

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

M211
621.3
11393d.
TESISEM

Desenvolvimento de uma plataforma de força para análise da performance biomecânica

Eduardo Lázaro Martins Naves[†]

Texto da dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia, perante a banca de examinadores abaixo, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Ciências. Aprovada em 15 de agosto de 2001.

Banca examinadora:

Alcimar Barbosa Soares, PhD - Orientador (UFU)

Alberto Carlos Amadio, Dr (USP)

Sílvio Soares dos Santos, Dr (UFU)

Sinésio Domingues Franco, Dr (UFU)

[†]A bolsa de estudo para esta pesquisa foi concedida pela CAPES, Brasil.

SISBI/UFU



1000203603

Desenvolvimento de uma plataforma de força para análise da performance biomecânica

Eduardo Lázaro Martins Naves[§]

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, Ph.D.

Orientador

Prof. Dr. Luiz Carlos de Freitas

Coordenador do curso de Pós-Graduação

[§]A bolsa de estudo para esta pesquisa foi concedida pela CAPES, Brasil.

*A DEUS,
Aos meus pais Mário e Cleuza,
À minha esposa Betânia,
Às minhas irmãs Cláudia e Cátia,
pelo incentivo e apoio de sempre.*

Agradecimentos

Aos profissionais que usinaram as partes mecânicas do protótipo.

Aos meus amigos de laboratório: Manço, Kety, Ângela, Rogério, Alcenir, Fábio, Marcelle e Durço, que além de ajuda me trouxeram muito conhecimento.

Ao amigo Adriano pela colaboração em diversas etapas deste trabalho.

Aos professores Marcos Morais Souza, Henara Lilian Costa e Francisco Paula Lépure Neto, da Faculdade de Engenharia Mecânica, pela colaboração e troca de informações em várias etapas do desenvolvimento do sistema.

Aos professores Otaviano Sanae Yoshida e Darizon Alves Andrade, da Faculdade de Engenharia Elétrica, pela doação dos *strain gages* utilizados no protótipo e pela cessão da placa de aquisição de dados respectivamente.

Ao professor Alcimar Barbosa Soares, que me orientou com paciência, dedicação, companheirismo e amizade durante todas as etapas deste trabalho, além de conceder-me o suporte financeiro para a usinagem mecânica do protótipo.

A todos aqueles que contribuíram de alguma forma, direta ou indiretamente, para a realização deste trabalho.

À CAPES-MEC (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior do Ministério da Educação e Cultura) por conceder-me a bolsa de estudo durante esta pesquisa.

E a DEUS por estar comigo em todos os momentos.

Equipe de desenvolvimento

A equipe de trabalho que participou diretamente das diversas etapas do desenvolvimento deste sistema, contou com os seguintes integrantes:

- Alcimar Barbosa Soares (orientador) - proposição do *hardware* do condicionador de sinais, execução do *layout* da interface principal do software e encaminhamento das principais decisões relativas ao bom andamento do trabalho;
- Cléber Caetano Thomazi - apoio na modelagem da célula de carga utilizando a teoria de elementos finitos, implementada computacionalmente com o *software* ANSYSTM;
- Silvio Soares dos Santos - um dos mentores deste trabalho e “voluntário” na realização dos experimentos necessários ao teste e validação do sistema;
- Eduardo Lázaro Martins Naves - projeto e desenvolvimento de todas as etapas do sistema.

Resumo

Naves, E. L. M. & Soares, A. B. Desenvolvimento de uma plataforma de força para análise da performance biomecânica, FEELT-UFU, Uberlândia, 2001, 76p.

Atualmente, atletas de elite de várias modalidades esportivas buscam um melhor desempenho utilizando novos métodos e equipamentos que se tornam disponíveis graças aos avanços tecnológicos das últimas décadas. Neste sentido, pesquisadores de todo o mundo buscam aprimorar e desenvolver novos equipamentos e técnicas envolvendo a aquisição e a manipulação de informações para analisar a performance dos atletas.

Dentre os diversos equipamentos existentes, plataformas de força são utilizadas para quantificar e qualificar com precisão as forças de reação do solo quando um atleta executa uma dada atividade física. Tais equipamentos são ferramentas importantes no treinamento pois, podemos realizar uma cuidadosa análise biomecânica do atleta, visando não só a melhoria de sua performance como também uma prevenção contra lesões.

Fatores como a intensidade, a localização e a direção daquelas forças de reação contêm valiosas informações, não só para os profissionais de educação física e técnicos esportivos, como também para ortopedistas, fisioterapeutas, fisiologistas do exercício e muitos outros profissionais do extenso campo interdisciplinar da biomecânica.

Numa tentativa de contribuir nesta área, foi desenvolvido, projetado e construído com tecnologia encontrada no mercado brasileiro, um sistema para aquisição e análise de forças de reação normais, bem como um *software* dedicado para estudos de algumas variáveis biomecânicas envolvidas em saltos verticais e levantamentos de peso.

O sistema é capaz de fornecer parâmetros como: componente vertical da força de reação do solo, potência desenvolvida pelo atleta, altura máxima de saltos verticais, impulso e potência média desenvolvidos num intervalo de tempo qualquer do movimento, etc. Os resultados obtidos de experimentos padrões, mostraram que a performance do sistema é compatível com o desempenho de equipamentos similares encontrados no mercado internacional.

Palavras-chave

Biomecânica, medicina esportiva, plataforma de força, performance humana.

Abstract

Naves, E. L. M. & Soares, A. B. Development of a force plate for analyzing biomechanical performance, FEELT-UFU, Uberlândia - Brazil, 2001, 76p.

Nowadays elite athletes from different kinds of sports are looking for an increase in their performance by using new methods and equipment which are available due to the great technological advance in the last few years. For this purpose, researchers worldwide are improving and developing new equipment and techniques to acquire and manipulate data for analyzing the performance of athletes.

Included in this equipment used for analyzing the performance of athletes are the force plates which are used to quantify and analyze accurately the ground reaction forces when athletes are practicing some physical activity. This equipment is important because a strict analysis can be made during the training of athletes. Besides improving the performance of athletes this analysis can also prevent lesions during physical activities.

Variables as force magnitude, position and direction can be obtained during the analysis process and they constitute a valuable information to professionals of the interdisciplinary field of biomechanics. In order to contribute to the vast field of biomechanics the author of this work have developed, with national technology, a system capable of acquiring and analyzing reaction forces during the practice of vertical jumps and weight lifting.

The developed system is capable of providing the following parameters: the vertical component of the ground reaction force, the developed athlete power, the maximum

jump height, the mean power in a given interval of time, etc. The results show that the performance of the national system is comparable to international systems.

Keywords

Biomechanics, sports medicine, force plates, human performance.

Conteúdo

| | | |
|----------|--|-----------|
| 1 | Introdução | 1 |
| 1.1 | Motivação | 1 |
| 1.2 | Objetivos | 3 |
| 1.3 | Estrutura da dissertação | 4 |
| 2 | Biomecânica | 5 |
| 2.1 | Introdução | 5 |
| 2.2 | Aspectos históricos | 7 |
| 2.3 | Algumas aplicações da biomecânica | 9 |
| 2.4 | Estado da arte | 10 |
| 2.4.1 | Cinemetria | 11 |
| 2.4.2 | Antropometria | 13 |
| 2.4.3 | Eletromiografia | 14 |
| 2.4.4 | Dinamometria | 15 |
| 2.5 | Uso de plataformas de força em biomecânica | 16 |
| 2.5.1 | Tipos e aplicações | 18 |
| 2.5.2 | Limitações | 20 |
| 2.6 | Conclusão | 21 |
| 3 | Especificação do sistema desenvolvido | 22 |
| 3.1 | Introdução | 22 |
| 3.2 | Análise de requerimentos e especificações do sistema | 22 |

| | | |
|----------|---|-----------|
| 3.3 | Proposta para uma plataforma de força | 23 |
| 3.4 | Conclusão | 24 |
| 4 | Projeto e desenvolvimento do sistema | 25 |
| 4.1 | Introdução | 25 |
| 4.2 | Projeto mecânico das superfícies da plataforma | 26 |
| 4.3 | Projeto das células de carga | 28 |
| 4.3.1 | Fixação dos <i>strain gages</i> | 32 |
| 4.3.2 | Circuito de detecção de deformação | 32 |
| 4.3.3 | Circuito de pré-amplificação | 36 |
| 4.4 | Condicionador de sinais | 37 |
| 4.4.1 | Ajuste de <i>offset</i> | 38 |
| 4.4.2 | Amplificação | 39 |
| 4.4.3 | Filtragem | 40 |
| 4.4.4 | Amostragem e retenção simultânea | 41 |
| 4.5 | Calibração das células de carga | 42 |
| 4.6 | Amostragem de dados | 44 |
| 4.7 | <i>Software</i> | 45 |
| 4.7.1 | Equacionamentos matemáticos | 45 |
| 4.7.2 | Interfaces do <i>software</i> | 52 |
| 4.8 | Verificação da resolução da força normal medida | 57 |
| 4.9 | Conclusão | 58 |
| 5 | Estudo de caso | 59 |
| 5.1 | Introdução | 59 |
| 5.2 | Metodologia experimental | 59 |
| 5.2.1 | Ambiente de trabalho | 59 |
| 5.2.2 | Equipamentos | 59 |
| 5.2.3 | Voluntário | 60 |
| 5.2.4 | Amostragem de dados | 60 |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 5.2.5 | Ensaio realizado | 61 |
| 5.3 | Conclusão | 67 |
| 6 | Conclusão e trabalhos futuros | 68 |
| 6.1 | Conclusões gerais | 68 |
| 6.2 | Avaliações e análises comparativas | 70 |
| 6.2.1 | Saltos verticais | 70 |
| 6.2.2 | Levantamento de peso | 71 |
| 6.3 | Considerações finais | 72 |
| 6.4 | Trabalhos futuros | 73 |
| 7 | Referências bibliográficas | 74 |

Lista de Figuras

| | | |
|------|---|----|
| 2.1 | Áreas subsidiárias da biomecânica (Hall, 1993). | 6 |
| 2.2 | Os sub-ramos da mecânica. | 7 |
| 2.3 | (a) Marcadores reflexivos para modelagem de membro inferior. (b) Modelo espacial a ser utilizado na análise biomecânica. | 12 |
| 2.4 | Exemplo de algumas medidas antropométricas básicas: l_{pe} = comprimento do pé, l_{perna} = comprimento da perna, l_{coxa} = comprimento da coxa e ρ = ângulo do pé. | 13 |
| 2.5 | Sinal eletromiográfico proveniente de uma contração isométrica (sem movimento) da cabeça medial do tríceps. O sinal foi amplificado 4400 vezes e amostrado a uma frequência de 5 kHz (Andrade, 2000). | 14 |
| 2.6 | Eixos coordenados adotados para medição das componentes da força de reação do solo em plataformas 3D. | 16 |
| 2.7 | Exemplo de uma plataforma de força utilizada atualmente em análises biomecânicas (Kistler, 2001). | 17 |
| 2.8 | Etapas de processamento de sinais provenientes de plataformas de força. | 17 |
| 2.9 | Formas de onda de diversas grandezas biomecânicas medidas com o auxílio de uma plataforma de força durante a execução de um salto vertical SEM impulso de braços (Kistler, 2001). | 18 |
| 2.10 | <i>Strain gages</i> utilizados para medir deformações em diferentes direções. | 19 |
| 2.11 | (a) Treinamento de astronauta em tanque micro-gravitacional utilizando plataforma de força a prova d'água. (b) Uso de mini-plataforma para medir força de mordidas (Kistler, 2000). | 20 |

| | | |
|------|--|----|
| 3.1 | Diagrama ilustrativo do sistema proposto | 24 |
| 4.1 | Diagrama em blocos do sistema desenvolvido | 26 |
| 4.2 | (a) Superfície inferior da plataforma, destacando as células de carga (CC) nela fixadas e o condicionador de sinais. (b) Verso da superfície superior da plataforma ilustrando o reforço em vigas “U ” para aumento da rigidez. | 27 |
| 4.3 | Corte longitudinal da célula de carga padrão, destacando sua fixação às superfícies superior e inferior da plataforma (dimensões em milímetros). | 28 |
| 4.4 | Modelo da placa superior da célula de carga. (a) Vista inferior. (b) Vista do corte realizado na linha de simetria vertical. OBS: Em vermelho os <i>strain gages</i> e em azul a região modelada em elementos finitos (dimensões em milímetros). | 29 |
| 4.5 | Modelo da placa em elementos finitos e posição de fixação dos <i>strain gages</i> | 29 |
| 4.6 | Deformações na direção radial da placa após aplicação da carga de 5 kN. (*) Deformações na região de fixação do <i>strain gage</i> | 30 |
| 4.7 | Tensões equivalentes na placa após aplicação da carga de 5 kN. | 31 |
| 4.8 | A célula de carga construída. | 31 |
| 4.9 | Circuito esquemático da ponte de Wheatstone. | 33 |
| 4.10 | Célula de carga mostrando o circuito de pré-amplificação em seu interior. | 36 |
| 4.11 | Diagrama esquemático do circuito de pré-amplificação. | 37 |
| 4.12 | Esquema eletrônico do circuito utilizado para ajuste de offset. | 38 |
| 4.13 | Esquema eletrônico do circuito utilizado na amplificação do sinal. | 39 |
| 4.14 | Esquema eletrônico do circuito utilizado na filtragem do sinal. | 40 |
| 4.15 | Esquema eletrônico do circuito de amostragem e retenção do simultânea. | 41 |
| 4.16 | Foto ilustrando o condicionador de sinais construído. | 42 |
| 4.17 | Curvas de calibração da célula de carga 4, respectivas equações e fatores de linearidade R^2 | 43 |
| 4.18 | Diagrama de corpo livre do indivíduo em contato com a plataforma. | 46 |
| 4.19 | Tela principal do <i>software</i> | 52 |
| 4.20 | Primeira mensagem mostrada após acionado o botão CALIBRAR | 53 |

| | | |
|------|---|----|
| 4.21 | Mensagem solicitando a pesagem do indivíduo | 54 |
| 4.22 | Última mensagem mostrada antes do início de um ensaio | 55 |
| 4.23 | Tela principal do <i>software</i> , destacando a região onde é mostrado o gráfico da força de reação normal (normalizada pelo peso do indivíduo) em função do tempo (s), para um determinado ensaio. | 56 |
| 4.24 | Interface para análise dos ensaios. | 57 |
| 5.1 | Indivíduo em repouso para pesagem | 61 |
| 5.2 | Salto vertical com impulso de braços. (a) Posição inicial. (b) Salto em progresso. | 62 |
| 5.3 | Interface de análise após a execução de um salto vertical COM impulso de braços. | 63 |
| 5.4 | Salto vertical sem impulso de braços. (a) Posição inicial. (b) Salto em progresso. | 64 |
| 5.5 | Interface de análise após a execução de um salto vertical SEM impulso de braços. | 65 |
| 5.6 | Três fases distintas do levantamento de peso realizado. (a) Fase 1 - posição inicial. (b) Fase 2 - posição intermediária. (c) Fase 3 - posição final. | 66 |
| 5.7 | Interface principal após a execução de um levantamento de peso (30Kgf). | 67 |
| 6.1 | Superior: Resultados obtidos com o sistema desenvolvido para um salto vertical SEM impulso de braços. Inferior: Resultados obtidos com a plataforma de força piezoelétrica Quattro Jump TM da Kistler para a mesma modalidade de ensaio. | 71 |
| 6.2 | Gráfico da força de reação normal ao solo obtido com o sistema desenvolvido para um levantamento de peso (30Kgf) do tipo encaixe. | 72 |

Capítulo 1

Introdução

1.1 Motivação

Susan Hall (1993) descreve com muita propriedade alguns aspectos básicos referentes a biomecânica, quando cita:

“Temos expressado admiração pelos movimentos suaves e precisos de praticantes, extremamente habilidosos de vários esportes. Temos também observado os movimentos desajeitados dos primeiros passos de uma criança, assim como a marcha irregular de uma pessoa idosa usando uma bengala. Virtualmente, em toda turma de educação física há um estudante que se destaca pelo desempenho das tarefas com habilidade, um que tropeça na realização de um salto ou erra a bola quando tenta uma cortada no vôlei. O que capacita alguns indivíduos a realizarem facilmente movimentos complexos, enquanto outros parecem ter dificuldades com habilidades relativamente simples?”

Perguntas relativas ao movimento humano têm sido abordadas em diferentes perspectivas. Fisiologistas do exercício, por exemplo, podem dizer que movimentos precisos requerem níveis adequados de resistência, flexibilidade ou mesmo capacidade aeróbica para certas atividades. Especialistas em desenvolvimento motor relacionaram padrões de movimento ao estado de maturação individual e ao controle motor, e especialistas em aprendizado questionaram a propriedade do planejamento motor. Psicólogos do esporte poderiam relacionar o êxito na execução de determinados movimentos a estados individuais de

ativação ou relaxamento, ou talvez o nível de motivação individual. Outro aspecto desta questão pode ser direcionado na perspectiva da biomecânica.”

Na biomecânica do movimento humano, os estudos para a determinação dos fatores que influenciam a performance, especialmente a dos atletas de competição, constituem pesquisas de vanguarda neste campo da ciência.

Os professores de educação física e treinadores enfrentam, geralmente, diversos problemas relacionados com as técnicas usadas nas várias atividades físicas com as quais estão envolvidos. No curso normal de seu trabalho, eles se deparam, freqüentemente, com as seguintes perguntas fundamentais: Qual é a melhor técnica? O que está errado neste movimento e como posso corrigí-lo? Quais exercícios devo prescrever para melhorar a condição física e o desempenho deste atleta?

Questões como estas, desafiam aqueles profissionais a buscarem continuamente novas soluções. Há algumas décadas, era comum copiar “cegamente” os métodos (às vezes inadequados) empregados por lendários campeões como o russo Valeriy Brumel (salto em altura) e o tcheco Emil Zatopek (corrida em distância), que dominaram completamente as suas modalidades. Hoje, os campeões do momento continuam sendo a referência, entretanto, eles são analisados cuidadosamente pelos seus adversários, que procuram imitar apenas seus pontos positivos.

Tudo isso ilustra um dos problemas encontrados nos esportes de rendimento, onde o indivíduo a ser analisado é um atleta de alto nível, cujas falhas técnicas e deficiências físicas são muito sutis. Contudo, podem determinar a diferença entre a vitória e a derrota.

Sendo assim, como poderão os treinadores determinar que detalhes da técnica de um campeão contribuem para a alta qualidade de sua performance? Quais as possíveis desvantagens de copiar outros métodos e quais são as falhas que limitam a performance?

Segundo Hay (1978) a resposta para estas questões se baseia nos conhecimentos de biomecânica, que proporcionam a *única* base sólida e lógica para avaliar as técnicas (estilos) para os quais a nossa atenção foi atraída pela observação dos campeões.

De acordo com Hay & Reid (1985) a identificação dos defeitos e deficiências existentes nesses atletas requer uma cuidadosa análise quantitativa envolvendo o uso de

métodos sofisticados na coleta dos dados (por exemplo, eletromiografia, cinematografia e dinamometria) e o uso de computadores para processamento e análise dos resultados.

Os mesmos autores acrescentam ainda, que existem casos em que a complexidade das questões envolvidas nos deixa pouca probabilidade de respondê-las satisfatoriamente num futuro próximo. Questões como, por exemplo: Qual a melhor maneira de executar uma dada técnica ou, de sobrecarregar o músculo para se conseguir um máximo de força? Qual é o melhor desenho para um específico aparelho ortopédico (prótese)? São perguntas para as quais as respostas ainda continuam sendo procuradas. Finalmente, sugerem que é bem provável que a análise biomecânica venha a ser uma ferramenta importante na eventual solução destes problemas.

1.2 Objetivos

Conforme mencionado, a identificação das pequenas falhas cometidas por atletas de elite durante a execução de seus movimentos, requer a utilização de avançados métodos de medição. Um destes métodos é a dinamometria, que refere-se a todo tipo de processos que tem em vista a medição de forças, bem como a medição da distribuição de pressões (Adrian & Cooper, 1995) .

Na dinamometria, uma técnica empregada com freqüência consiste na utilização das plataformas de força, que são equipamentos utilizados em pesquisas biomecânicas para visualizar as forças de reação entre os pés e o solo durante a execução da atividade física, forças estas que influenciam diretamente a performance do atleta em seus movimentos. Contudo, a maior parte destes equipamentos são importados a custos geralmente elevados, tornando-os muitas vezes inacessíveis à grande maioria dos atletas brasileiros, ao contrário de seus adversários internacionais. E ainda, especificamente em nossa região (Triângulo mineiro) não existe nenhum equipamento com tal versatilidade.

Neste sentido, o presente trabalho tem como principais objetivos:

- Investigar o estado da arte da biomecânica utilizando a *Internet*, livros, revistas, publicações de congressos, etc.; No intuito de conhecer os principais métodos de

pesquisa empregados atualmente na biomecânica e suas aplicações;

- Proporcionar uma visão geral dos principais tipos de plataformas de força utilizadas atualmente em análises biomecânicas, suas aplicações e limitações;
- Desenvolver, projetar e construir com tecnologia encontrada no mercado nacional, uma plataforma de força específica para análise da performance biomecânica;
- Avaliar a performance e a aplicabilidade do equipamento em estudos biomecânicos de saltos verticais e levantamentos de peso;
- Sugerir estudos futuros que podem ser realizados a partir do trabalho desenvolvido.

