

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

MARCOS BRAGA BARROS

**DESENVOLVIMENTO DE UM ESTABILÔMETRO PARA
ESTUDO DO EQUILÍBRIO HUMANO**

Porto Alegre

(2008)

MARCOS BRAGA BARROS

Desenvolvimento de um Estabilômetro para estudo do equilíbrio humano

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Engenharia Biomédica

ORIENTADOR: Profa. Dra. Thais Russomano

Porto Alegre

(2008)

MARCOS BRAGA BARROS

DESENVOLVIMENTO DE UM ESTABILÔMETRO PARA ESTUDO DO EQUILÍBRIO HUMANO

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica e aprovada em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientador: _____

Profa. Dra. Thais Russomano, PUCRS

Doutora pelo King's College London, Londres, 1998

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Dario Francisco Guimarães de Azevedo, PUCRS

Doutor pela University of Miami, Estados Unidos, 1996

Prof. Dra. Berenice Anina Dedavid, PUCRS

Doutor pela UFRGS, Porto Alegre, 1994

Coordenador do PPGEE: _____

Prof. Dr. Rubem D. R. Fagundes

Porto Alegre, outubro de 2008.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais e irmãos, em especial pela dedicação e apoio em todos os momentos difíceis.

A Cristina, Eduardo, Rafael, Vitória e Camila, porque a família é o que me impulsionou para a realização deste mestrado.

Aos meus sogros, cunhados e sobrinhos, que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

Aos professores e funcionários do Centro de Microgravidade e principalmente pelo apoio e carinho da Dra. Thais Russomano - coordenadora do centro e Eng. Felipe Falcão na viabilização deste trabalho.

Ao Prof. Dario Azevedo e aos colegas Sergio e Lara, pessoas muito queridas, que auxiliaram na realização deste trabalho.

A PUCRS, onde tive apoio financeiro e das unidades IPCT, AGT, TECNOPUC (Incubadora Raiar), Instituto IDÉIA e FENG, e seus respectivos diretores.

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica PPGEE, da Faculdade de Engenharia, através da secretaria e corpo de professores, pela oportunidade de realização de trabalhos em minha área de pesquisa.

Aos colegas do PPGEE pelo seu auxílio nas tarefas desenvolvidas durante o curso.

RESUMO

Define-se Estabilometria como um método biomecânico que visa quantificar o equilíbrio humano por meio da medição do centro de pressão (COP) dos pés de uma pessoa.

As plataformas dinâmicas provocam a estimulação mecânica dos pés de um indivíduo e são usadas para avaliar o equilíbrio em indivíduos humanos. Este tipo de ferramenta biomecânica, porém, não é facilmente encontrada no mercado comercial brasileiro. Assim, este estudo teve como objetivo desenvolver um Estabilômetro baseado em um acelerômetro tri axial, de acordo com a plataforma de Nashner. Os resultados mostraram que o protótipo desenvolvido do Estabilômetro tornou-se mais estável mecanicamente e eletricamente que protótipos construídos anteriormente (protótipos 1 e 2).

O protótipo desenvolvido foi baseado em um estudo criterioso da fisiologia humana mostra-se bastante estável e atende aos objetivos propostos.

Cabe ressaltar, que o Estabilômetro construído é de fácil instalação e baixo custo, quando comparado com os equipamentos comerciais.

Com este Estabilômetro é possível medir rotineiramente o equilíbrio de indivíduos, que necessitem deste auxílio no tratamento e na prevenção de doenças, que comprometem os sistemas visual, vestibular e somatosensorial.

Palavras-chaves: Estabilômetro, Plataforma Dinâmica, Análise de Postura, Equilíbrio Humano.

ABSTRACT

Stabilometry is defined as a biomechanical method that aims to quantify human balance by means of the measurement of a subject's centre of pressure (COP).

Dynamic platforms cause mechanical stimulation on a subject's feet and are used to evaluate the balance human dynamic balance. This type of biomechanical tool, however, is not easily found in the Brazilian commercial market. Therefore, this study aimed to develop a Stabilometer based on a tri-axial accelerometer, according to Nasher's platform.

The results showed that the developed Stabilometer prototype has become more mechanically and electrically stable than the earlier developed prototypes (prototypes 1 &2).

The developed prototype, based on a careful study of human physiology has shown itself to be quite stable and meets the proposed goals.

It should be noted that the developed Stabilometer when built is easy to install and inexpensive when compared with commercial equipment.

With this Stabilometer it is routinely possible to measure the balance of individuals requiring such assistance in the treatment and prevention of diseases that compromise the visual and sensory systems.

Keywords: Stabilometer, Dynamic platform, Postural analysis, Human balance.

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA.....	4
AGRADECIMENTOS.....	5
RESUMO.....	6
ABSTRAC.....	7
SUMÁRIO.....	8
LISTA DE FIGURAS.....	10
LISTA DE TABELAS.....	13
LISTA DE ABREVIATURAS.....	14
1 INTRODUÇÃO.....	16
1.2 MOTIVAÇÃO/JUSTIFICATIVA.....	20
1.3 OBJETIVO.....	21
1.4 APLICAÇÕES.....	21
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	22
2.1 SISTEMA VISUAL.....	22
2.1.1 ANATOMIA E FISILOGIA DO SISTEMA VISUAL.....	24
2.1.2 VIA ÓPTICA.....	29
2.1.3 CONTROLE OCULAR.....	33
2.1.3.1 CONTROLE MUSCULAR DOS MOVIMENTOS OCULARES.....	33
2.1.3.2 CONTROLE VESTIBULAR DOS MOVIMENTOS OCULARES.....	35
2.1.3.3 PERCEÇÃO VISUAL.....	35
2.2 SENSIBILIDADE AO SOM E AO MOVIMENTO – ÓRGÃO VESTÍBULO-COCLEAR.....	37
2.2.1 ORELHA.....	37
2.2.2 LABIRINTO POSTERIOR – SISTEMA VESTIBULAR.....	41
2.3 SISTEMA PROPRIOCEPTIVO.....	50
2.4 PROTÓTIPO DO ESTABILÔMETRO – PREMISSAS TEÓRICAS.....	53
2.4.1 ESTABILÔMETRO - DEFINIÇÕES.....	53
2.5 PROTÓTIPO DE ESTABILÔMETRO – REVISÃO TEÓRICA.....	55
2.5.1 AQUISIÇÃO DO SINAL DO ACELERÔMETRO.....	55
2.5.2 FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM.....	56
2.5.3 TRANSDUTOR ACELERÔMETRO.....	56
2.5.4 AMPLIFICADORES OPERACIONAIS.....	64
2.5.4.1 PRINCIPAIS CARACTERÍSTICAS.....	64
2.5.5 FILTROS.....	66
2.5.5.1 PRINCIPAIS TIPOS DE FILTROS.....	67
2.5.6 CONVERSOR ANALÓGICO/DIGITAL.....	71
2.5.6.1 CONVERSOR A/D COMPARADOR PARALELO.....	71
2.5.6.2 CONVERSOR A/D RAMPA TIPO CONTADOR.....	73
2.5.6.3 CONVERSOR A/D POR APROXIMAÇÃO SUCESSIVA.....	75
2.5.6.4 CONVERSOR A/D RAMPA DUPLA TIPO INTEGRADOR.....	77
2.5.7 REVISÃO DA LITERATURA.....	79
3 MATERIAL E MÉTODOS.....	81

3.1 HISTÓRICO DO DESENVOLVIMENTO DO ESTABILÔMETRO	81
3.1.1 PRIMEIRO PROTÓTIPO	81
3.1.2 SEGUNDO PROTÓTIPO.....	84
3.2 ESTABILÔMETRO PROPOSTO – PROTÓTIPO TRÊS.....	87
3.2.1 PLATAFORMA DE FORÇA	88
3.2.2 O CONDICIONADOR DE SINAIS E SISTEMA DE AQUISIÇÃO	88
3.3 FASES DO PROJETO	89
3.3.1 FASE 1 – CONSTRUÇÃO DA PLATAFORMA DE FORÇA	89
3.3.2 FASE 2 – CALIBRAÇÃO DO ACELERÔMETRO	96
3.3.3 FASE 3 - ESCOLHA DO CONDICIONADOR DO SINAL E SISTEMA DE AQUISIÇÃO	97
4 RESULTADOS	101
4.1 TESTES DO SISTEMA	101
4.1.1 TESTES ESTRUTURAIS, SISTEMA DE AMORTECIMENTO E SEGURANÇA.	1001
4.1.2 TESTE DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO, COMPOSTO POR UM SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS E MICROCOMPUTADOR.....	103
4.1.3 TESTE FINAL DE EQUILÍBRIO DE UM USUÁRIO SOBRE A PLATAFORMA.....	104
4.2 GRÁFICO DO SISTEMA EM OPERAÇÃO	106
4.3 INDIVÍDUO EM REPOUSO	108
4.4 INDIVÍDUO PARA FRENTE – TRANSIÇÃO E INCLINADO.....	109
4.5 INDIVÍDUO PARA TRÁS – TRANSIÇÃO E INCLINADO	110
4.6 INDIVÍDUO PARA DIREITA – TRANSIÇÃO E INCLINADO.....	111
4.7 INDIVÍDUO PARA ESQUERDA – TRANSIÇÃO E INCLINADO	113
4.8 CÁLCULO DA MÉDIA E DESVIO PADRÃO DOS DADOS	114
5 DISCUSSÃO	117
5.1 FATORES LIMITANTES	118
6 CONCLUSÃO.....	120
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	121

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 - Diagrama conceitual do sistema de controle postural.....	17
Figura 1.2 – Sistemas de sensoriamento atuantes no corpo humano.....	18
Figura 2.1 - Estruturas externas ao globo ocular.....	24
Figura 2.2 - Vista externa do olho humano	25
Figura 2.3 - Posição do globo ocular na cavidade óssea.	25
Figura 2.4 - Fixação do globo ocular na cavidade pela musculatura ocular.....	26
Figura 2.5 - Partes do globo ocular	27
Figura 2.6 - Globo ocular humano e suas diversas estruturas	28
Figura 2.7 - Ilustração da retina: sentido da luz (a); sentido do impulso nervoso (b); neurônios III (c); neurônios II (d); neurônios I (e)	30
Figura 2.8 - Campos visuais, retina, quiasma, trato óptico e radiação óptica	32
Figura 2.9 - Músculos oculares e inervação.....	33
Figura 2.10 - Esquema demonstrando os mecanismos de fixação dos olhos: área de fixação voluntária (a); área de fixação involuntária (b)	34
Figura 2.11 – Algumas indicações percebidas em relação ao movimento dos olhos	35
Figura 2.12 - Imagem “mutável”: apesar de o estímulo visual ser o mesmo, a percepção muda a cada momento, de acordo com cada indivíduo.	36
Figura 2.13 - Anatomia da orelha humana: orelha externa, orelha média e orelha interna.	37
Figura 2.14 - Via Auditiva.	40
Figura 2.15 - Topografia do Labirinto Posterior – Sistema Vestibular	42
Figura 2.16 - Labirinto Posterior – Sistema Vestibular.	43
Figura 2.17 - Anatomia do aparelho vestibular com seus diversos componentes funcionais: cristas ampulares (a); máculas (b); vista aumentada da crista ampular (c); vista aumentada da mácula (d); tufo ciliares (e); camada gelatinosa (f); cristais de carbonato de cálcio – otólitos (g).....	44
Figura 2.18 - Célula ciliar vista em detalhe: repouso (a); excitação (b); inibição (c)..	46
Figura 2.19 - Cerebelo e conexões integradas com a formação reticular.	48
Figura 2.20 - Integração das informações relativas aos movimentos.....	49
Figura 2.21a – Receptores que compõem o sistema proprioceptivo.....	51
Figura 2.21b – Tabela resumo do sistema nervoso sensorial, com a inserção do sistema proprioceptivo.	52
Figura 2.22 – Componentes para analisar as oscilações do corpo humano.	54
Figura 2.23 - Funcionamento dos acelerômetros capacitivos	57
Figura 2.24 - Interior do acelerômetro: acima encontra-se a estrutura MEMS que identifica acelerações e no centro o módulo de processamento.....	58
Figura 2.25 - Funcionamento dos acelerômetros capacitivos	59
Figura 2.26 - Eixos que os acelerômetros são capazes de medir	60

Figura 2.27 - Respostas do acelerômetro de acordo com a aceleração sofrida.....	61
Figura 2.28 - Eixo z do acelerômetro em diferentes inclinações	62
Figura 2.29 - Determinando a aceleração gravitacional sofrida pelo eixo Z.....	63
Figura 2.30 – Diagrama esquemático de um amplificador operacional.....	64
Figura 2.31 – Representação esquemática típica de amplificação usando a entrada não inversora.....	66
Figura 2.32 Especificação de um filtro passa-baixo	67
Figura 2.33 Especificação de um filtro passa-alto.	69
Figura 2.34 Especificação de um filtro passa-banda.....	70
Figura 2.35 Diagrama de amplitude de um filtro rejeita-banda.....	71
Figura 2.36. Conversor A/D comparador paralelo	72
Figura 2.37. Conversor A/D contador-rampa.....	74
Figura 2.38. Forma de onda do conversor contador-rampa	74
Figura 2.39. Fluxograma para conversão de um número de 3 bits	75
Figura 2.40. Conversor A/D aproximação sucessiva.....	76
Figura 2.41. Exemplo para a realização de um registro de aproximação sucessiva	76
Figura 2.41. Conversor A/D rampa dupla tipo integrador	78
Figura 2.42. Gráfico da saída do integrador	78
Figura 2.43. Valor comercial de plataformas de força para equilíbrio	80
Figura 3.1 – Primeiro protótipo	81
Figura 3.2 – (a) Destaque do acelerômetro acoplado no centro da plataforma circular plana; (b) zoom deste acoplamento	83
Figura 3.3 – Montagem do sistema completo do primeiro protótipo	84
Figura 3.4 – Segundo protótipo – dispositivo de frenagem	85
Figura 3.5 – Segundo protótipo – base, acelerômetro e dispositivo de frenagem.....	86
Figura 3.6 – Componentes do sistema desenvolvido.....	87
Figura 3.7 - Diagrama em blocos do condicionador de sinais.....	88
Figura 3.8 – Desenho do sistema completo construído	90
Figura 3.9 - Especificações do acelerômetro – aceleração dinâmica.....	91
Figura 3.10 - Diagrama em blocos do acelerômetro	92
Figura 3.11 - Conexão elétrica do acelerômetro	92
Figura 3.12 - Diagrama elétrico da placa do acelerômetro.....	93
Figura 3.13 – Acelerômetro acoplado a plataforma.....	94
Figura 3.14 – Placa do acelerômetro.	95
Figura 3.15 – Sistema de fixação da plataforma	96
Figura 3.16 - Orientação correta para calibração em +g	97
Figura 3.17 – Foto do sistema de aquisição, indicando suas entradas e saídas	98
Figura 3.18 - Impedância de entrada sugerida pelo manual do fabricante.....	98
Figura 3.19 – Conexão do acelerômetro ao conversor AD	99
Figura 3.20 – Software usado para adquirir os dados - WinDAQ.....	100
Figura 3.21 – Telas de Setup e calibragem do sistema de AD	100
Figura 4.1 – Representação em blocos do sistema completo.....	101
Figura 4.2 a – Teste da Plataforma de força e placa de acelerômetro.....	102
Figura 4.2 b – Teste da plataforma de força com sistema de amortecimento.....	102
Figura 4.3 – Sistema de aquisição de dados (computador e sistema de aquisição de dados)	104
Figura 4.4 – Representação esquemática do sistema de teste de equilíbrio sobre o estabilômetro.....	104
Figura 4.5 – Teste completo do sistema, com sistema de segurança.....	105

Figura 4.6– Medição da variação da aceleração da plataforma.....	106
Figura 4.7 – Representação dos limites de estabilidade Ântero posterior e Látero – lateral em relação aos centros dos pés.....	107
Figura 4.8 – Sistema em operação normal – indivíduo sobre a plataforma e inclinando-se para frente, trás, direita e esquerda	108
Figura 4.9 – Indivíduo em repouso.....	108
Figura 4.10 – Transição – indivíduo inclinado para frente.....	109
Figura 4.11 – indivíduo inclinado para frente.....	110
Figura 4.12 – Transição – indivíduo inclinado para trás	111
Figura 4.13 – indivíduo inclinado para trás.....	111
Figura 4.14 – Transição – indivíduo inclinado para direita	112
Figura 4.15 – indivíduo inclinado para direita.....	112
Figura 4.16 – Transição – indivíduo inclinado para esquerda	113
Figura 4.17 – indivíduo inclinado para esquerda.....	114

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Quadro resumo dos estímulos sensoriais	52
Tabela 4.1 – Parâmetros para aquisição.....	103
Tabela 4.2 – Tabela resultante da análise de dados – indivíduo em repouso.....	114
Tabela 4.3 – Tabela resultante da análise de dados – indivíduo para frente	115
Tabela 4.4 – Tabela resultante da análise de dados – indivíduo para trás	115
Tabela 4.5 – Tabela resultante da análise de dados – indivíduo para direita.....	116
Tabela 4.6 – Tabela resultante da análise de dados – indivíduo para esquerda	116

LISTA DE ABREVIATURAS

a – aceleração.

AC – Corrente alternada.

A/D – Analógico e Digital.

AM – Amplitude Modulada.

ANVISA – Agencia Nacional de Vigilância Sanitária.

B – Campo de Dipolo Magnético.

b - Constante de amortecimento.

c – Velocidade da luz no vácuo.

CA – Crista Ampolar.

CC – Canal Coclear

CLS – Canais Semicirculares Laterais.

CSV - Canais Semicirculares Verticais.

COP - Centro de pressão.

COG - Posição global do corpo.

DE – Duto Endolinfático

ECG – Eletrocardiograma.

EEM – Equipamento Eletroeletrônico.

FENG – Faculdade de Engenharia da PUCRS

g - aceleração gravitacional.

I - Corrente elétrica.

IEM – Interferência eletromagnética

k Constante de elasticidade.

L – Comprimento da mola.

M A – Mácula Utricular.

PPGEE: Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

PUCRS: Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

R - Resistência.

S - Sáculo

SI – Sistema Internacional.

SE – Saco Endolinfático

t – Tempo.

U- Utrículo.

V – Tensão.

X – Reatância indutiva.

XYZ – posição dos eixos do acelerômetro

Z - Impedância.

1 INTRODUÇÃO

A postura bípede ereta gera um desafio para nós humanos que é o de manter contra a força gravitacional o equilíbrio do corpo sobre a pequena área de suporte delimitada pelos pés. Somente quando a habilidade de controlar a postura ereta se deteriora, como nos idosos e em certas patologias, como exemplo distúrbios do sistema vestibular, isquemia cerebral e mal de Parkinson, é que se percebe o quão difícil e crucial esta tarefa é.

O sistema de controle postural deve ser capaz de regular o equilíbrio em situações instáveis. Por outro lado, deve ser suficientemente versátil para permitir a rápida iniciação do movimento. Talvez, a mais óbvia tarefa realizada pelo sistema de controle postural é a manutenção da postura ereta bípede, mas este sistema também atua durante o movimento do andar.

A postura é uma resposta neuromecânica que se relaciona com a manutenção do equilíbrio (Enoka, 2000). Um sistema está em equilíbrio mecânico quando o somatório de forças que atuam sobre ele é igual a zero. Entretanto, esse sistema tem estabilidade somente se, após uma perturbação, o mesmo retornar a sua posição de equilíbrio. Nesse aspecto, o objetivo da atividade postural é manter a estabilidade do sistema musculoesquelético, o que envolve a posição do indivíduo, com relação a sua base de suporte e assegura a orientação desejada dos segmentos corporais que não estão envolvidos no movimento.

A postura ortostática do ser humano é influenciada por diversos fatores fisiológicos. A respiração, os batimentos cardíacos e o retorno venoso geram oscilações constantes no equilíbrio do corpo que podem ser verificadas através do deslocamento do centro de pressão. (Cordo e Nashner, 1982), citados por Enoka (Enoka, 2000), descobriram que ajustes posturais eram influenciados pelas partes do corpo que forneciam o contato com o ambiente externo. Tal fato, ratifica a opinião de Marsico (Marsico, Moretti, Patella et al, 2002) que afirma que a distribuição de carga no pé se reflete na postura e no equilíbrio postural. Enfatizam ainda que a posição ereta se configura como a “posição de repouso ou equilíbrio”, favorecida pelo perfeito sinergismo entre os músculos agonistas e antagonistas que, com sua tensão harmoniosa, mantêm o corpo em um estado de repouso dinâmico.

Para a regulação do equilíbrio, o sistema necessita de informações sobre as posições relativas dos segmentos do corpo e da magnitude das forças atuando sobre o mesmo. Para tanto, três classes de sensores são utilizadas pelo corpo: somatosensorial, visual e vestibular.

Os receptores destes sistemas atuam de forma complexa, integrada, redundante e de maneira diferenciada para cada perturbação sobre o corpo humano.

As propriedades passivas do sistema músculo-esquelético, principalmente a rigidez das estruturas biológicas, também desempenham um importante papel na manutenção do equilíbrio. O controle do equilíbrio postural em uma pessoa é altamente afetado pela natureza da tarefa, pelas condições ambientais e pelas informações sensoriais disponíveis em função destes dois fatores anteriores e das condições da pessoa. A Figura 1.1 sintetiza o que foi exposto acima.

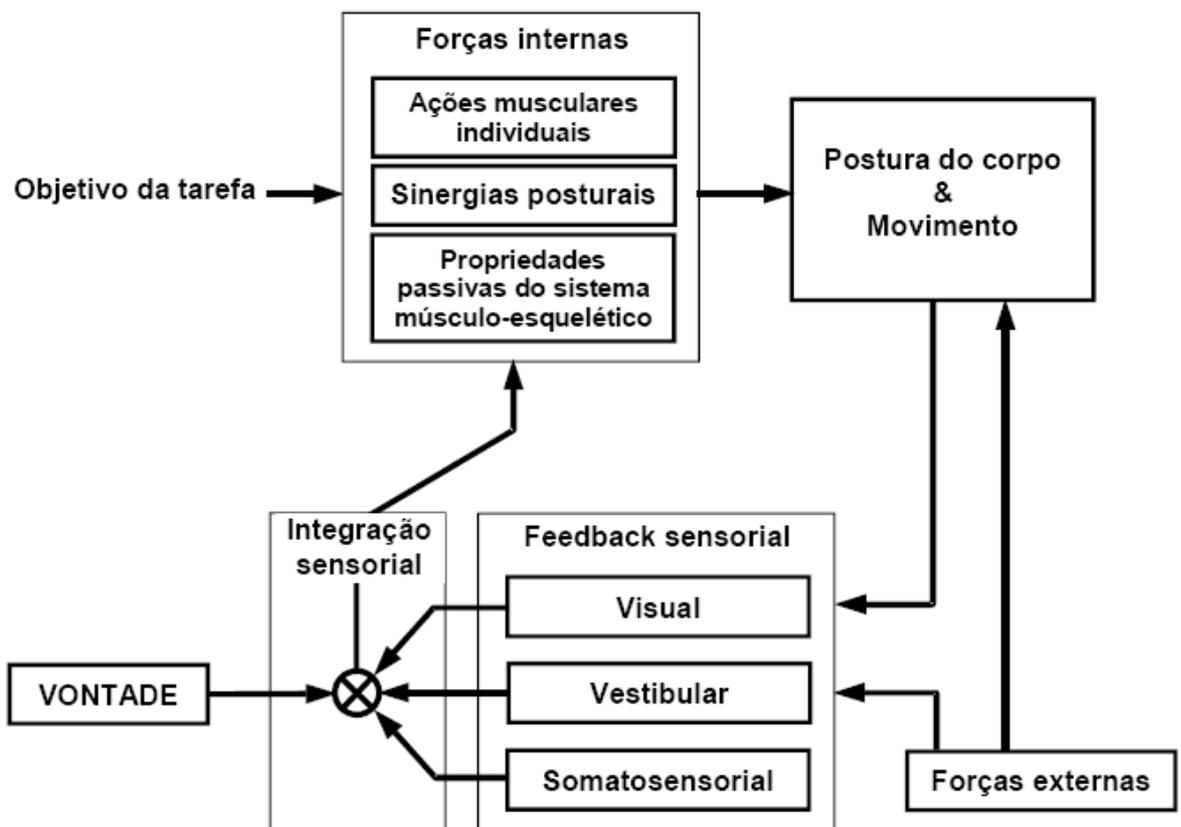


Figura 1.1 - Diagrama conceitual do sistema de controle postural.
Fonte: (Duarte, 2000)

Essas respostas posturais entre membros são importantes quando estes estão sendo utilizados para dar apoio a uma posição. Desta forma, evidencia-se a

necessidade de estudar o equilíbrio postural e as oscilações do centro de pressão. Para este fim, segundo Oliveira (Oliveira ,1993), citado por (Oliveira, Imbiriba e Garcia ,2000), pode-se utilizar a estabilometria, que é um método de análise do equilíbrio postural por meio da quantificação das oscilações do corpo, sendo sua aplicação reportada nas áreas da avaliação clínica, reabilitação e treinamento desportivo.

