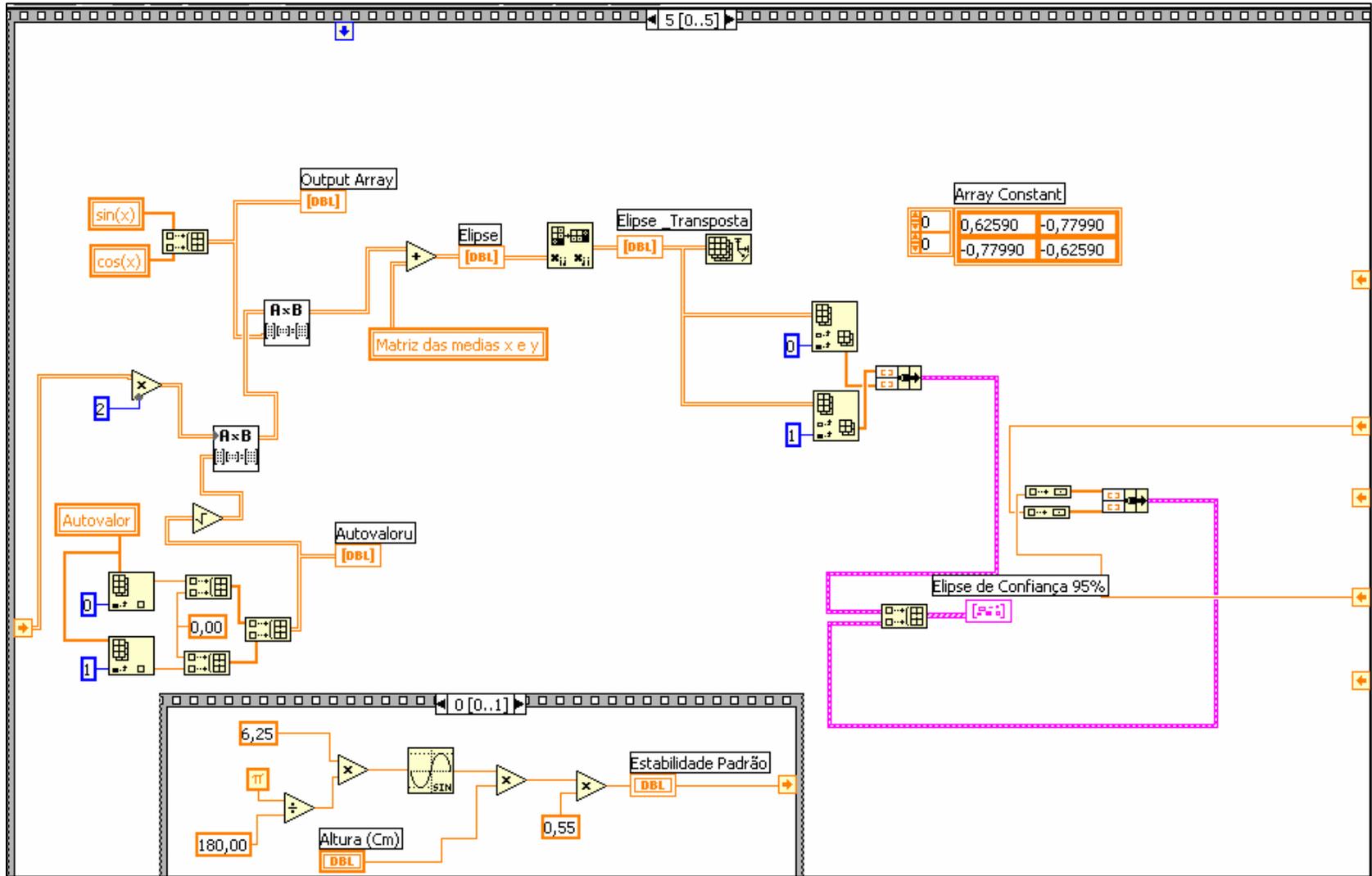


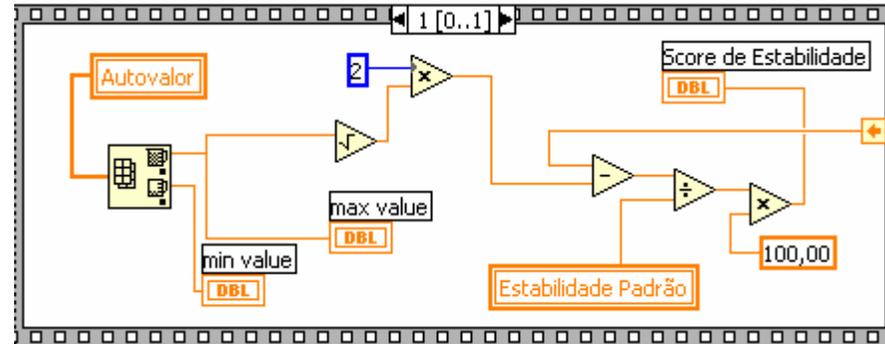
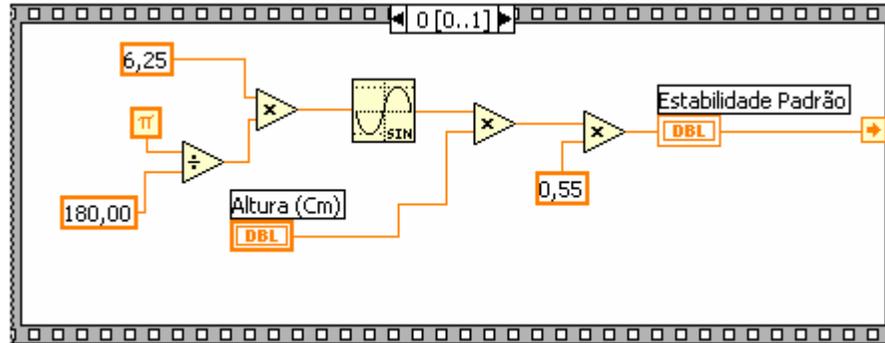