1.3 Estrutura da dissertação

A estratégia utilizada para atingir os objetivos acima está descrita em cada um dos capítulos do trabalho. Estruturalmente o texto está dividido da seguinte forma:

- Capítulo 1: Apresentação da motivação, dos objetivos e da estrutura do trabalho;
- Capítulo 2: Investigação do estado da arte da biomecânica e descrição dos principais tipos de plataformas de força utilizadas em análises biomecânicas;
- Capítulo 3: Análise dos requerimentos e especificações necessárias ao projeto e proposta do sistema;
- Capítulo 4: Apresentação do projeto e desenvolvimento do protótipo;
- Capítulo 5: O protótipo desenvolvido é testado através de três estudos de caso. São apresentados os resultados e a metodologia adotada nos experimentos e na avaliação;
- Capítulo 6: Apresentação das conclusões finais relevantes do trabalho, bem como de sugestões para trabalhos futuros que podem ser realizados a partir do mesmo.

Capítulo 2

Biomecânica

2.1 Introdução

Existem várias definições de biomecânica. Diversos autores tem proposto diferentes definições para esta subdisciplina da cinesiologia (o estudo do movimento humano), o que significa dizer que existem diferentes perspectivas quanto ao seu papel no estudo da atividade física.

Morfologicamente, a palavra biomecânica pode ser decomposta em duas partes: o prefixo “bio”, de biológico, ou seja, relativo aos seres vivos e, mecânica, referente ao estudo das condições de repouso ou de movimento dos corpos submetidos à ação de forças.

“A biomecânica é uma disciplina, entre as ciências derivadas das ciências naturais, que se ocupa com análises físicas de sistemas biológicos, conseqüentemente, análises físicas de movimentos do corpo humano. Esses movimentos são analisados através de leis e normas mecânicas com relação a parâmetros específicos do sistema biológico humano, incluindo conhecimentos anatômicos e fisiológicos”(Amadio, 1996) .

Hay (1978) , descreve a biomecânica como sendo a ciência que estuda as forças internas e externas que atuam no corpo e os efeitos produzidos por estas forças. Assim, esta definição equivale a uma adaptação da definição de mecânica, porém, aplicada a sistemas biológicos, neste caso o corpo humano.

Desta definição, verifica-se a existência de dois campos de estudo distintos na biome-

cânica: o estudo das forças internas e externas e, suas conseqüências. Assim, pode-se subdividir a biomecânica em duas partes: a biomecânica interna e a biomecânica externa.

A biomecânica interna preocupa-se com a determinação das forças internas e suas conseqüências. Enquanto a biomecânica externa representa os parâmetros quantitativos ou qualitativos referentes às mudanças de lugar e de posição do corpo, ou seja, refere-se às características observáveis exteriormente na estrutura do movimento. Todavia, McGinnis (1999) inclui na biomecânica interna o estudo dos biomateriais e dos sistemas esquelético, nervoso e muscular. Integrando ainda à biomecânica externa, o estudo da cinética (linear e angular), da cinemática (linear e angular), do equilíbrio e da mecânica dos fluidos.

De acordo com Nelson (1980), o termo biomecânica foi adotado no início da década de 70 como uma definição internacionalmente reconhecida, do campo de estudo relacionado com a análise mecânica dos organismos vivos. Hatze (1974) definiu a biomecânica, como sendo o estudo da estrutura e da função dos sistemas biológicos utilizando os métodos da mecânica, o ramo da física que envolve a análise das ações de forças, no estudo de aspectos anatômicos e funcionais dos organismos vivos.

Destas definições emergem implicitamente as áreas subsidiárias da biomecânica, ou seja, a anatomia, a fisiologia e a mecânica (Figura 2.1).

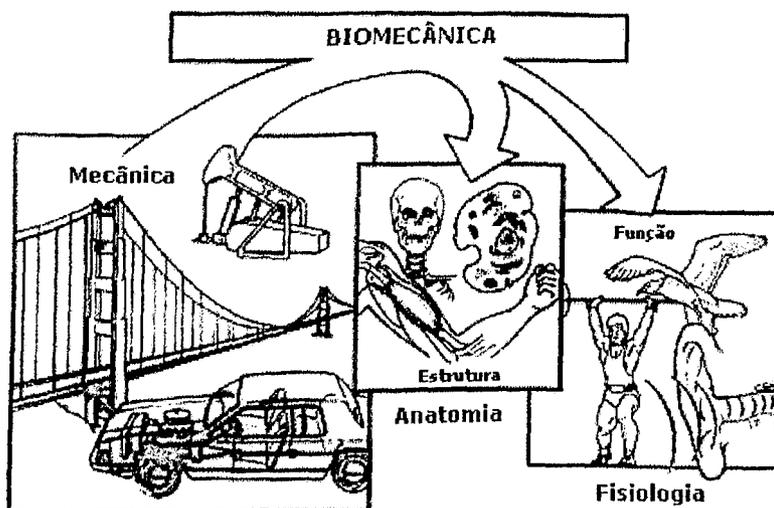


Figura 2.1: Áreas subsidiárias da biomecânica (Hall, 1993).

Conseqüentemente, para se desenvolver um estudo biomecânico necessitamos destas três ciências. A anatomia é a ciência que estuda as formas e as estruturas dos seres vivos (Castro, 1976) . A fisiologia é a ciência que estuda o funcionamento de todas as partes do organismo vivo, bem como do organismo como um todo (Guyton, 1988) . E a mecânica é a ciência que descreve e prediz as condições de repouso ou de movimento dos corpos sob a ação de forças.

A mecânica, por sua vez, se subdivide em duas partes (Figura 2.2). A estática, que utiliza a cinética para tratar dos sistemas que estão em estado de movimento constante, e a dinâmica, que utiliza a cinética e a cinemática para estudar os sistemas em movimento nos quais a aceleração se faz presente. Finalmente, a cinética estuda as forças que tratam do movimento do corpo; E a cinemática, estuda o movimento do corpo em relação ao tempo, à sua trajetória, velocidade e aceleração.

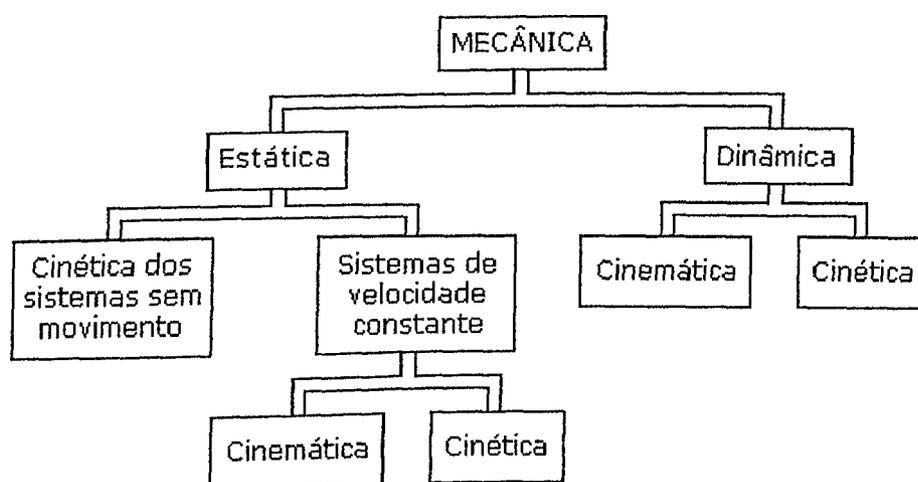


Figura 2.2: Os sub-ramos da mecânica.

2.2 Aspectos históricos

A importância e o estudo dos esportes, tal como os aspectos biomecânicos envolvidos no diagnóstico da performance atlética têm sido evidente desde os pioneiros da Grécia antiga. Aristóteles (384 - 322 AC) estabeleceu o início da biomecânica em seus tratados sobre o

“*Movimento dos Animais*”, onde descreveu o movimento dos músculos submetendo-os a uma análise geométrica pela primeira vez (Richardson, 2001) .

O famoso artista, engenheiro e cientista italiano Leonardo da Vinci (1452 - 1519), também estudioso de anatomia, realizou observações sobre o movimento humano, as quais foram surpreendentemente cientes da terceira lei de Newton (Isaac Newton, 1668), considerando situações como grau de locomoção, corrida no vento, projeção do centro de gravidade em uma base suporte e estudos de repouso e marcha (Dikeman, 2000) .

Mais tarde, o fisiologista e físico italiano Giovanni Alfonso Boreli (1608-1679) foi o primeiro a explicar o movimento muscular e outras funções corporais de acordo com as leis mecânicas (estáticas e dinâmicas). Seu melhor trabalho conhecido é *De Motu Animalium* (Sobre o Movimento dos Animais), publicado em 1680, no qual ele buscou explicar o movimento corporal dos animais segundo os princípios mecânicos (Enoka, 2000) .

Apesar destes avanços preliminares dentro dos conceitos da biomecânica e da medicina esportiva serem atribuídas àqueles cientistas, o francês Etienne Jules Marey (1830 - 1904) é considerado o pai dos estudos cinemáticos na biomecânica do movimento, sendo também o pioneiro no desenvolvimento de equipamentos destinados a análise do movimento humano (Cavanagh, 1990) . Inovador, ele dirigiu uma escola técnica de fabricação de dispositivos utilizados para o estudo do movimento humano. O uso destes instrumentos permitiu responder questões consideradas além do escopo de qualquer investigação prévia. Desenvolveu e construiu a primeira plataforma de força, tornando possível a visualização das forças entre os pés e o solo (Dikeman, 2000).

Etienne Marey foi muito mais que um simples construtor de equipamentos, sendo admirado imensamente pelos seus contemporâneos da ciência e reconhecido como o pioneiro da cinematografia aplicada à biomecânica. Também introduziu importantes conceitos que apenas recentemente voltaram a ser reexaminados, tais como energia, trabalho e o armazenamento de energia potencial elástica nos músculos e tendões.

Ele desenvolveu, com apoio do governo francês, a *Station Physiologique*, onde atualmente existe o circuito de tênis de Roland Garros. Essa “estação” incluía uma pista de 500m equipada com equipamento de monitoração.

Apesar da significativa contribuição de cientistas como Marey e da Vinci, o maior estímulo para o avanço da biomecânica tem sido o conflito e as guerras. Em 1891, após trabalharem a serviço das forças armadas prussianas, Braune e Fischer fizeram análises matemáticas aprofundadas, conduzindo a primeira análise tridimensional da caminhada humana; para complementar o estudo matemático, usaram parâmetros como centro de gravidade (determinado experimentalmente com o uso de cadáveres) e momento de inércia dos segmentos corporais.

Como consequência da Primeira Guerra Mundial (1914 - 1918), milhares de veteranos necessitaram de recolocação e reeducação postural. Jules Amar foi hábil ao executar uma avaliação biomecânica da marcha e da performance daqueles veteranos, o que resultou no final da fase puramente cinemática de experimentação e introduziu a aplicação das técnicas de medida de força e movimento.

Após a Segunda Guerra Mundial (1939 - 1945), mais recursos foram destinados ao desenvolvimento de membros protéticos para os amputados. Nos anos 50, Inman na Universidade da Califórnia em Berkeley, avançou no estudo da biomecânica ao considerar o movimento em três dimensões, calculando pela primeira vez as três componentes retangulares de forças e momentos associados, levando ao desenvolvimento de uma plataforma de força dotada de *strain gages* (extensômetros de resistência elétrica).

2.3 Algumas aplicações da biomecânica

A biomecânica utiliza os princípios da mecânica para explorar problemas biológicos em diversas áreas do conhecimento. Amadio (1996) classifica as seguintes áreas de atuação da biomecânica:

- Locomoção humana,
- Esporte,
- Clínica e Reabilitação,
- Ortopedia e Traumatologia,

- Instrumentação e Métodos,
- Modelagem e Simulação Computacional,
- Tecidos e Biomateriais,
- Músculo-esquelética,
- Cardiovascular e Respiratória, e
- Ocupacional e Ergonomia.

Nota-se então, que a biomecânica é um ramo multidisciplinar da ciência, englobando especialistas de diversas áreas, como por exemplo: ortopedistas, dentistas, engenheiros biomédicos, fisiologistas, fisioterapeutas, profissionais de educação física, cirurgiões plásticos, cientistas de materiais, metalurgistas, etc.

2.4 Estado da arte

Sendo a biomecânica uma disciplina com alta dependência da determinação experimental das grandezas mecânicas (qualitativas ou quantitativas) envolvidas no movimento humano, é natural a grande preocupação verificada nos pesquisadores da área, quanto aos métodos empregados na medição daquelas grandezas.

Os métodos de medição utilizados pela biomecânica para abordar as diversas formas de movimento são: a cinemetria, a eletromiografia, a antropometria e a dinamometria (Winter, 1979) . Através destes métodos, o movimento pode ser descrito e modelado matematicamente, proporcionando uma melhor compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores do movimento humano.

Especificamente nos estudos de performance biomecânica, no intuito de aumentar a eficiência técnica dos atletas e diminuir a probabilidade da ocorrência de lesões (crônicas ou agudas) decorrentes da atividade física, as pesquisas em biomecânica do esporte utilizam diversos processos dentro dos métodos de medição anteriormente citados, buscando os seguintes objetivos:

- Promover um estudo comparativo entre o desempenho dos atletas;
- Analisar as novas técnicas considerando os princípios da mecânica;
- Simular, controlar e otimizar a técnica do movimento, utilizando as modernas ferramentas computacionais disponibilizadas pela engenharia biomecânica;
- Analisar a sobrecarga do aparelho locomotor;
- Melhorar os equipamentos e os materiais utilizados pelos atletas e pesquisadores da área.

Sendo assim, apresenta-se a seguir uma breve descrição de cada um dos quatro métodos de medição utilizados atualmente na biomecânica, bem como dos processos empregados com maior frequência em cada um deles.

2.4.1 Cinemetria

A cinemetria consiste na análise de parâmetros cinemáticos utilizando imagens obtidas pela filmagem do movimento em estudo.

O objetivo principal deste método é a observação das grandezas cinemáticas envolvidas no movimento em questão. Como por exemplo a análise da distância, do tempo, da velocidade e da aceleração verificadas em um dado segmento corporal ou o deslocamento do centro de massa do sujeito ao realizar uma determinada ação.

Apesar de existirem diversas técnicas para obtenção e análise de imagens, como por exemplo: fotografia de exposição múltipla, estroboscopia e fotogrametria instrumental, o processo mais utilizado atualmente é a videografia.

As análises cinemáticas podem ser do tipo bidimensionais (2D) ou tridimensionais (3D). A metodologia adotada em ambas as análises consiste inicialmente, na filmagem de um objeto de calibração e do movimento em estudo, por câmeras de alta velocidade colocadas num só plano (estudos 2D) ou em diversos planos (estudos 3D). A finalidade deste procedimento, é estabelecer um fator de escala, o qual permitirá a conversão das

coordenadas reais para as coordenadas do sistema computacional de medição do movimento. Posteriormente, este sistema recebe as imagens provenientes das câmeras através de um processo manual ou automático de digitalização dos pontos de referência anatômica do sujeito, em cada fotograma (Figura 2.3a). Isso torna possível a criação de imagens animadas de modelos espaciais, isto é, de um modelo que represente o sujeito por meio de segmentos rígidos e articulados (Figura 2.3b), correspondentes aos diversos segmentos anatômicos necessários ao estudo proposto.

Após a digitalização das imagens, os dados são tratados através de determinadas técnicas de filtragem que corrigem as informações obtidas aumentando a confiabilidade dos resultados.

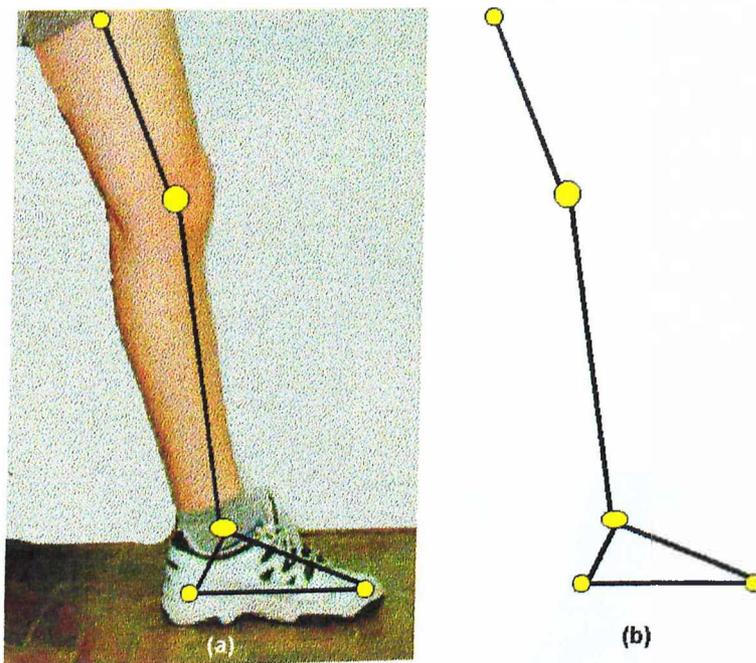


Figura 2.3: (a) Marcadores reflexivos para modelagem de membro inferior. (b) Modelo espacial a ser utilizado na análise biomecânica.

Analisando as diversas imagens, com os segmentos e pontos articulados mudando de posição, pode-se determinar os deslocamentos. Como os dados são obtidos por filmagem, conhece-se o intervalo de tempo decorrido entre as imagens. Logo, pode-se determinar as

velocidades, que derivadas, fornecem as acelerações dos segmentos corporais analisados.

Finalmente, verificam-se os dados de interesse para o estudo biomecânico quantitativo, ou seja, sob a forma numérica ou gráfica.

2.4.2 Antropometria

A antropometria estuda as características e propriedades do aparelho locomotor, como por exemplo: dimensões e formas geométricas dos segmentos corporais, distribuição de massa, braços de alavanca, posições articulares, etc., definindo assim um modelo biomecânico da estrutura analisada.

A Figura 2.4 mostra algumas medidas antropométricas básicas de um ciclista, que podem ser utilizadas na regulagem da bicicleta e/ou na construção de um modelo biomecânico a ser usado na análise do movimento do atleta, procurando a otimização do seu rendimento.

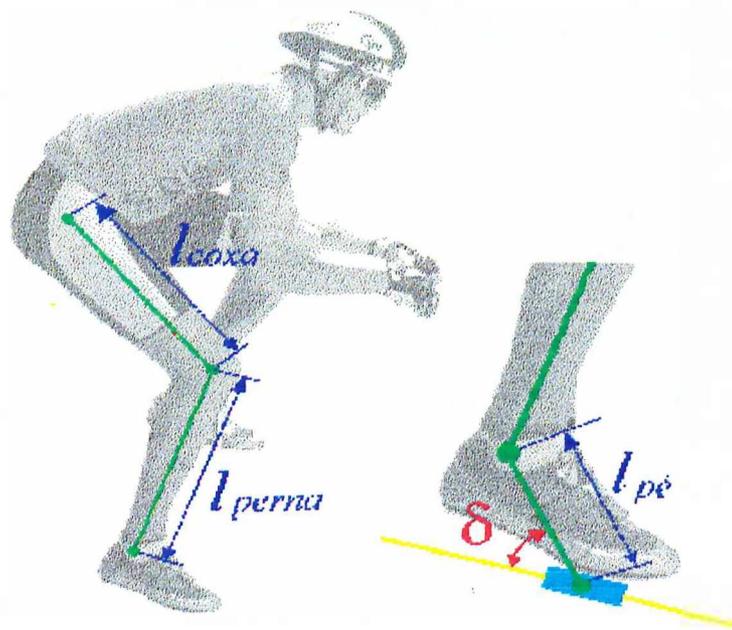


Figura 2.4: Exemplo de algumas medidas antropométricas básicas: l_{pe} = comprimento do pé, l_{perna} = comprimento da perna, l_{coxa} = comprimento da coxa e ρ = ângulo do pé.

A determinação de parâmetros como as dimensões, proporções, geometria, centro de massa e momento de inércia do corpo humano e de seus diversos segmentos, são exemplos da aplicação da antropometria que constituem elementos fundamentais para a análise dos movimentos nas diversas áreas de interesse da biomecânica, dentre elas a construção e o aperfeiçoamento de equipamentos e materiais.

2.4.3 Eletromiografia

Segundo Correia *et al.* (1993), a eletromiografia refere-se ao estudo neuromuscular através da representação gráfica da atividade elétrica do músculo. Esta representação é mais comumente conhecida como sinal eletromiográfico ou sinal EMG (Figura 2.5).

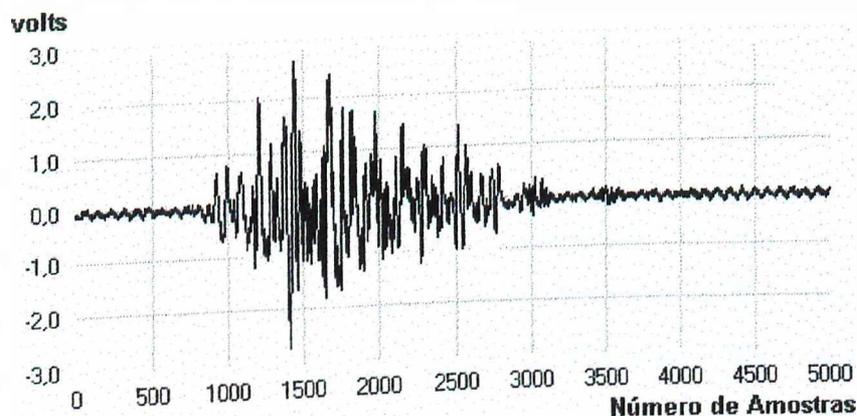


Figura 2.5: Sinal eletromiográfico proveniente de uma contração isométrica (sem movimento) da cabeça medial do tríceps. O sinal foi amplificado 4400 vezes e amostrado a uma frequência de 5 kHz (Andrade, 2000).