A Figura 1.2 esquematiza como o processo de manutenção do equilíbrio interage no corpo humano. Cabe ressaltar que este processo ocorre em tempo real e independente da sua vontade, ou controle consciente.

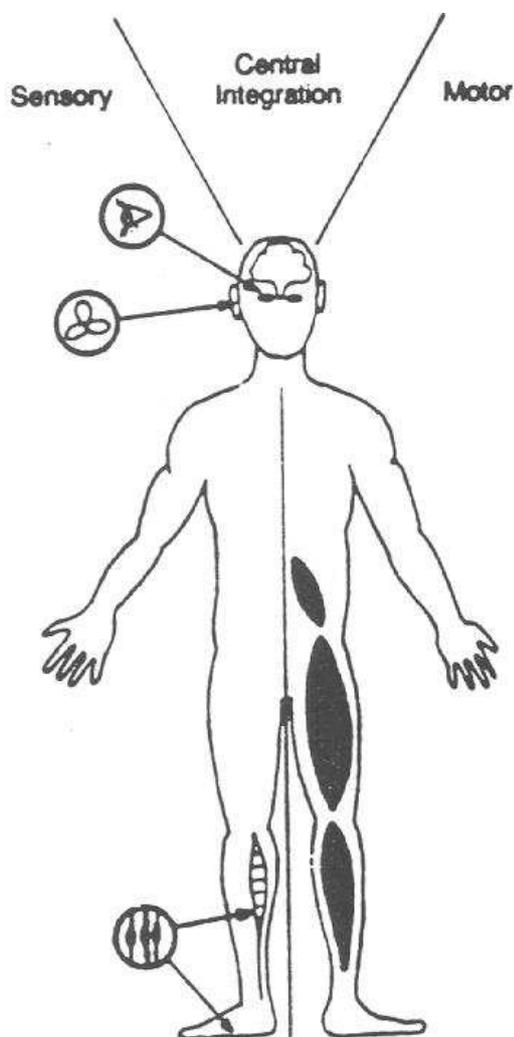


Figura 1. 2 – Sistemas de sensoriamento atuantes no corpo humano

Fonte: (NASHNER ,1989)

Para avaliar o equilíbrio postural de indivíduos enquanto estão sendo submetidos a instabilidades em sua base de sustentação, foi construído um Estabilômetro.

O Estabilômetro é um equipamento que faz parte de um sistema de aquisição de informações sobre as posições relativas dos segmentos do corpo e da magnitude das forças que atuam sobre o mesmo. É solicitado que o indivíduo permaneça sobre a plataforma por um determinado período (cronometrado pelo pesquisador) sem que a base toque ao solo – neste caso, o teste é reiniciado. O indivíduo pode fazer uso de ajustes posturais para se manter equilibrado sobre o Estabilômetro, entretanto, sua visão pode ser testada através de procedimentos externos tais como: olhos vendados ou com pontos de fixação.

Além de ser uma forma de treinamento de habilidade motora é uma forma de avaliar o equilíbrio postural, seja através do tempo que o indivíduo consegue permanecer sobre a plataforma e/ou através da avaliação do deslocamento do centro de pressão, escopo dos exames estabilométricos.

Este trabalho descreve os objetivos principais para o desenvolvimento do Estabilômetro, bem como as especificações dos seus componentes, tais como: a plataforma de força com seu transdutor, o condicionador de sinais e o sistema de aquisição de dados.

Para a construção do Estabilômetro foi feita uma discussão sobre a estabilometria, ou seja, a medição do equilíbrio corporal, descrevendo - se a sua importância e os parâmetros de medições para auxílio em diagnósticos de determinadas doenças.

Descreve-se então:

- revisão da fisiologia visual, vestibular e somatosensorial;
- forma geométrica do protótipo com desenhos;
- escolha do acelerômetro, bem como a sua fixação na plataforma de força;
- a escolha de um sistema de aquisição de sinais com suas principais características;
- escolha de um software e hardware que integrem e disponibilize ao usuário do sistema, informações do indivíduo para posterior análise.

Cabe ressaltar também o resultado da pesquisa bibliográfica, onde se encontrou uma quantidade reduzida de publicações sobre o tema de pesquisa, caracterizando, assim, algo inédito e relevante.

Destaca-se o custo final do sistema, configurando-se como de baixo custo, para sistemas similares e, também, a facilidade de operação e transporte pelo usuário.

1.2 Motivação / Justificativa

Existe uma carência de instrumentos para avaliar e mensurar a postura dinâmica de um indivíduo jovem, adulto e idoso. Sabe-se que os equipamentos para este fim são extremamente caros. O intuito foi o de construir um equipamento, de baixo custo e de fácil operação, que possa ser instalado por uma mão de obra menos qualificada e em ambientes que não requeiram infra-estrutura específica.

Através de pesquisa de mercado, verificou-se a carência deste dispositivo no mercado brasileiro. Ao mesmo tempo, visualiza-se um interesse na produção de equipamentos destinados ao diagnóstico, prevenção, reabilitação e treinamento de equilíbrio postural humano.

O principal diferencial deste protótipo é a construção de um equipamento utilizando tecnologias inovadoras, preenchendo uma lacuna de mercado de equipamentos na área de saúde, gerando instrumentos para qualificação no auxílio de diagnósticos, prevenção e reabilitação de doenças posturais. Conseqüentemente, oportunizando também um incremento da demanda de profissionais na área de saúde qualificados nesta área de conhecimento.

Com a construção do protótipo é possível realizar os seguintes estudos:

(a) estudo e análise do sinal estabilográfico e quadros de referência da postura humana;

(b) análise de postura;

(c) estudo de tarefas envolvendo feedback visual do centro de pressão e o papel da informação visual no controle da postura ereta.

Como funcionalidades desejáveis do protótipo podemos citar:

- Portabilidade do equipamento;
- Fácil interação homem – máquina;

- Imune a ruídos e espúrios elétricos.

Além disto, por ser um equipamento de baixo custo, torna-se de acessível aquisição por clínicas e hospitais que trabalhem nos diagnóstico e reabilitação das seguintes doenças:

- Distúrbios do sistema vestibular
- Isquemia cerebral
- Mal de Parkinson

1.3 Objetivo

Objetivo Geral: O objetivo deste trabalho foi projetar e desenvolver um Estabilômetro, capaz de medir o equilíbrio postural humano.

Objetivos Específicos: Projetar e desenvolver quatro componentes para o sistema:

- Plataforma de apoio com o transdutor acoplado;
- Um condicionador de sinais;
- Um sistema de aquisição de sinais,
- Um sistema de segurança para o usuário.

O Estabilômetro foi desenvolvido de forma a funcionar como uma plataforma dinâmica que gere movimentos em dois eixos ortogonais (X e Y) com a finalidade de se avaliar o equilíbrio postural humano.

1.4 Aplicações

As principais aplicações na área de saúde são:

- Análise e diagnósticos de distúrbios de equilíbrios em indivíduos jovens e adultos (principalmente na terceira idade);
- Reabilitação e treinamento de pessoas com problemas de distúrbios do sistema vestibular, isquemia cerebral e mal de Parkinson;
- Aplicações clínicas para a avaliação neuromuscular não-invasiva.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Ainda que os sistemas humanos de equilíbrio sejam bastante desenvolvidos, uma infinidade de posturas são adotadas pelo ser humano durante atividades da vida diária, como no andar, no alcance de um objeto com as mãos, quando nos comunicamos ou alimentamos, ou mesmo, quando decidimos ficar parados em pé, sentados ou deitados.

Na maior parte das vezes, quando uma nova postura é adotada pelo ser humano e deseja-se permanecer nessa nova postura, respostas neuromusculares são necessárias para manter o equilíbrio do corpo. A manutenção deste equilíbrio é atribuída ao sistema de controle postural, um conceito utilizado para se referir às funções do sistema nervoso, sensorial e motor que desempenham esse papel.

Assim, para que se consiga demonstrar a importância do desenvolvimento de um dispositivo para quantificar o equilíbrio humano, faz-se necessário demonstrar, primeiramente, a anatomia e a fisiologia do sistema visual e órgão Vestíbulo-Coclear (responsável pela sensibilidade ao som e movimento).

2.1 Sistema Visual

A visão é o mais importante dos sentidos e responde por mais de 80% da capacidade humana de orientação espacial, exercendo papel preponderante em relação aos demais sistemas (vestibular e proprioceptivo) (TREDICI, 1996).

O sistema visual é altamente complexo e compõe-se de inúmeros processos relacionados que vão desde a captação de imagens até o processamento das imagens no cérebro. Há que se considerar, também, como parte da visão, a percepção visual, cuja teoria postulada por Hermann Von Helmholtz (inferência inconsciente), por si só, poderia representar um tratado, o que não é o foco deste trabalho. No entanto, tanto essa teoria quanto a Teoria da Gestalt (termo intraduzível do alemão, utilizado para abarcar a teoria da percepção visual baseada na psicologia da forma) agregam importantes elementos à compreensão do que ocorre na percepção visual de um piloto e como isso pode determinar maior ou menor suscetibilidade à desorientação espacial.

A Teoria da Gestalt afirma que não se pode ter conhecimento do todo por meio das partes e, sim, das partes por meio do todo; que os conjuntos possuem leis próprias e, estas, regem seus elementos; e que só por meio da percepção da totalidade é que o cérebro pode de fato perceber, decodificar e assimilar uma imagem ou um conceito. Assim, na interpretação das informações captadas, o que é considerado “válido” pelo cérebro pode conter impropriedades em função de interações que ultrapassam a “simples” decodificação de estímulos luminosos. Pode haver conflitos nas informações percebidas não somente pelos três sistemas ligados à orientação espacial, mas, também à custa de interligações entre eles, bem como com outras áreas do cérebro, responsáveis, por exemplo, pelas emoções e pela memória. Portanto, ao abordar a desorientação espacial, este trabalho o faz, também, sob o enfoque da percepção visual.

Considera-se, por conseguinte, tanto o processo relacionado à pura percepção física da luz (forma de um objeto, por exemplo) quanto à representação (a forma visual do objeto tem um sentido particular a cada ser humano). Esses processos ocorrem ao mesmo tempo – percepção sensorial e representativa – sendo que vão se completando até que seja finalizado o processo de percepção visual.

Em seu processo evolutivo, o homem se pôs de pé e com a cabeça ereta. Nessa posição, o cérebro recebe informação visual dos olhos que captam imagens que indicam a atitude – corpo em relação ao ambiente e olhos em relação ao horizonte – sendo tudo confirmado pelas informações vestibulares que dão conta de que a cabeça realmente se encontra alinhada com o corpo, sem inclinações, acima deste, a partir da análise das resultantes das forças acelerativas naquele momento, preponderando a ação da gravidade. O sistema proprioceptivo confirma que a pressão sob a planta dos pés, a distensão de determinados músculos e tendões e posição das articulações estão de acordo com o que está sendo percebido pelo sistema visual e ratificado pelo aparelho vestibular (GUYTON, 1989).

2.1.1 Anatomia e Fisiologia do Sistema Visual

O sistema visual consiste do olho (transforma a luz em um sinal neuronal), dos nervos óticos (transportam o sinal até o SNC) e do cérebro (processa o sinal neuronal, integra e interpreta as informações). No cérebro é que ocorre o processo de análise e interpretação que permite reconstruir as distâncias, cores, movimentos, formas dos objetos e do mundo que rodeia o homem.

O olho pode ser considerado como um dispositivo que captura a luz e a focaliza numa camada de fundo – a retina – considerada por alguns autores como uma extensão do SNC, portanto, mais afeta a este do que ao olho propriamente dito (GRAY, 1979).

O cérebro também tem a função de inverter a imagem que é projetada de forma invertida na retina, a fim de que se perceba tudo em posição normal e, não, de cabeça para baixo.

O globo ocular recebe este nome por ter a forma de um globo, que por sua vez fica acondicionado dentro de uma cavidade óssea e protegido pelas pálpebras, cílios e contando com a lubrificação da lágrima produzida nas glândulas lacrimais Figuras 2.1 e 2.2.

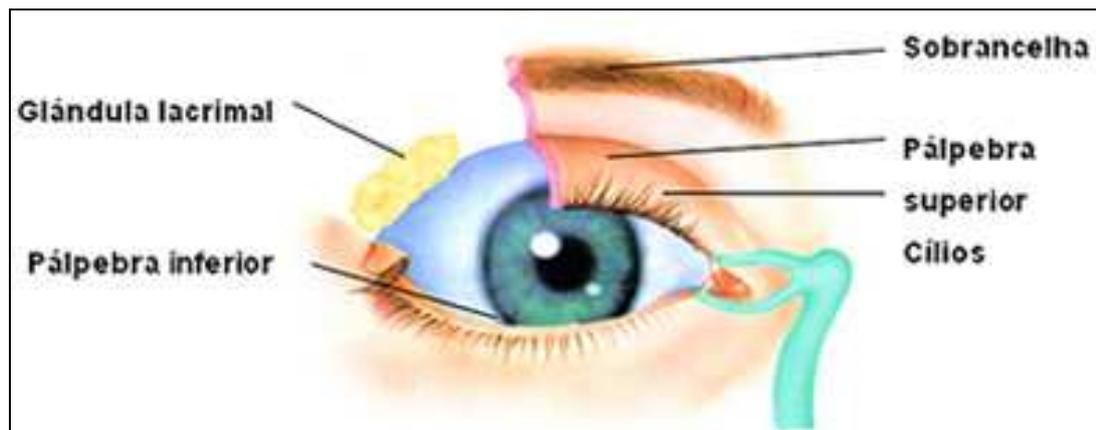


Figura 2.1 - Estruturas externas ao globo ocular.
Fonte: http://pt.wikipedia.org/wiki/olho_humano

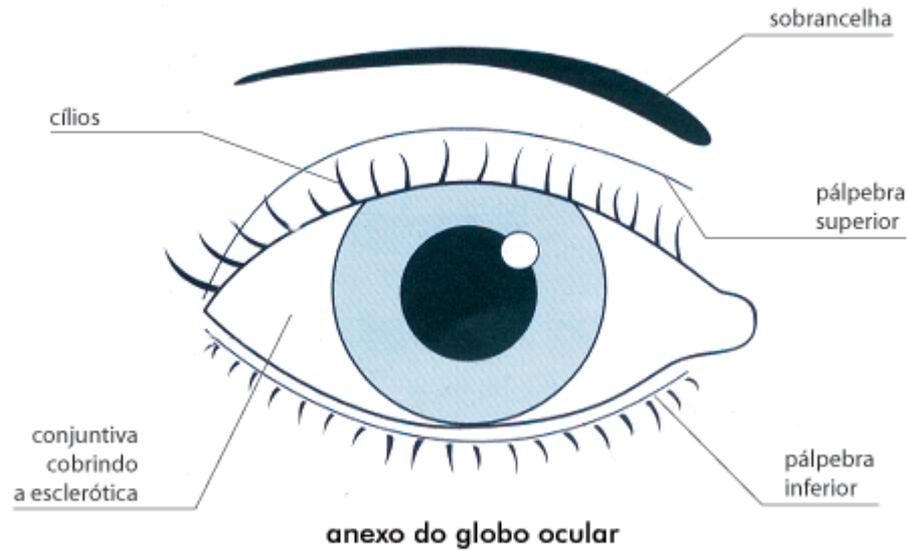


Figura 2.2 - Vista externa do olho humano

Fonte: http://www.drvisao.com.br/imagem/conheca/globo_ocular2.gif

Possui em seu exterior seis músculos que são responsáveis pelos movimentos oculares Figuras 2.3 e 2.4, sendo que, em função da contração e relaxamento de cada um deles, se torna possível a movimentação do globo ocular (GUYTON, 1989).

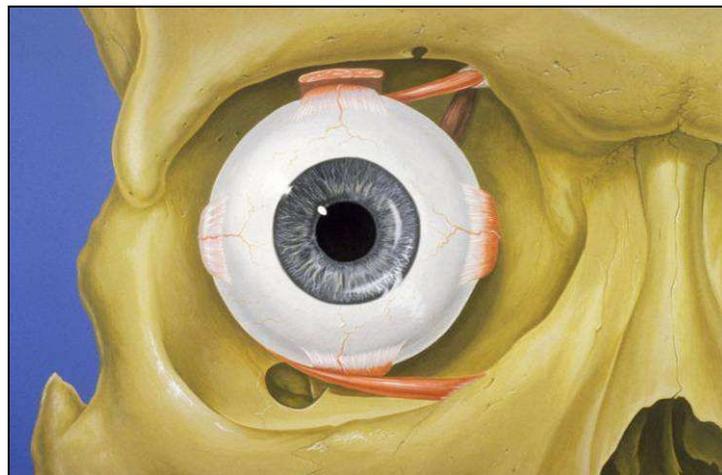
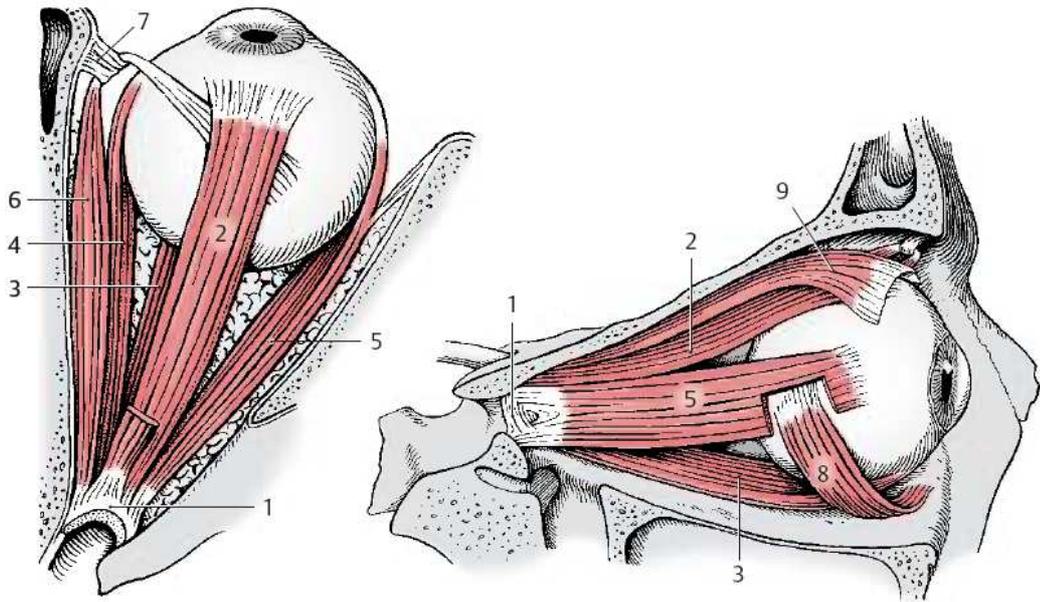


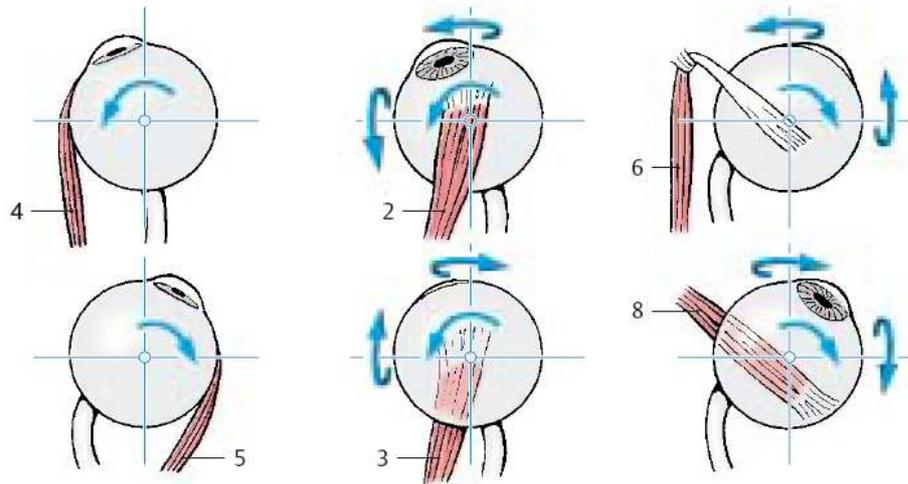
Figura 2.3 - Posição do globo ocular na cavidade óssea.

Fonte: http://pt.wikipedia.org/wiki/olho_humano

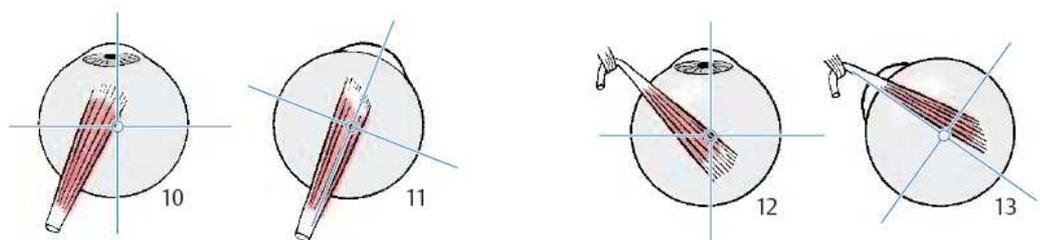


A Extraocular muscles, view from above (right eye)

B Extraocular muscles, lateral view



C Functions of the extraocular muscles of the right eye



D Superior rectus muscle of the right eye, gaze straight ahead (left) and abducted by 23° (right)

E Superior oblique muscle of the right eye, gaze straight ahead (left) and adducted by 50° (right)

Kahle, Color Atlas of Human Anatomy, Vol. 3 © 2003 Thieme

Figura 2.4 - Fixação do globo ocular na cavidade pela musculatura ocular.
Fonte: Atlas da Anatomia humana, vol 3, 2003

O globo ocular tem uma estrutura complexa, sendo que conta com três camadas concêntricas aderidas entre si com a função de visão e nutrição e proteção formada por diversos elementos, como pode ser visto no esquema abaixo Figura 2.5. Opticamente pode ser comparado a uma câmara fotográfica, ainda que seja uma comparação grosseira, por possuir um sistema de lentes, um sistema de diafragma (pupila) e a retina (filme).

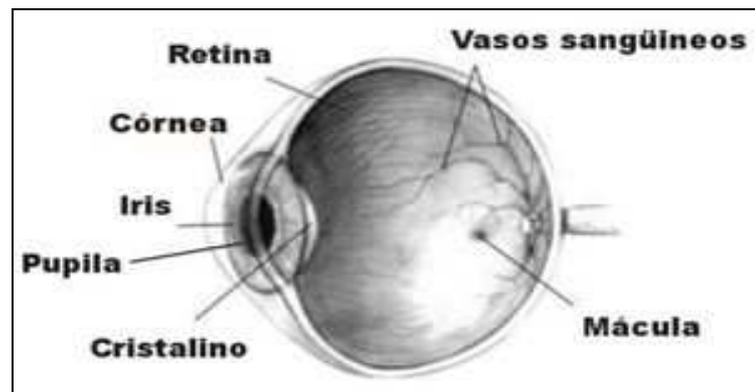


Figura 2.5 - Partes do globo ocular.
 Fonte: http://pt.wikipedia.org/wiki/olho_humano

Há três camadas ou túnicas que formam o globo ocular: a mais externa – a esclerótica – formada pela esclera e a córnea; uma camada média ou intermediária – a coróide; e a camada mais interna – a retina – onde se localizam as células responsáveis pela captação da luz, os cones e bastonetes. Em contato com a superfície externa, a conjuntiva reveste o globo ocular. A camada média exerce uma importante função a partir da coróide, que juntamente com o corpo ciliar e íris, formam a úvea; nesta camada se localiza a vascularização, além de ser a responsável pela importante função de isolamento do globo ocular, como numa câmara fotográfica, cujo interior é protegido da luz. Tal funcionalidade ocorre graças ao tecido conjuntivo que a compõe, rico em vasos e em melanócitos (células que produzem melanina) (GUYTON, 1989).