Dados dois vetores quaisquer, como exemplo **x** e **y**

```
x = [26.9 27.3 22.2 28.6 35.5 27.5 27.8 23.8 28.9 24.4 28.6 26.4
35.6 28.8 28.2 33.8 25.5 27.2 26.0 27.8];
y = [25.7 28.5 24.0 26.8 32.8 26.7 26.5 22.8 26.3 22.0 28.4 26.4
30.5 27.9 27.0 33.7 25.3 26.3 26.9 26.2];

varix = var(x)
variyy = var(y)
media_x = mean(x)
media_y = mean(y)
dp_x = std(x)
dp_y = std(y)

maximox = media_x + 2*dp_x
minimox = media_x - 2*dp_x
vetorx = [minimox maximox];

maximoy = media_y + 2*dp_y
minimoy = media_y - 2*dp_y

vetory = [maximoy minimoy];
vetory1 = [minimoy maximoy]

V = cov(x,y) % covariance matrix

Correlacao = corrcoef([x' y']) % coeficientes de correlacao

% 1st way:
[vec, val] = eig(V) % eigenvectors and eigenvalues of the covariance
matrix
autovalor = val
autovetor = vec
axes = 2*sqrt(svd(val)) % cria eixos na direcao dos autovetores da
matriz V
quem = svd(val)
angles = atan2( vec(2,:), vec(1,:) ) % angulos dos eixos da elipse
com relacao x e y
anglo_grau = (180*angles)/pi % angles
area = pi*prod(axes) % area da elipse
%normalizar = norm(vec)

semieixo_maior = 2*sqrt(val(2,2)) % tamanho dos eixos
semieixo_menor = 2*sqrt(val(1,1))

sst = 174*sin(6.25*pi/180)*0.55 % Estabilidade Padrao

Sscore = ((sst - semieixo_maior)/sst)*100 % valor de estabilidade

% ellipse data:
t = linspace(0, 2*pi)
ellip = vec*2*sqrt(val)*[cos(t); sin(t)] + repmat([mean(x)
; mean(y)], 1, 100)
ellip = ellip'
axes = axes';
veja = vec*2*sqrt(val)
```

```

matriz_medias= repmat([mean(x) ;mean(y)],1,100)

plot(ellip(:,1),ellip(:,2),'r')
    hold on
    plot(x,y,'*')
%   hold on
        line(vetorx,vetory)
        hold on
        line(vetorx,vetory1)
        whitebg('k')
        hold on
        line([media_x media_x],[minimoy maximoy])
% %
% end
hold off

```

Resultados:

varix = 12.0815;

variy = 8.1245;

media_x = 28.0400;

media_y = 27.0350;

dp_x = 3.4758;

dp_y = 2.8504;

maximox = 34.9917;

minimox = 21.0883;

maximoy = 32.7357;

minimoy = 21.3343;

vetory1 = 21.3343 32.7357;

V = 12.0815 8.9233
8.9233 8.1245

Correlacao = 1.0000 0.9007
0.9007 1.0000

vec = 0.6259 -0.7799
-0.7799 -0.6259

val = 0.9630 0
0 19.2430
1

autovalor = 0.9630 0
0 19.2430

autovetor = 0.6259 -0.7799

-0.7799 -0.6259

axes = 8.7734 1.9627

angles = -0.8945 -2.4653

anglo_grau = -51.2508 -141.2508

area = 54.0957

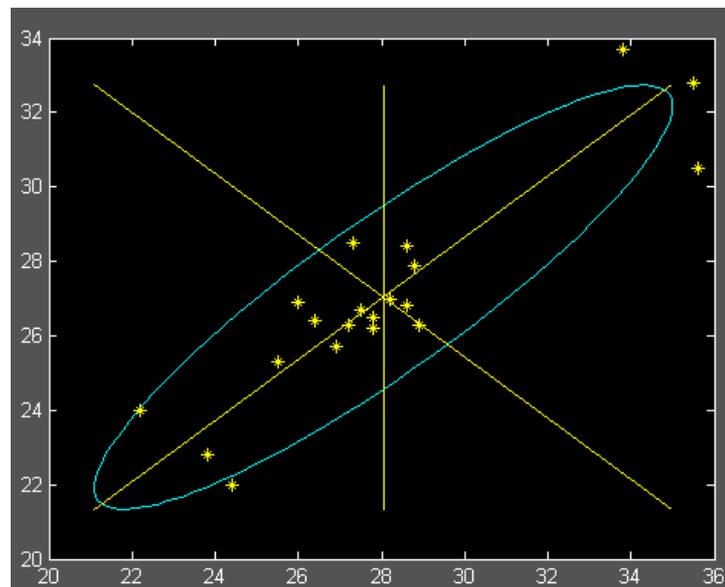
semieixo_maior = 8.7734

semieixo_menor = 1.9627

sst = 10.4186

Sscore = 15.7911

Elipse gerada



Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)