De Luca (1979) definiu o sinal EMG como uma manifestação de uma ativação neuromuscular associada a uma contração muscular. O autor, coloca ainda que o referido sinal é de alta complexidade, pois é afetado pelas propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos, pelos sinais de controle do sistema nervoso periférico e pelas características dos dispositivos que são usados para detectá-lo e observá-lo.

Atualmente, existem duas formas para se detectar o sinal eletromiográfico: a eletromiografia de superfície, onde são utilizados dispositivos externos fixados sobre a pele (eletrodos de superfície) e a eletromiografia de profundidade, na qual os eletrodos são implantados no interior do músculo.

Devido a sua alta complexidade, após detectado o sinal eletromiográfico é tratado utilizando-se avançadas técnicas de processamento de sinais, para que seja possível aumentar a precisão e a confiabilidade dos resultados obtidos.

Segundo De Luca (1993) , as aplicações atuais mais comuns da eletromiografia são:

- Determinar o tempo de ativação do músculo;
- Utilizar o sinal eletromiográfico como indicador de fadiga;
- Análises quantitativas e qualitativas de movimentos e dos grupos musculares envolvidos.

2.4.4 Dinamometria

A dinamometria refere-se a todo tipo de processos que tem em vista a medição de forças, bem como a medição da distribuição de pressões (Adrian & Cooper, 1995) .

Neste método, uma das técnicas habitualmente adotadas é uso das plataformas de força tridimensionais, que são dispositivos de medição da força de reação do solo em suas diversas componentes (vertical, lateral e ântero-posterior) com relação à plataforma (Figura 2.6).

A seção 2.5, mostra mais detalhes sobre o funcionamento, os tipos, as aplicações e as limitações das plataformas de força empregadas atualmente na biomecânica.

Outra técnica de medição das forças de reação do solo, consiste na utilização das plataformas de pressão. Estas, fornecem mapas gráficos digitalizados das pressões. Nesta classe, os equipamentos mais freqüentes são os sistemas de medição das pressões plantares, que são palmilhas contendo diversos transdutores dispostos matricialmente, possibilitando medir a pressão nas diferentes regiões da superfície de contato. Sistemas deste tipo são comumente utilizados pelas indústrias de calçados no projeto de novos modelos.

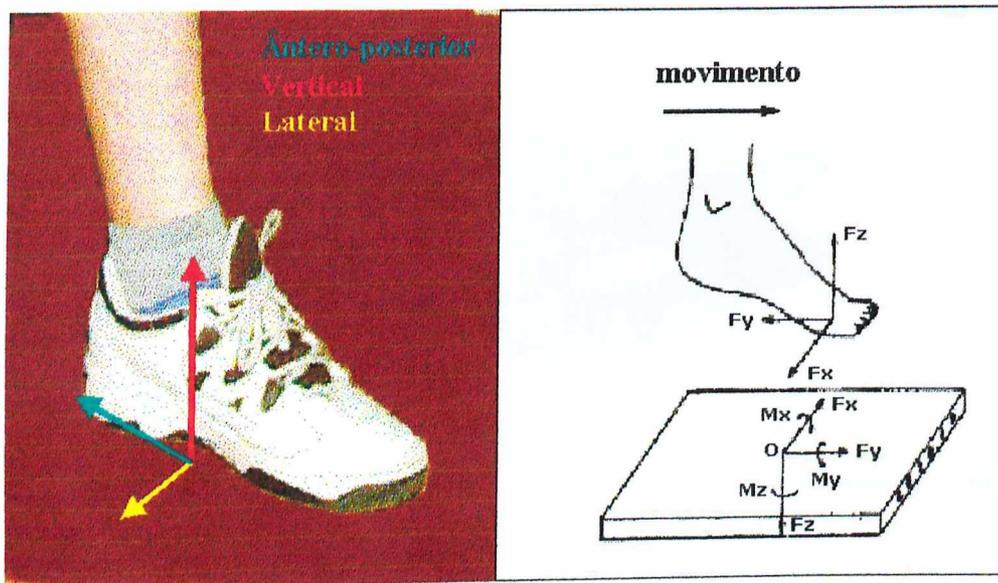


Figura 2.6: Eixos coordenados adotados para medição das componentes da força de reação do solo em plataformas 3D.

2.5 Uso de plataformas de força em biomecânica

Plataformas de força são dispositivos padrões de medição em biomecânica. Elas são utilizadas como dispositivos de apoio em diversas pesquisas relacionadas a análise biomecânica, como por exemplo em análises clínicas de marcha e no treinamento e avaliação de atletas (Schmiedmayer, 1999) . Através delas podemos determinar diversos parâmetros biomecânicos, tais como: a amplitude e a direção do vetor força resultante, o ponto de aplicação da força e as duas componentes que atuam paralelamente à superfície do solo, no caso das plataformas tridimensionais (Nigg & Herzog, 1994) .

Basicamente, tais equipamentos consistem de uma superfície plana retangular montada em um nível paralelo ao solo, e separada deste por meio de transdutores de força colocados na parte inferior de cada canto da mesma (Figura 2.7). , de tal forma que qualquer força exercida sobre a superfície da plataforma é transmitida aos transdutores (dispositivos capazes de gerar um nível de tensão elétrica correspondente à força sobre eles aplicada).

A correspondência entre força e tensão elétrica é geralmente linear na região de

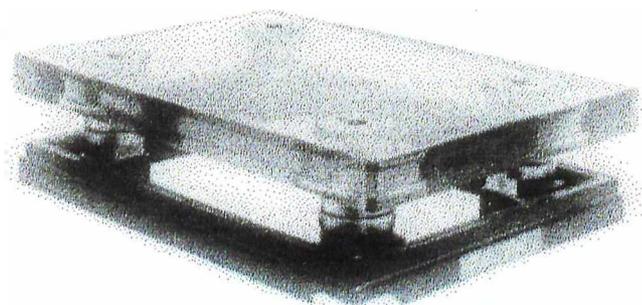


Figura 2.7: Exemplo de uma plataforma de força utilizada atualmente em análises biomecânicas (Kistler, 2001).

operação para a qual o transdutor é projetado, o que permite, estabelecer uma constante de proporcionalidade para se converter a tensão elétrica, captada dos transdutores, em um nível de força apropriado.

Após ser amplificado e filtrado convenientemente por um conjunto de circuitos eletrônicos específico, denominado condicionador de sinais, o sinal de força (tensão elétrica) é amostrado através de uma placa de conversão analógica-digital (A/D) acoplada a um computador. Um programa é então, especialmente projetado para efetuar os cálculos necessários à obtenção (a partir do sinal amostrado) dos parâmetros biomecânicos anteriormente mencionados. A Figura 2.8 mostra um diagrama simplificado ilustrando as diversas etapas do sistema descrito.

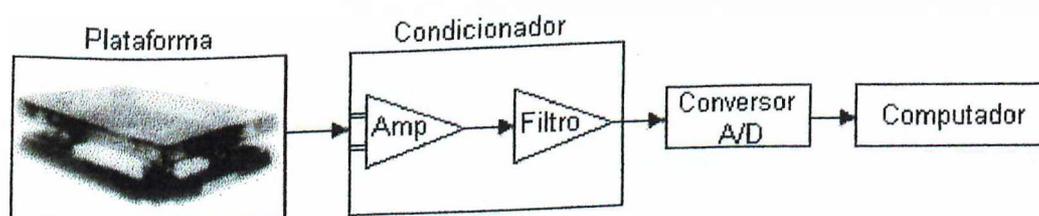


Figura 2.8: Etapas de processamento de sinais provenientes de plataformas de força.

Após o processamento dos dados, os resultados obtidos são disponibilizados visualmente através de gráficos e informações que serão utilizadas para diagnosticar o desempenho biomecânico do indivíduo analisado, conforme o exemplo ilustrado na Figura 2.9.

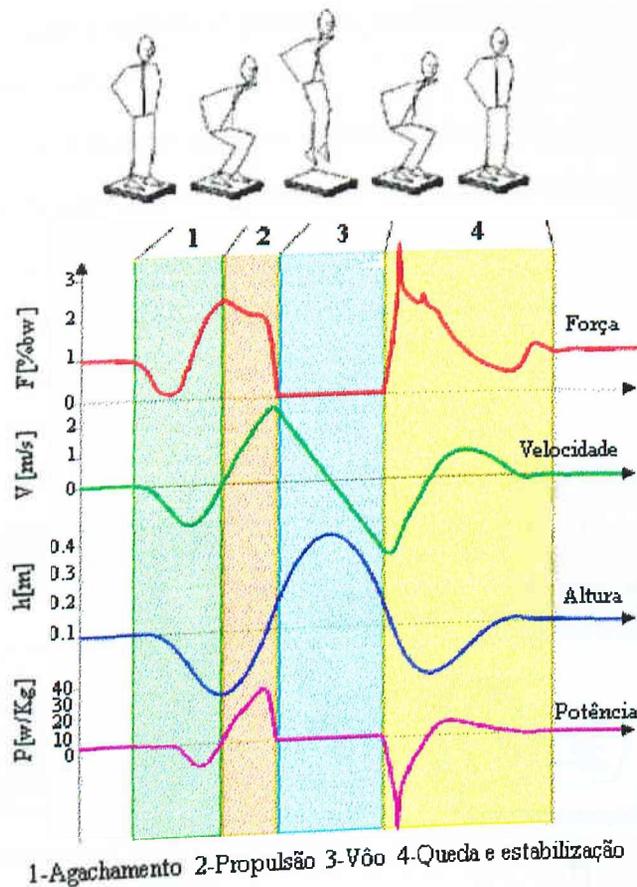


Figura 2.9: Formas de onda de diversas grandezas biomecânicas medidas com o auxílio de uma plataforma de força durante a execução de um salto vertical SEM impulso de braços (Kistler, 2001).

2.5.1 Tipos e aplicações

Atualmente, dois tipos de plataformas estão disponíveis comercialmente: as piezoelétricas e as piezoresistivas.

As plataformas de força piezoelétricas utilizam cristais de quartzo como transdutores, os quais geram uma carga elétrica ao serem pressionados. Elas não requerem uma fonte de

alimentação para excitar os transdutores; Entretanto, amplificadores de carga especiais e cabos coaxiais de baixo ruído são necessários para converter a força aplicada em um nível de tensão elétrica correspondente. Os transdutores são calibrados na fábrica e, em geral, não necessitam de futuras recalibrações. De uma forma geral as plataformas de força piezoelétricas são bastante sensíveis e possuem um limite de força considerável, podendo chegar a 40 kN (Kistler, 2000) .

As plataformas de força piezoresistivas utilizam *strain gages* para medir a deformação que ocorre em corpos transdutores fabricados em aço ou alumínio (células de carga) quando uma carga é aplicada (Figura 2.10). Tais plataformas requerem uma fonte de alimentação para os transdutores e possuem capacidade de força da ordem de 20 kN (Bertec, 2001; AMTI, 2001) .

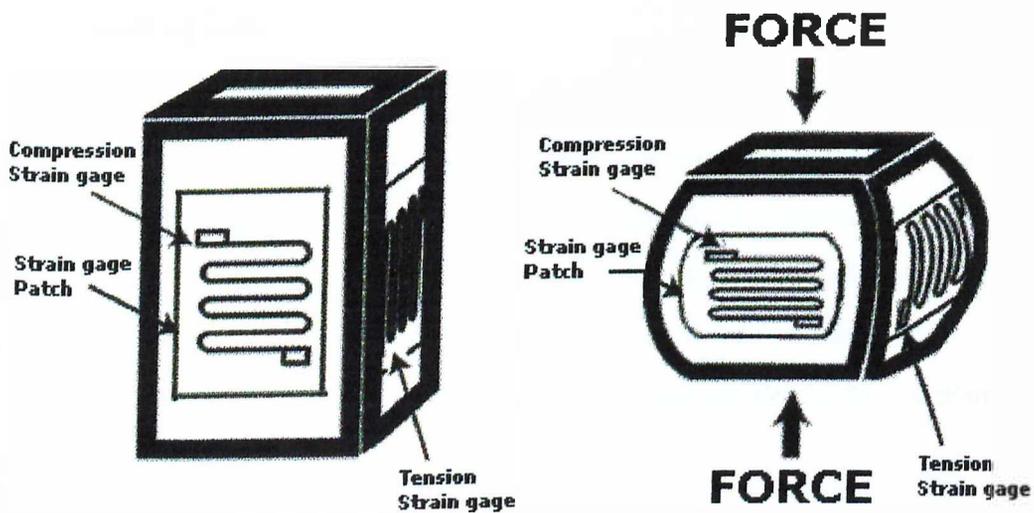


Figura 2.10: *Strain gages* utilizados para medir deformações em diferentes direções.

Plataformas de força são utilizadas em laboratórios de biomecânica/análise de marcha, para medir forças de reação com o solo associadas ao movimento humano. Diversos fabricantes oferecem este tipo de equipamento, entretanto, para aplicações específicas, torna-se necessário desenvolver células especiais, como por exemplo: pedal de bicicleta, análise de movimentos dentro d'água (Figura 2.11a), medida da força de mordidas (Figura 2.11b), próteses, etc.

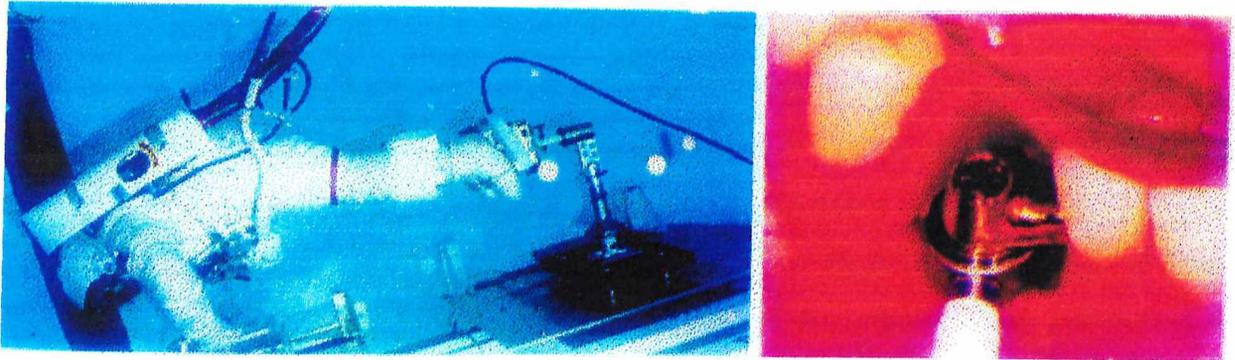


Figura 2.11: (a) Treinamento de astronauta em tanque micro-gravitacional utilizando plataforma de força a prova d'água. (b) Uso de mini-plataforma para medir força de mordidas (Kistler, 2000).

2.5.2 Limitações

Plataformas que operam com sensores piezoelétricos são mais caras, exclusivamente dinâmicas e de operação mais complexa devido à sua alta sensibilidade. Por serem muito sensíveis, elas estão sujeitas a flutuações em seu sistema eletrônico, tais como pequenas vibrações provocadas, por exemplo, por veículos trafegando nas proximidades, etc.

Para diminuir este problema recomenda-se instalar a plataforma em uma base tão rígida quanto possível, e, idealmente, em uma base independente da estrutura do prédio em que se encontra.

Plataformas a base de *strain gages* são mais baratas, estáveis durante largos períodos de tempo e podem realizar medições estáticas, o que pode limitar suas aplicações. Contudo, como veremos nos capítulos seguintes, o uso de técnicas de projeto adequadas para as células de carga e os diversos circuitos eletrônicos envolvidos, podem reduzir consideravelmente tais limitações, de forma que possam ser utilizadas em diversos estudos envolvendo medições dinâmicas, como por exemplo, em atividades de impacto como saltos verticais e outros.

2.6 Conclusão

Analisando-se as características básicas dos métodos de medição descritos anteriormente face ao objetivo de se conceber um sistema para análise de saltos verticais e levantamentos de peso, concluiu-se que a dinamometria seria o método apropriado para se realizar tal propósito, uma vez que as plataformas de força são equipamentos ideais ao estudo daquelas modalidades. Assim, pretende-se então construir uma plataforma de força para análises biomecânicas, cujas especificações serão descritas no próximo capítulo.

Capítulo 3

Especificação do sistema desenvolvido

3.1 Introdução

Conforme descrito no capítulo anterior, decidiu-se iniciar o projeto e a construção de um equipamento próprio para avaliações biomecânicas de movimentos relacionados a saltos verticais e levantamentos de peso. Para tanto, foi feito um estudo preliminar das condições concretas para sua realização, utilizando-se de uma metodologia cujas etapas são apresentadas a seguir.

3.2 Análise de requerimentos e especificações do sistema

Inicialmente, foi feito um levantamento bibliográfico sobre as características básicas dos principais equipamentos do gênero utilizados atualmente, procurando reunir o maior número possível de informações e sugestões de como proporcionar a melhor solução para o projeto. Para tanto, foram utilizados a *Internet*, livros, revistas, publicações em congressos, manuais, catálogos técnicos, entre outros, que relatam sobre o assunto.

Concluída esta etapa preliminar, verificou-se que o atendimento de diversos requisitos básicos era imprescindível ao projeto em questão. Desta forma, decidiu-se iniciar o desenvolvimento de uma solução para o *hardware* e o *software* do equipamento considerando-se o seguinte conjunto de requerimentos:

- O sistema deveria ser capaz de fornecer subsídios para análise de movimento, através da quantificação e visualização da força de reação normal exercida pela plataforma sobre o indivíduo;
- Capacidade de gerar (a partir dos dados amostrados) outros parâmetros importantes para a análise do movimento estudado, tais como: altura de um salto, potência muscular desenvolvida, impulso, etc.
- Capacidade de medir forças de reação normal provenientes de atividades de impacto, como por exemplo, saltos verticais;
- Possibilidade de manter uma documentação eletrônica dos ensaios realizados, para posterior consulta e análise comparativa;
- Facilidade de utilização em interface amigável.

3.3 Proposta para uma plataforma de força

Os resultados das pesquisas e análises descritas anteriormente, levaram à proposta de um equipamento cujo diagrama esquemático é mostrado na Figura 3.1. Tal equipamento é capaz de realizar as ações definidas na etapa anterior, e é composto das seguintes unidades:

1. Plataforma de força - detecção e condicionamento dos sinais referentes às forças nela aplicadas durante um dado exercício;
2. Fonte de alimentação;
3. Cartão de amostragem de dados - *hardware* responsável pela conversão dos sinais analógicos, provenientes da plataforma, em sinais digitais;

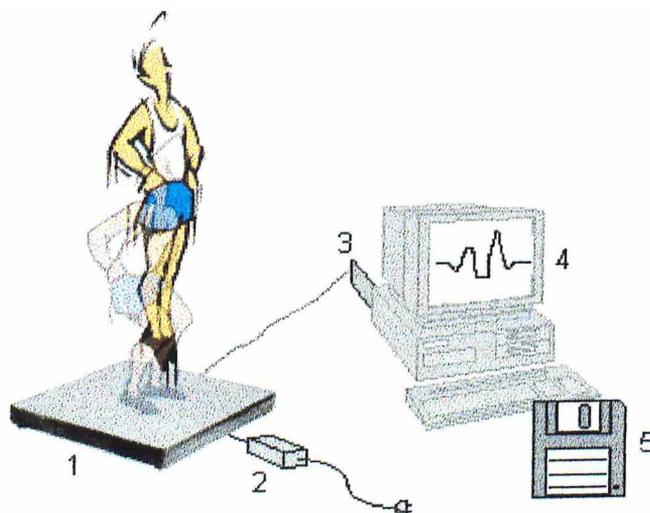


Figura 3.1: Diagrama ilustrativo do sistema proposto

4. Microcomputador - executa o *software* encarregado de ler e processar os sinais digitais;
5. Software - programa que controla todo o processo de amostragem e processamento dos dados.

3.4 Conclusão

Neste capítulo foram apresentados os requerimentos para desenvolvimento e a proposta para a concepção do sistema. O capítulo seguinte descreverá o projeto e o desenvolvimento do protótipo. Finalmente serão feitos experimentos para teste e validação do equipamento.

Capítulo 4

Projeto e desenvolvimento do sistema

4.1 Introdução

Os três componentes principais necessários ao funcionamento do sistema proposto no capítulo anterior são: a plataforma, o sistema de amostragem de dados e o *software*.

A plataforma pode ser subdividida em três partes distintas:

- Superfícies (superior e inferior): 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;
- Células de carga: São dispositivos que proporcionam a conversão da força sobre eles aplicada em um nível de tensão elétrica correspondente;
- Condicionador de sinais: É um conjunto de circuitos eletrônicos encarregado de amplificar e filtrar os sinais provenientes das células de carga.

O sistema de amostragem de dados deve ser tal que permita uma representação correta das grandezas analógicas de interesse. O *software* (a ser executado em um computador

padrão) será responsável pelo controle da amostragem, pelo processamento e análise das informações digitalizadas.

A Figura 4.1 mostra um diagrama contendo as diversas etapas do sistema descrito, ilustrando ainda, o sentido do fluxo das informações pelo mesmo.