A forma do globo ocular é dada pelo corpo vítreo e esclera; a córnea, localizada na parte frontal do olho, é o elemento que mantém o contato com o mundo externo. Consiste de uma membrana firme e transparente, cuja principal função é refratar a luz. O seu formato abaulado age convergindo a luz, como uma lente de câmara fotográfica, o que a torna parte importante do sistema ótico, que compreende também o cristalino (GRAY, 1979).

O globo ocular divide-se em duas câmaras, anterior e posterior, separadas pela íris, que atua como um diafragma, permitindo uma maior ou menor passagem de luz para dentro do globo ocular. Atrás da córnea, a câmara frontal contém o humor aquoso, que é um líquido claro. A cor da íris determina a cor dos olhos. Quando dizemos que uma pessoa tem olhos azuis, queremos dizer que as íris são azuis. Os padrões e detalhes da íris humana não se repetem entre as pessoas, sendo tão únicos quanto às impressões digitais. No centro da íris, um pequeno orifício redondo – a pupila – controla a quantidade de luz que entra no olho Figura 2.6.

O diâmetro da pupila está entre 1.5 mm a 8 mm, com o menor diâmetro correspondendo à maior exposição ao brilho da luz. Atrás da íris está o cristalino, que consiste de muitas fibras transparentes encaixadas numa membrana elástica transparente (GRAY, 1979).

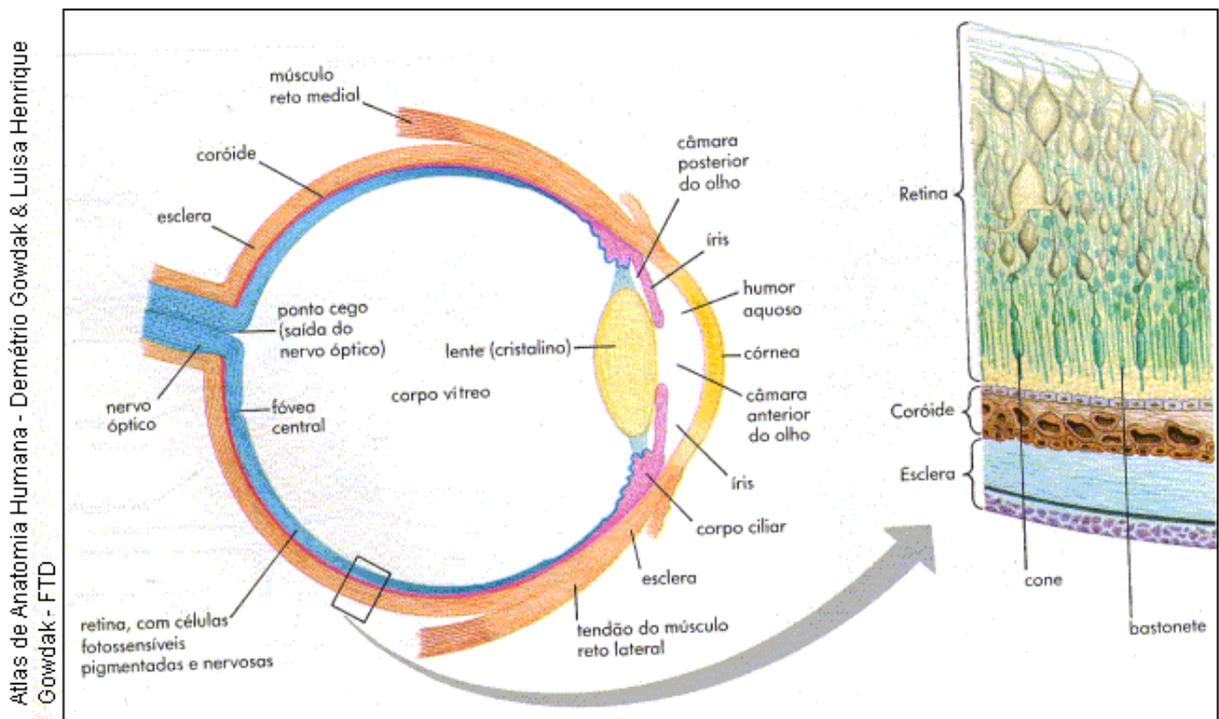


Figura 2.6 - Globo ocular humano e suas diversas estruturas.

Fonte: Atlas da Anatomia Humana – Gowdak, D, FTD

O cristalino é uma espécie de lente formada por fibras viscosas, proteínáceas, transparentes, como se fosse uma cebola, cuja parte mais antiga está no centro e cresce ao longo de toda a vida. Tem uma forma biconvexa, sendo o

maior responsável pela capacidade de foco do olho humano; não possui vascularização e é nutrido pelo humor vítreo, num processo de diálise devido à qualidade semipermeável da cápsula que o envolve (GUYTON, 1989); as outras partes do olho que auxiliam no foco são a curvatura da córnea, além dos líquidos do humor vítreo e humor aquoso, através dos quais a luz passa para incidir na retina. Quando está em estado de relaxamento, sem nenhuma tensão em sua cápsula, a lente assume a forma esférica.

2.1.2 Via Óptica

A partir da transformação do estímulo luminoso em impulso nervoso se inicia o processo de transmissão para o cérebro, sendo que os primeiros neurônios (neurônios I) envolvidos são os cones e bastonetes. A luz incide na retina de forma a atravessar as diversas camadas até alcançar a mais externa, onde estão os cones e bastonetes, sensibilizando-os. Após, o estímulo nervoso segue em direção ao cérebro.

A transmissão do estímulo segue às células bipolares (neurônios II) e, destas, às células ganglionares (neurônios III), que transmitem os sinais ao cérebro pelos axônios que formam as fibras do nervo ótico, sob a forma de potenciais de ação. Essas células, mesmo quando não estimuladas, transmitem continuamente impulsos nervosos ao cérebro numa frequência de 5 por segundo (GUYTON, 1989).

O sinal visual é superposto a esse nível básico de estimulação das células ganglionares. Ele pode ser excitatório, aumentando para mais de 5 por segundo, ou um sinal inibitório, com o número de impulsos nervosos para menos de 5 por segundo, muitas vezes até zero Figura 2.7.

(a)

Sentido da luz

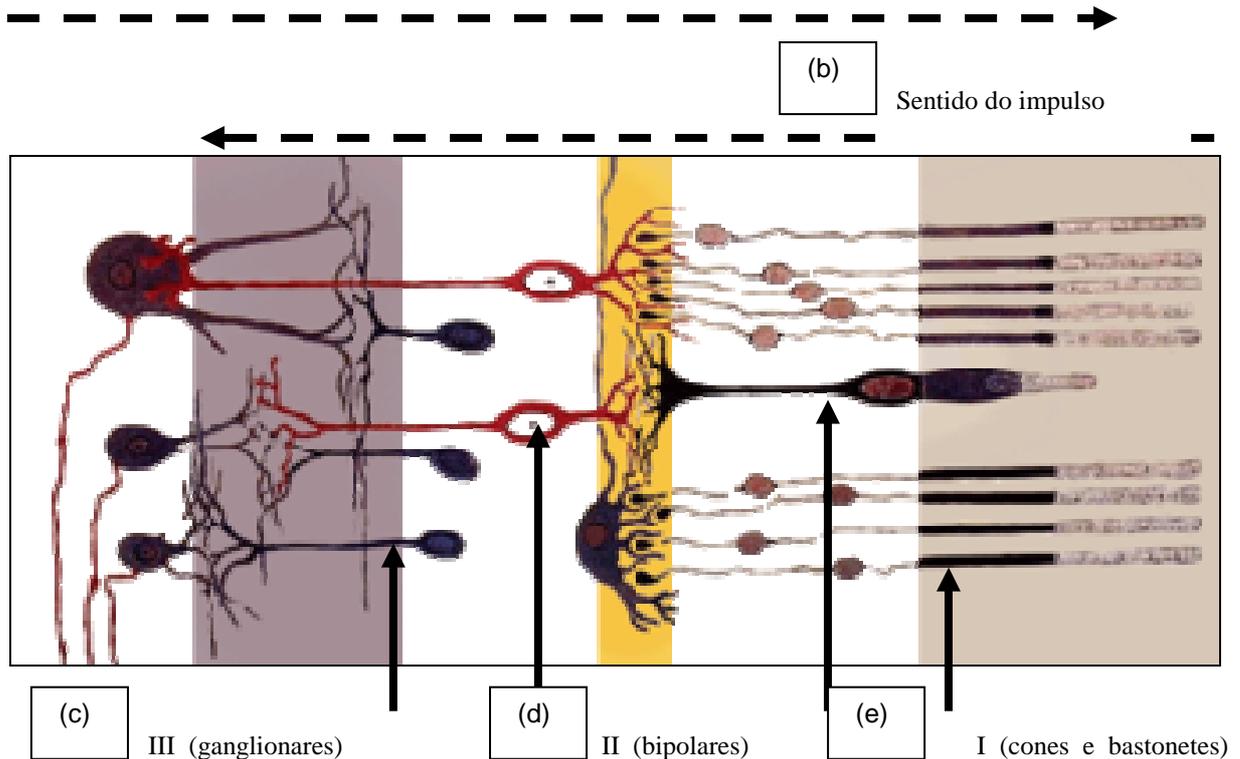


Figura 2.7 - Ilustração da retina: sentido da luz (a); sentido do impulso nervoso (b); neurônios III (c); neurônios II (d); neurônios I (e).

Fonte: www.adefib.org.br/links/Artigos/como_funciona_o_olho_humano.doc

Os nervos óticos dos dois lados convergem para formar o quiasma ótico, do qual se destacam, posteriormente, os dois tractos óticos, que terminam nos respectivos corpos geniculados laterais (GUYTON, 1989).

A fim de facilitar a compreensão da captação e transmissão do estímulo visual, faz-se necessário esclarecer algumas denominações como: retina nasal e retina temporal. A retina nasal corresponde à metade medial da retina que fica voltada para o nariz e a retina temporal à metade da retina de cada olho que está voltada para a região temporal (MACHADO, 1981).

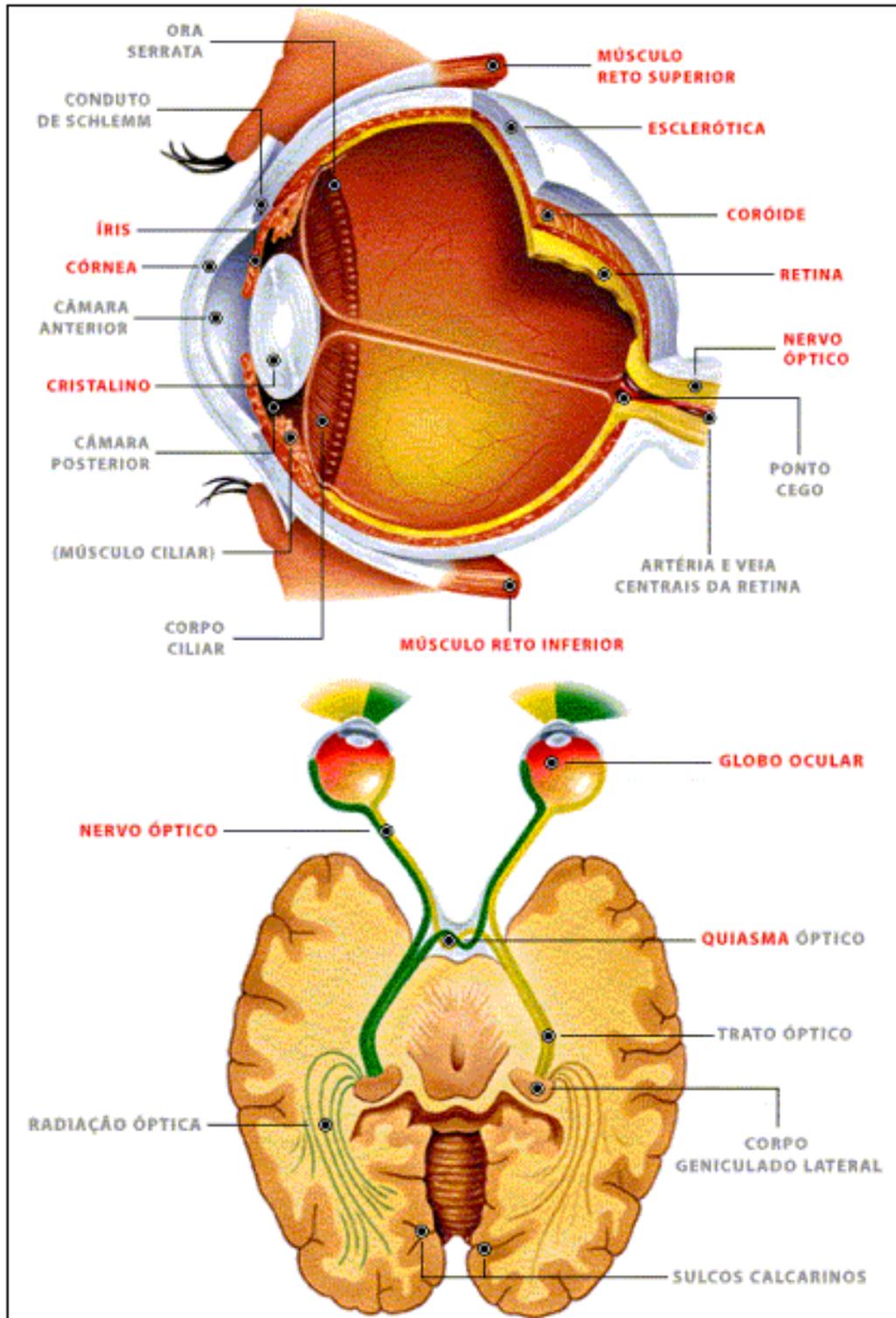
Denomina-se campo visual de um olho a porção do espaço que pode ser vista por esse olho estando ele fixo. No campo visual de cada olho, portanto, distingue-se, como na retina, uma porção lateral (campo temporal) e uma porção medial (campo nasal). É fácil verificar pelo trajeto dos raios luminosos que o campo nasal se projeta sobre a retina temporal e o campo temporal sobre a retina nasal. Contudo, convém lembrar que no homem e em muitos animais há superposição de parte dos campos visuais dos dois olhos, constituindo o chamado campo binocular.

No quiasma ótico, as fibras oriundas da retina nasal cruzam para o outro lado, enquanto as fibras da retina temporal seguem do mesmo lado, sem cruzamento (MACHADO, 1981).

Assim, cada trato ótico contém fibras temporais da retina de seu próprio lado e fibras nasais da retina do lado oposto. Como consequência, os impulsos nervosos originados em metades homônimas das retinas dos dois olhos serão conduzidos aos corpos geniculados e ao córtex deste mesmo lado. Tal peculiaridade do quiasma ótico é denominada decussação parcial - Figura 2.8 - (MACHADO, 1981).

Desta forma, também na via ótica, é válido o princípio de que o hemisfério cerebral de um lado relaciona-se com as atividades motoras e sensitivas do lado oposto. Conforme seu destino pode-se distinguir três tipos de fibras no tracto óptico: fibras retino-tectais (relacionadas com determinados reflexos dos olhos, por exemplo, o piscar); fibras retino-pré-tectais (relacionadas com os reflexos fotomotor direto e consensual); e fibras retino-geniculadas, que são as mais importantes, pois, somente elas se relacionam com a visão.

Os axônios do corpo geniculado lateral (neurônios IV) constituem a radiação óptica e terminam na área visual (área 17), situada nos lábios do sulco calcarino (MACHADO, 1981).



ENCICLOPÉDIA MULTIMÍDIA DO CORPO HUMANO - Planeta DeAgostini - Ed. Planeta do Brasil Ltda.

Figura 2.8 - Campos visuais, retina, quiasma, trato óptico e radiação óptica.
 Fonte: Enciclopédia Multimídia do Corpo Humano

2.1.3 Controle ocular

Quase tão importante quanto o sistema de interpretação das imagens é o sistema de controle cerebral que permite direcionar os olhos no sentido do objeto a ser visualizado, a fim de que haja a captura da imagem.

2.1.3.1 Controle Muscular dos Movimentos Oculares

Os movimentos são controlados por três pares separados de músculos (Figura 2.9): os músculos retos medial e lateral, os retos superior e inferior e os oblíquos superior e inferior. Os músculos retos medial e lateral são os responsáveis pela movimentação de um lado a outro, os retos superior e inferior pelos movimentos para cima e para baixo e os oblíquos superior e inferior pelos movimentos de rotação dos olhos, mantendo os campos visuais na posição correta (GUYTON, 1989).

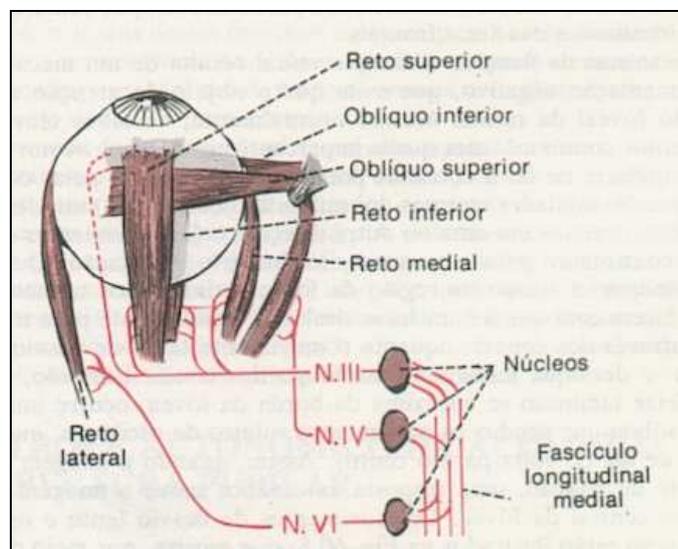


Figura 2.9 - Músculos oculares e inervação.

Fonte: GUYTON, A.C. Fisiologia Humana. 7ª ed., Rio de Janeiro, Ed. Interamericana, 1989. p.

577

Talvez os movimentos mais importantes dos olhos sejam os que permitem que se fixem numa parte específica do campo visual. Os movimentos de fixação são controlados por dois mecanismos neurais diferentes. O primeiro permite que uma pessoa movimente voluntariamente os olhos em busca do objeto sobre o qual

deseja fixar a visão – o mecanismo de fixação voluntária. O segundo é um mecanismo involuntário, que mantém os olhos firmes sobre o objeto, uma vez encontrado, denominado mecanismo de fixação involuntária Figura 2.10 (GUYTON, 1989).

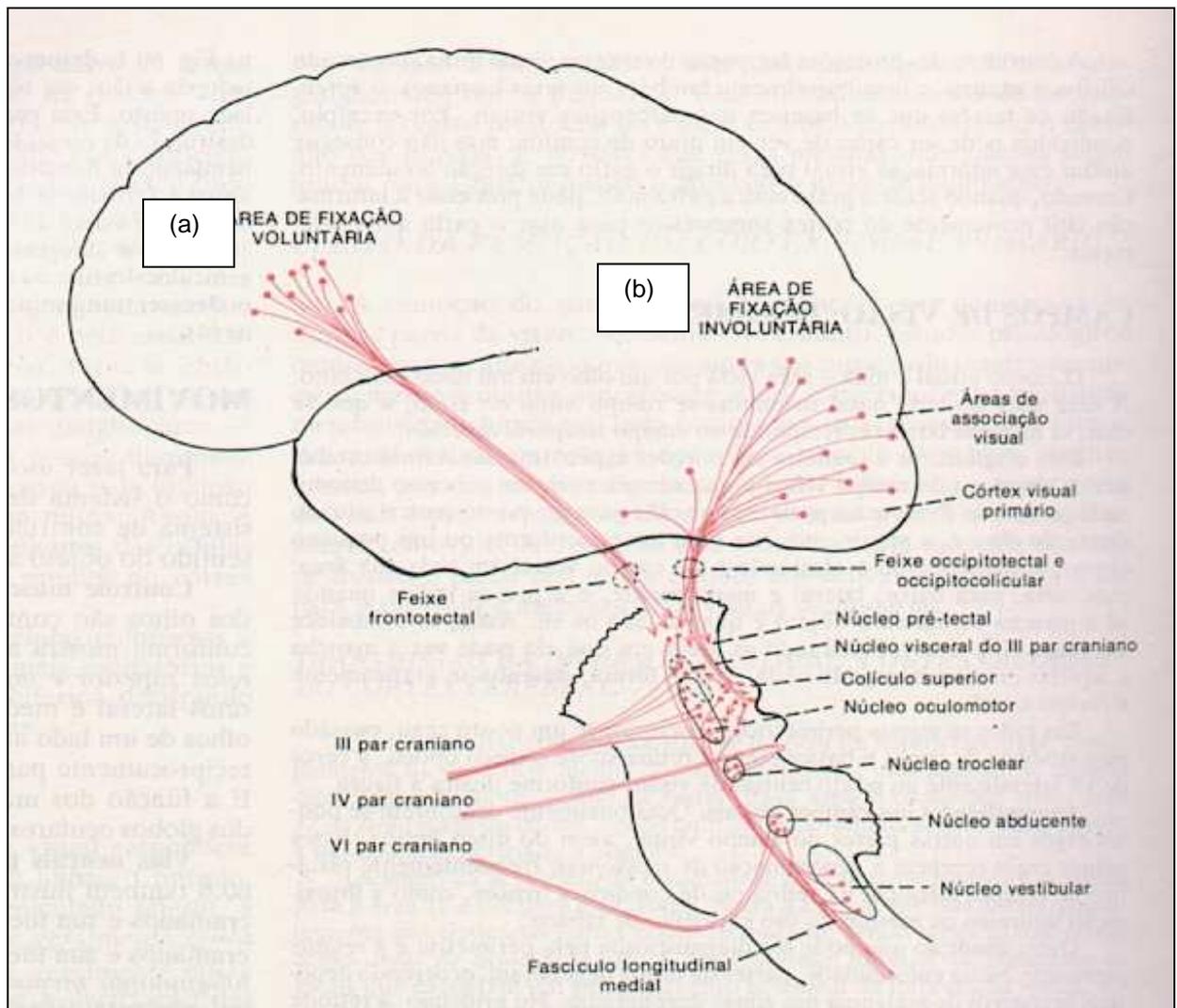


Figura 2.10 - Esquema demonstrando os mecanismos de fixação dos olhos: área de fixação voluntária (a); área de fixação involuntária (b).

Fonte: GUYTON, A.C. Fisiologia Humana. 7ª ed., Rio de Janeiro, Ed. Interamericana, 1989. p.

578

2.1.3.2 Controle Vestibular dos Movimentos Oculares

A estimulação do sistema vestibular causa movimentos dos olhos Figura 2.11. Os núcleos vestibulares estão conectados diretamente aos núcleos do tronco cerebral, que controlam os movimentos oculares, e sempre que a cabeça é acelerada numa direção vertical, longitudinal, lateral ou angular, produz-se de imediato um movimento compensatório dos olhos na direção oposta. Isso permite que os olhos se mantenham fixados sobre um objeto que desperta atenção, apesar dos movimentos rápidos do corpo ou da cabeça.



Figura 2.11 – Algumas indicações percebidas em relação ao movimento dos olhos. .
Fonte: adaptado do livro Guia do PNL, Alain Cayrol e Patrick Barrère Editora Record 1999

2.1.3.3 Percepção Visual

Muitos psicólogos cognitivos e filósofos de diversas escolas sustentam a tese de que, ao transitar pelo mundo, as pessoas criam um modelo mental de como o mundo funciona, ou seja, elas sentem o mundo real, mas o mapa sensorial que isso provoca na mente é provisório, da mesma forma que uma hipótese científica é provisória até ser comprovada ou refutada ou novas informações serem acrescentadas ao modelo.

À medida que se adquire novas informações, a percepção se altera. As ilusões de optica e alguns jogos, como o dos sete erros, se baseiam nesse fato. Algumas imagens ambíguas são exemplares ao permitir ver objetos diferentes de acordo com a interpretação que se faz. Há diversas teorias e abordagens a respeito da percepção visual humana. (SANTOS; SIMAS, 2001).

Em uma imagem “mutável”, não é o estímulo visual que muda, mas apenas a interpretação que se faz desse estímulo, conforme Figura 2.12 abaixo.