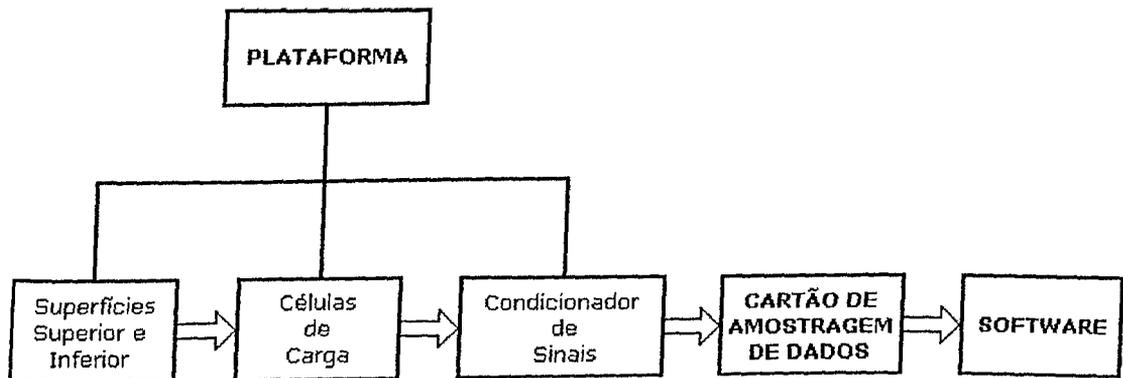


Figura 4.1: Diagrama em blocos do sistema desenvolvido

4.2 Projeto mecânico das superfícies da plataforma

Para o projeto mecânico das superfícies da plataforma deve-se ter em mente a aplicação desejada e os problemas específicos decorrentes da mesma. Um aspecto importante é a observação da frequência natural da plataforma, que deve ser bem superior às frequências dos sinais a serem medidos. Este requisito, depende (entre outros fatores) da rigidez das superfícies (superior/inferior) da plataforma, da frequência de resposta das células de carga, da eficiência do sistema de fixação das superfícies às células de carga para composição da plataforma e da fixação da plataforma ao solo.

Nesse sentido, normalmente, tenta-se produzir superfícies com máxima rigidez e 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.

A superfície inferior por sua vez, deve ser rígida o bastante para minimizar os deslocamentos relativos entre as células de carga nela fixadas, além de sustentar e apoiar perfeitamente a plataforma sobre o solo.

Procurando atender às exigências de projeto, projetou-se e usinou-se as superfícies superior e inferior da plataforma, as quais possuem basicamente as seguintes características:

- Superfície superior (Figura 4.2b): Chapa aço ABNT 1020 medindo 700x700x5mm, com reforços em vigas “U” do mesmo material, medindo 700x132x5mm (2 unidades), 500x132x5mm (3 unidades) e 200x132x5mm (2 unidades), todas soldadas sob a superfície. Para a fixação desta superfície às células de carga foram previstos quatro furos com roscas de 5mm (um para cada célula);
- Superfície inferior (Figura 4.2a): Chapa de aço ABNT 1020 medindo 700x700x5mm. Para a fixação das células de carga a esta superfície foram previstos dezesseis furos com roscas de 3mm (não visíveis na figura), sendo quatro para cada célula.

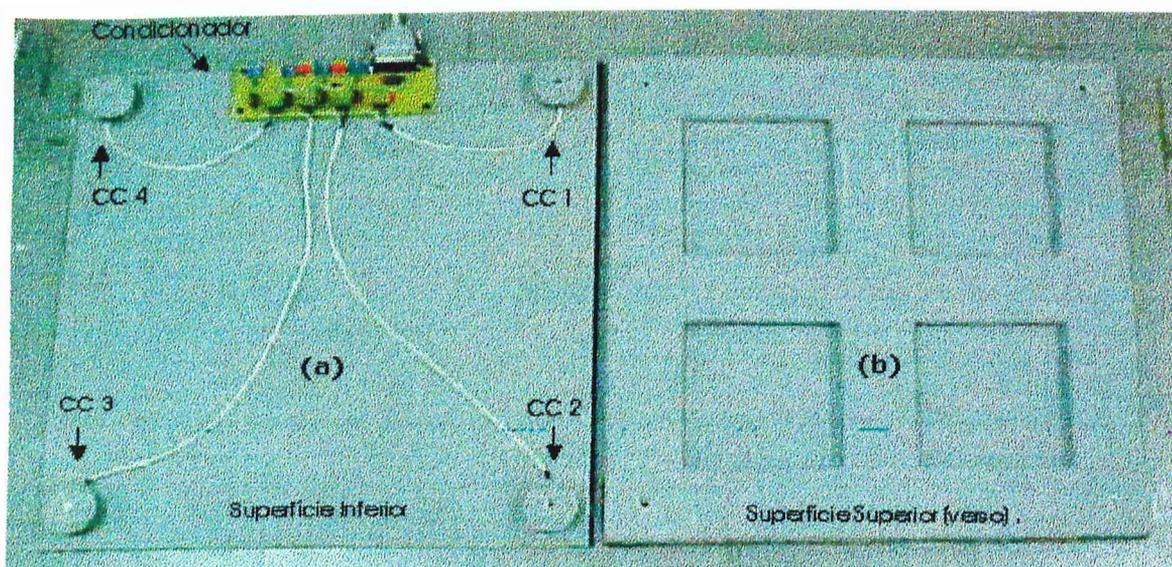
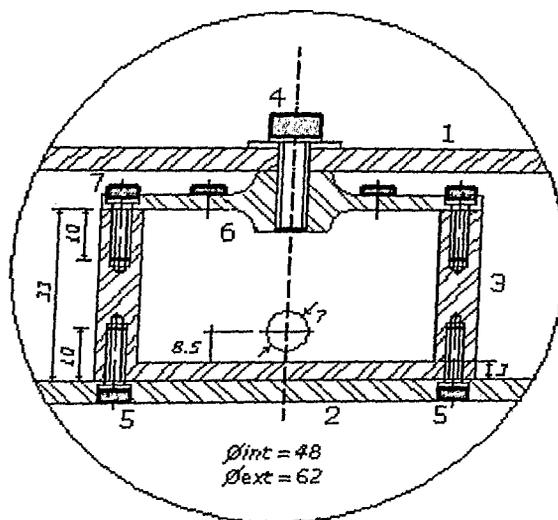


Figura 4.2: (a) Superfície inferior da plataforma, destacando as células de carga (CC) nela fixadas e o condicionador de sinais. (b) Verso da superfície superior da plataforma ilustrando o reforço em vigas “ U ” para aumento da rigidez.

4.3 Projeto das células de carga

Inicialmente, foram feitos estudos para se determinar qual seria a melhor geometria para as células de carga. Feito isso, chegou-se ao modelo mostrado na Figura 4.3, cuja forma circular foi adotada em função da facilidade de usinagem e da simplificação na fixação da superfície superior às células. Para tal, utilizou-se o apoio natural daquela superfície sobre a saliência existente na tampa de cada uma das células e um parafuso de fixação M5 (Figura 4.3). A carga máxima prevista para o modelo foi de 5 kN.



LEGENDA

- 1- Superfície Superior (SS)
- 2- Superfície Inferior (SI)
- 3- Corpo da célula de carga
- 4- Parafuso de fixação (M5) da SS à célula
- 5- Parafuso de fixação (M3) da célula à SI
- 6- Tampa da célula de carga
- 7- Parafuso de fixação da tampa (6) ao corpo da célula de carga (3)

Figura 4.3: Corte longitudinal da célula de carga padrão, destacando sua fixação às superfícies superior e inferior da plataforma (dimensões em milímetros).

Para a modelagem da região ativa da célula de carga (placa superior onde foram fixados os *strain gages* - Figura 4.4), utilizou-se o software de elementos finitos ANSYS®, versão 5.4 (Swanson Analysis System Inc, 1995a). O objetivo da análise foi otimizar a espessura da placa visando garantir uma boa sensibilidade para a célula de carga, sem contudo ultrapassar o limite de escoamento, S_y , sob condições de serviço. Um nível de tensão equivalente superior a S_y implicaria em regime plástico (deformações permanentes), podendo levar a célula de carga a funcionar de forma insatisfatória.

Por tratar-se de um problema axisimétrico, apenas parte da placa foi modelada, con-

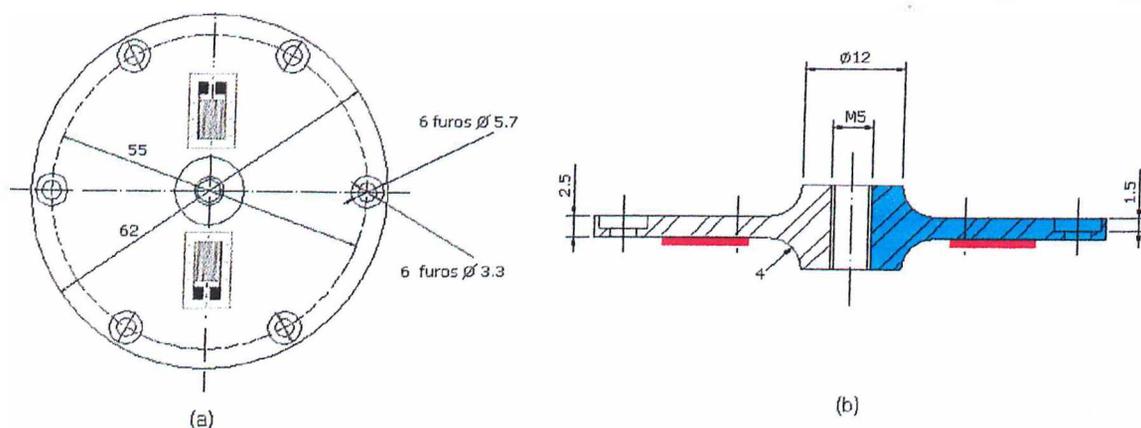


Figura 4.4: Modelo da placa superior da célula de carga. (a) Vista inferior. (b) Vista do corte realizado na linha de simetria vertical. OBS: Em vermelho os *strain gages* e em azul a região modelada em elementos finitos (dimensões em milímetros).

forme ilustrado na Figura 4.5. Restrições radiais foram impostas na linha de centro (AB) da placa a fim de representar a simetria. Os deslocamentos na direção y foram impedidos ao redor da borda externa (DE), ou seja, considerou-se uma perfeita rigidez do suporte da placa. Uma carga de 5 kN, foi então distribuída em toda a superfície de apoio (AC). O material da placa superior é o aço ABNT 4340 com módulo de elasticidade $E = 207$ GPa e coeficiente de Poisson $\nu = 0,3$. Segundo Shigley (1989) a tensão de escoamento deste material varia entre 855 e 1590 MPa, dependendo do tratamento térmico.

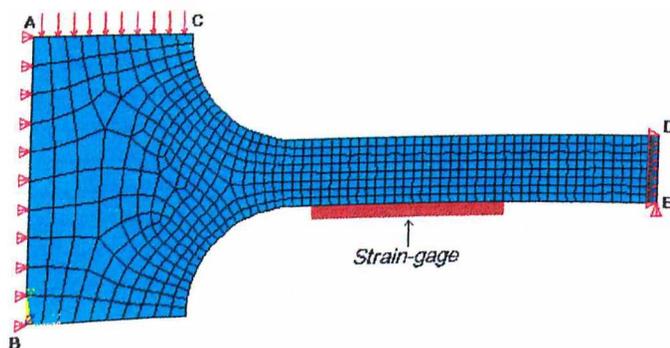


Figura 4.5: Modelo da placa em elementos finitos e posição de fixação dos *strain gages*.

O modelo utilizou 594 elementos de quatro nós axisimétricos com funções extras de deslocamento e Plane42 (Swanson Analysis System Inc, 1995b) , correspondendo a 674 nós.

O modelo exigiu ainda um número razoável de elementos através da espessura, para estabelecer as tensões de flexão, conseqüentemente, tornou-se também necessária uma quantidade considerável de elementos na direção radial para se manter a razão de aspecto dentro de limites aceitáveis.

Uma vez concluídos os cálculos matemáticos, observou-se que os deslocamentos na direção y estão em concordância com o esperado segundo a teoria de placas de Timoshenko (1959) . As deformações ocorridas na direção radial são apresentadas na Figura 4.6.

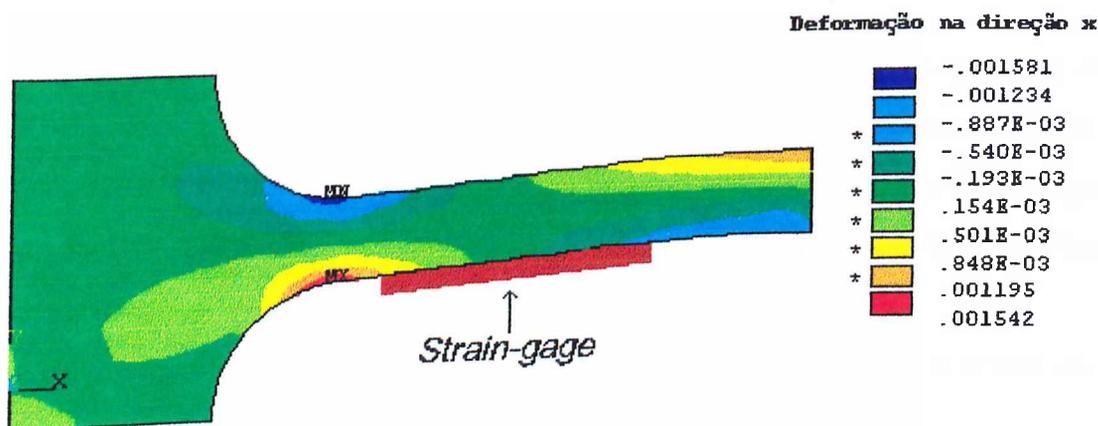


Figura 4.6: Deformações na direção radial da placa após aplicação da carga de 5 kN.

(*) Deformações na região de fixação do *strain gage*.

Para a força aplicada de 5 kN e uma espessura de 2,5 mm para a placa, a tensão equivalente máxima na peça foi de 343 MPa (abaixo dos valores de S_y para o aço ABNT 4340), como ilustrado na Figura 4.7. Observou-se também que esta tensão máxima ocorreu em uma região fora dos limites onde seriam fixados os *strain gages*.

Assim, pôde-se confirmar que a forma escolhida para a placa da célula de carga,

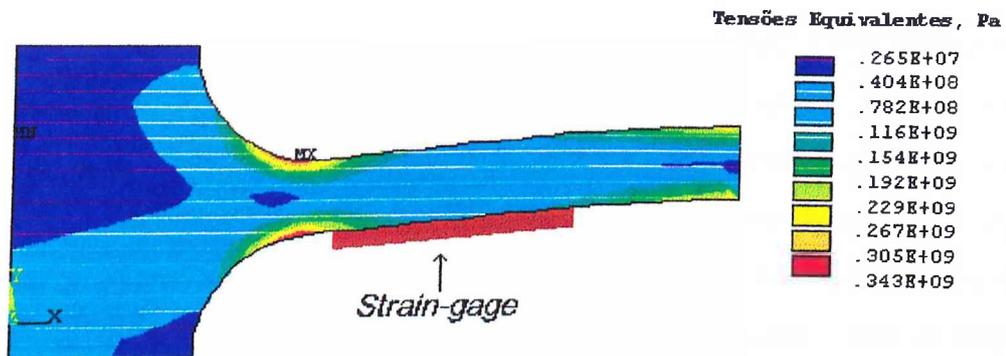


Figura 4.7: Tensões equivalentes na placa após aplicação da carga de 5 kN.

construída em aço ABNT 4340 e nas dimensões definidas, suportariam as forças requeridas sem a ocorrência de deformações permanentes. Também foi detectado que os níveis máximos de deformação aos quais estariam submetidos os *strain-gages*, não atingiriam o limite destes, que é de 5% (cerca de 32 vezes maior que o nível máximo de deformação mostrado na Figura 4.6).

Finalmente, de posse de tais resultados projetou-se e usinou-se a célula de carga mostrada na Figura 4.8.

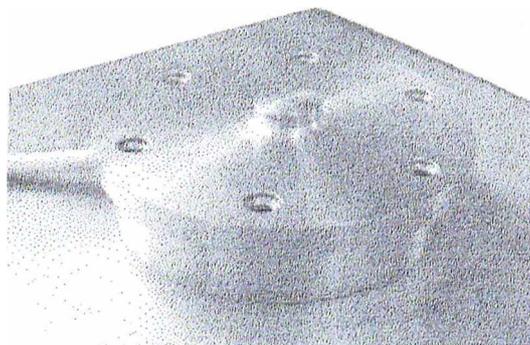


Figura 4.8: A célula de carga construída.

4.3.1 Fixação dos *strain gages*

Concluída a usinagem da célula de carga, o próximo passo seria a colagem dos *strain gages* em sua região ativa. Para tal, um estudo sobre as configurações básicas de *strain gages* comumente adotadas em algumas células de carga comerciais foi realizado. Isto permitiu observar, que aqueles dispositivos são fixados (geralmente aos pares) de forma a detectar as deformações de compressão e/ou tração mecânica em determinada região.

Sendo assim, a justificativa para a fixação dos *strain gages* na parte inferior da placa da célula de carga (Figura 4.4b), deve-se ao fato de ser aquela parte o lado de maior compressão da peça em regime de carga, e ainda naquela região, os *strain gages* (dispositivos muito sensíveis) estariam protegidos contra intempéries e choques mecânicos, uma vez que ficariam no interior da célula.

Há que se ressaltar, que fatores como a limpeza adequada da região de colagem, escolha de um bom adesivo e medidas adicionais de proteção aos *strain gages* (como por exemplo revesti-los com uma camada de silicone ou outros protetores específicos para este fim) são itens fundamentais para a precisão e a longa vida útil da célula de carga.

4.3.2 Circuito de detecção de deformação

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). Sendo esta uma relação entre valores que representam uma mesma grandeza física (comprimento), concluí-se que a deformação é um parâmetro adimensional, o qual pode ser expresso como:

$$\epsilon = \frac{\Delta l}{l} \quad (4.1)$$

Conforme descrito no capítulo 1, os *strain gages* medem a deformação provocada nas células de carga. Entretanto, é necessário que se converta o sinal de deformação medido pelos *strain gages* em sinais de tensão elétrica (Volts), para que estes possam ser manipulados por um computador. Isto pode ser conseguido, porquê um *strain gage* muda

sua resistência elétrica quando é deformado, tal como ocorre com um fio elétrico. Por exemplo, quando o fio é esticado, sua área de seção transversal diminui, causando um aumento em sua resistência.

Desta forma, para se medir deformações mínimas, torna-se necessário medir as mínimas variações de resistência que ocorrerão nos *strain gages*. O circuito em ponte de *Wheatstone* mostrado na Figura 4.9, é capaz de realizar tal propósito.

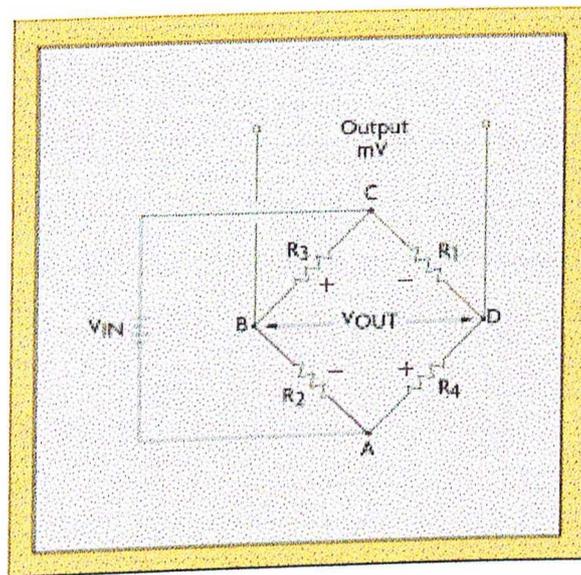


Figura 4.9: Circuito esquemático da ponte de Wheatstone.

Neste circuito, o sinal de saída (V_{OUT}) expresso em milivolts (mV), é proporcional a soma algébrica das deformações (ϵ_{R_i}) ocorridas nos *strain gages* R_1 , R_2 , R_3 e R_4 da ponte, observados os sinais associados a cada um deles. Esta relação, pode ser expressa pela seguinte equação:

$$V_{OUT} = \frac{G_F V_{IN}}{4} (-\epsilon_{R_1} - \epsilon_{R_2} + \epsilon_{R_3} + \epsilon_{R_4}) \quad (4.2)$$

Onde V_{IN} é a tensão de alimentação da ponte e G_F é uma constante adimensional (fator de resistência) dos *strain gages* em questão. Segundo Nachtigal (1990), o valor

G_F está entre 2 e 4.5 para a maioria dos *strain gages* metálicos. Particularmente para os *strain gages* utilizados neste projeto o valor de G_F é igual a $2,18 \pm 1\%$.

Considerando-se um arranjo com dois *strain gages* submetidos ao mesmo tipo/sinal de deformação (compressão), notou-se que haviam duas disposições possíveis para a conexão dos mesmos, de maneira que as deformações ocorridas naqueles dispositivos fossem somadas na equação (4.2). Ou seja, os dois *strain gages* deveriam ser conectados em R_3 e R_4 ou em R_1 e R_2 . Caso contrário, as deformações tenderiam a se anular e, conseqüentemente a saída V_{OUT} seria próxima zero, tornando impossível a conversão das deformações em sinais elétricos (mV).