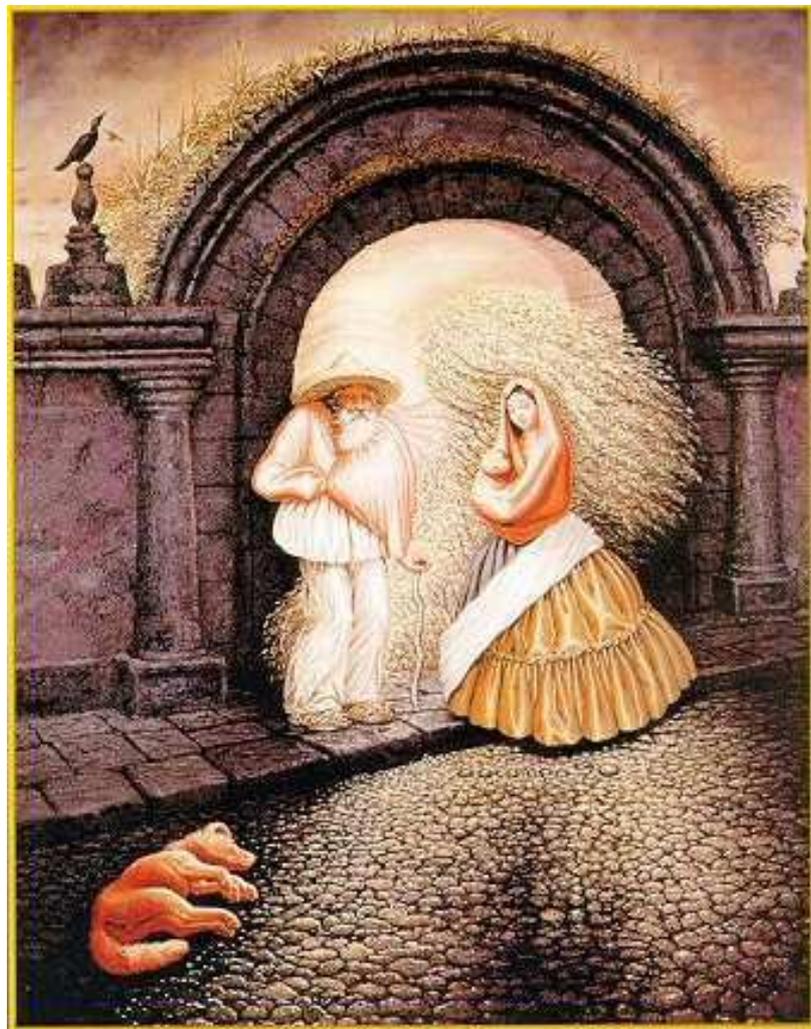


Figura 2.12 - Imagem “mutável”: apesar de o estímulo visual ser o mesmo, a percepção muda a cada momento, de acordo com cada indivíduo.

Fonte: http://pt.wikipedia.org/wiki/percepcao_visual

2.2. Sensibilidade ao Som e ao Movimento – Órgão Vestíbulo-Coclear

2.2.1 Orelha

A sensibilidade ao som e ao movimento depende de estruturas situadas na orelha, que se divide em externa, média e interna - Figura 2.13 (HUNGRIA, 2000).

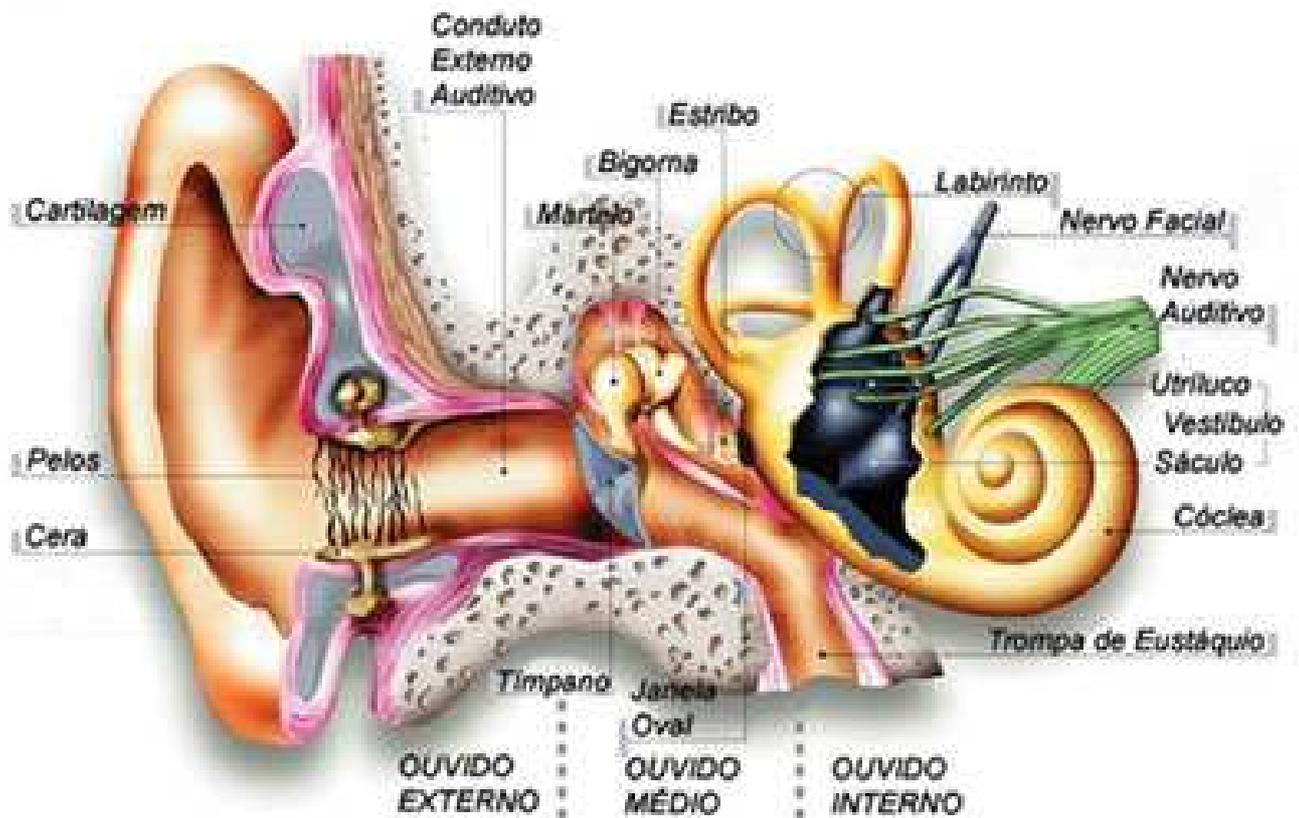


Figura 2.13 - Anatomia da orelha humana: orelha externa, orelha média e orelha interna.
Fonte: Atlas do Corpo Humano, vol 3, 2003

A maior parte da orelha fica no osso temporal, que se localiza na caixa craniana. Além da função de ouvir, o ouvido também é responsável pelo equilíbrio.

A habilidade de localização da fonte sonora atua como importante elemento para o sistema de orientação humano. Uma pessoa determina a direção da qual procede um som graças a dois mecanismos principais: pela diferença de tempo

entre a entrada do som numa e noutra orelha e pela diferença entre as intensidades de som em ambas as orelhas.

O primeiro mecanismo funciona melhor para frequências inferiores a 3.000 ciclos por segundo; o mecanismo de intensidade opera melhor para frequências mais altas, pois a cabeça atua como uma barreira para sons dessa frequência. O mecanismo baseado na diferença de tempo permite uma discriminação muito mais exata na direção do que o mecanismo da intensidade, pois o mecanismo do retardo não depende de fatores extrínsecos, mas apenas do intervalo exato de tempo entre os dois sinais acústicos.

Assim, se uma pessoa está olhando para o lugar de onde vem o som, este alcançará as duas orelhas ao mesmo tempo; se, no entanto, o lado direito estiver mais próximo à fonte sonora do que o esquerdo, os sinais sonoros serão percebidos primeiro pela orelha direita (MANGABEIRA ALBERNAZ, 2000).

Acredita-se que o mecanismo desse processo de reconhecimento de que direção vem o som origina-se nos núcleos olivares superiores, que divide-se em duas partes, o núcleo olivar superior medial e o núcleo olivar superior lateral. Este está relacionado à detecção da direção de onde está vindo o som pelo mecanismo da intensidade; o medial, relacionado à detecção o intervalo de tempo entre os sinais acústicos que chegam às duas cócleas (MANGABEIRA ALBERNAZ, 2000).

Assim, tanto a partir da intensidade quanto a partir do intervalo de tempo dos sinais sonoros, se estabelece um padrão de estimulação dos dendritos dos neurônios dos núcleos olivares. A transmissão do estímulo do órgão de Corti para o córtex cerebral é um mecanismo complexo e constitui a via auditiva (MACHADO, 1981).

Via auditiva

Os receptores da audição estão no órgão espiral de Corti situado na cóclea de cada orelha interna.

Os neurônios I se localizam no espiral situado na cóclea, sendo que são neurônios bipolares, cujos prolongamentos periféricos são pequenos e terminam em contato com os receptores no órgão de Corti.

Os prolongamentos centrais constituem a porção coclear do nervo vestibulococlear e terminam na ponte, estabelecendo sinapse com os neurônios II. Estes estão situados nos núcleos cocleares dorsal e ventral, cujos axônios cruzam para o lado oposto constituindo o corpo trapezóide, contornam o núcleo olivar superior e inflectem cranialmente, para formar o lemnisco lateral do lado oposto. As fibras do lemnisco lateral terminam fazendo sinapse com os neurônios III.

A maioria dos neurônios III está localizada no colículo inferior e dirige-se ao corpo geniculado medial, onde estão localizados os neurônios IV. Estes, a partir de seus axônios, a radiação auditiva, que, passando pela cápsula interna, chega à área auditiva do córtex (área 41 de Brodmann), no giro temporal-transverso anterior Figura 2.14 (MACHADO, 1981).

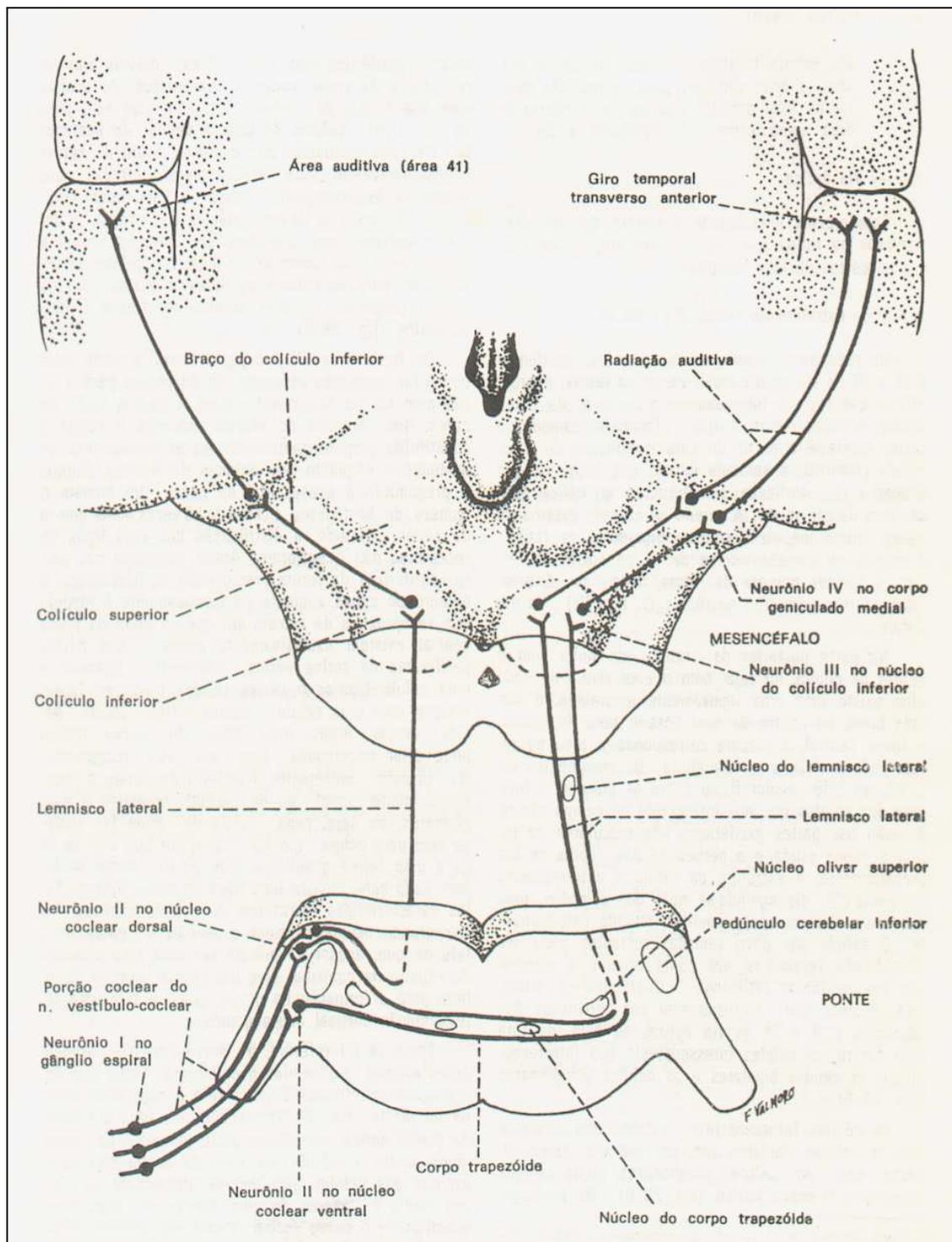


Figura 2.14 - Via Auditiva.

Fonte: MACHADO, A. Neuroanatomia Funcional. 1ª ed., Rio de Janeiro, Ed. Atheneu, 1981.

p. 245

Apesar de bastante complexa a via auditiva mantém uma organização tonotópica – impulsos nervosos relacionados com tons de determinadas frequências

seguem caminhos específicos ao longo de toda a via – projetando-se em partes específicas da área 41 de Broadmann.

A via auditiva apresenta duas peculiaridades: (a) possui um grande número de fibras homolaterais de forma que o córtex cerebral recebe impulsos auditivos originados na cóclea do seu próprio lado; (b) possui um grande número de núcleos reles, o que faz com que haja, ao longo da via, quatro ou mais neurônios, enquanto nas demais vias o número é geralmente três. Assim, a audição pode ser resumida como vibrações mecânicas que se transformam em ondas de pressão hidráulica que se propagam pela endolinfa e movem as células ciliares do órgão de Corti, gerando um potencial de ação que é transmitido aos centros auditivos do tronco encefálico e do córtex cerebral (MACHADO, 1981).

2.2.2 Labirinto Posterior – Sistema Vestibular

O labirinto posterior ou aparelho vestibular é o órgão sensorial que detecta as sensações relacionadas com a posição da cabeça no espaço, isto é, determina se ela está ereta com relação à força gravitacional da Terra, se está jogada para trás, se está voltada para baixo, ou em outra posição, o que dá o equilíbrio. Este sistema detecta também as mudanças bruscas de movimento - Figura 2.15, a partir da detecção de aceleração, que pode ser de dois tipos: linear ou angular.

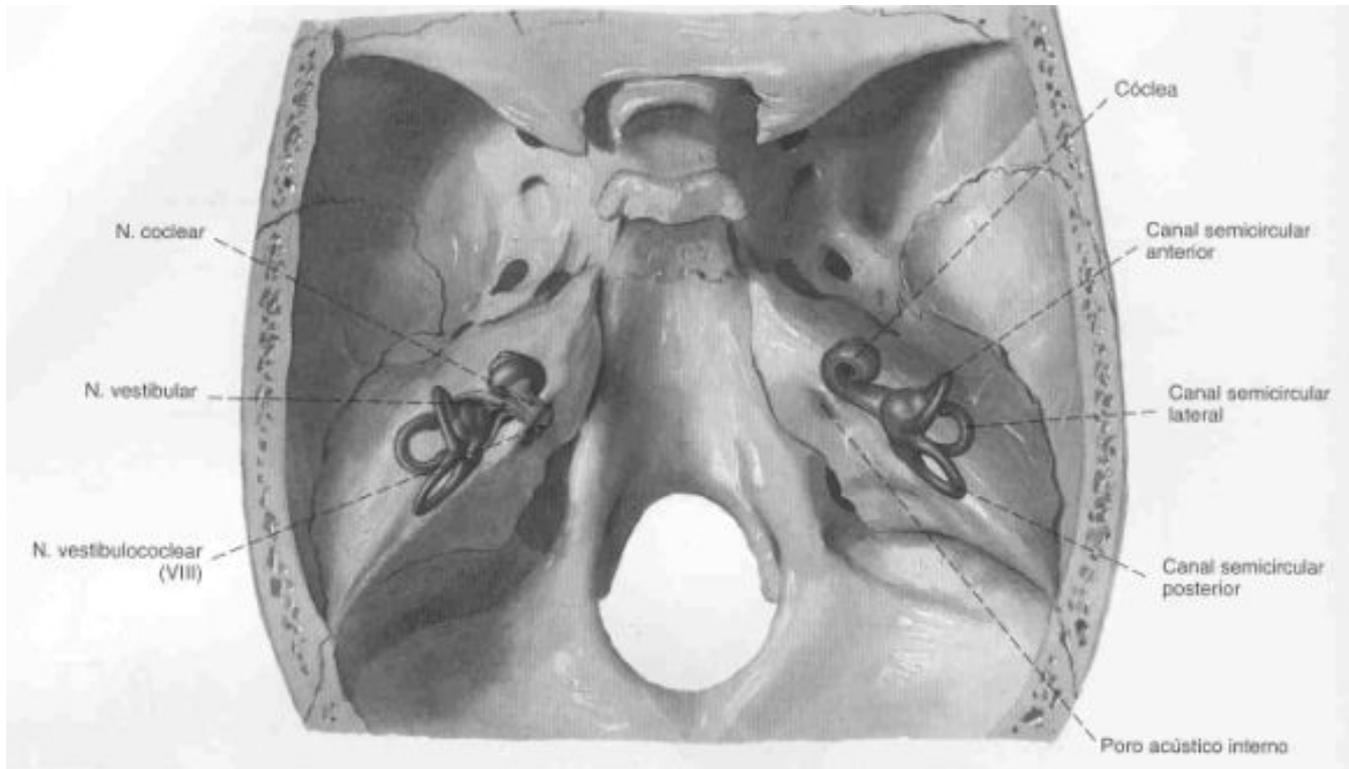


Figura 2.15 - Topografia do Labirinto Posterior – Sistema Vestibular
 Fonte: SOBOTTA/BECHER. Atlas de Anatomia Humana, 1993 p.376.

O sistema vestibular é composto por um labirinto ósseo contendo um labirinto membranoso, constituindo a parte funcional do aparelho. O labirinto ósseo consiste de osso duro, mais denso que as paredes circunvizinhas da porção petrosa do osso temporal. Há um revestimento, o periósteo, que contém um líquido claro, a perilinfa. A parte membranosa, que contém um líquido denominado endolinfa, é composta pelos canais semicirculares e por duas câmaras conhecidas como utrículo e sáculo - Figura 2.16.

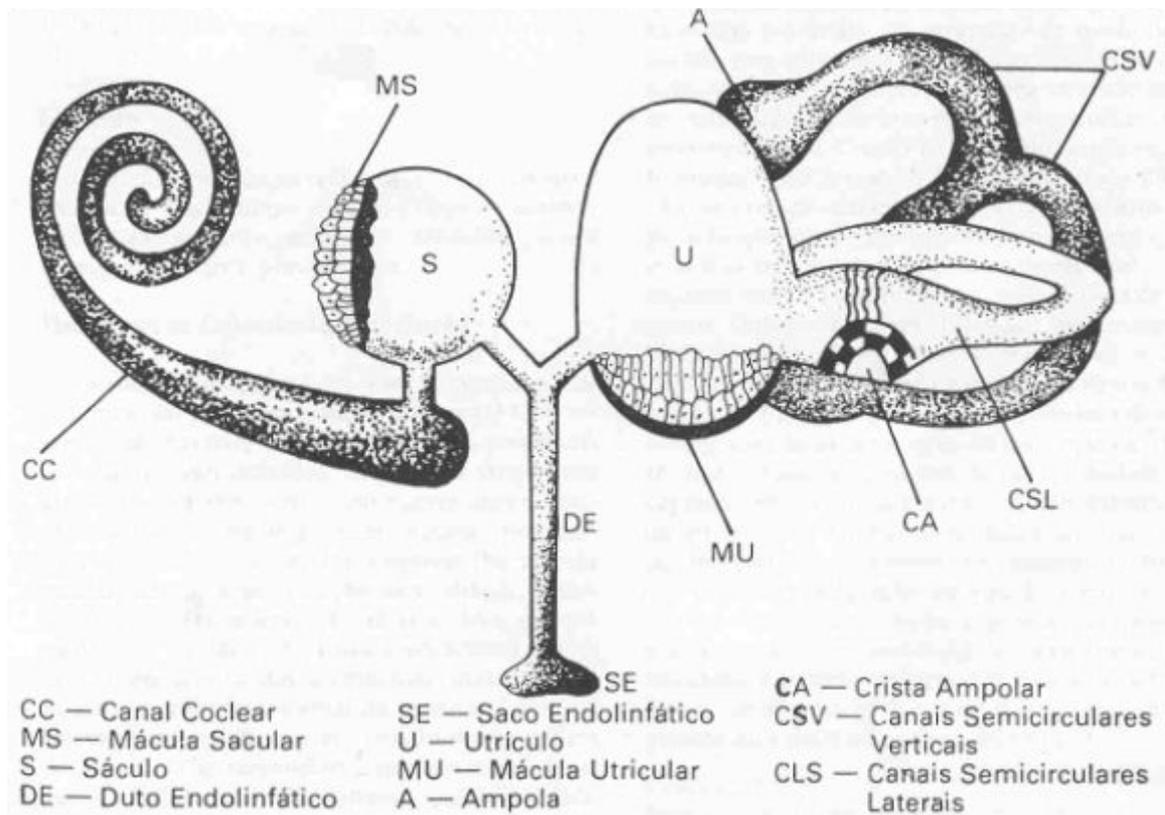


Figura 2.16 - Labirinto Posterior – Sistema Vestibular.
 Fonte: Tavares, Furtado, Santos. Fisiologia Humana, 1984, p.111

Anatomia e Fisiologia do Sistema Vestibular

Há uma estrutura para detectar a orientação da cabeça em relação à gravidade – a mácula – órgão sensorial do utrículo e do sáculo que exerce essa função. Localizada na superfície interna de cada utrículo e sáculo, a mácula possui pouco mais de 2 mm de diâmetro. No utrículo, situa-se no plano horizontal e tem papel importante na orientação normal da cabeça relativa à direção da força gravitacional ou aceleratória linear. A mácula do sáculo situa-se no plano vertical, exercendo importante função para detectar movimentos quando a cabeça não está numa posição vertical. Cada mácula é coberta por camada gelatinosa na qual estão incrustados muitos pequenos cristais de carbonato de cálcio, denominados otólitos. Também há na mácula milhares de células ciliadas, que projetam cílios até a camada gelatinosa. As bases e lados das células ciliadas fazem sinapse com axônios sensoriais do nervo vestibular - Figura 2.17 (OLIVEIRA, 1994).

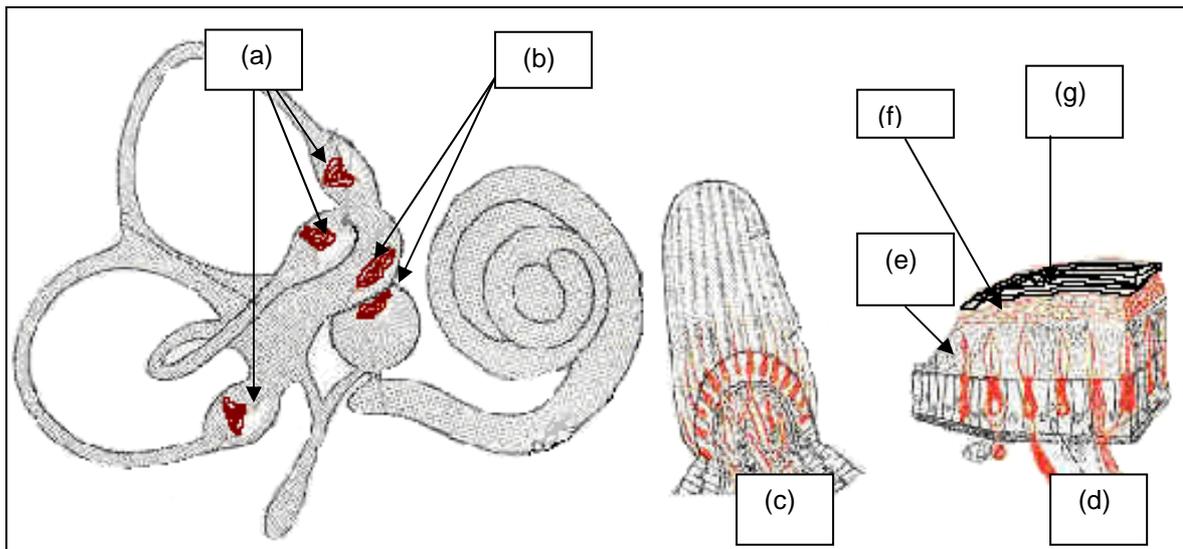


Figura 2.17 - Anatomia do aparelho vestibular com seus diversos componentes funcionais: cristas ampulares (a); máculas (b); vista aumentada da crista ampular (c); vista aumentada da mácula (d); tufos ciliares (e); camada gelatinosa (f); cristais de carbonato de cálcio – otólitos (g).