Após estas considerações, montou-se a ponte utilizando-se dois *strain gages* com resistência nominal de 500Ω (cada) nas posições R_3 e R_4 , e resistores fixos de mesmo valor em R_1 e R_2 . Reduzindo (uma vez que em os resistores colocados em R_1 e R_2 serviriam apenas para equilibrar a ponte e, portanto, não estariam sujeitos à deformações) a equação (4.2) a:

$$V_{OUT} = \frac{G_F V_{IN}}{4} (\epsilon_{R_3} + \epsilon_{R_4}) \quad (4.3)$$

Segundo Nachtigal (1990), a deformação total ocorrida em um *strain gage* 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-se os mesmos níveis de deformação para os dois *strain gages* ($\epsilon_{R_3} = \epsilon_{R_4} = \epsilon_m + \epsilon_t$) podemos reescrever a equação 4.3 como:

$$V_{OUT} = \frac{G_F V_{IN}}{4} (\epsilon_m + \epsilon_t + \epsilon_m + \epsilon_t) \quad (4.4)$$

A qual reestruturada torna-se:

$$\frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = \frac{G_F}{2} (\epsilon_m + \epsilon_t) \quad (4.5)$$

A influência da componente ε_t da equação acima é proporcional à variação da temperatura dos *strain gages*, e deve ser minimizada para que o valor de saída V_{OUT} da ponte seja afetado apenas pela componente mecânica ε_m , uma vez que se deseja converter somente a deformação mecânica sofrida pelos *strain gages* em sinais elétricos. Sendo assim, a estratégia adotada foi efetuar-se leituras (calibrações) do sinal V_{OUT} imediatamente antes de se utilizar a célula de carga. Desta forma, a variação de temperatura mencionada seria reduzida consideravelmente, uma vez que o tempo entre a utilização da célula de carga e sua calibração prévia seria muito pequeno (poucos segundos).

Sendo assim, a componente ε_t da equação (4.5) foi suprimida no cálculo da sensibilidade (mV/V) da célula de carga (equação 4.6), uma vez que esta seria utilizada apenas nas condições descritas acima.

$$\frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = \frac{G_F \varepsilon_m}{2} \quad (4.6)$$

Finalmente, substituindo os valores de $G_F=2,18$ e o valor médio para $\varepsilon_m=0,3275E-03$ (considerou-se a média das deformações às quais o *strain gage* estaria submetido quando a carga de 5 kN fosse aplicada (itens (*) da Figura 4.6)), chegou-se a seguinte aproximação para a relação entre a saída V_{OUT} e a entrada V_{IN} da célula de carga em questão:

$$\frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = 0,357 \text{ (mV/V)} \quad (4.7)$$

Como a tensão elétrica (V_{IN}) utilizada para a alimentação da ponte foi de 8 V, concluiu-se pela equação (4.7) que a tensão de saída V_{OUT} da ponte quando fosse aplicada a carga de 5 kN seria:

$$V_{OUT} = 2,856 \text{ (mV)} \quad (4.8)$$

4.3.3 Circuito de pré-amplificação

Após o cálculo do sinal de saída da ponte (V_{OUT}), notou-se a sua baixa amplitude (poucos milivolts mesmo quando a célula de carga fosse submetida ao seu limite de carga de 5 kN). Sendo assim, foi necessário inserir no interior da célula de carga (Figura 4.10), um circuito de pré-amplificação com ganho fixo de 100 vezes. Desta forma, o sinal de saída da ponte seria reforçado antes da sua transmissão pelos cabos ao condicionador de sinais. Tudo isso, no intuito de minimizar a influência de interferências indesejáveis, como por exemplo induções eletromagnéticas de 60Hz originadas da rede elétrica.



Figura 4.10: Célula de carga mostrando o circuito de pré-amplificação em seu interior.

Um diagrama esquemático do circuito de pré-amplificação desenvolvido é mostrado na Figura 4.11, o qual possui basicamente os seguintes componentes e características:

1. Regulador de tensão 78L08: Este componente, tem a função de estabilizar (precisamente em 8 Volts) o valor da tensão de alimentação da ponte na qual estão colocados os *strain gages*, no intuito de eliminar eventuais ruídos e desbalanceamentos comuns às fontes de alimentação convencionais;

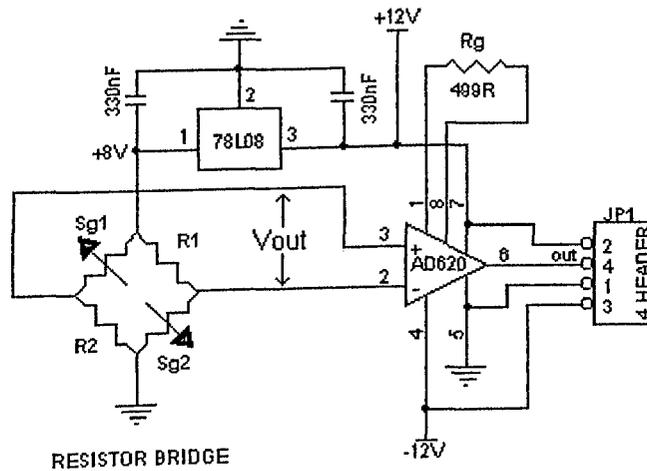


Figura 4.11: Diagrama esquemático do circuito de pré-amplificação.

2. Ponte de *Wheatstone*: É o coração da célula de carga, uma vez que ela é a fonte do sinal a ser processado. Atualmente, diversas configurações de pontes são utilizadas na montagem de células de carga de diferentes tipos e aplicações. Particularmente neste projeto, utilizou-se a configuração ilustrada na Figura 4.11, onde Sg1 e Sg2 são *strain gages* e R_1 e R_2 resistores fixos;
3. Amplificador de instrumentação AD620AN: Elemento ativo do circuito de pré-amplificação, este amplificador fornece um ganho fixo de aproximadamente 100 vezes o sinal (V_{OUT}) captado da ponte. Outras características importantes desse componente são: a boa razão de rejeição em modo comum (RRMC) de 100 dB a 60Hz, o que proporciona uma redução considerável dos ruídos comuns existentes em suas entradas; e uma alta impedância de entrada ($10\text{ G}\Omega$), o que minimiza o carregamento da ponte, proporcionando uma maior estabilidade ao sinal.

4.4 Condicionador de sinais

Conforme mencionado, o condicionador de sinais é o conjunto de circuitos eletrônicos responsável pela amplificação do sinal original, de baixa amplitude, e pela filtragem de

eventuais ruídos que possam afetar o bom funcionamento do sistema.

Para um melhor entendimento, o circuito de condicionamento do sinal pode ser subdividido em cinco etapas distintas:

- Pré-amplificação (já descrito anteriormente);
- Ajuste de *offset*;
- Amplificação;
- Filtragem;
- Amostragem e retenção simultânea.

4.4.1 Ajuste de *offset*

O objetivo desta etapa, é anular a tensão elétrica de desequilíbrio inicial (V_b) inerente à ponte resistiva. Para tanto, um segundo amplificador (TL074) configurado como somador inversor (Figura 4.12) é inserido em série ao AD620AN.

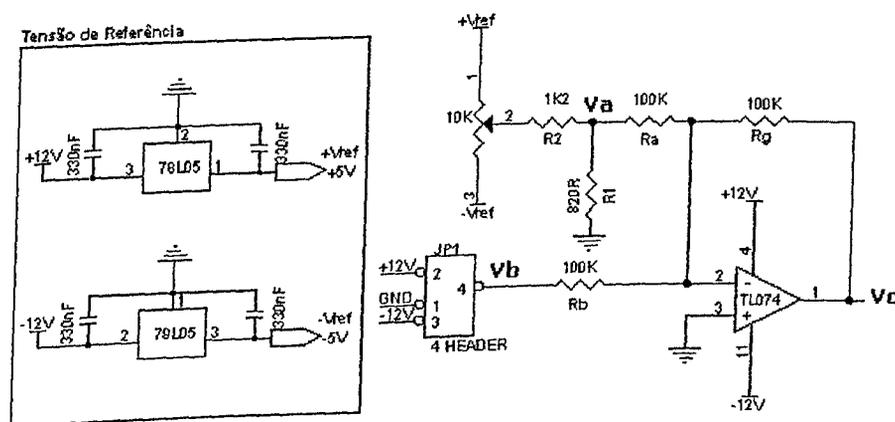


Figura 4.12: Esquema eletrônico do circuito utilizado para ajuste de *offset*.

O sinal resultante (V_c) obedecerá a equação (4.9), onde o valor de V_a pode ser ajustado entre $-3,4V$ e $+3,4V$ e V_b é o sinal proveniente do pré-amplificador (AD620AN). O ajuste de *offset* é feito via um potenciômetro de $10\text{ K}\Omega$ conectado a tensões de referência (V_{ref}) de $\pm 5V$, provenientes dos reguladores de tensão 78L05 ($+5V$) e 79L05 ($-5V$).

$$V_c = - \left(V_a \frac{R_g}{R_a} + V_b \frac{R_g}{R_b} \right) \quad (4.9)$$

A calibração (ajuste do potenciômetro) deve ser feita com a célula de carga descarregada, de tal forma que (nesta situação) a tensão V_c seja igual a zero. Assim, ao se aplicar qualquer força sobre a célula de carga, a tensão V_c deverá variar (a partir de zero) proporcionalmente àquela força.

4.4.2 Amplificação

Apesar da pré-amplificação a que os sinais são submetidos pelo circuito que se encontra no interior das células de carga, é necessário elevar-se ainda mais a amplitude dos mesmos para que sejam corretamente digitalizados. Assim, um circuito de amplificação foi projetado utilizando-se a configuração inversora com ganho variável (Figura 4.13).

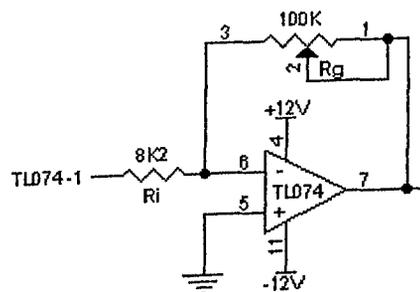


Figura 4.13: Esquema eletrônico do circuito utilizado na amplificação do sinal.

A Figura 4.13 mostra o circuito de amplificação, cujo ganho de tensão desejado (Equação 4.10) é ajustado por um potenciômetro de 100 K Ω . Este estágio foi projetado para um ganho teórico máximo de 12 vezes (quando $R_g = R_{gMAX} = 100 \text{ K}\Omega$). Como o pré-amplificador possui ganho fixo de 100 vezes, pode-se amplificar em até 1200 (100x12) vezes o sinal de saída da ponte de *Wheatstone* (*strain gages*).

$$G = \frac{R_g}{R_i} \quad (4.10)$$

4.4.3 Filtragem

Devido a baixa amplitude dos sinais provenientes dos *strain gages*, o sinal amplificado poderá conter diversas interferências indesejáveis, como por exemplo ruídos provenientes de fontes de RF (Rádio-Freqüência). Para minimizar este problema, utilizou-se como unidade de filtragem, um filtro Butterworth passa-baixa analógico de 2ª ordem (Figura 4.14), com freqüência de corte $F_c = 2,2$ kHz, bem acima das componentes de freqüência do sinal proveniente das células de carga, que é de algumas dezenas de Hz.

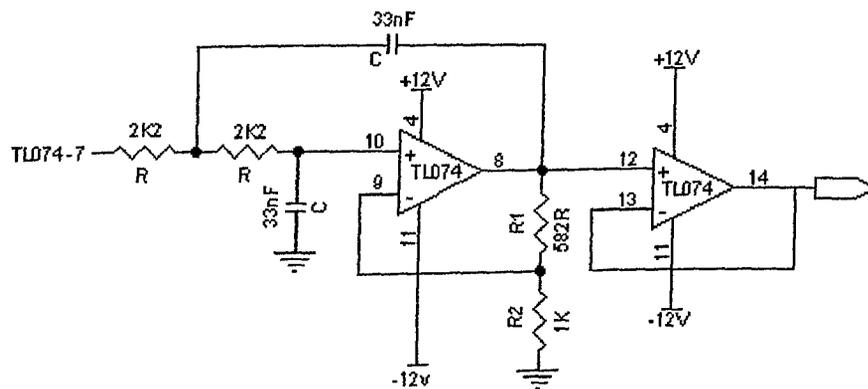


Figura 4.14: Esquema eletrônico do circuito utilizado na filtragem do sinal.

Tal filtro foi projetado com um ganho de 1,58 para que tenha comportamento Butterworth. Assim, o sinal proveniente dos *strain gages* (ponte de *Wheatstone*), já amplificado em 100 vezes pelo pré-amplificador e em até 12 vezes pelo circuito de amplificação, será novamente amplificado. Portanto, o ganho total máximo aplicado ao sinal proveniente da ponte será de: $G_{Tmax} = 100 \times 12 \times 1,58 = 1896$ vezes.

Como o sinal de saída da ponte quando a célula de carga está submetida à força máxima de 5 kN é 2,856 mV (equação 4.8), após amplificado o sinal resultante possuirá amplitude máxima de 5,41 V (2,856 mV x 1896), a qual é compatível com a faixa de atuação do cartão de amostragem de dados, que é de -10V a +10V.

Além disso, implementou-se via software, um filtro Butterworth passa-baixa digital de 50ª ordem com freqüência de corte de 200 Hz, para minimizar eventuais ruídos decorrentes do processo de digitalização do sinal.

4.4.4 Amostragem e retenção simultânea

Para garantir que os sinais das quatro células fossem amostrados simultaneamente e com sincronismo, foi necessário projetar-se um circuito específico para este fim.

Neste circuito (Figura 4.15) utilizou-se um amplificador *sample-and-hold* AD684, com capacidade para amostragem e retenção dos sinais provenientes de quatro canais distintos (um para cada célula de carga). Em seguida, inseriu-se um amplificador (TL074) configurado como *buffer*, para casamento de impedância entre o AD684 e o sistema de digitalização (cartão de amostragem). O conector DB-37 foi utilizado para conexão da plataforma ao cartão de amostragem de dados (acoplado ao microcomputador).

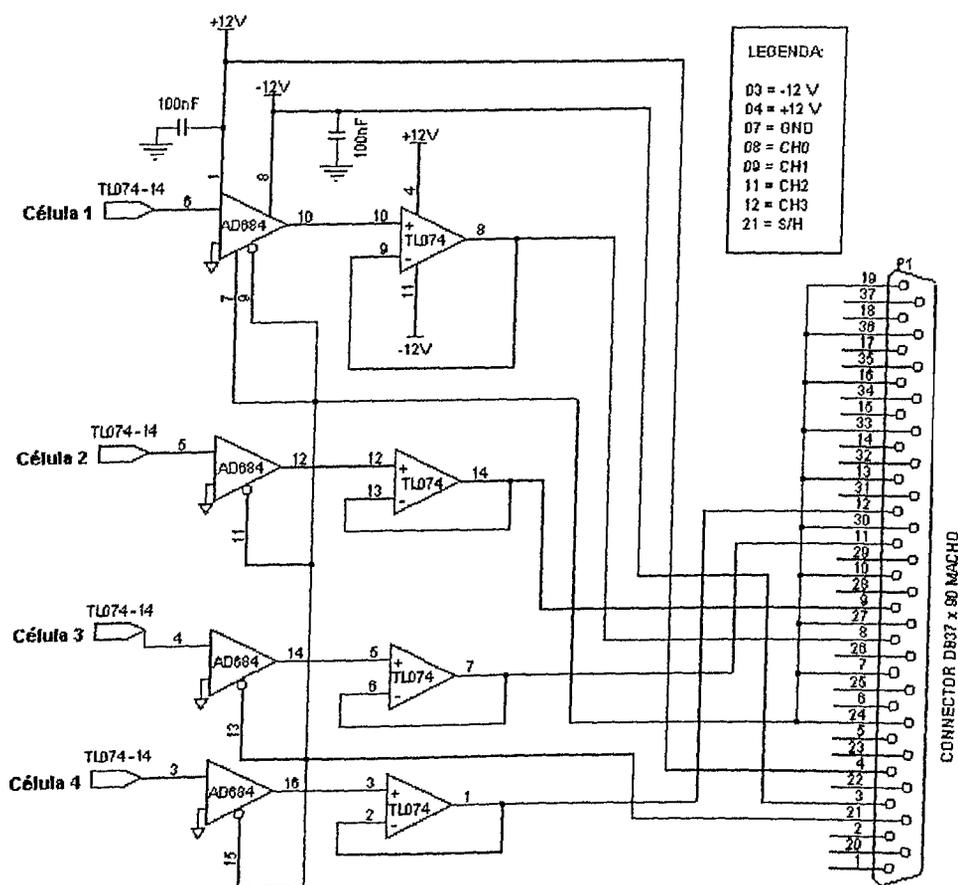


Figura 4.15: Esquema eletrônico do circuito de amostragem e retenção do simultânea.

Finalmente, após descritas todas as suas etapas, o circuito completo para o condicionamento dos sinais é mostrado na (Figura 4.16).

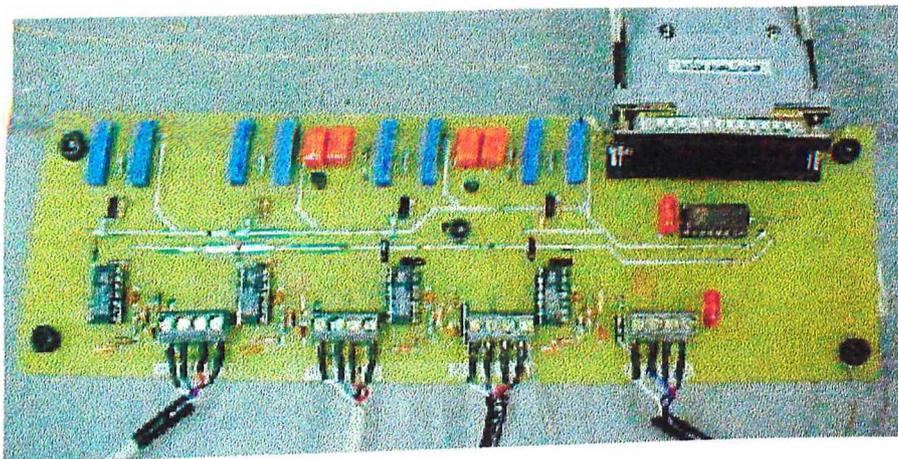


Figura 4.16: Foto ilustrando o condicionador de sinais construído.

4.5 Calibração das células de carga

Para possibilitar a conversão dos valores provenientes das células de carga (milivolts) em unidades de força (Newtons) é necessário que se realize uma calibração precisa das quatro células de carga. Esta calibração foi executada utilizando-se uma máquina para ensaios mecânicos (estáticos) de tração/compressão (Panambra, modelo VERSAT500). Para minimizar possíveis erros de leitura e manuseio do equipamento, decidiu-se montar curvas de calibração para cada célula de carga, e adotar a média entre as mesmas como a base de calibração a ser utilizada. A Figura 4.17 mostra três curvas obtidas na calibração (estática) de uma dada célula de carga.

Observando-se as curvas, verificou-se respostas aproximadamente lineares da célula de carga em questão, sugerindo assim o seu correto funcionamento, uma vez que desta forma, pôde-se estabelecer uma equação linear para se converter as tensões (mV) lidas na célula de carga nos valores de força (N) correspondentes. Tal equação, foi obtida calculando-se a média entre as curvas levantadas para cada célula de carga.

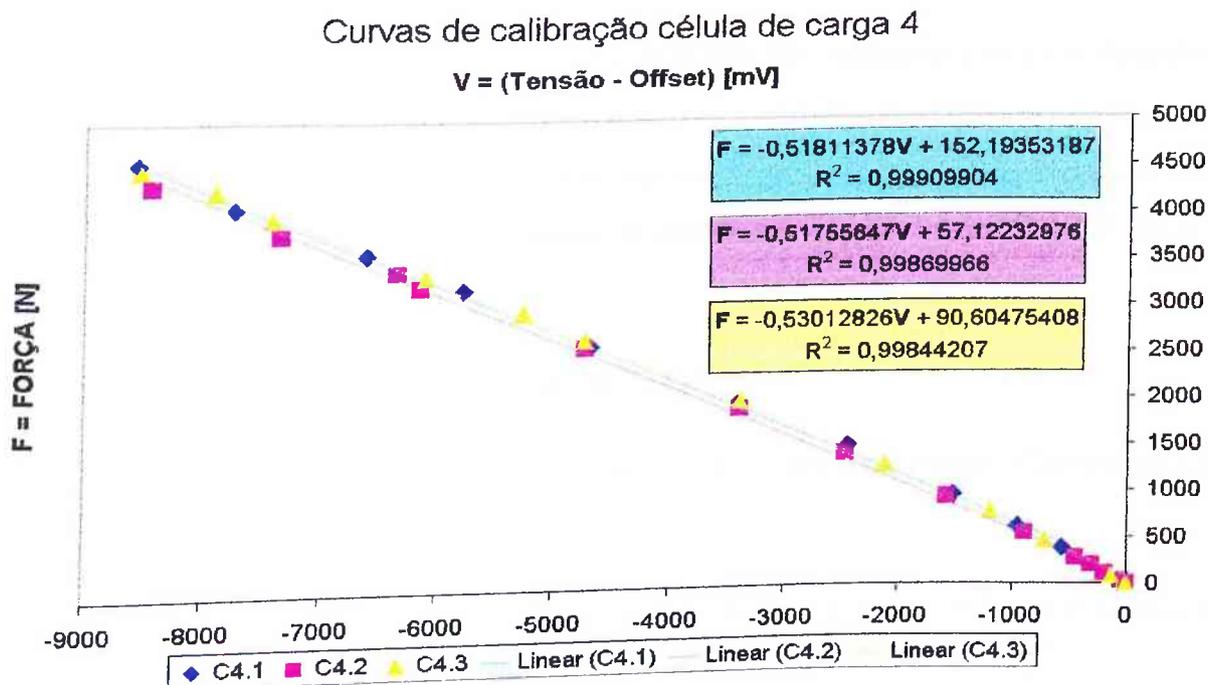


Figura 4.17: Curvas de calibração da célula de carga 4, respectivas equações e fatores de linearidade R^2 .