Fonte: GUYTON, A.C. Fisiologia Humana. 7ª ed., Rio de Janeiro, Ed. Interamericana (1989. p. 495)

Mesmo em condições de repouso, muitas fibras nervosas que saem das células ciliadas transmitem uma série contínua de impulsos nervosos, em média cerca de 200 por segundo. A inclinação dos cílios de uma célula ciliada para um lado faz com que o tráfego de impulsos em suas fibras nervosas aumente acentuadamente; a inclinação dos cílios para o lado oposto reduz o tráfego de impulsos nervosos, muitas vezes fazendo cessá-lo por completo. Por isso, quando a inclinação da cabeça se altera e o peso dos otólitos (três vezes maior que o dos tecidos circundantes) força a inclinação dos cílios, sinais apropriados são transmitidos ao cérebro para controlar o equilíbrio (OLIVEIRA, 1994).

Em cada mácula, as diferentes células ciliadas se orientam em direções diferentes, de modo que algumas delas são estimuladas quando a cabeça se inclina para frente, algumas outras quando ela se inclina para trás, outras quando ela se inclina para um lado e assim por diante. Devido a isso, ocorre um padrão diferente de excitação na mácula para cada posição da cabeça. É esse padrão que informa ao cérebro a respeito da orientação da cabeça (OLIVEIRA, 1994).

Os três canais semicirculares em cada aparelho vestibular, conhecidos, respectivamente, como os canais semicirculares anterior, posterior e horizontal, são dispostos em ângulo reto entre si, de modo que representam todos os três planos no espaço. Quando a cabeça está inclinada para frente por cerca de 30°, os dois canais

semicirculares horizontais estão em localização aproximadamente horizontal no que diz respeito à superfície da Terra. Os canais anteriores estão, então, localizados em planos verticais que se projetam para frente e 45° para fora, e os canais semicirculares posteriores também estão em planos verticais, mas projetam-se para trás e 45° para fora. Cada canal tem uma dilatação em uma de suas extremidades, denominada ampola, e os canais estão repletos de um líquido denominado endolinfa. Há uma pequena crista em cada ampola denominada crista ampular, e, na porção superior da crista, há uma substância gelatinosa semelhante àquela do utrículo, que é conhecida como cúpula. No interior da cúpula projetam-se os cílios das células ciliadas localizadas ao longo da crista ampular, e estas células, por sua vez, estão conectadas às fibras nervosas sensoriais que se destinam ao nervo vestibular (GUYTON, 1989).

A inclinação da cúpula para um lado, determinada pelo fluxo de líquido nos canais, estimula as células ciliadas, enquanto a inclinação oposta as inibe. A célula ciliada na mácula ou numa cúpula tem em média cerca de 50 pequenos cílios, os estereocílios, além de um cílio muito grande, chamado de cinocílio - Figura 2.18. Este está localizado em um dos lados da célula ciliada, sempre do mesmo lado da célula relativamente à sua orientação na crista ampular. Quando os estereocílios estão inclinados para o lado do cinocílio há estimulação (despolarização); ao contrário, quando inclinados para o lado oposto ao cinocílio, há inibição (hiperpolarização) (GUYTON, 1989).

Ao se voltar subitamente a cabeça em qualquer direção, o líquido presente nos canais semicirculares se desloca para trás num canal e para frente no homólogo do outro lado, em consequência de sua inércia. Com o movimento do fluido dos canais semicirculares ocorre um fluxo contra a crista ampular, cujos cílios se deslocam de um lado para o outro, dando a ele a sensação de giro da cabeça. O sentido do movimento se dá por um aumento ou diminuição da frequência da descarga das fibras do nervo vestibular. Se as fibras vestibulares aferentes de um lado são ativadas, as fibras homólogas situadas do outro lado são inibidas, o que dá a noção exata do sentido da rotação. (OLIVEIRA, 1994).

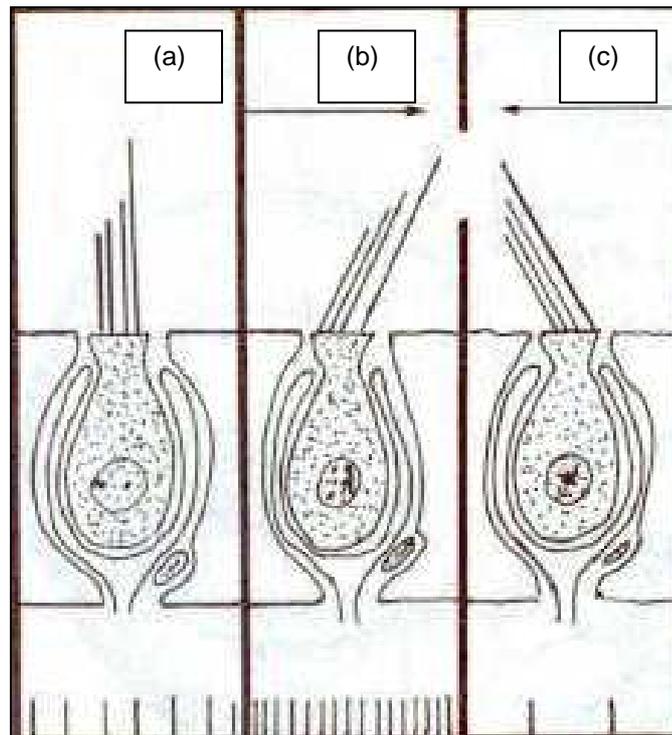


Figura 2.18 - Célula ciliar vista em detalhe: repouso (a); excitação (b); inibição (c).
 Fonte: <http://www.forl.org.br>

Conexões Nervosas do Sistema Vestibular com o SNC

A maioria das fibras do nervo vestibular termina nos núcleos vestibulares, que estão localizados na junção do bulbo com a ponte, mas algumas fibras passam para os núcleos fastigiais, úvula, e lobos floclunodulares do cerebelo sem realizar sinapse. As fibras que terminam nos núcleos vestibulares fazem sinapse com um neurônio de segunda ordem que também envia fibras para estas áreas do cerebelo, bem como para o córtex de outras porções do cerebelo, para o feixe vestibuloespinal, para o fascículo longitudinal medial e para as outras áreas do tronco cerebral, em particular, a formação reticular (MACHADO, 1981).

Há que se observar, portanto, a íntima associação entre o aparelho vestibular, os núcleos vestibulares e o cerebelo - Figura 2.19.

A via primária para os reflexos de equilíbrio começa nos nervos vestibulares e passam a seguir para ambos os núcleos vestibulares e o cerebelo. Então, após o tráfego de impulsos entre essas duas vias, os sinais são enviados aos núcleos vestibulares do tronco cerebral, assim como inferiormente para a medula espinal

através dos feixes vestibuloespinal e reticuloespinal. Por outro lado, os sinais para a medula controlam a atuação recíproca entre a facilitação e inibição dos músculos extensores, controlando, assim, automaticamente, o equilíbrio.

Os núcleos vestibulares de cada lado do tronco cerebral são divididos em quatro subdivisões distintas:

a) Núcleo vestibular superior e núcleo vestibular medial: recebem sinais principalmente dos canais semicirculares e enviam, por sua vez, grande número de sinais nervosos ao fascículo longitudinal medial para ocasionar movimentos corretivos dos olhos, bem como sinais ao feixe vestibuloespinal medial para ocasionar movimentos apropriados da cabeça e do pescoço;

b) Núcleo vestibular lateral: recebe sua inervação primariamente do utrículo e, possivelmente, do sáculo; transmite, por sua vez, sinais eferentes para a medula espinal pelo feixe vestibuloespinal lateral, para controlar os movimentos corporais;

c) Núcleo vestibular inferior: recebe sinais tanto dos canais semicirculares como do utrículo e envia tanto ao cerebelo como à formação reticular do tronco cerebral.

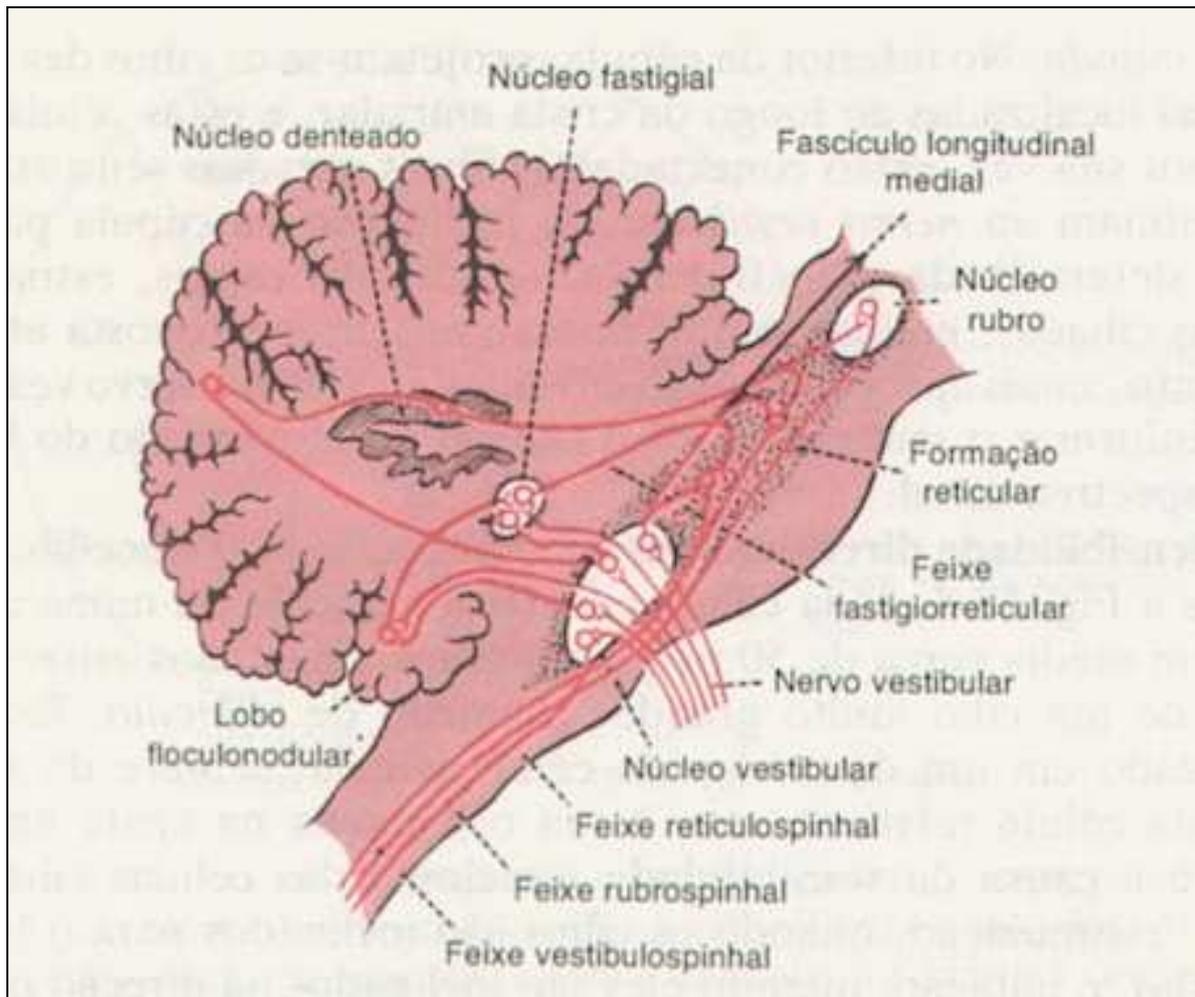


Figura 2.19 - Cerebelo e conexões integradas com a formação reticular.

Fonte: GUYTON, A.C. Fisiologia Humana. 7ª ed., Rio de Janeiro, Ed. Interamericana, 1989. p.

496

De posse de todas essas informações, a formação reticular (da porção inferior do tronco cerebral) pode corrigir qualquer tendência de desequilíbrio, antes mesmo que ocorra. Isso é particularmente importante quando se muda rapidamente a direção de um movimento - Figura 2.20 (GUYTON, 1989). Os sinais transmitidos para cima, no tronco cerebral, oriundos dos núcleos vestibulares e do cerebelo, via fascículo longitudinal medial, determinam movimentos corretivos dos olhos cada vez que a cabeça gira, de forma que os olhos podem permanecer fixos num objeto visual específico (MACHADO, 1981).

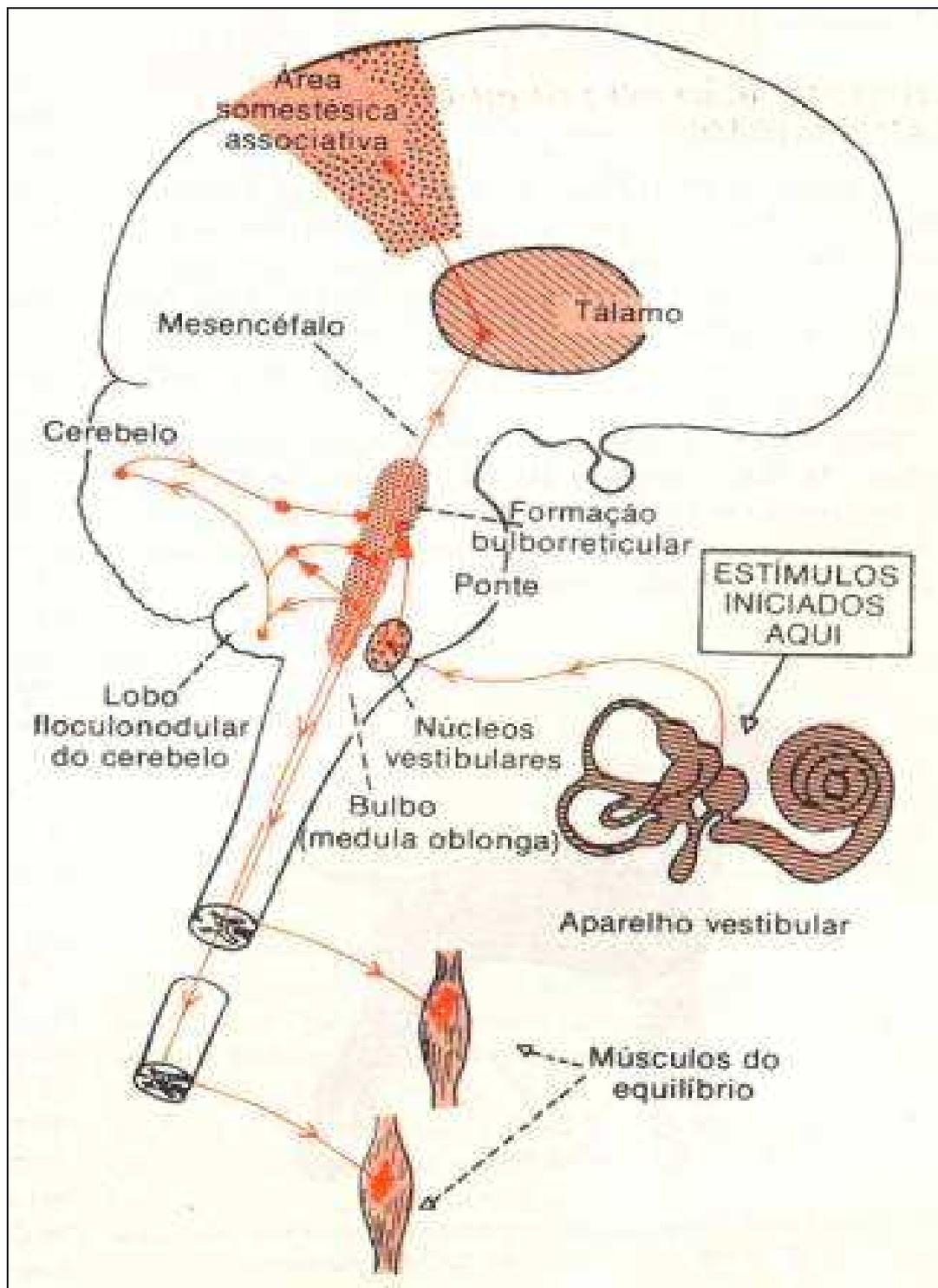


Figura 2.20 - Integração das informações relativas aos movimentos.

Fonte: GUYTON, A.C. Fisiologia Humana. 7ª ed., Rio de Janeiro, Ed. Interamericana, 1989. p.

498

2.3 Sistema Proprioceptivo

Segundo Sherrington, do ponto de vista fisiológico, os receptores que compõem o sistema proprioceptivo são de três tipos: exteroceptores (localizam-se na pele, superfície externa do corpo), proprioceptores (localizam-se profundamente nos músculos, tendões, fáscias, ligamentos e cápsulas articulares) e interoceptores (também denominados viscerosceptores, localizam-se nas vísceras e nos vasos, dando origem às diversas sensações viscerais como a fome, sede, dor visceral), que fornecem informações a respeito do teor de oxigênio, pressão osmótica do sangue, pressão arterial, dentre outras informações não-somáticas .

Os impulsos nervosos oriundos dos proprioceptores podem conscientes ou inconscientes, sendo que os primeiros atingem o córtex cerebral, permitindo a percepção de posição do corpo e de suas partes, bem como a atividade muscular e do movimento das articulações. São, pois, responsáveis pelos sentidos de posição e de movimento (cinestesia). Já os impulsos proprioceptivos inconscientes não despertam qualquer sensação, sendo utilizados pelo organismo para a regulação reflexa da atividade muscular através do reflexo miotático, ou da atividade do cerebelo (MACHADO, 1981).

Usualmente a propriocepção é abordada por alguns autores como “não vestibular” em comparação aos estímulos proprioceptivos vestibulares, que correspondem ao sistema vestibular propriamente dito. Diferente deste, o sistema proprioceptivo tem origem nas estruturas fusiformes localizadas nos músculos, nos tendões, nos receptores das articulações, na pele e nas vísceras (GILLINGHAM; PREVIC, 1996).

As estruturas localizadas na musculatura esquelética, nos tendões e nas articulações constituem os proprioceptores e dividem-se, respectivamente, em:

- a) Fusos musculares;
- b) Órgãos tendíneos de Golgi;
- c) Terminações livres, Corpúsculos lamelares de Pacini e Terminações de Rufini.

Na pele, são chamadas de exteroceptores, que se dividem em:

- a) mecanorreceptores: respondem ao toque e à pressão;
- b) termorreceptores: respondem ao calor e ao frio;

- c) nociceptores: respondem aos estímulos nocivos de origem mecânica e/ou térmica, originando a sensação de dor.

A Figuras 2.21a e 2.21b esquematizam, como o sistema nervoso sensorial está organizado, e salientamos a inserção do sistema proprioceptivo.

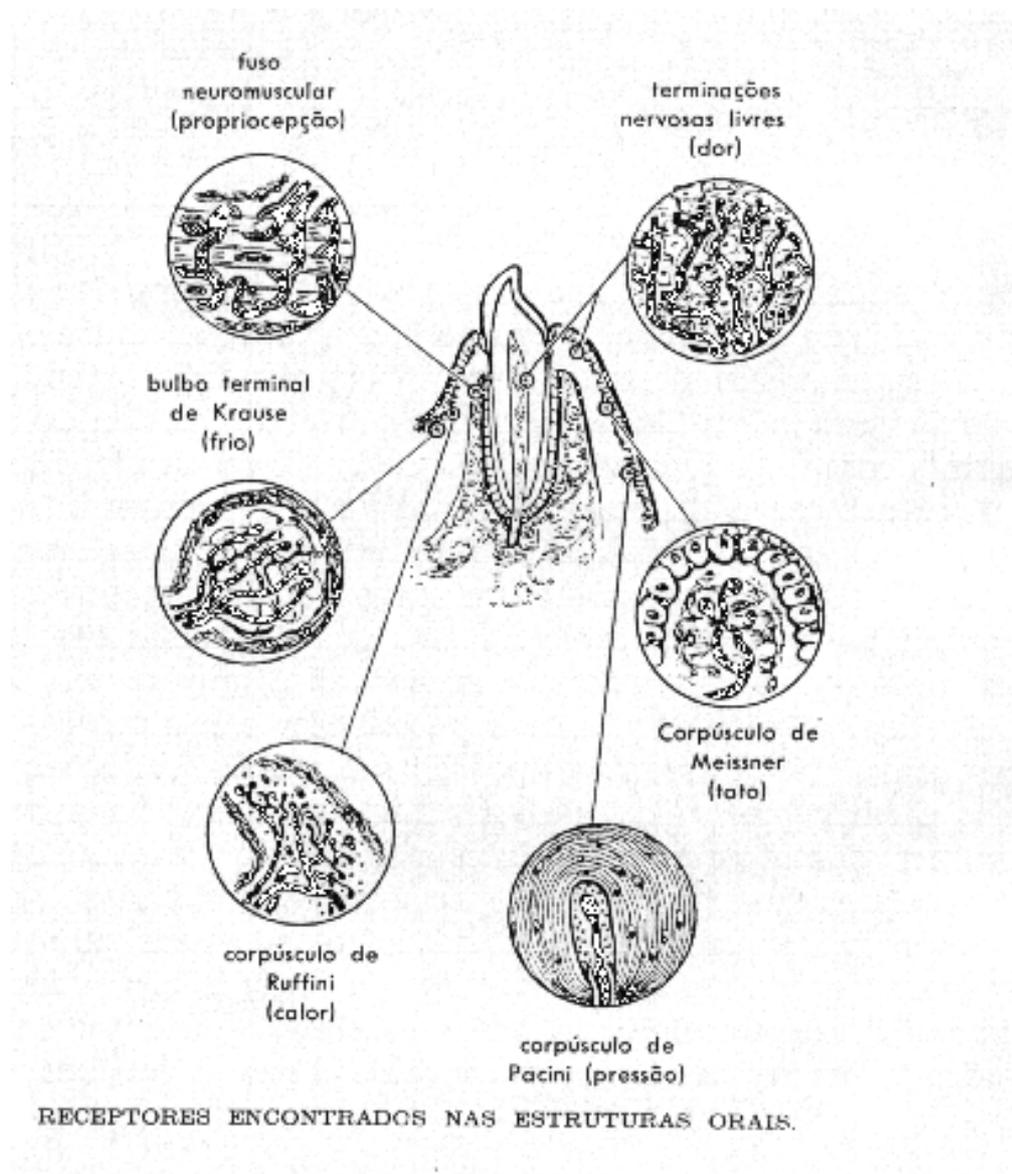


Figura 2.21a – Receptores que compõem o sistema proprioceptivo.
Fonte: Fisiologia 2007 – Material didático, UNESP - Botucatu

Categoria de sensibilidade	Origem do estímulo	Organiz. geral	Sensibilidade mediada	Receptores periféricos
SOMÁTICAS	exteroceptivas	gerais	calor e frio	(terminações livres)
			dor	(terminações livres)
			tato-pressão	(corpúsculos de Meissner; corpúsculos de Paccini; corpúsculos de Ruffini; Discos de Merkel; folículos pilosos)
	proprioceptivas	especiais	visão	(retina)
			audição	(órgão de Corti)
			equilíbrio	(cristas ampulares e máculas utricular e sacular)
VISCERAIS	interoceptivas	gerais	olfação	(epitélio olfativo)
			gustação	(botões gustativos)
			propriocepção (cinestesia)	(fusos musculares; órgãos tendinosos de Golgi receptores das cápsulas articulares)
			sentido visceral	(pressorreceptores; osmorreceptores; quimiorreceptores, etc)

Figura 2.21b – Tabela resumo do sistema nervoso sensorial, com a inserção do sistema proprioceptivo.

Fonte: Fisiologia 2007 – Material didático, UNESP - Botucatu

Para finalizar a revisão teórica, sintetizamos através da tabela 2.1, os tópicos vistos anteriormente, ou seja:

Modalidade Sensorial	Estímulo	Tipo de receptor	Célula Receptora/ Estrutura
VISÃO	Luz	Fotorreceptor	Cones e bastonetes
AUDIÇÃO	Ondas de pressão sonora	Mecanorreceptor	Células ciliadas da Cóclea
EQUILÍBRIO	Movimento da cabeça	Mecanorreceptor	Células ciliadas dos Canais Semicirculares, utrículo e sáculo
TATO	Pressão	Mecanorreceptor	Corpúsculos de Pacini, Corpúsculos de Merkel, etc.
TEMPERATURA	Quantidade de calor	Termorreceptor	Terminações livres dos neurônios aferentes
DOR	Estímulos intensos e substâncias químicas	Nociceptor	Terminações livres dos neurônios aferentes
PALADAR	Subst. Químicas	Quimiorreceptor	Células dos Botões gustativos
OLFATO	Subst. Químicas voláteis	Quimiorreceptor	Células ciliadas do epitélio olfativo

Tabela 2.1 – Quadro resumo dos estímulos sensoriais

2.4 Protótipo do Estabilômetro – Premissas teóricas

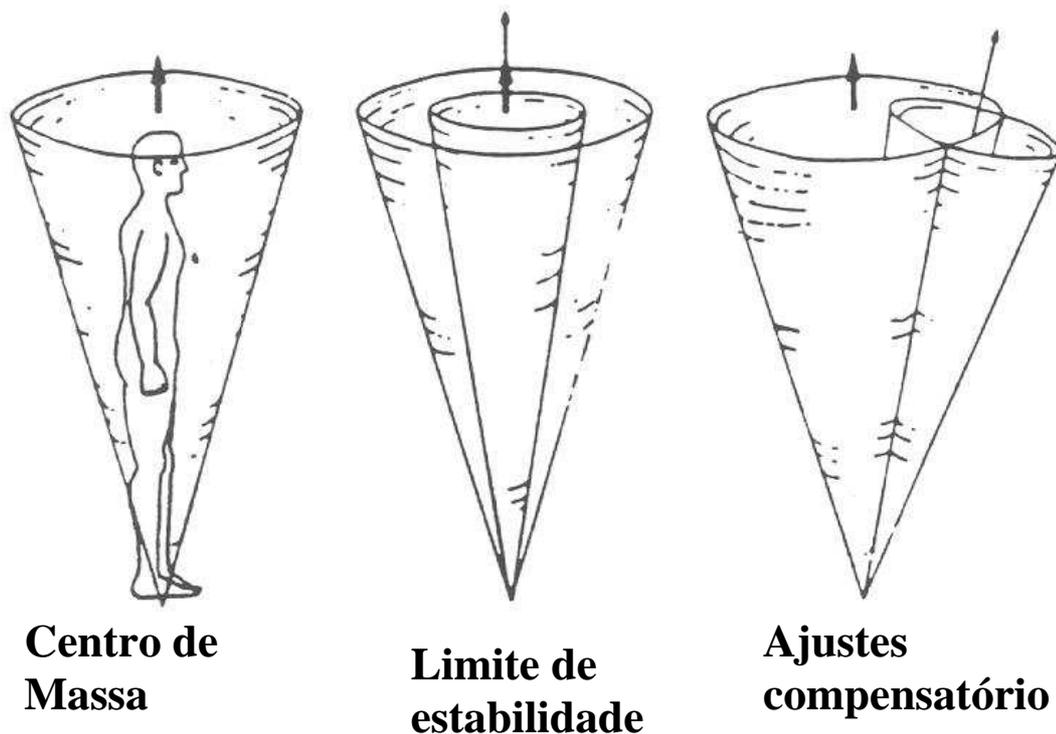
Primeiramente, para entendimento e embasamento teóricos, definiremos o que é o Estabilômetro e Estabilometria.

Após, faremos uma revisão teórica dos conceitos, principalmente na fundamentação teórica dos componentes e sistemas eletrônicos envolvidos na construção do Estabilômetro.

2.4.1 Estabilômetro - Definições

A oscilação do corpo durante a postura ereta é usualmente investigada utilizando-se uma plataforma de força, um instrumento de medida sobre o qual os sujeitos permanecem em pé durante os experimentos. A variável mais comum para analisar esta oscilação é a posição do centro de pressão (COP), o ponto de aplicação da resultante das forças agindo na superfície de suporte. O deslocamento do COP representa um somatório das ações do sistema de controle postural e da força de gravidade. Devido à oscilação do corpo e às forças inerciais, a posição do COP é diferente da projeção do COG sobre a superfície de suporte; o COG indica a posição global do corpo.

A Figura 2.22 esquematiza as diversas componentes atuantes no processo:



**Centro de
Massa**

**Limite de
estabilidade**

**Ajustes
compensatório**

Figura 2.22 – Componentes para analisar as oscilações do corpo humano.
Fonte: NASHNER (1989)

Para medição, detecção e regulação do equilíbrio, necessita-se a construção de um Estabilômetro. O Estabilômetro faz parte de um sistema que adquire informações sobre as posições relativas dos segmentos do corpo e da magnitude das forças que atuam sobre o mesmo.

A estabilometria (do latim *stabilitate*, estável, seguro, e do grego *metrein*, metria, medida) é um método de avaliação do equilíbrio dinâmico ou postural humano. Segundo Terekhov (1976), a estabilometria (ou posturografia) consiste em transformar as oscilações mecânicas do homem (decorrentes do deslocamento do centro de gravidade corporal) em sinais elétricos, que podem ser amplificados, gravados e analisados.

Este método se apresenta de duas formas: estabilometria estática e a estabilometria dinâmica.

De acordo com (Era e colaboradores, 1996), os exames de posturografia dinâmica caracterizam-se por perturbações posturais aplicadas, isto é, estímulos mecânicos impostos à base de sustentação do indivíduo que realiza o teste. (Dvir e Trousil, 1982) afirmam que, até a década de 1980, dentre os estudos sobre estabilidade humana, o aspecto do equilíbrio dinâmico foi menos estudado pela

comunidade científica dada a complexidade do fenômeno, tanto do ponto de vista mecânico como neurológico.

Atualmente, os estudos que abordam a estabilometria dinâmica, utilizam-na como forma de treinamento das habilidades motoras e de controle motor, ficando o emprego da plataforma de força ideal para quantificar o equilíbrio dinâmico postural. Uma meta-análise realizada por (Porto, 2003) na produção do *Journal of Biomechanics* entre os anos de 2000 e 2001 investigou as estratégias de investigação em Biomecânica no que diz respeito ao estudo do equilíbrio corporal. Os resultados demonstraram que a plataforma de força foi o segundo instrumento mais utilizado pelos pesquisadores, ficando atrás, somente, de desenvolvimento de modelos matemáticos.

O modelo de locomoção e o senso de equilíbrio podem ser avaliados também, de acordo com (Han, Paik e Im, 1999), usando-se o deslocamento do centro de pressão durante a fase de apoio. Geralmente, são utilizadas plataformas de força para mensurar essas alterações. No entanto, além deste recurso, pode-se utilizar a baropodometria.

A análise baropodométrica permite avaliar e mensurar a distribuição da pressão plantar, tanto em situações estáticas quanto dinâmicas, bem como a realização da estabilometria. (Bankoff et al, 1992) relatam que o equilíbrio na postura corporal tem sido pouco estudado por falta de mecanismos de avaliação.

2.5 Protótipo de Estabilômetro – Revisão Teórica

Para atingir os objetivos propostos, cabe fazer uma descrição teórica do sistema, com seus diversos componentes e parâmetros desenvolvidos. No item de especificações do aparelho, justifica-se cada escolha específica dos mesmos.

2.5.1 Aquisição do sinal do acelerômetro

O sinal captado pelo acelerômetro é um sinal analógico (um sinal contínuo no tempo) que então deve ser convertido em um sinal digital (um sinal discreto, que é definido somente para certos intervalos de tempo) para poder ser registrado pelo

computador. Para tanto, certos parâmetros devem ser ajustados na aquisição do sinal do acelerômetro. Os principais parâmetros detalhados a seguir são:

2.5.2 Freqüência de amostragem

A amostragem é definida como sendo a leitura de um valor do sinal em um certo instante específico. A definição de freqüência de amostragem possui um papel crítico para a correta reprodução digital do sinal do acelerômetro. Um sinal analógico, reproduzido digitalmente com uma baixa freqüência de amostragem, pode não conter todas as informações relevantes. O Teorema de Nyquist ou Shannon (LATHI 2002) propõe que, para uma correta reconstrução digital de um sinal analógico, deve-se utilizar uma freqüência de amostragem de, no mínimo, o dobro de sua maior freqüência.

2.5.3 Transdutor Acelerômetro

Acelerômetros são dispositivos dedicados a medir a aceleração sofrida por um corpo. Existem diversos métodos para a construção de um acelerômetro. Um de acelerômetro utiliza os mesmos materiais piezoelétricos que podem ser utilizados nos sensores de vibração. Eles contêm alguns cristais microscópicos que são comprimidos por forças de aceleração, o que gera uma certa voltagem. Outro método muito comum para a construção de acelerômetros é monitorar variações de capacitância, princípio semelhante ao funcionamento de alguns tipos de microfone.

Nesses modelos, são colocadas três placas, formando dois capacitores, sendo que uma dessas placas é móvel. Conforme a aceleração, a distância entre as placas varia, o que altera a capacitância do conjunto, conforme demonstrado na Figura 2.23. Um pequeno módulo de processamento monitora constantemente esses capacitores, de modo a extrair a aceleração através da diferença entre esses capacitores.

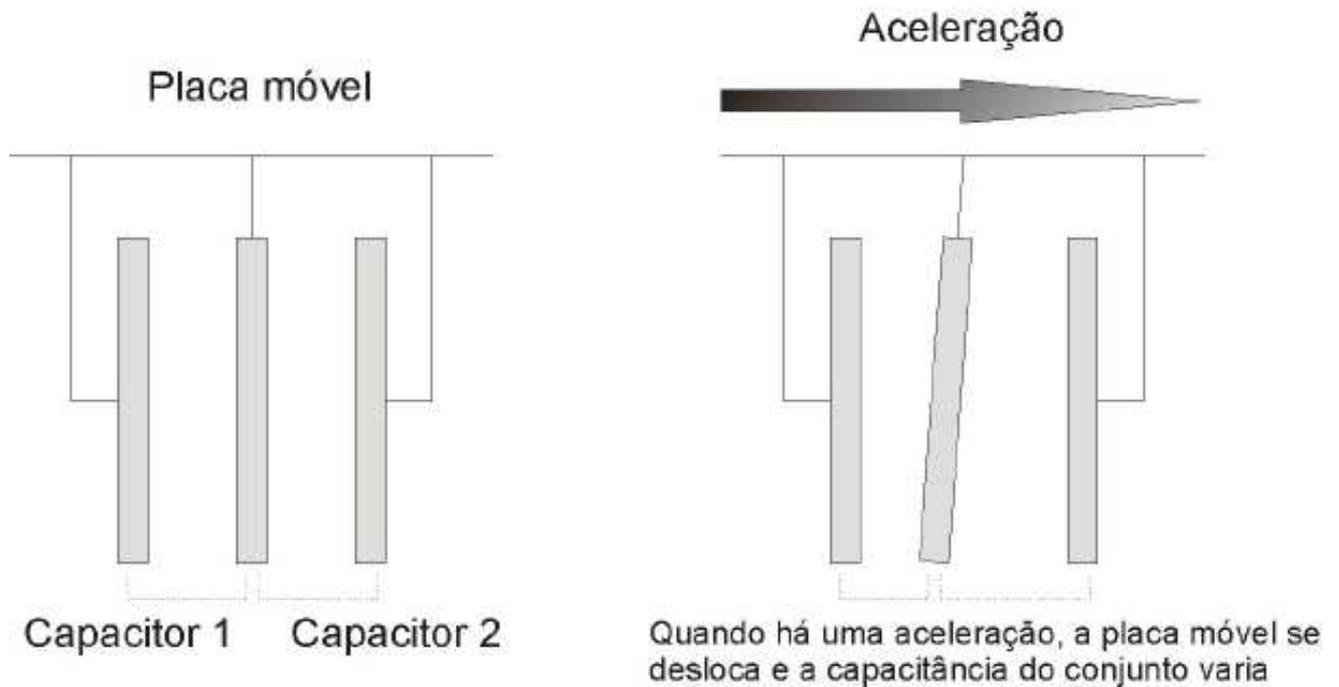


Figura 2.23 - Funcionamento dos acelerômetros capacitivos
 Fonte: <http://www.maxwellbohr.com.br>

Tais acelerômetros foram desenvolvidos recentemente, utilizando a tecnologia MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems – Sistemas Micro-Eleto-Mecânicos), que possibilita montar estruturas mecânicas e eletrônicas em escalas muito pequenas, possibilitando a integração dessas estruturas a circuitos integrados e a construção de componentes pequenos, baratos, de alto desempenho e baixo custo.

A Figura 2.24 exemplifica o interior do acelerômetro usando a estrutura MEMS.

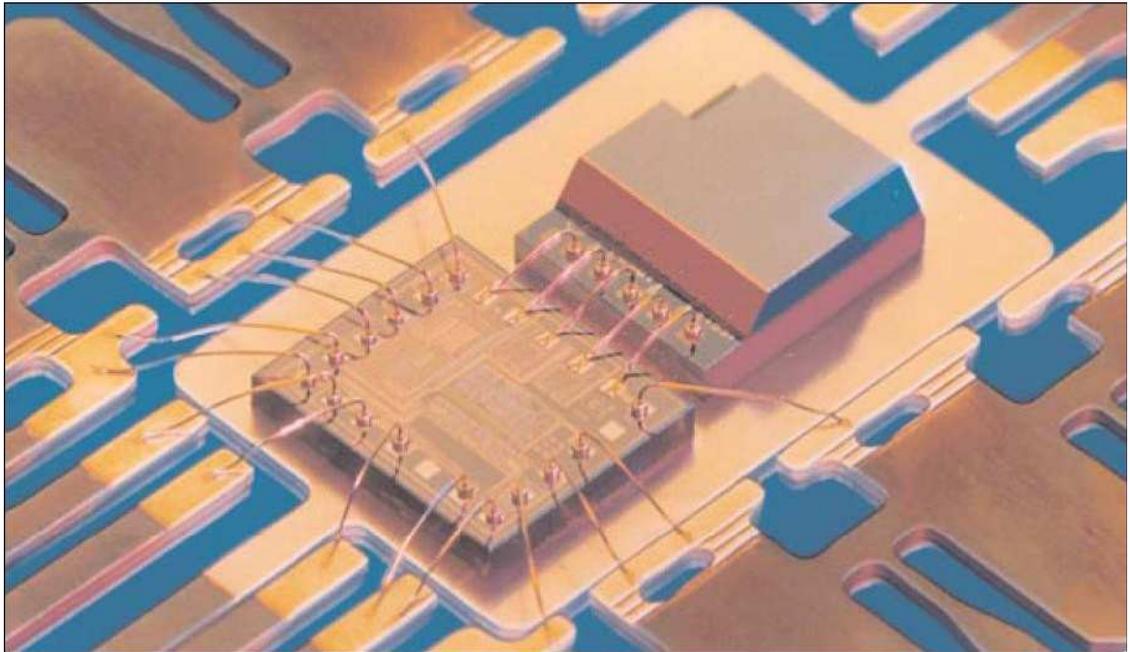


Figura 2.24 - Interior do acelerômetro: acima encontra-se a estrutura MEMS que identifica acelerações e no centro o módulo de processamento.

Fonte: <http://www.maxwellbohr.com.br>

Os acelerômetros também podem ser classificados de acordo com a forma do sinal de saída. Nos acelerômetros analógicos, a saída é um valor de tensão proporcional à aceleração sofrida pelo componente. Caso a aceleração se mantenha constante, a tensão na saída do acelerômetro também estará constante. Já os acelerômetros digitais já fazem internamente a conversão desse sinal analógico para um sinal digital, ou seja, enviam um sinal digital de acordo com a aceleração sofrida pelo componente.

Na Figura 2.25 temos os dois tipos de acelerômetros o digital e o analógico com suas formas de onda associadas.

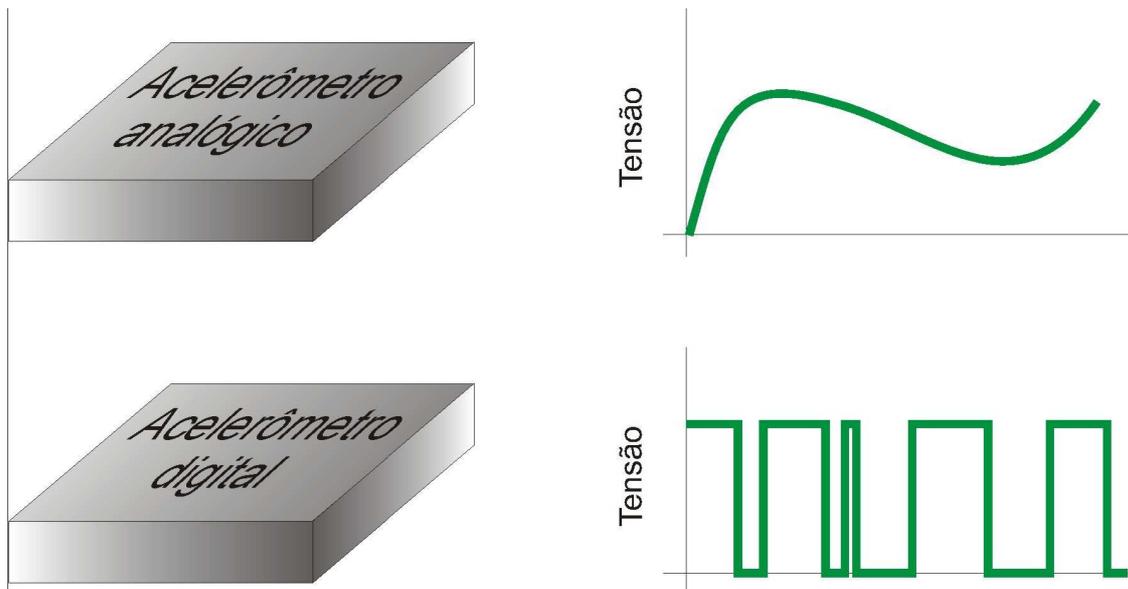


Figura 2.25 - Funcionamento dos acelerômetros capacitivos
 Fonte: <http://www.maxwellbohr.com.br>

Devido à maior disponibilidade e à maior facilidade de se trabalhar com modelos analógicos, eles serão utilizados como referência para explicar a utilização de um acelerômetro.

Para a melhor utilização de um acelerômetro, deve-se ainda ter conhecimento sobre alguns conceitos, que serão úteis para definir qual é o melhor componente para determinada aplicação.

Os acelerômetros disponíveis no mercado podem medir acelerações em um (apenas X ou Z), dois (XY ou XZ) ou três eixos (XYZ).

Na Figura 2.26 é mostrado os diversos eixos que os acelerômetros podem medir.

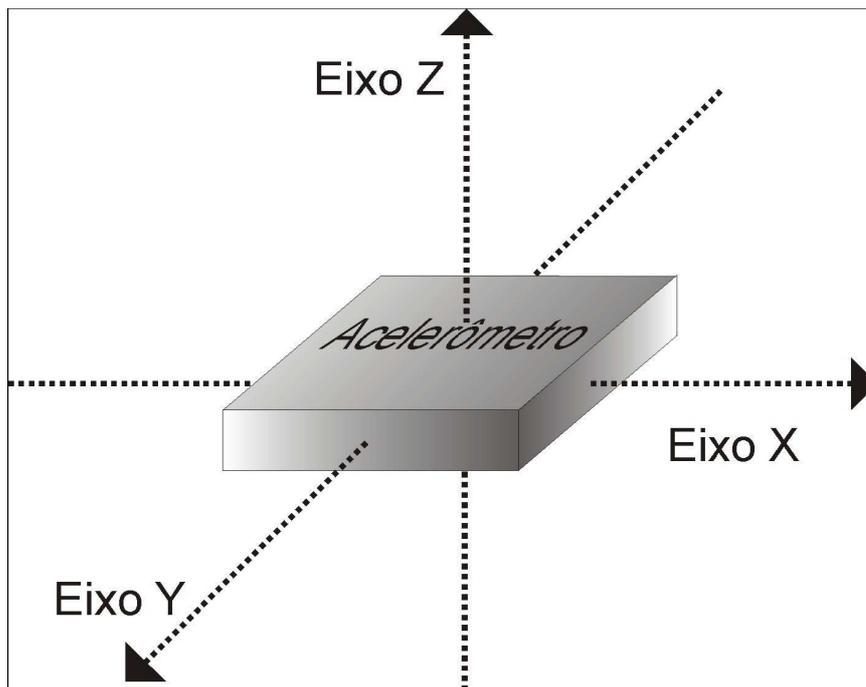


Figura 2.26 - Eixos que os acelerômetros são capazes de medir
 Fonte: <http://www.maxwellbohr.com.br>

Outro fator que deve ser levado em consideração é o **valor máximo de aceleração** que será medido. Os acelerômetros possuem um valor limite, acima do qual ele pode ser danificado. Como os modelos que suportam maiores acelerações são mais caros, é importante escolher o modelo ideal. Tais valores limite são estabelecidos tendo como referência a gravidade da Terra ($g = 9,8 \text{ m/s}^2$).

A **sensibilidade** do acelerômetro indica o quanto o sinal de saída varia de acordo com a aceleração. Quanto mais sensível, melhor, pois variações maiores do sinal podem ser lidas mais facilmente, dando maior precisão à medida.

Outro conceito utilizado em acelerômetros é a **largura de banda**. Ela indica a frequência a qual o componente medirá a aceleração e atualizará o sinal de saída. Para a maioria das aplicações, 10 leituras por segundo (10 Hz) já é suficiente. Porém algumas aplicações exigem acelerômetros que respondam muito rapidamente, com larguras de banda da ordem de centenas de Hz. Em alguns sensores, essa frequência de leitura pode ser modificada, de acordo com o valor do capacitor colocado na saída do sensor.

Já foi explicado que, num acelerômetro analógico, o nível de tensão equivale à aceleração sofrida pelo componente. Caso o componente não esteja sofrendo nenhuma aceleração em determinado eixo, o nível de saída ficará constante num valor que, geralmente, é a metade da tensão de alimentação do acelerômetro. Ao

sofrer uma aceleração no sentido positivo do eixo, pode-se verificar que a tensão de saída aumenta, até um valor próximo da alimentação do componente. Se ele sofrer uma aceleração no sentido negativo do eixo, então a tensão da saída diminuirá até um valor próximo de 0. Mas, se a aceleração for perpendicular ao eixo, ela não será detectada, conforme Figura 2.27.

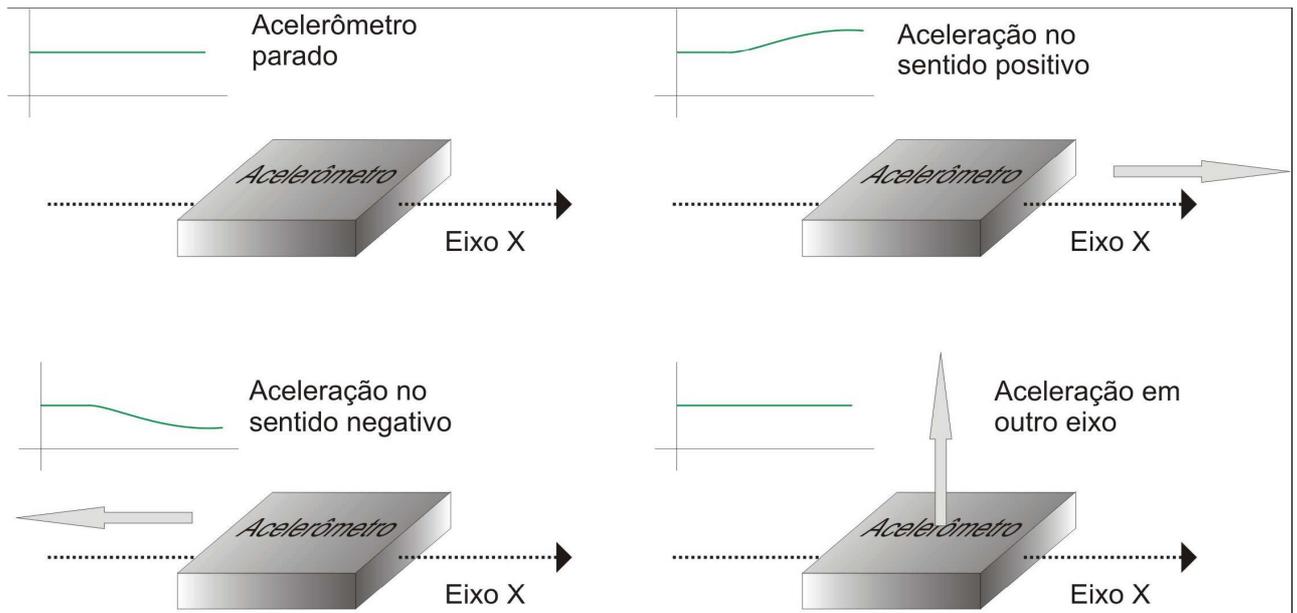


Figura 2.27 - Respostas do acelerômetro de acordo com a aceleração sofrida.
Fonte: <http://www.maxwellbohr.com.br>

É interessante notar que o acelerômetro não fica sujeito apenas a acelerações dinâmicas, mas também a acelerações estáticas (a da gravidade da Terra).