Adotando-se este procedimento para todas as células de carga, obteve-se as seguintes equações:

Célula de carga 1: $F = -0,5041V + 194,7237$

Célula de carga 2: $F = -1,3722V - 72,1077$

Célula de carga 3: $F = -0,7964V + 141,0775$

Célula de carga 4: $F = -0,5219V + 99,9735$ (média entre as curvas da Figura 4.17)

Onde V é expressa em milivolts (mV) e F em Newtons (N).

Além disso, foram feitos testes dinâmicos com as células de carga aplicando-se cargas de impacto variadas e observando-se os sinais de saída correspondentes por meio de um osciloscópio. Tal procedimento, sugeriu o correto funcionamento das células mesmo quando submetidas à cargas dinâmicas.

4.6 Amostragem de dados

A especificação do estágio de amostragem de dados deve observar a faixa de frequência dos sinais provenientes das células de carga e a quantidade de canais necessários para a realização dos experimentos. Levando-se em conta estas informações, são descritas a seguir as principais características do cartão de amostragem de dados utilizado (CIO-DAS 16/330 - *Computer Boards*):

- Conversor A/D (Analogico/Digital) de 12 bits;
- Configurações de entrada para 16 canais *single-ended* ou 8 canais diferenciais (dos quais apenas 4 são utilizados);
- Amplificador com ganho programável para 1, 2, 4 ou 8 vezes (utilizou-se ganho 1);
- Taxa máxima de amostragem de 330 kHz;
- *Buffer* FIFO com capacidade para 1024 amostras;
- Faixa de entrada de -10 V a +10 V.

Para a amostragem dos sinais, utilizou-se uma frequência de 1 kHz. Tal frequência de amostragem, garante que todas as componentes de frequência dos sinais captados das células de carga sejam amostradas corretamente. Isto pode ser provado pelo teorema de Nyquist:

“ Para se amostrar um determinado sinal sem perder nenhuma de suas características, a frequência de amostragem deve ser no mínimo duas vezes maior que a máxima frequência daquele sinal. ”

Como no projeto em questão as frequências máximas dos sinais a serem amostrados não chegam a 100 Hz, concluí-se que a frequência de amostragem utilizada (1 kHz) satisfaz plenamente o teorema.

4.7 Software

Definidos os parâmetros para a amostragem de dados, o passo seguinte seria a elaboração do *software*, o qual deveria executar as seguintes funções básicas:

1. Controle do *hardware*: programar e controlar o cartão de amostragem de dados;
2. Capturar e mostrar a força de reação normal;
3. Salvar e ler dados;
4. Calcular variáveis referentes aos estudos de caso definidos anteriormente: Salto vertical (força e potência máxima na fase de propulsão, altura do salto, força na queda, impulso e potência média em um dado intervalo, etc.) e levantamento de peso (intensidade da força de reação normal em função do tempo).

Assim, antes de se iniciar a descrição do *software* e de suas interfaces, faz-se necessário descrever os processos matemáticos utilizados para o cálculo dos parâmetros definidos anteriormente.

4.7.1 Equacionamentos matemáticos

Força de reação normal

A Lei da Ação e Reação proposta por Isaac Newton (1642-1727) estabelece que para toda ação que um corpo exerce sobre outro, existe uma reação igual e oposta do segundo corpo sobre o primeiro. Essa interação entre os corpos é conhecida como força, a qual tem um efeito sobre ambos os corpos (Enoka, 2000) . Particularmente neste sistema, os dois corpos em questão são:

- 1) O indivíduo, que realiza a ação ao executar um salto vertical, um levantamento de peso, ou mesmo ao ficar em repouso sobre a plataforma;
- 2) A plataforma, que exerce uma reação igual e oposta (força de reação normal) no indivíduo que realiza aquela ação.

Assim, a força de reação normal (igual à componente vertical da força exercida pelo indivíduo sobre a plataforma) é determinada pela somatória das forças lidas em cada uma das quatro células de carga da plataforma (equação 4.11).

$$\vec{F}_{normal}(t) = \sum_{i=1}^4 \vec{F}_i(t) \quad (4.11)$$

Aceleração

A equação (4.12) é a expressão algébrica da lei da aceleração de Newton e define (para sistemas com massa constante) que a força é igual à massa vezes a aceleração. Segundo Enoka (2000) conceitualmente, esta é uma relação de causa e efeito, ou seja, o lado esquerdo (\vec{F}) da fórmula pode ser considerado como a causa pois representa as interações (forças) entre um sistema e o que está em seu redor. Em contrapartida, o lado direito da fórmula mostra o efeito, pois indica os efeitos cinemáticos ($m\vec{a}$) das interações sobre o sistema.

$$\vec{F} = m\vec{a} \quad (4.12)$$

Como, neste projeto objetiva-se determinar o efeito das interações entre um indivíduo e a plataforma, pode-se utilizar o diagrama de corpo livre da Figura (4.18), para se analisar aquelas interações.



Figura 4.18: Diagrama de corpo livre do indivíduo em contato com a plataforma.

Considerando-se as interações no indivíduo e adotando-se o sentido de movimento igual ao da força de reação normal, pode-se redefinir a equação (4.12) em termos escalares como:

$$F_{normal} - P = ma \quad (4.13)$$

Como o peso do indivíduo é igual ao produto de sua massa pelo valor da aceleração da gravidade local (g), a aceleração do indivíduo calculada pela equação (4.13) em um dado instante t pode ser dada por:

$$a(t) = \frac{F_{normal}(t)}{m} - g \quad (4.14)$$

Assim, pode-se calcular a aceleração (m/s^2) do indivíduo em qualquer instante t . Para tal é necessário que a massa seja previamente obtida pela divisão do valor da força de reação normal, com o indivíduo em repouso sobre a plataforma, pela aceleração da gravidade.

Velocidade

A aceleração de um corpo é definida como a taxa de variação de sua velocidade em relação ao tempo (equação 4.15).

$$a = \frac{dv}{dt} \quad (4.15)$$

Sabendo-se que a aceleração pode variar durante um ensaio, a velocidade (m/s) do indivíduo em cada instante de tempo t pode ser calculada pela equação (equação 4.16), resultante da integração da equação (4.15). O termo v_0 corresponde à velocidade inicial num instante imediatamente anterior a t .

$$v(t) = \int_0^t a(t)dt + v_0 \quad (4.16)$$

Tempo de vôo em saltos verticais

Disparado o processo de amostragem de dados, o tempo de vôo (s) em saltos verticais é calculado pela diferença entre o instante de tempo onde ocorre a aterrissagem (t_a) e o momento da decolagem (t_d). Os valores t_a e t_d são obtidos a partir da equação (4.16), uma vez que eles correspondem aos instantes onde têm-se respectivamente as velocidades mínima e máxima do movimento (adotando-se o sentido positivo da velocidade para cima).

$$t_{voo} = t_a - t_d \quad (4.17)$$

Altura do salto

A velocidade de um corpo é definida como a taxa de mudança de sua posição em relação ao tempo (equação 4.18).

$$v = \frac{ds}{dt} \quad (4.18)$$

Sabendo-se que a velocidade pode variar durante um ensaio, a posição do centro de massa do indivíduo em cada instante de tempo t do movimento ($s(t)$ na equação 4.19), pode ser calculada substituindo-se o valor da velocidade (obtido anteriormente pela equação (4.16)) na equação (4.18). O termo s_0 corresponde à posição inicial no instante imediatamente anterior a t .

$$s(t) = \int_0^t v(t)dt + s_0 \quad (4.19)$$

Particularmente, no caso do salto vertical, o valor a ser integrado ($v(t)$) durante o trecho de subida, leva em consideração que o indivíduo estará sujeito a uma aceleração constante (gravidade) atuando no sentido contrário ao movimento ($-g$). Portanto a equação (4.16) pode ser reescrita como:

$$v(t) = \int_0^t -g(t)dt + v_o \quad (4.20)$$

Que resulta em:

$$v(t) = -gt + v_o \quad (4.21)$$

Substituindo o valor $v(t)$ na equação (4.19) obtemos a seguinte fórmula para o cálculo da posição do centro de massa do indivíduo em um determinado instante t , do trecho de subida:

$$s(t) = \frac{-gt^2}{2} + v_o t + s_o \quad (4.22)$$

Ao atingir a altura máxima do salto (s_{max}), no tempo $t = t_{sub}$, a velocidade cai a zero, assim, neste ponto a equação (4.21) se resume a:

$$v_o = gt_{sub}$$

Substituindo este valor na equação (4.22) e considerando a posição inicial igual a zero ($s_o = 0$), obtêm-se a seguinte expressão para o cálculo da posição do centro de massa do indivíduo no instante $t = t_{sub}$:

$$s_{max} = \frac{gt_{sub}^2}{2} \quad (4.23)$$

Sabendo-se que durante todo o tempo de permanência no ar o indivíduo estará sujeito a aceleração constante da gravidade (ora contra ora a favor do movimento) e que o espaço percorrido é o mesmo, tanto no trecho de subida como no trecho de descida, concluí-se

que os tempos de subida e descida serão iguais. Logo, o tempo total de permanência do indivíduo no ar (t_{voo} definido pela equação 4.17) é igual ao dobro do tempo de subida (t_{sub}), e portanto, a equação (4.23) pode ser reescrita como:

$$s_{max} = \frac{g \left(\frac{t_{voo}}{2}\right)^2}{2} \quad (4.24)$$

Finalmente, a fórmula para o cálculo da altura máxima atingida pelo centro de massa do indivíduo durante um salto vertical será:

$$s_{max} = \frac{gt_{voo}^2}{8} \quad (4.25)$$

Impulso

O impulso é definido como o produto de uma força (F) pelo intervalo de tempo (T) durante o qual a força atua, ou seja:

$$I = FT \quad (4.26)$$

Se F varia no tempo, o impulso realizado pelo indivíduo em um intervalo T será numericamente igual a área compreendida entre a curva $F(t)$ e o eixo dos tempos. Ou seja:

$$I = \int_0^T F(t) dt \quad (4.27)$$

Potência

Segundo Hall (1993), em mecânica, potência significa a quantidade de trabalho mecânico (W) executado em um dado tempo:

$$P = \frac{W}{\Delta t} \quad (4.28)$$

Quando um corpo é movimentado a uma dada distância, como resultado da aplicação de uma força, ele sofre a atuação de trabalho, sendo a quantidade de trabalho igual ao produto da magnitude da força aplicada pela distância através da qual o corpo se moveu ($W=Fd$). Usando esta relação, a potência pode ser redefinida como:

$$P = \frac{Fd}{\Delta t} \quad (4.29)$$

Como a velocidade é igual à distância percorrida dividida pelo intervalo de tempo, a equação (4.29) também pode ser reescrita como:

$$P = Fv \quad (4.30)$$

Nesse sistema em particular, F e v variam no tempo. Logo o valor da potência em um instante t , referente a um determinado ensaio, é igual ao produto da força de reação normal pela velocidade do indivíduo naquele instante. Assim, adequando-se a equação (4.30) obtêm-se:

$$P(t) = F(t)v(t) \quad (4.31)$$

A unidade de potência no sistema métrico é *Watt* (W). Porém, neste trabalho normalizou-se os valores desta grandeza em relação à massa do indivíduo analisado, passando a representá-la em (W/Kg).

Finalmente, a potência média em um dado intervalo do ensaio será igual a média aritmética dos valores de $P(t)$ dentro daquele intervalo, sendo o intervalo delimitado usuário do sistema.

4.7.2 Interfaces do *software*

Para o controle da amostragem de dados e posterior processamento, projetou-se um *software* especialmente dedicado ao sistema em questão. A Figura 4.19 mostra a tela principal do *software* de controle e visualização do sinal amostrado, onde são mostradas (na região azul) diversas mensagens que orientam o usuário na utilização do programa.

O usuário pode executar todas as funções do *software* mediante o acionamento (pelo *mouse*) dos botões de comando disponíveis na interface principal, os quais realizam as seguintes funções:

- Menu Superior: Botão *Run* (Figura 4.19 - canto superior esquerdo)
Inicia a execução do *software* mostrando a primeira mensagem de orientação ao usuário;

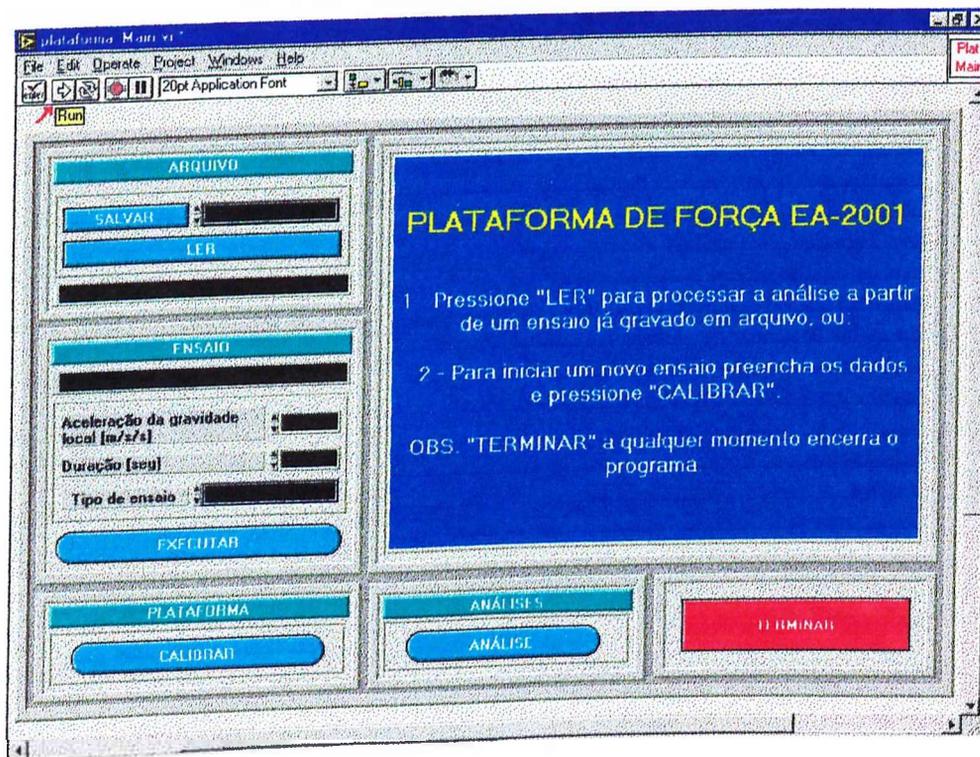


Figura 4.19: Tela principal do *software*

- Menu Ensaio: Campo descrição e Controles (Figura 4.20)

O campo descrição corresponde à região escura localizada imediatamente abaixo do menu Ensaio, e pode ser utilizado pelo usuário para escrever alguns dados referentes ao experimento (nome do indivíduo, data, etc);

Nesse menu, também são disponibilizados os controles para que o usuário possa ajustar o valor da aceleração da gravidade local (m/s^2), o tempo de duração do ensaio (s), e finalmente, selecionar o tipo de ensaio desejado (levantamento de peso ou salto vertical).

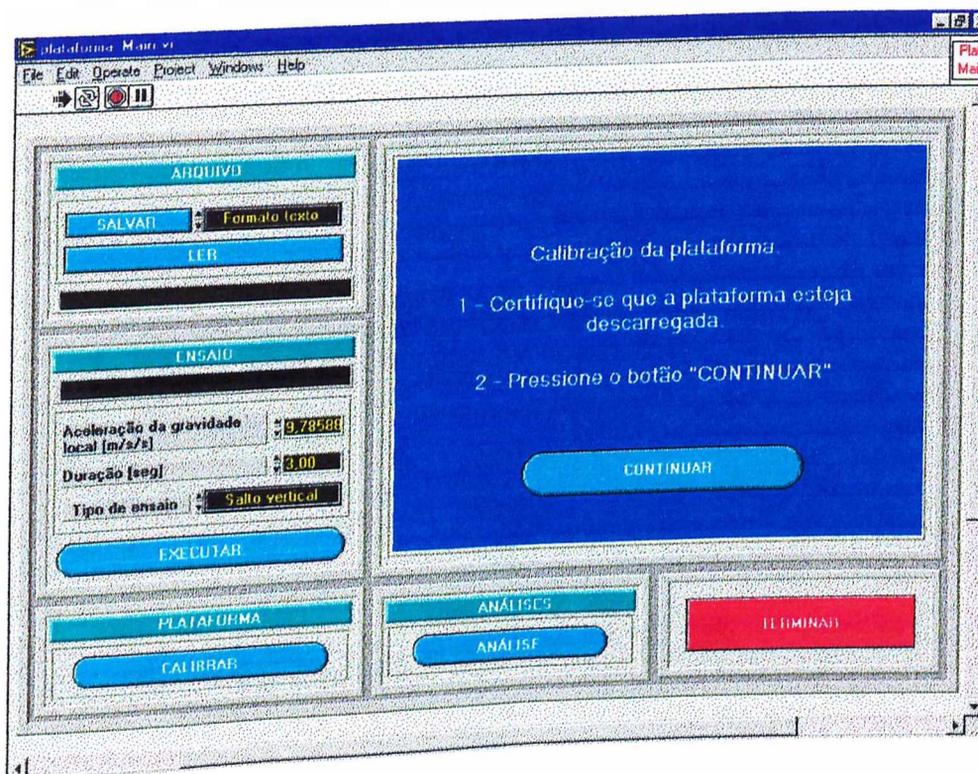


Figura 4.20: Primeira mensagem mostrada após acionado o botão CALIBRAR

- Menu Plataforma: Botão CALIBRAR (Figura 4.20)

Inicia o processo de calibração da plataforma, mostrando inicialmente uma mensagem solicitando ao usuário que verifique se a plataforma está descarregada, para então efetuar a calibração da mesma acionando o botão CONTINUAR.

A calibração é necessária para que o *software* possa estabelecer a referência do sistema antes de se processar um ensaio.

Calibrado o sistema, o botão CONTINUAR reaparece (Figura 4.21) acompanhado de uma nova mensagem solicitando ao usuário a pesagem do indivíduo a ser analisado.

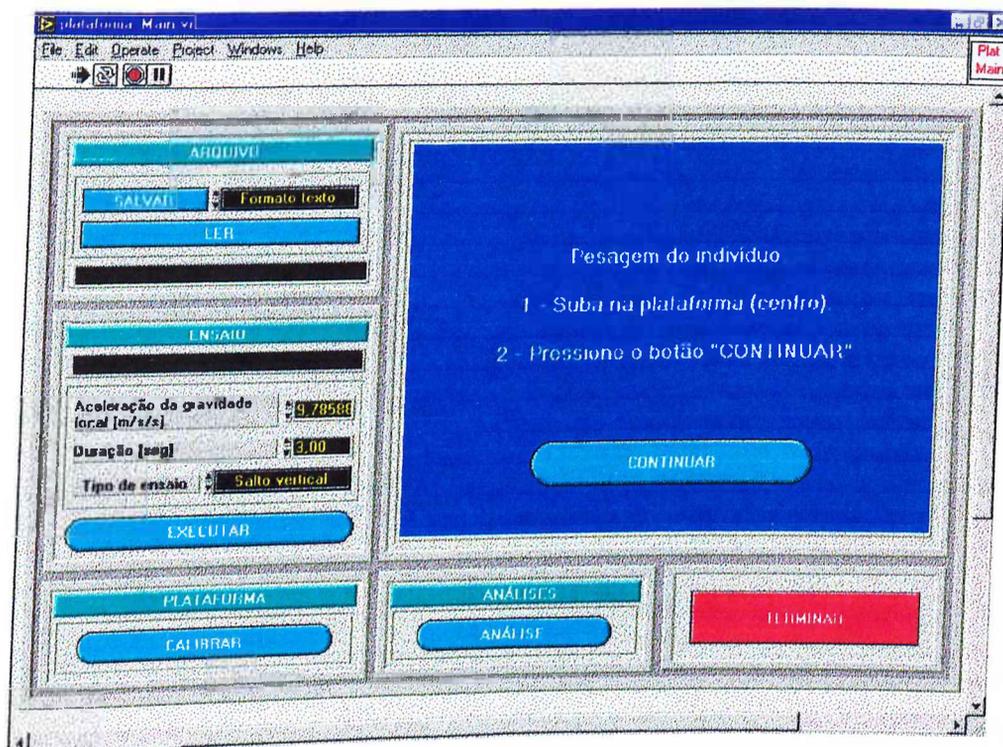


Figura 4.21: Mensagem solicitando a pesagem do indivíduo

Efetuada a pesagem, o sistema mostra uma nova mensagem (Figura 4.22) solicitando o ajuste nos dados de identificação do ensaio (nome, duração do ensaio, data, etc.), os quais devem ser digitados no campo descrição e controles do Menu Ensaio. Identificado o ensaio, o sistema estará finalmente pronto para iniciá-lo, bastando para isto que o usuário acione o botão EXECUTAR;

- Menu Ensaio: Botão EXECUTAR (Figura 4.22)
Dispara o processo de amostragem de dados relativo a um determinado ensaio. A

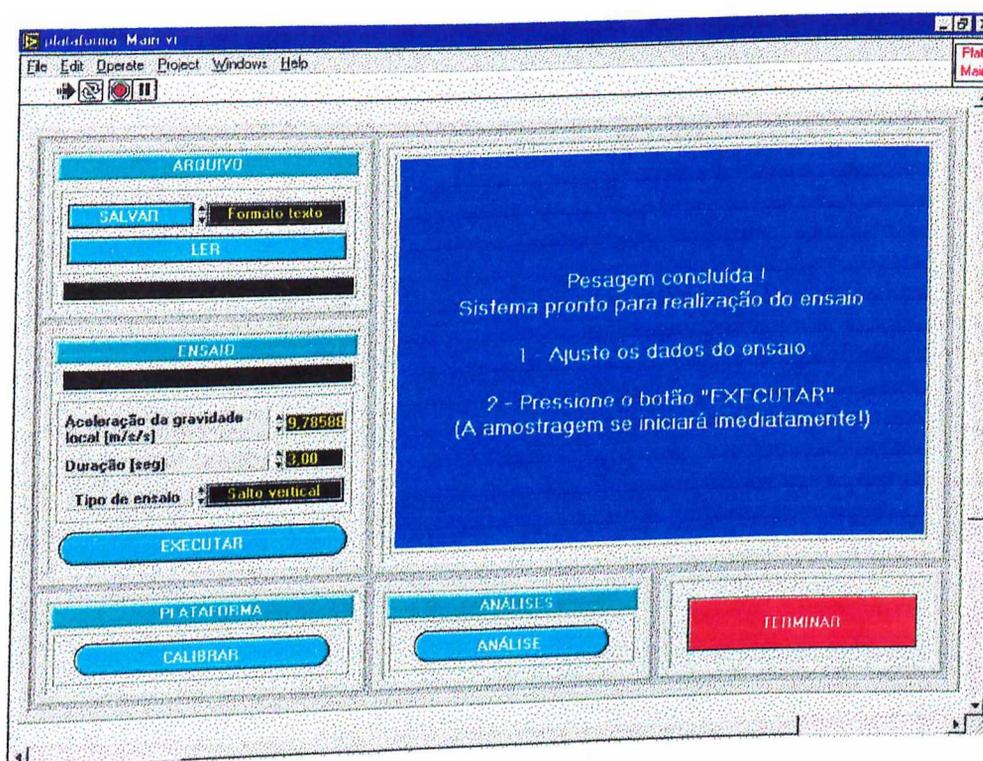


Figura 4.22: Última mensagem mostrada antes do início de um ensaio

amostragem perdura durante o tempo (duração) ajustado previamente pelo usuário. Concluída a amostragem, é apresentado ao usuário o gráfico da força de reação normal (normalizada pelo peso do indivíduo) em função do tempo (s) (Figura 4.23).

- Menu Arquivo: Botão SALVAR (Figura 4.22)
Proporciona ao usuário a gravação em arquivo dos dados referentes a um ensaio. O arquivo pode ser gravado no formato texto ou binário;
- Menu Arquivo: Botão LER (Figura 4.22)
Disponibiliza uma janela para que o usuário selecione e abra um arquivo referente a um ensaio previamente realizado. Após a seleção, o *software* lê os dados armazenados no arquivo, gera e plota o gráfico da Força de reação do solo (normalizada pelo peso do indivíduo) pelo Tempo (s). O nome do arquivo em questão é então apresentado (na parte escura) logo abaixo do botão LER;

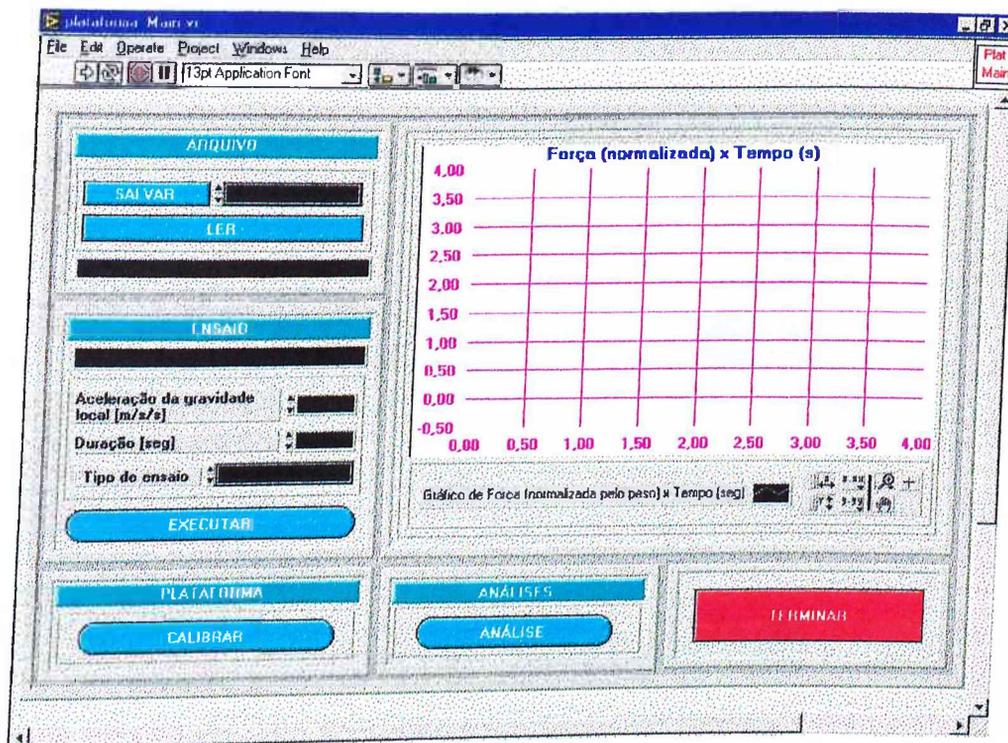


Figura 4.23: Tela principal do *software*, destacando a região onde é mostrado o gráfico da força de reação normal (normalizada pelo peso do indivíduo) em função do tempo (s), para um determinado ensaio.

- Menu Análises: Botão ANÁLISE (Figura 4.23)

Apresenta a segunda interface do *software* (Figura 4.24), mostrando simultaneamente na tela os gráficos da Força de reação do solo (normalizada) x Tempo (s) e da Potência (W/Kg) x Tempo (s), além de alguns parâmetros relativos ao tipo de ensaio em questão. Por exemplo: para o salto vertical são calculados e mostrados o tempo de vôo (s), a altura do salto (cm), a intensidade da força no momento da queda, etc. Ainda nesta tela é possível calcular os valores do impulso (N.s) e da potência média (W/Kg) em um intervalo de tempo (T_i, T_f) qualquer do ensaio, bastando para isto, que o usuário ajuste (com o auxílio do *mouse*) os cursores em T_i e T_f e acione o botão CALCULAR (Figura 4.24).

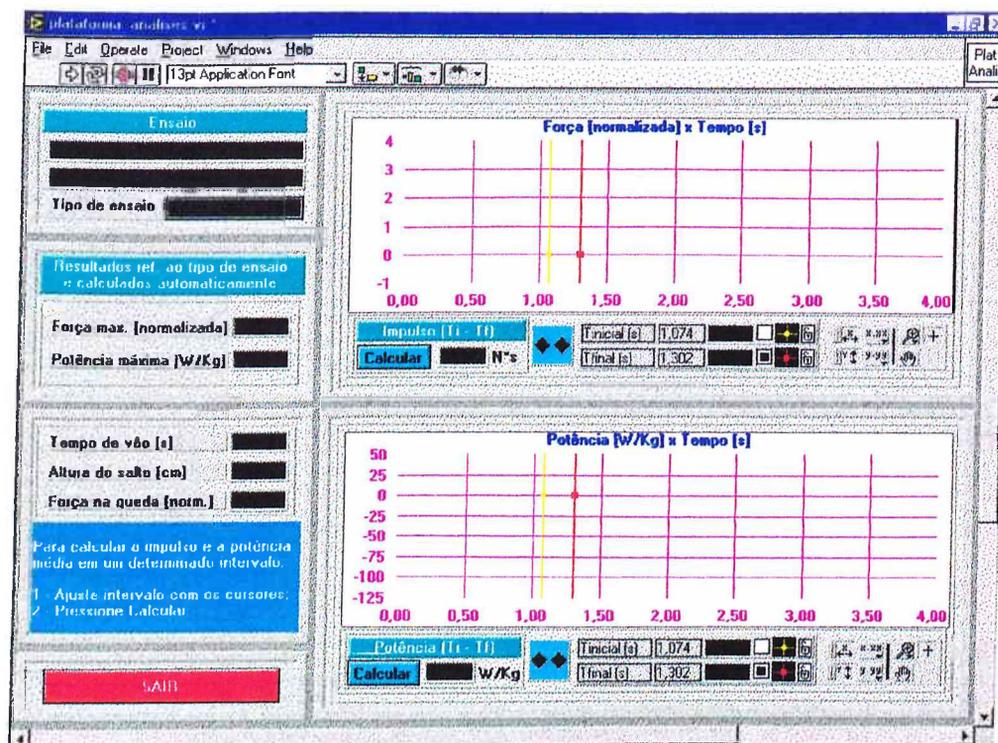


Figura 4.24: Interface para análise dos ensaios.

4.8 Verificação da resolução da força normal medida

Após a elaboração do *software*, realizou-se um ensaio para verificação do erro máximo nos cálculos da força normal resultante dos valores obtidos nas leituras das quatro células de carga, cujo procedimento foi o seguinte:

1. Colocou-se um corpo de peso constante e conhecido de 489,29 N (50 Kg a uma aceleração da gravidade local de 9,78588 m/s²) no centro da plataforma e executou-se a pesagem do mesmo, obtendo o valor de 498,87 N;
2. Calculou-se o erro percentual pela equação a seguir:

$$\text{Erro \%} = \frac{| \text{Peso}_{\text{real}} - \text{Peso}_{\text{medido}} |}{\text{Peso}_{\text{real}}} \cdot 100 \quad (4.32)$$

Após o cálculo, obteve-se um erro aproximado de 2 % na determinação da força de reação normal;

4.9 Conclusão

A plataforma construída funcionou corretamente, apresentando uma margem de erro aceitável para o projeto em questão, e ainda, o *software* desenvolvido se mostrou interativo e de fácil manuseio.

Capítulo 5

Estudo de caso

5.1 Introdução

Para avaliação da performance do equipamento desenvolvido, realizou-se ensaios de saltos verticais com contra movimento (*CMJ*) com e sem impulso de braços e levantamentos de peso sobre a plataforma. A seguir, descreve-se a metodologia experimental adotada e os resultados obtidos em cada um dos três tipos de ensaios realizados.

5.2 Metodologia experimental

5.2.1 Ambiente de trabalho

Para a realização dos ensaios é necessário que a plataforma esteja nivelada com a maior precisão possível. Em instalações definitivas (o que não se aplica ao estudo em questão) costuma-se embuti-la no piso, deixando-se a superfície superior alinhada com o mesmo.

Para maior segurança do indivíduo em eventuais situações de desequilíbrio, recomenda-se deixar uma área de livre ao redor da plataforma compatível com o ensaio desejado.

5.2.2 Equipamentos

Os seguintes equipamentos devem fazer parte dos experimentos:

- A plataforma de força;
- Uma fonte de alimentação DC de $\pm 12V$;
- Um microcomputador equipado com o *software* e um cartão de amostragem de dados capaz de amostrar simultaneamente em canais distintos, os sinais provenientes de cada uma das quatro células de carga a uma taxa de 1 kHz por canal;
- Cabo para a conexão da plataforma ao cartão de amostragem de dados instalado no microcomputador.

5.2.3 Voluntário

O voluntário deve ser orientado previamente sobre a execução dos movimentos de interesse, a postura corporal a ser adotada em cada etapa de preparação para o ensaio e o tempo para execução total do experimento.

5.2.4 Amostragem de dados

Para a amostragem correta dos dados, o operador do sistema deverá seguir o seguinte procedimento:

1. Ligar a fonte de alimentação da plataforma e aguardar no mínimo 15 minutos para a estabilização dos sinais provenientes das células de carga. Este tempo é necessário, pois os *strain gages* são submetidos a uma corrente elétrica constante, o que provoca um aquecimento dos mesmos até que a quantidade de calor por eles absorvida se equipare a quantidade de calor dissipada por convecção e condução pela estrutura metálica da célula de carga. Assim este tempo de estabilização deve ser obedecido para que o sinal de saída possua variações mínimas no decorrer do experimento;
2. Executar o *software* (interface principal);
3. Preencher os dados do ensaio (nome do indivíduo, data, tempo de duração, tipo de ensaio, etc.) e ajustar o controle do tempo de duração da amostragem de dados;

4. Iniciar a calibração da plataforma (botão CALIBRAR);
5. Posicionar o indivíduo no centro da plataforma e efetuar sua pesagem. Esta etapa é necessária para a normalização (pelo peso do indivíduo) das forças realizadas durante o movimento. Durante a pesagem o indivíduo deverá permanecer em repouso e parado (Figura 5.1), caso contrário poderão ocorrer erros na leitura dos sinais;

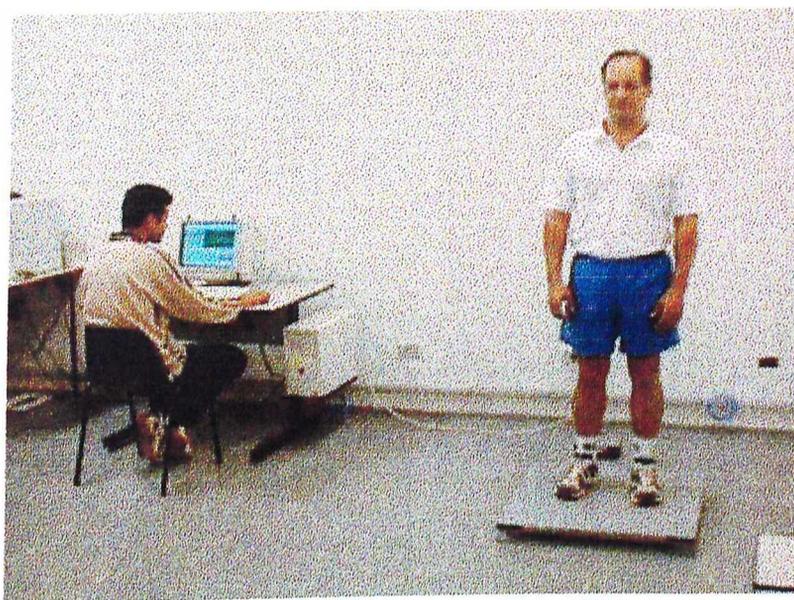


Figura 5.1: Indivíduo em repouso para pesagem

6. Disparar o processo de amostragem (botão EXECUTAR) e pedir ao indivíduo que realize a ação;

Concluída a amostragem dos dados, o *software* mostrará automaticamente o gráfico da força de reação normal exercida pela plataforma sobre o indivíduo em função do tempo ajustado para o ensaio, disponibilizando também o botão de acesso à interface de análises.

5.2.5 Ensaios realizados

Para o teste e validação do sistema para as aplicações a que se propõe, foram realizados três experimentos: salto vertical (*CMJ*) com impulso de braços, salto vertical (*CMJ*) sem impulso de braços e levantamento de peso.

A - Salto vertical (CMJ) com impulso de braços

Inicialmente orientou-se o indivíduo que ficasse em repouso e parado no centro da plataforma (Figura 5.2a) até que fosse-lhe dado o comando para executar o salto. Em seguida, disparou-se a amostragem de dados (botão EXECUTAR) e autorizou-se o indivíduo a saltar (Figura 5.2b).

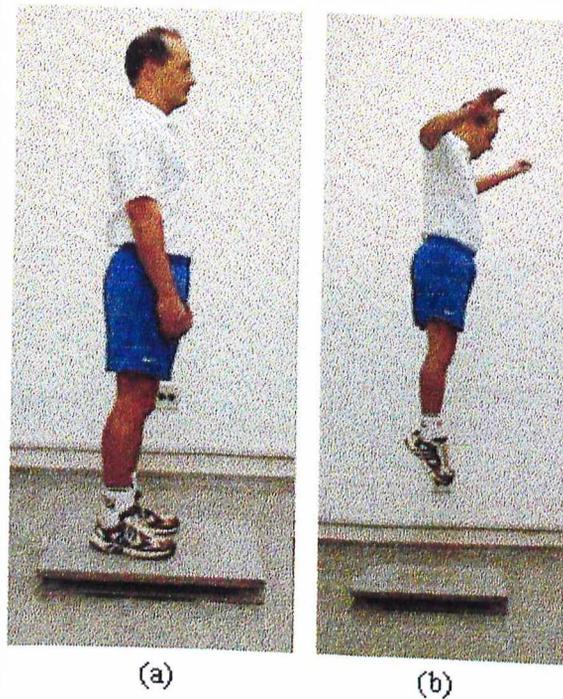


Figura 5.2: Salto vertical com impulso de braços. (a) Posição inicial. (b) Salto em progresso.

A análise deste ensaio é mostrada na Figura 5.3, onde pode-se verificar os seguintes parâmetros e valores relativos ao salto:

- Força máxima exercida pelo indivíduo na propulsão: F_{max} (normalizada) = 2,51
- Potência máxima desenvolvida na fase de propulsão = 46,67 (W/Kg)
- Tempo de voo = 0,641 (s)

- Altura do salto = 50,26 (cm)
- Intensidade da força normal no momento da queda = 3,68

Ainda na Figura 5.3, ajustou-se os cursores para o cálculo da potência média e do impulso desenvolvidos pelo indivíduo durante a fase de propulsão ($T_{inicial}$, T_{final}) obtendo-se os seguintes valores:

- Potência média (propulsão) = 26,74 (W/Kg)
- Impulso (propulsão) = 365,0 (N.s)

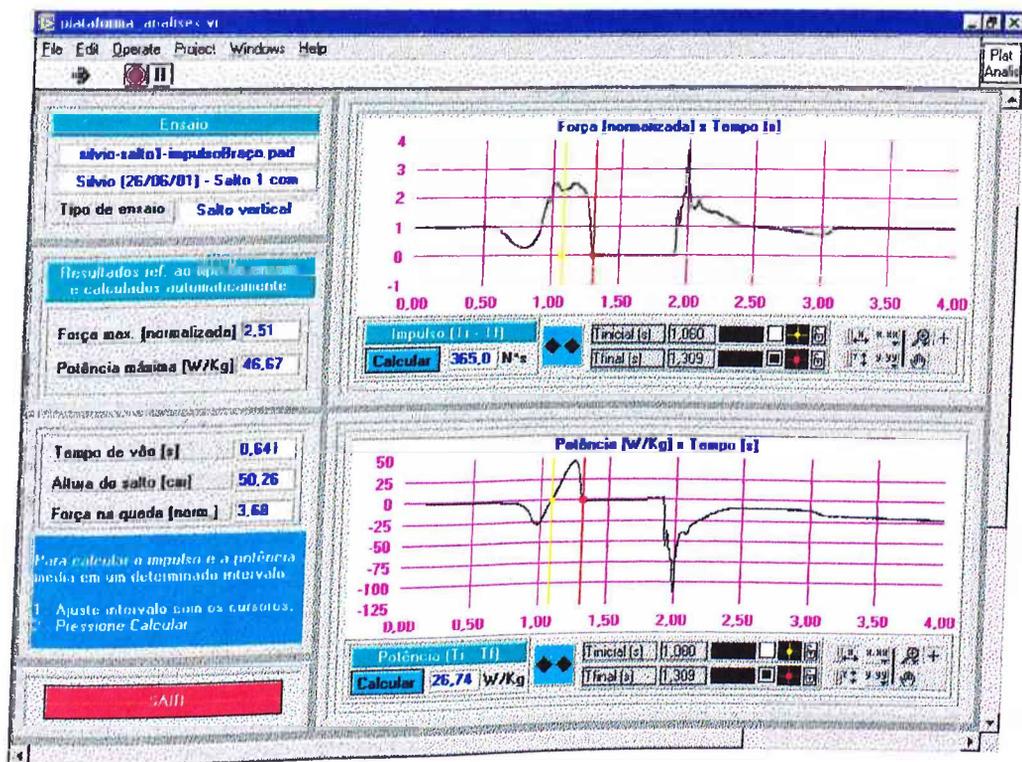


Figura 5.3: Interface de análise após a execução de um salto vertical COM impulso de braços.

B - Salto vertical (CMJ) sem impulso de braços

Inicialmente orientou-se o indivíduo que ficasse em repouso e parado com ambas as mãos na cintura no centro da plataforma (Figura 5.4a), até que fosse-lhe dado o comando para saltar, alertando o mesmo que permanecesse com os braços na cintura durante todo o decorrer do salto. Em seguida disparou-se a amostragem de dados (botão EXECUTAR) e autorizou-se o indivíduo a saltar (Figura 5.4b).

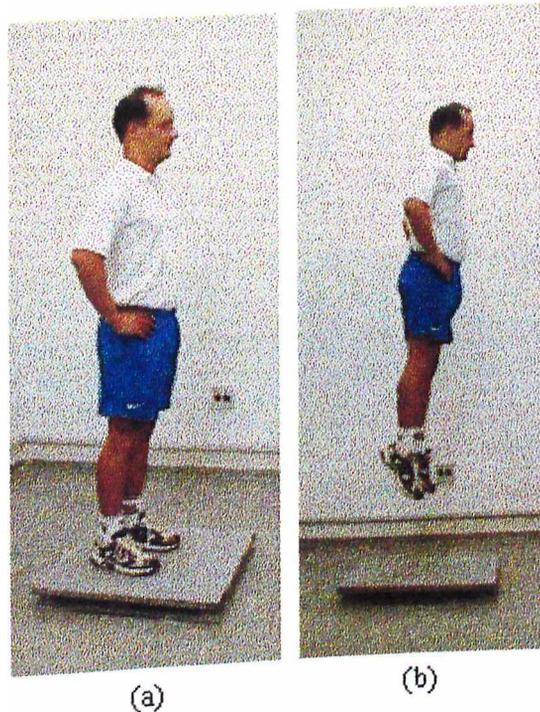


Figura 5.4: Salto vertical sem impulso de braços. (a) Posição inicial. (b) Salto em progresso.