Caso o acelerômetro seja posicionado de modo a algum eixo ficar no sentido da aceleração gravitacional, o sinal de saída desse eixo será correspondente a uma aceleração de 1g, mesmo que o componente esteja absolutamente imóvel.

Como já foi descrito anteriormente, uma das aplicações dos acelerômetros é medir inclinações. Ao sofrer uma aceleração no sentido positivo do eixo do acelerômetro, a tensão sobe, conforme demonstrado na Figura 2.28. Ao sofrer uma aceleração no sentido negativo, a tensão cai. Quando a aceleração ocorre perpendicular ao eixo, ela não é detectada.

Neste caso a tensão de saída do eixo será correspondente a uma aceleração de $9,8 \text{ m/s}^2$. Vamos imaginar a seguinte situação: está sendo monitorado apenas o eixo Z de um acelerômetro. Quando ele se encontra paralelo ao chão, o sinal de

saída indica uma aceleração de 1g, que é a aceleração gravitacional da Terra. Se o posicionarmos perpendicular ao chão, o sinal de saída desse eixo Z indicará que ele não sofre nenhuma aceleração.

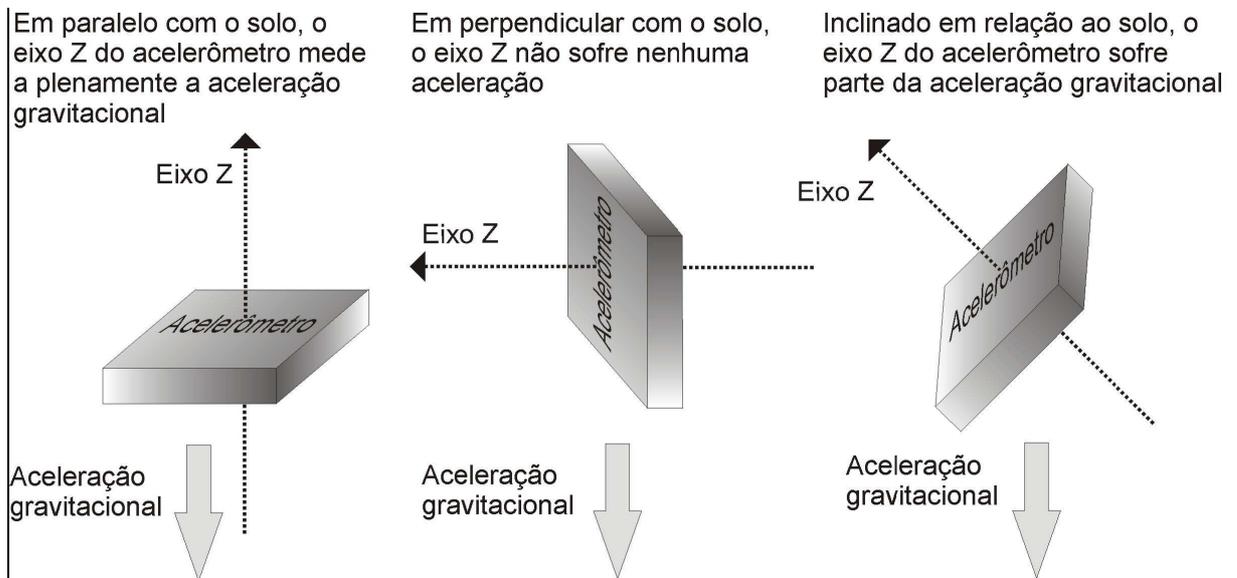


Figura 2.28 - Eixo z do acelerômetro em diferentes inclinações
 Fonte: <http://www.maxwellbohr.com.br>

E se ele for posicionado num ângulo de, por exemplo, 45 graus? A resposta pode ser dada através da trigonometria, podemos chegar na equação conforme a Figura 2.29. Podemos dividir a aceleração em duas componentes, uma no eixo Z (que esta sendo monitorado) e uma no eixo X ou Y (de acordo com o posicionamento do acelerômetro). A aceleração sofrida pelo eixo Z é igual à aceleração da gravidade vezes o cosseno do ângulo α (que é o ângulo formado entre o eixo Z e a aceleração gravitacional).

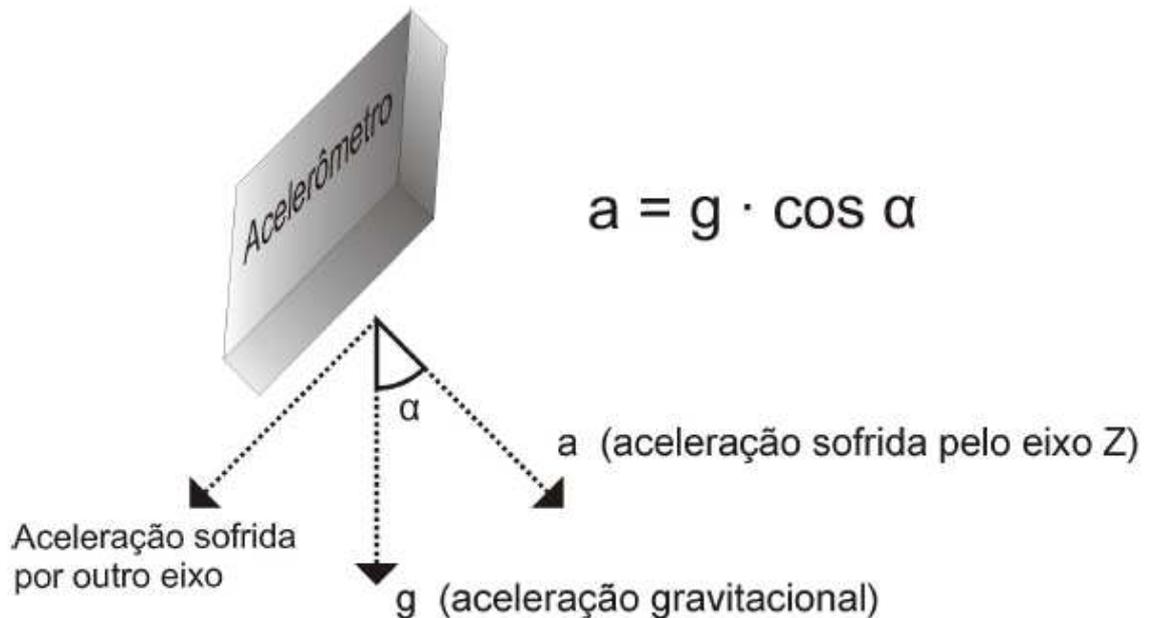


Figura 2.29 - Determinando a aceleração gravitacional sofrida pelo eixo Z.
 Fonte: <http://www.maxwellbohr.com.br>

Analogamente, temos que a tensão de saída correspondente ao eixo Z ($V_{saída}$) é igual à tensão de saída correspondente à aceleração de 1g vezes o cosseno do ângulo α . Como o valor das duas tensões podem ser facilmente conhecidas, podemos encontrar o valor do cosseno e, por sua vez, do próprio ângulo α , conforme a equação 2.1

$$V_{saída} = V_{grav} \cdot \cos \alpha \quad (2.1)$$

Podemos comprovar facilmente essas equações. Voltando à primeira situação apresentada, quando o acelerômetro está paralelo ao chão, o ângulo formado entre eixo Z e a aceleração gravitacional é 0° . Como o cosseno de um ângulo de 0° é igual a 1, temos que a aceleração medida nesse eixo é igual a 1g. No caso em que o acelerômetro se encontra perpendicular ao chão, o ângulo formado entre o eixo Z e a aceleração gravitacional é de 90° . O cosseno de um ângulo de 90° é 0, então temos que não há nenhuma aceleração orientada nesse eixo.

2.5.4 Amplificadores Operacionais

Um amplificador operacional tem a representação simbólica dada na Figura 2.30 (a tensão de alimentação do circuito interno V_{CC} e a massa GND estão indicadas nesta Figura por questão de clareza).

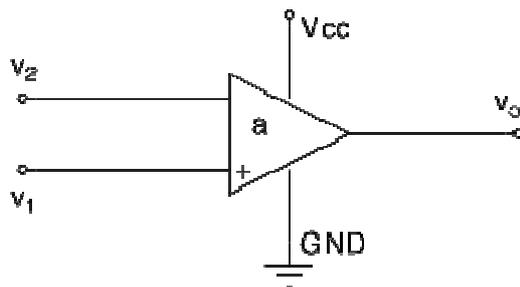


Figura 2.30 – Diagrama esquemático de um amplificador operacional.

Na parte de sinal, é caracterizado por:

- uma **saída** v_o .
- uma **entrada não inversora (+)** v_1 .
- uma **entrada inversora (-)** v_2

A relação entre entradas e saída é dada pela equação 2.2

$$v_o = a (v_1 - v_2) \quad (2.2)$$

O parâmetro a é o ganho do amplificador. É, portanto, um amplificador linear, cuja tensão de saída é proporcional à diferença entre as tensões aplicadas nas entradas.

2.5.4.1 Principais características

Um amplificador operacional ideal teria alguns parâmetros nulos e outros infinitos. Desde que isso não se consegue na prática, alguns são bastante baixos e outros são bastante altos para uma aproximação com o ideal. As principais características são:

- **Ganho a:** no ideal, seria infinito. Na prática, valores tão altos como 200000 são possíveis.
- **Impedância de entrada:** infinita no ideal. Na prática, valores como 10 MΩ são possíveis (isso significa que o amplificador não consome corrente pelas entradas).
- **Impedância de saída:** nula no ideal. Valores como 75 Ω são encontrados na prática, significando ausência de queda de tensão interna na saída.
- **Resposta de frequência:** de 0 ao infinito no ideal. Na prática escolhem-se tipos com resposta bastante acima da frequência na qual irão operar para dar uma aproximação do ideal.
- **Relação de rejeição** em modo comum: esse parâmetro provavelmente é mais conhecido com sigla inglesa **CMRR** (common mode rejection ratio). Conforme igualdade do tópico anterior, um amplificador operacional ideal tem saída nula se as entradas são iguais. Nos circuitos práticos, há sempre uma pequena saída com as entradas iguais, condição esta chamada de modo comum. A condição usual, isto é, com tensões de entrada diferentes, é denominada modo diferencial. E o parâmetro é definido pela relação, expressa em decibéis, dos ganhos em ambas condições:

$$CMRR = 20 \log \frac{\text{ganho no modo diferencial}}{\text{ganho no modo comum}}$$

Um circuito ideal teria CMRR infinito.

- **Ruído** é qualquer sinal não desejado ao longo do sinal detectado e pode resultar de fontes distintas, tais como espúrios de força, outros aparelhos.
- A **qualidade do sinal** adquirido do acelerômetro amplificado pode ser mensurado qualitativamente através da razão sinal/ruído, onde quanto maior a razão, maior a redução do ruído.
- O **ganho** caracteriza-se pela quantidade de amplificação aplicada no sinal do acelerômetro. Todos os amplificadores possuem limites em sua variação de frequência. A região de frequência de trabalho é denominada de largura de banda

do amplificador, portanto os sinais do acelerômetro dentro deste intervalo de frequências são adquiridos, enquanto que outras frequências são suprimidas ou eliminadas.

- A **mensuração da habilidade** de um amplificador diferencial em eliminar o sinal de modo comum chama-se taxa de rejeição de modo comum (CMRR).
- O **input bias** current é a mínima corrente constante requerida para manter o amplificador ativo, e qualquer corrente do sinal do acelerômetro menor que essa não é amplificada.

A Figura 2.31 exemplifica um configuração de amplificação usando um amplificador operacional conectado na sua entrada não inversora.

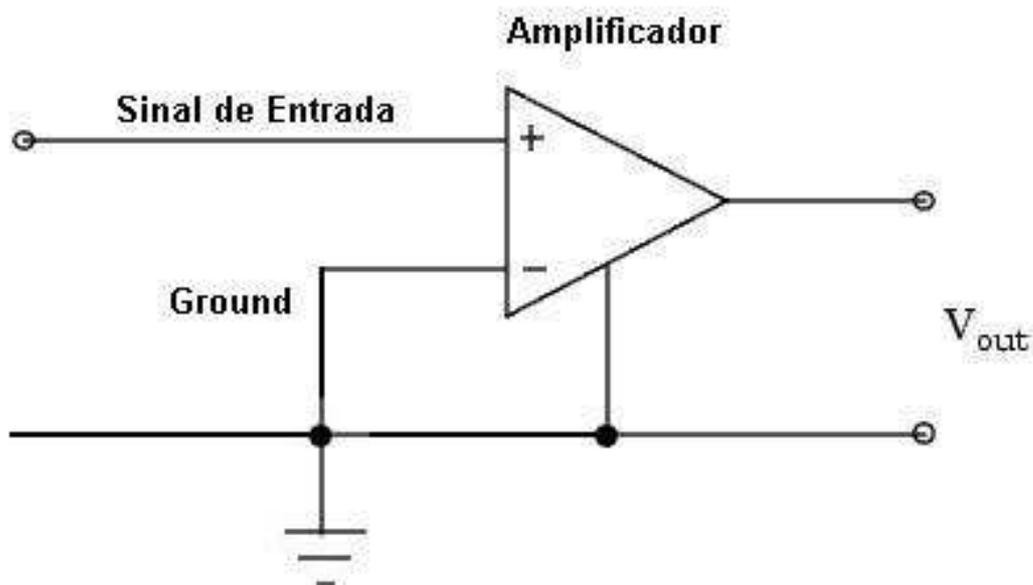


Figura 2.31 – Representação esquemática típica de amplificação usando a entrada não inversora

2.5.5 Filtros

Existem quatro classes básicas de filtros, cuja denominação depende das frequências que rejeitam ou deixam passar: passa-baixo, passa-alto, passa-banda e rejeita-banda.

2.5.5.1 Principais tipos de filtros

Filtro passa-baixo

Os filtros analógicos passa-baixo são os mais comuns. A Figura 2.32 representa $|T(S)|$, i.e. a amplitude da função de transferência em função da frequência angular ω (neste exemplo, em escala linear).

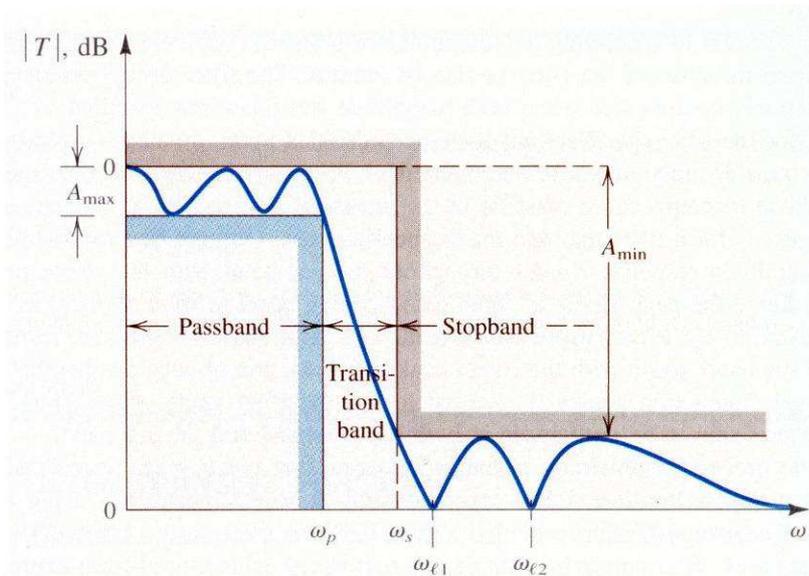


Figura 2.32 Especificação de um filtro passa-baixo.
Fonte: Apostila de filtros analógicos do ISCTE

Na Figura 2.32 é fácil identificar três bandas de frequência distintas: banda de passagem, banda de transição e banda de corte. A banda de passagem - passband - corresponde às frequências do sinal de entrada que passam para a saída sem atenuação ou com atenuação ligeira. A banda de corte - stopband - corresponde à gama de frequências do sinal de entrada que são rejeitadas pelo filtro. A banda de transição é a zona intermédia entre as duas anteriores, nesta zona o comportamento do filtro varia entre a atenuação ligeira e a rejeição do sinal de entrada. Geralmente é desejável que os filtros apresentem nesta zona uma característica de amplitude bastante vertical e bem definida, daí que seja comum o recurso a filtros de ordem elevada.

Nos filtros passa-baixo, a banda de passagem é toda a banda contida entre DC ($\omega=0$) e a frequência angular ω_p assinalada na Figura 2.32, i.e. corresponde aos valores de $\omega \in [0, \omega_p]$. Geralmente, ω_p é a frequência angular para a qual está definida a máxima variação de $|T(S)|$ dentro da banda de passagem, denominada

ondulação na banda de passagem, que neste caso corresponde a $|T(S \leq j\omega_p)| \geq A_{max}$. A especificação da banda de corte tem por base a definição de um valor mínimo de atenuação a uma dada frequência, e.g. $|T(S \geq j\omega_s)| \leq A_{min}$. Neste caso, a banda de corte é toda a gama de frequências entre ω_s e infinito, ou seja $\omega \in [\omega_s, +\infty[$.

É frequente não haver especificação explícita de ω_p e/ou de ω_s , nestes casos deve considerar-se que o(s) valor(es) não especificado(s) coincide(m) com o valor da frequência angular de corte, dada por $\omega_c = 2\pi f_c$. Consequentemente é comum considerar que a banda de passagem de um filtro passa-baixo corresponde às frequências angulares inferiores a ω_c , e que a banda de corte corresponde às frequências angulares superiores a ω_c .

A frequência de corte de um filtro é geralmente definida como a frequência à qual a potência do sinal de saída, é metade da potência do sinal de entrada. Dado que a potência é proporcional ao quadrado da tensão, a esta frequência a tensão de saída tem aproximadamente 70.7% do valor da tensão de entrada, ou seja:

$$\frac{P_o}{P_i} \Big|_{S=j\omega_c} = \frac{v_o^2}{v_i^2}(j\omega_c) = \frac{1}{2} \Rightarrow \left| \frac{v_o}{v_i}(j\omega_c) \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} \cong 0.707 \Rightarrow 20 \log_{10} |T(j\omega_c)| \cong -3dB$$

Filtro passa-alto

Os filtros passa-alto têm a funcionalidade complementar, ou seja, rejeitam as baixas frequências do sinal de entrada, e deixam passar as altas frequências. Assim, nestes filtros, a banda de passagem corresponde às frequências angulares superiores a ω_p , i.e. aos valores de $\omega \in [\omega_p, +\infty[$. Também neste caso, ω_p é definida juntamente com a ondulação máxima na banda de passagem, assim temos que $|T(S \geq j\omega_p)| \geq A_{max}$. A banda de corte, tal como no caso do filtro passa-baixo, é definida a partir de um valor mínimo de atenuação garantido pelo filtro a uma dada frequência, e.g. $|T(S \leq j\omega_s)| \leq A_{min}$. A banda de corte corresponde assim à gama de frequências angulares inferiores ou iguais a ω_s , ou seja a valores de $\omega \in [0, \omega_s]$.

A Figura 2.33 representa a amplitude da função de transferência de um filtro passa-alto em função da frequência angular ω .

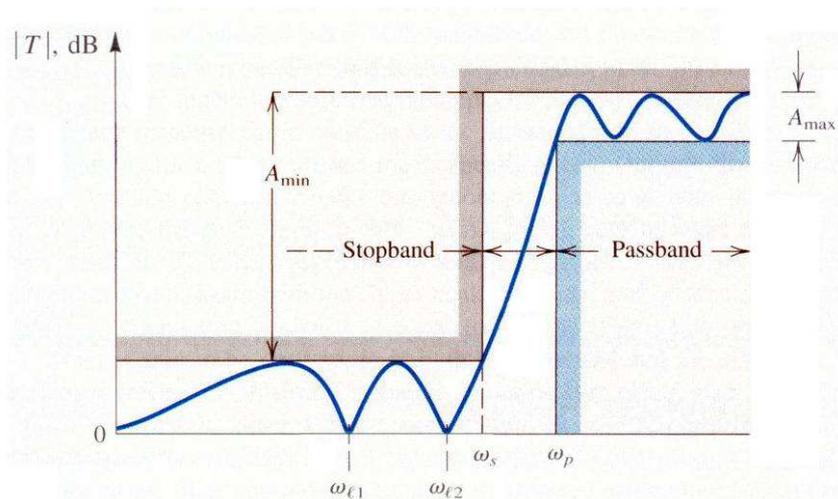


Figura 2.33 Especificação de um filtro passa-alto.
 Fonte: Apostila de filtros analógicos do ISCTE

Também neste caso, quando não é feita uma definição explícita dos valores de ω_p e ω_s , é comum considerar que a banda de passagem corresponde às frequências angulares superiores a ω_c , e que a banda de corte corresponde às frequências angulares inferiores a ω_c .

Filtro passa-banda

Os filtros analógicos passa-banda são bastante comuns em sistemas de comunicações, e.g. na realização de blocos de sintonia em receptores de rádio. São úteis para selecionar uma banda específica de interesse, rejeitando as restantes. A Figura 2.34 ilustra esta funcionalidade através da representação de $|T(S=j\omega)|$ em função da frequência angular.

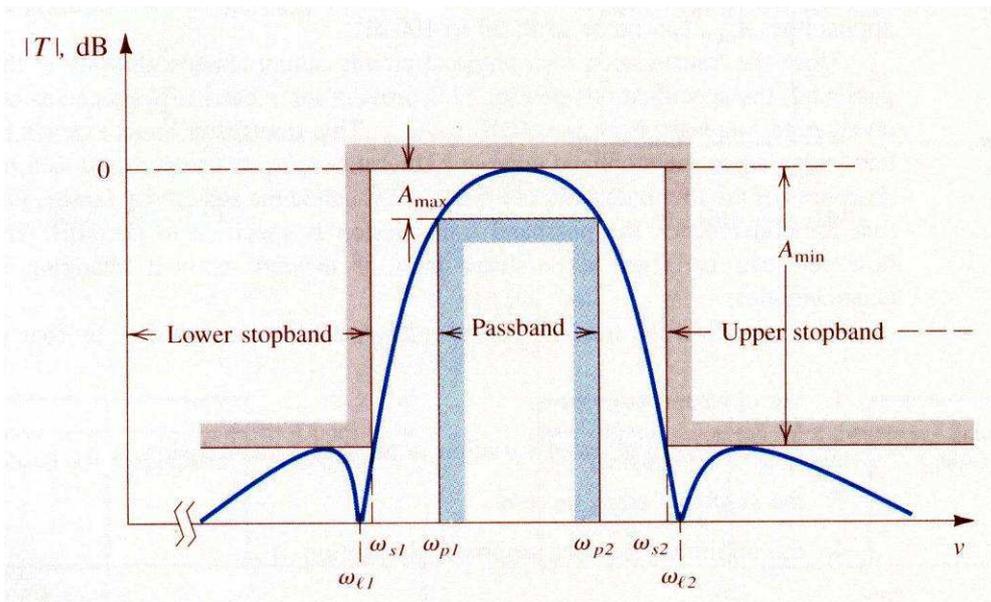


Figura 2.34 Especificação de um filtro passa-banda.
Fonte: Apostila de filtros analógicos do ISCTE

A banda de passagem é neste caso definida entre duas frequências aqui representadas por ω_{p1} e ω_{p2} , que delimitam a zona do filtro em que $|T(S)| \geq A_{max}$, ou seja, para os valores de $\omega \in [\omega_{p1}, \omega_{p2}]$. Também neste filtro A_{max} define a ondulação na banda de passagem.