A análise deste ensaio é mostrada na Figura 5.5, onde pode-se verificar os seguintes parâmetros e valores relativos ao salto:

- Força máxima exercida pelo indivíduo (propulsão): $F_{max}(\text{normalizada}) = 2,56$
- Potência máxima desenvolvida na fase de propulsão = 40,44 (W/Kg)
- Tempo de vôo = 0,574 (s)

- Altura do salto = 40,30 (cm)
- Intensidade da força normal no momento da queda = 2,98

Ainda na Figura 5.5, ajustou-se os cursores para o cálculo da potência média e do impulso desenvolvidos pelo indivíduo durante a fase de propulsão ($T_{inicial}$, T_{final}) obtendo-se os seguintes valores:

- Potência média (propulsão) = 26,17 (W/Kg)
- Impulso (propulsão) = 373,6 (N.s)

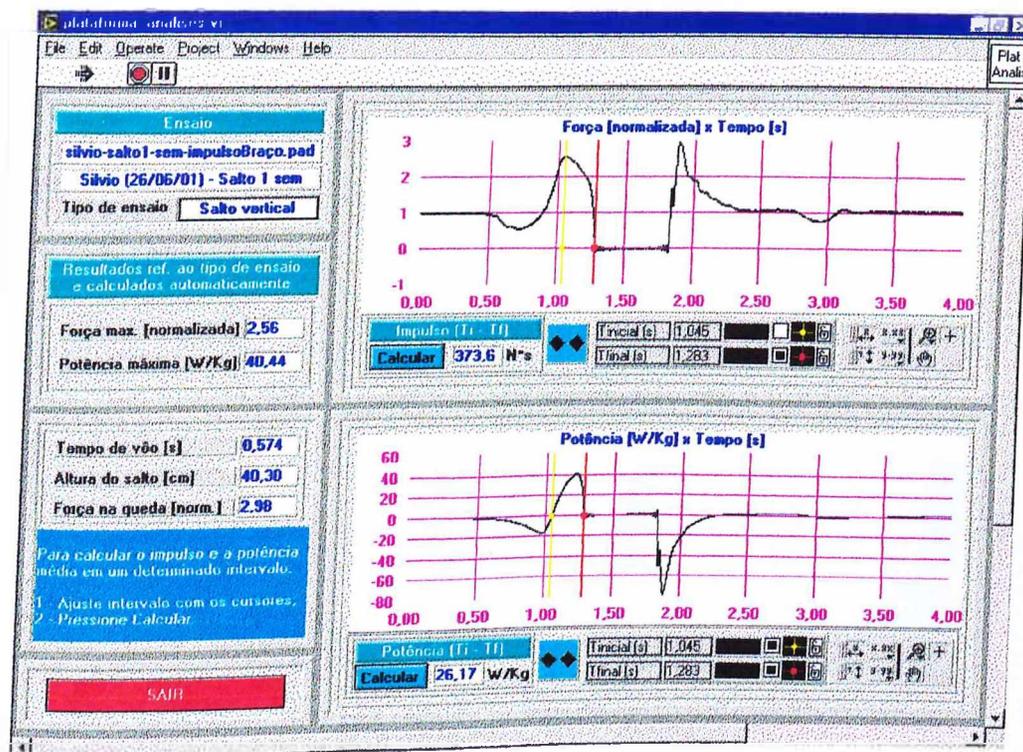


Figura 5.5: Interface de análise após a execução de um salto vertical SEM impulso de braços.

C - Levantamento de peso

A modalidade de levantamento de peso adotada para os ensaios foi o encaixe (carga de 30Kgf), no qual, após os procedimentos de preparação, o indivíduo fica inicialmente agachado com o dorso paralelo à plataforma e, em seguida realiza o levantamento após ser autorizado pelo operador do sistema. Didaticamente, esta modalidade de levantamento pode ser subdividida nas seguintes fases:

- Fase 1: Sujeito na posição inicial do levantamento (Figura 5.6a);
- Fase 2: O indivíduo levanta o peso até próximo a cintura e, em seguida flexiona rapidamente os joelhos sustentando o peso na posição intermediária (Figura 5.6b). Neste instante, têm-se o pico de força mostrado na Figura 5.7;
- Fase 3: Partindo da posição intermediária, o indivíduo ergue o peso até a posição mostrada na Figura 5.6c concluindo o levantamento.

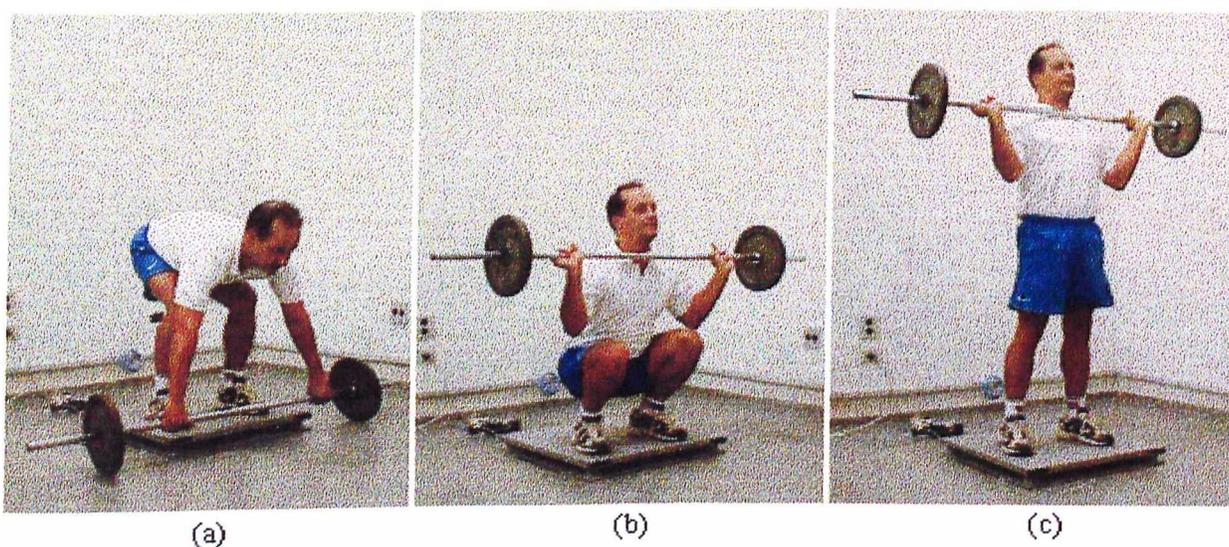


Figura 5.6: Três fases distintas do levantamento de peso realizado. (a) Fase 1 - posição inicial. (b) Fase 2 - posição intermediária. (c) Fase 3 - posição final.

O gráfico da força de reação normal (F_{NORMAL}) em função do tempo, obtido neste experimento é mostrado na Figura 5.7, onde pode ser visualizado o valor da F_{NORMAL} em qualquer instante do movimento, ou em intervalos de interesse para estudos biomecânicos específicos.



Figura 5.7: Interface principal após a execução de um levantamento de peso (30Kgf).

5.3 Conclusão

Neste capítulo apresentou-se a metodologia utilizada e os resultados obtidos com o sistema desenvolvido em ensaios de saltos verticais (com e sem impulso de braços) e levantamentos de peso. No capítulo seguinte faz-se uma análise comparativa desses resultados com os resultados obtidos com plataformas de forças (piezoelétricas) internacionais em ensaios do mesmo tipo que, contudo, foram realizados com outros sujeitos e/ou dados ilustrativos que não permitem comparações de análise do movimento com dependência do equipamento.

Capítulo 6

Conclusão e trabalhos futuros

6.1 Conclusões gerais

Neste trabalho, desenvolvemos um protótipo para uma plataforma de força capaz de fornecer diversos parâmetros biomecânicos importantes para medir o desempenho de atletas. Para tal, realizou-se um estudo prévio sobre as características de algumas plataformas de força usadas atualmente em análises biomecânicas. Feito isso, chegou-se ao modelo do sistema proposto no Capítulo 3. Finalmente, partiu-se para o desenvolvimento do equipamento, o qual abrangeu as seguintes etapas:

- Projeto das superfícies (superior e inferior) da plataforma;
- Projeto da célula de carga;
- Projeto eletrônico do condicionador de sinais;
- Desenvolvimento do *software* de controle e processamento das informações;
- Avaliação da performance do equipamento.

A seguir, apresenta-se um resumo das principais dificuldades encontradas em cada uma dessas etapas, bem como dos métodos adotados para solucioná-las.

No projeto mecânico da superfície superior da plataforma, levou-se em consideração que esta deveria apresentar a maior rigidez possível. Para se atender a este requisito, sem

utilizar chapas de aço com grande espessura (o que tornaria a plataforma excessivamente pesada), nem recorrer aos materiais mais leves e rígidos (porém muito mais caros), como o vidro e os compostos de fibra de vidro empregados em modernas plataformas de força; A estratégia adotada foi a combinação de chapas de aço ABNT 1020 de 5mm de espessura (comumente encontradas no mercado) reforçadas por perfis (da mesma chapa) dobrados em forma de “U” e soldados na parte inferior da superfície (como mostrado na Figura 4.2).

No caso da superfície inferior, utilizou-se o mesmo material e dimensões da superfície superior, porém sem o reforço, uma vez que o próprio piso foi utilizado para fazê-lo.

No projeto mecânico da célula de carga, o principal detalhe observado foi o dimensionamento de sua região ativa (local onde seriam fixados os *strain gages*), tal procedimento foi necessário para se obter uma boa sensibilidade para a célula e, simultaneamente, garantir uma considerável margem de segurança quanto aos limites da tensão mecânica de escoamento do material (aço ABNT 4340 com tensão de escoamento entre 855 e 1590 MPa). Para tanto, foi realizada uma análise computacional do modelo utilizando a teoria de elementos finitos.

No projeto eletrônico do condicionador de sinais, a baixa amplitude (alguns mV) do sinal emitido pelas células de carga foi a principal questão a ser trabalhada, tornando necessária a utilização de diversos estágios (pré-amplificação, amplificação, filtragem, etc.) para se colocar o sinal em níveis adequados a uma boa amostragem, e também, livre de ruídos que pudessem comprometer a boa performance do sistema.

No desenvolvimento do *software*, os principais desafios foram a necessidade de se conceber um sistema interativo, de fácil operação, e que atendesse às necessidades básicas requeridas para uma análise biomecânica de saltos verticais e levantamentos de peso. Para tanto, foi utilizado o aplicativo LabVIEWTM 5.1, que se mostrou uma ferramenta poderosa em todos os estágios do desenvolvimento do *software* (principalmente na construção das interfaces).

Para validação do equipamento, foram realizados ensaios em três modalidades: salto vertical sem impulso de braços, salto vertical com impulso de braços e levantamentos de peso do tipo encaixe. A próxima seção mostra uma análise comparativa entre os resultados

obtidos nestes ensaios com o sistema desenvolvido, e os resultados obtidos em ensaios do mesmo tipo por equipamentos importados.

6.2 Avaliações e análises comparativas

6.2.1 Saltos verticais

Durante o salto vertical, os músculos das extremidades inferiores atuam rapidamente e com grande força, na tentativa de imprimir a maior velocidade possível no momento em que o corpo deixa o solo, pois esta velocidade é que determinará a altura do salto.

A análise do salto vertical (Figura 6.1) pode ser decomposta em quatro fases distintas (Figura 2.9 - página 18), onde a performance durante a fase de propulsão é de particular interesse.

Sendo assim, para se analisar a performance de um determinado atleta pode-se valer de várias estratégias como a comparação dos resultados obtidos naquelas fases, com padrões característicos dos melhores saltadores, para identificação e correção de possíveis falhas que possam afetar o bom desempenho.

Os resultados obtidos pelo sistema desenvolvido, para este tipo de exercício, se mostram similares aos obtidos por equipamentos fabricados por empresas de renome mundial. Isto pode ser observado (Figura 6.1) ao se comparar as características de diversos parâmetros analisados, como por exemplo:

- Formas de onda dos gráficos mostrados;
- Intensidades da força de reação do solo (normalizada pelo respectivo peso do indivíduo) e da potência média (em Watts/Kg) desenvolvida pelo saltador durante a atividade;
- Potência média (em Watts/Kg) na fase de propulsão;
- Intensidade da força de impacto (normalizada) no momento da queda;

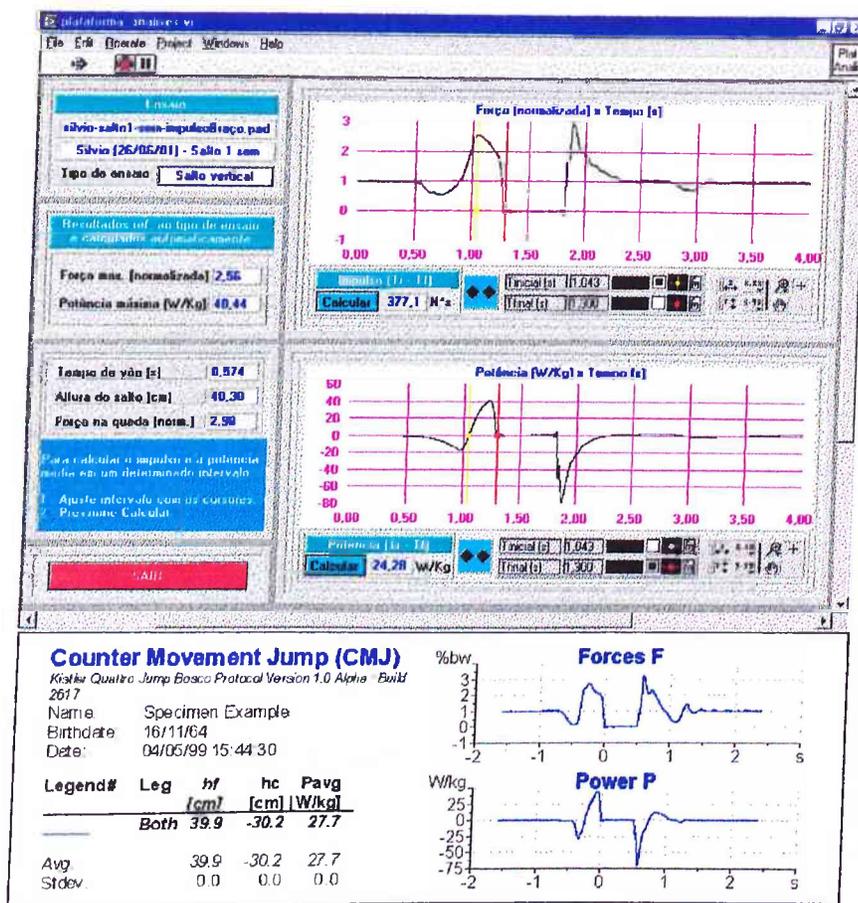


Figura 6.1: Superior: Resultados obtidos com o sistema desenvolvido para um salto vertical SEM impulso de braços. Inferior: Resultados obtidos com a plataforma de força piezoelétrica Quattro JumpTM da Kistler para a mesma modalidade de ensaio.

6.2.2 Levantamento de peso

Tal como nos ensaios anteriores, no levantamento de peso, o sistema desenvolvido foi capaz de acompanhar e quantificar os diversos níveis (valores máximos, mínimos, etc.) da força de reação normal durante a atividade. Isto pode ser observado pelas características da forma de onda mostrada na Figura 6.2, onde pode-se acompanhar os valores da força normal correspondentes aos diversos estágios do levantamento.

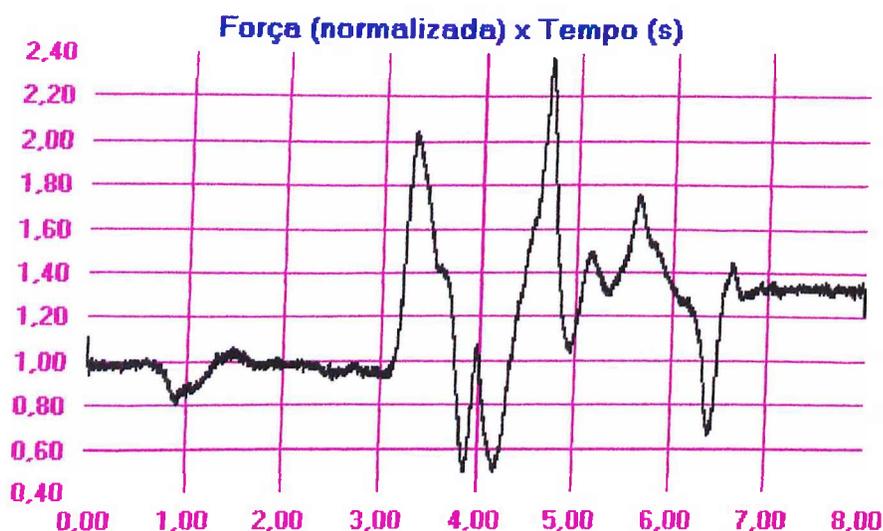


Figura 6.2: Gráfico da força de reação normal ao solo obtido com o sistema desenvolvido para um levantamento de peso (30Kgf) do tipo encaixe.

6.3 Considerações finais

Analisando-se os resultados obtidos, foi comprovada a eficácia do sistema desenvolvido na medição de forças de impacto em saltos verticais e levantamentos de peso, uma vez que o desempenho do equipamento é similar ao desempenho de plataformas de força (piezoelétricas) de qualidade mundialmente reconhecida.

Também foi comprovada a seguinte afirmação de Doebelin (1990) :

“ A combinação de elementos flexíveis de várias geometrias e circuitos em ponte de Wheatstone pode resultar em transdutores (células de carga) de tamanho reduzido e alta frequência natural. ”

Sendo assim, conforme foi verificado neste trabalho, estes transdutores podem ser utilizados (desde que bem especificados) para medição de cargas dinâmicas como uma alternativa econômica aos transdutores piezoelétricos.

Tudo isso sugere, de uma forma geral, que todas as etapas do desenvolvimento do sistema atenderam aos requisitos básicos propostos anteriormente. Podendo-se assim dizer, que os objetivos iniciais do trabalho foram alcançados.

6.4 Trabalhos futuros

Concluído o primeiro protótipo do equipamento, diversos outros estudos podem ser realizados no intuito de aprimorá-lo e produzi-lo comercialmente, dentre estes estudos podemos citar:

- Obter um *feedback* dos especialistas em análises biomecânicas, visando adequar possíveis características de *hardware* e *software* do equipamento às necessidades daqueles profissionais;
- Patente e/ou registro de propriedade tecnológica do produto;
- Desenvolver outros modelos de células de carga que permitam medir as forças de reação ao solo não só na direção vertical, como também no sentido lateral e ântero-posterior. Estendendo-se assim, a aplicabilidade do equipamento a outros tipos de análise, como por exemplo: análise de marcha, estudos do deslocamento do centro de gravidade (*COP*), momentos, treinamento de modalidades esportivas como o salto triplo, salto em altura, etc. Tal como já são empregadas atualmente, as plataformas de força tridimensionais importadas.

Referências bibliográficas

- [1] ADRIAN, M. & COOPER, J. *Biomechanics of Human Movement*. McGraw-Hill. Boston., 1995.
- [2] ADVANCED MECHANICAL TECHNOLOGY INCORPORATED - AMTI. *Biomechanics Force Measurement Systems*. Disponível na internet em <http://www.amtiweb.com>, 10 mai. 2001.
- [3] AMADIO, A. C. *Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento*. Ed. Laboratório de Biomecânica - EEFUSP, São Paulo, 1996.
- [4] ANDRADE, A. O. Metodologia para classificação de sinais emg no controle de membros artificiais. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, 2000.
- [5] BERTEC CORPORATION. *Force Plates*. Disponível na internet <http://www.bertec.com>, 27 mar. 2001.
- [6] CASTRO, S. *Anatomia fundamental*. McGraw-Hill. São Paulo., 1976.
- [7] CAVANAGH, P. R. Biomechanics: a bridge builder among the sport sciences. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 22, no. 5, pp. 546-555, 1990.
- [8] CORREIA, P. P.; MIL-HOMENS, P. & VELOSO, A. Electromiografia, fundamentação fisiológica, métodos de recolha e processamento, aplicações cinesiológicas. *Edições da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa*. Lisboa, 1993.

- [21] MCGINNIS, P. *Biomechanics of sports and exercise*. Human Kinetics. Champaign, IL, 1999.
- [22] NACHTIGAL, C. L. *Instrumentation and Control Fundamentals and Applications*. John Wiley & Sons, Inc., 1990.
- [23] NELSON, R. C. Biomechanics: past and present. *Proceedings of the Biomechanics Symposium, Bloomington, Ind*, 1980.
- [24] NIGG, B. M. & HERZOG, W. *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*. John Wiley & Sons, Ltd - England, 1994.
- [25] RICHARDSON, J. A. History of biomechanics and kinesiology. Disponível na internet <http://www.usd.edu/~jarichar/HIST.html>, 14 jan. 2001.
- [26] SCHMIEDMAYER, H. B. & KASTNER, J. Parameters influencing the accuracy of the point of force application determined with piezoelectric force plates. *J. Biomech.*, no. 32, pp. 1237-1242, 1999.
- [27] SHIGLEY, J. E. & MISCHEKE, C. R. *Mechanical Engineering Design*. McGraw-Hill Inc, 5th ed., 1989.
- [28] SWANSON ANALYSIS SYSTEM INC. *ANSYS Analysis Guide*. Houston, PA, 1995a.
- [29] SWANSON ANALYSIS SYSTEM INC. *ANSYS Elements Reference*. Houston, PA, 1995b.
- [30] TIMOSHENKO, S. P. *Theory of Shells and Plates*. McGraw-Hill Kogakusha, 2nd ed., 1959.
- [31] WINTER, D. A. *Biomechanics of human movement*. John Wiley & Sons, Inc. Ontario, Canada., 1979.