As bandas de corte (superior e inferior), correspondem às frequências para as quais se garante um nível mínimo de atenuação, i.e. $|T(j\omega)| \leq A_{min}$, ou seja para os valores de $\omega \in [0, \omega_{s1}] \cup [\omega_{s2}, +\infty[$.

Filtro rejeita-banda

Os filtros rejeita-banda realizam a função complementar do filtro passa-banda, ou seja, garantem um valor de atenuação $|T(j\omega)| \leq A_{min}$ dentro da banda de corte, definida para $\omega \in [\omega_{s1}, \omega_{s2}]$. Do mesmo modo, são geralmente dimensionados de modo a garantir um nível de ondulação A_{max} reduzido dentro das bandas de passagem, ou seja, de modo que $|T(S)| \geq A_{max}$ para os valores de $\omega \in [0, \omega_{p1}] \cup [\omega_{p2}, +\infty[$.

Estes filtros são especialmente úteis na rejeição de bandas muito adjacentes à banda de passagem, caso em que a sua funcionalidade é geralmente combinada com a de outros filtros. São também usados para suprimir interferências e/ou ruído, cuja banda de frequências seja limitada e bem conhecida. A Figura 2.35 representa o diagrama de amplitude de um filtro rejeita-banda com frequência de ressonância ω_0 . Note-se que ω_0 corresponde à média geométrica das frequências angulares de

corde ω_1 e ω_2 , e que a largura da banda de corte é inversamente proporcional ao factor de qualidade Q .

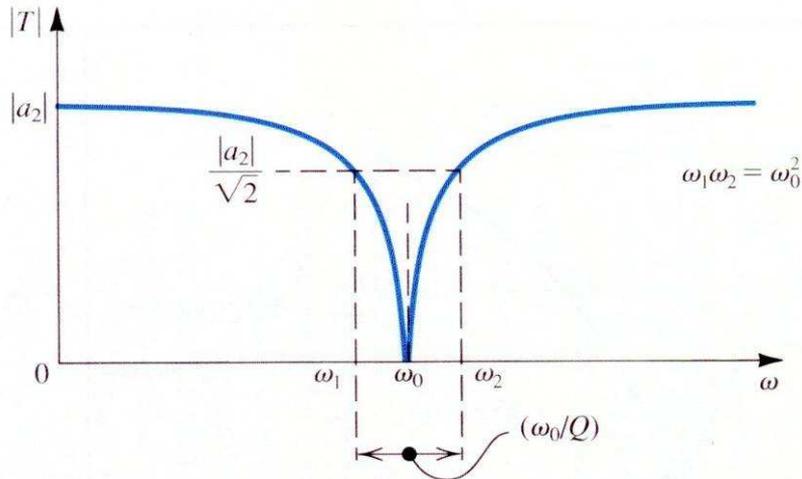


Figura 2.35 Diagrama de amplitude de um filtro rejeita-banda.
Fonte: Apostila de filtros analógicos do ISCTE

Para a seleção de um **filtro** apropriado, deve-se observar o limite de variação de frequências do sinal específico analisado. A melhor técnica para os ajustes das características do filtro é analisar os dados, e então adaptar o comprimento de banda do filtro ao do sinal.

2.5.6 Conversor Analógico/Digital

Estes dispositivos são componentes comuns dos equipamentos eletrônicos e são utilizados para capturar sinais de voltagem (analógico) e expressar a informação em formato numérico (digital). Uma vez digitalizada, a informação pode ser processada pelo software e hardware para alcançar objetivos específicos.

2.5.6.1. CONVERSOR A/D COMPARADOR PARALELO

É o mais rápido dos conversores A/D, mas é expressivamente caro, visto que necessita de $2^N - 1$ comparadores para um conversor de N bits.

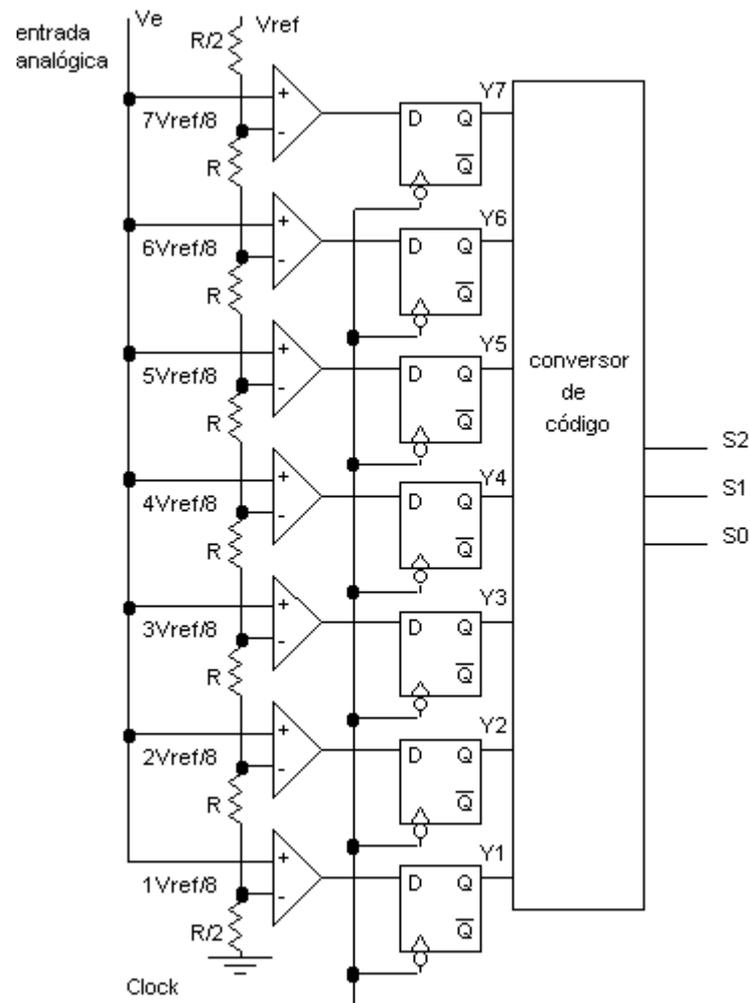


Figura 2.36. Conversor A/D comparador paralelo

Fonte: "HANDBOOK OF OPERATIONAL AMPLIFIER CIRCUIT DESIGN" David F. Stout, McGraw-Hill, NewYork, 1976.

Na Figura 2.36, o sinal analógico a ser convertido é aplicado simultaneamente aos sete comparadores com um limiar ("treshold") ou voltagem de referência igualmente espaçados. As referências são portanto, $V_{ref}/8$, $2V_{ref}/8$, etc.

A saída Y será baixa para todos comparadores com limiar maior que a entrada analógica respectiva ($V_{ref} > V_e$; $Y=0$). E Y será alta para todos os comparadores com limiar menor que a entrada analógica ($V_{ref} < V_e$; $Y=1$).

Desta forma é obtido um código diferente da numeração binária, fazendo-se necessária a utilização de um conversor de código. A palavra com este código binário deve ficar disponível em suas entradas por um tempo suficiente para que a conversão seja feita sem perda de informação, para tal, é introduzido um conjunto de "latch's" que seguram a palavra a ser convertida.

O conversor de código do exemplo deverá traduzir o código formado pelas saídas Y, para o código de numeração binária de três bits, como mostra a tabela 2.1. Note que quando todos os comparadores estão com suas saídas em zero, tem-se um a correspondência direta com o zero binário.

Ve	Y7	Y6	Y5	Y4	Y3	Y2	Y1	S2	S1	S0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1
2	0	0	0	0	0	1	1	0	1	0
3	0	0	0	0	1	1	1	0	1	1
4	0	0	0	1	1	1	1	1	0	0
5	0	0	1	1	1	1	1	1	0	1
6	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0
7	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1

Tabela 2.1 Estados do conversor A/D paralelo como função da tensão de entrada

2.5.6.2. CONVERSOR A/D RAMPA TIPO CONTADOR

Na Figura 2.37 é apresentado o diagrama de blocos de um conversor rampa tipo contador. A linha "clear" é utilizada para inicializar o contador com 0 (zero). O contador grava na forma binária o número de pulsos provenientes do "clock".

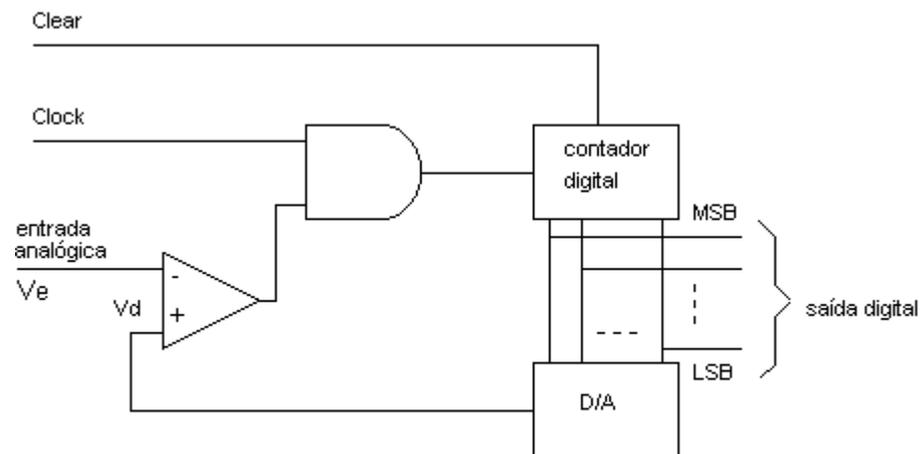


Figura 2.37. Conversor A/D contator-rampa
 Fonte: "HANDBOOK OF OPERATIONAL AMPLIFIER CIRCUIT DESIGN" David F. Stout, McGraw-Hill, NewYork, 1976.

Visto que o número destes pulsos contados aumentam linearmente com o tempo, a palavra binária representando a contagem, é utilizada como entrada do conversor D/A cuja saída analógica é mostrada na Figura 2.38 abaixo.

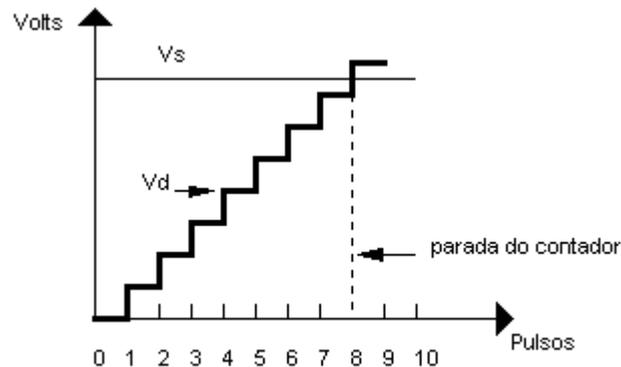


Figura 2.38. Forma de onda do conversor contator-rampa
 Fonte: "HANDBOOK OF OPERATIONAL AMPLIFIER CIRCUIT DESIGN" David F. Stout, McGraw-Hill, NewYork, 1976.

Enquanto a relação $V_e > V_d$ for verdadeira, a saída do comparador é alta, habilitando a entrada dos pulsos de relógio (clock) até o contador. Quando $V_d > V_e$ a saída do comparador se torna baixa, e a porta E é desabilitada. Assim a contagem é interrompida no exato instante que $V_e = V_d$. Neste instante pode ser lida saída do contador, uma palavra digital representando a voltagem recebida na entrada do conversor.

Para um sistema de N bits o tempo de conversão é, no pior caso, de 2N pulsos.

2.5.6.3. CONVERSOR A/D POR APROXIMAÇÃO SUCESSIVA

Conversores A/D por aproximação sucessiva são os mais comuns entre os conversores A/D, permitem uma conversão rápida, proporcionando uma gama de 100.000 ou mais conversões por segundo.

Na técnica de aproximação sucessiva conforme a Figura 2.39, é utilizada um algoritmo para converter a entrada analógica em digital. Este algoritmo consiste em ajustar o MSB para 1 e todos os outros bits para 0. O comparador compara a saída do conversor D/A (V_d) com o sinal da entrada analógica (V_e). Se $V_d > V_e$, o 1 é removido do MSB e enviado para o próximo bit mais significativo. Se $V_e > V_d$, o MSB permanece como 1 e o próximo bit mais significativo também recebe 1. Assim o 1 é deslocado e testado em cada bit do decodificador D/A até o final do processo, para obter o valor binário equivalente.

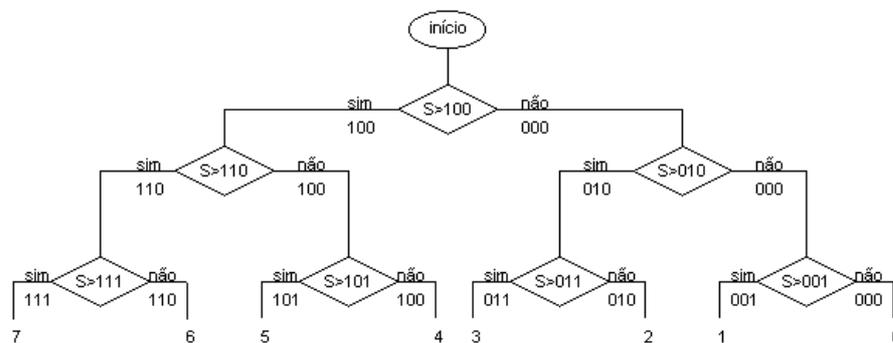


Figura 2.39. Fluxograma para conversão de um número de 3 bits

Fonte: "HANDBOOK OF OPERATIONAL AMPLIFIER CIRCUIT DESIGN" David F. Stout, McGraw-Hill, NewYork, 1976.

Um circuito comparador compara a entrada analógica com a saída de um conversor D/A controlado pela lógica conhecido como SAR ("Sucessive Approximation register), que é basicamente um registrador de deslocamento. Sob o comando do relógio ("clock") o SAR é inicialmente colocado em zero. Assumindo uma entrada analógica (V_e) positiva, o registrador de deslocamento liga o primeiro bit (MSB). Se o comparador detecta que a saída D/A; menor que a entrada, este bit é deslocado, caso contrário é desligado. Assim, sucessivamente o próximo bit é

ligado, a palavra é comparada e mantido ou modificada de acordo com o resultado da comparação – Figura 2.40.

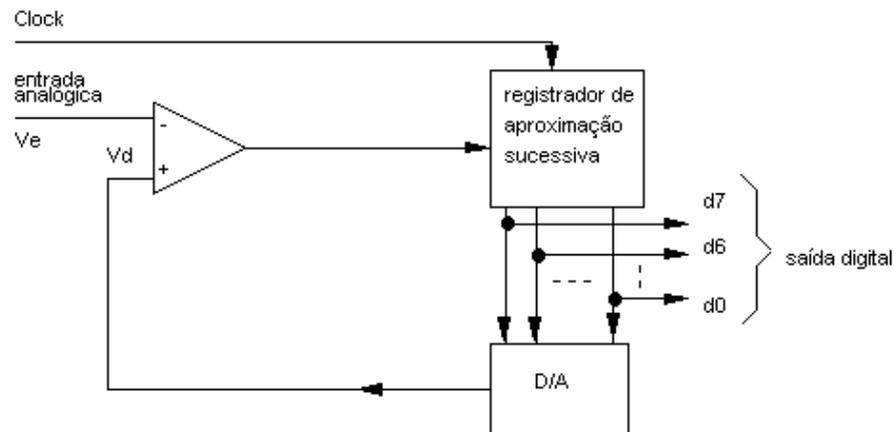


Figura 2.40. Conversor A/D aproximação sucessiva
 Fonte: "HANDBOOK OF OPERATIONAL AMPLIFIER CIRCUIT DESIGN" David F. Stout, McGraw-Hill, NewYork, 1976.

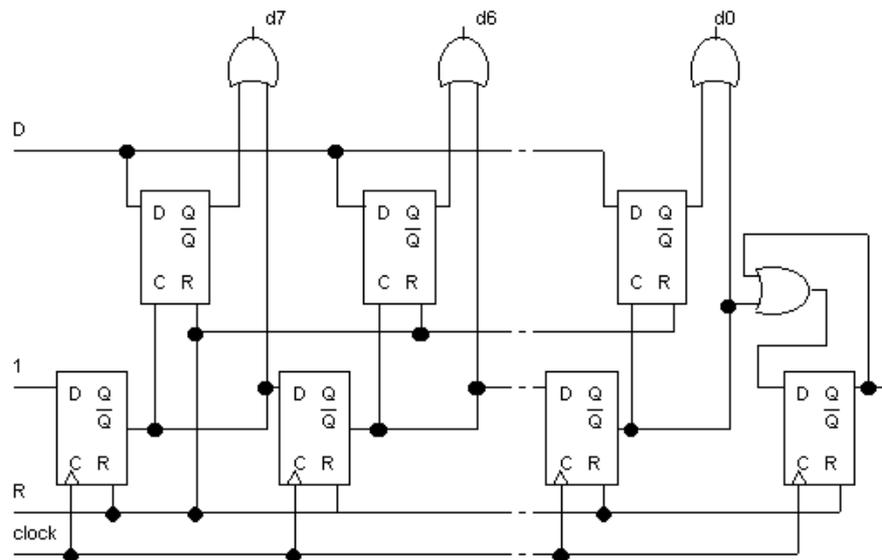


Figura 2.41. Exemplo para a realização de um registro de aproximação sucessiva
 Fonte: "HANDBOOK OF OPERATIONAL AMPLIFIER CIRCUIT DESIGN" David F. Stout, McGraw-Hill, NewYork, 1976.

E a seqüência continua até que o último bit (LSB) seja comparado e ajustado, após isto, o sinal convertido é validado o dispositivo que o espera pode recebê-lo.

Para um sistema de N bits, o tempo de conversão é de N períodos de relógio, - Figura 2.41.

2.5.6.4. CONVERSOR A/D RAMPA DUPLA TIPO INTEGRADOR

No início a chave S0 é ativada para descarregar o capacitor e a chave S1 está na posição para ler a entrada analógica (V_e), que por sua vez, é conectada a entrada inversora do integrador por um intervalo de tempo fixo (T_1), determinado pelo tempo necessário para o contador ser totalmente preenchido por 1's. Durante este intervalo o capacitor é carregado e o integrador produz uma rampa linear decrescente em sua saída.

A voltagem final da rampa é da por:

$$V = -\frac{1}{RC} \int_0^{T_1} V_e dt ;$$

ou, assumindo uma entrada constante:

$$V = -\frac{1}{RC} (V_e T_1)$$

Imediatamente após a última contagem (final de T_1), o contador é zerado e gera um pulso de "overflow". A lógica de controle recebendo este sinal, paralisa a contagem e muda a chave S1 para que o integrador receba em sua entrada inversora uma voltagem de referência negativa fixa.

O integrador reage à entrada, descarregando o capacitor, e fornecendo uma rampa linear crescente em sua saída, durante um intervalo de tempo T_2 .

Durante T_2 , os pulsos do relógio são contados, produzindo um total proporcional a voltagem analógica apresentada na entrada do circuito.

Ao final de T_2 a voltagem da rampa é zero. Neste ponto ainda, o comparador detector de zero, ativa a lógica de controle que por sua vez, encerra a conversão e avisa o bloco contador para transferir a contagem para um registrador de saída, podendo começar um novo ciclo de medida.

A voltagem na saída do integrador sendo zero e igual a V , T_2 pode ser calculado como:

$$T_2 = \frac{RC \Delta V}{V_{ref}}$$

ou:

$$T_2 = \frac{V_e}{V_{ref}} T_1$$

Combinando as equações algebricamente:

Note que – Figuras 2.41 e 2.42 a relação entre T_2 e V_e , é influenciada apenas por V_{ref} e T_1 .

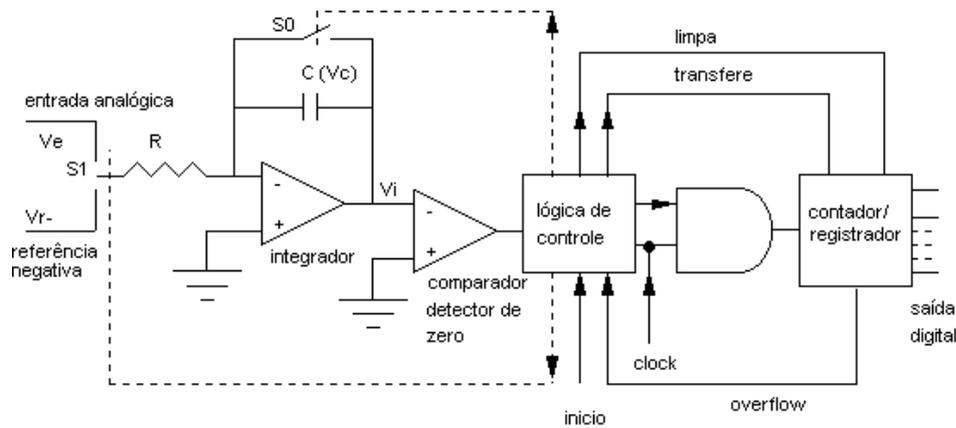


Figura 2.41. Conversor A/D rampa dupla tipo integrador
 Fonte: "HANDBOOK OF OPERATIONAL AMPLIFIER CIRCUIT DESIGN" David F. Stout, McGraw-Hill, NewYork, 1976.

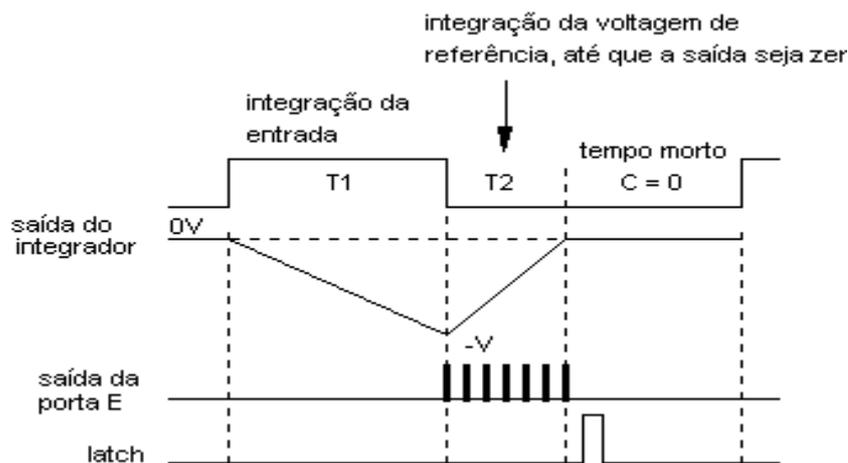


Figura 2.42. Gráfico da saída do integrador
 Fonte: "HANDBOOK OF OPERATIONAL AMPLIFIER CIRCUIT DESIGN" David F. Stout, McGraw-Hill, NewYork, 1976.

Os dispositivos conversores comerciais são providos de uma maior sofisticação que o apresentado neste texto. A maioria deles são projetados para operação bipolar, detectando e indicando digitalmente a polaridade da entrada. Quando uma entrada analógica negativa é detectada, a polaridade da tensão de referência, a saída do comparador e a polaridade da linha de saída são invertidas. Possuem também uma circuitaria mais sofisticada no caso do zeramento automático.

A taxa de conversão depende diretamente da velocidade de oscilação do relógio ("clock") e da resolução desejada. Uma velocidade normal seria de uma conversão completa por segundo. Um acréscimo na resolução requer simplesmente que o contador e o "latch" sejam acrescidos em seu módulo.

A técnica utilizada por este conversor possibilita maior imunidade a ruídos e também a minimização dos erros.

2.5.7 Revisão da Literatura

O estudo foi do tipo revisão sistemática qualitativa da literatura, os trabalhos consultados foram localizados por meio de pesquisa eletrônica nas bases de dados LILACS e MEDLINE e a partir das referências bibliográficas citadas em artigos científicos, entre os anos de 1986 a 2008.

O resultado desta consulta usando a base de dados no site <http://www.bireme.br/php/index.php> para a palavra chave Estabilômetro foi de zero documento encontrados.

Para a palavra chave equilíbrio humano dinâmico foi encontrado 3 referências na mesma base de dados, o que nos reforça o pequeno número de publicações nestas bases de dados do tema relacionado a equipamentos para medição de equilíbrio humano.

Pesquisando na base de dados <http://www.pubmed.com.br/> com a palavra chave "human balance" percebe-se um número bastante significativo de referências encontradas, ou seja 65204 (acessado em 1/07/2008). Fazendo uma análise nas referências encontrados, nota-se que os trabalhos estão direcionados a fisiologia do equilíbrio, análise de drogas, estudos de casos, terapias de tratamentos, metodologias de medições, porém encontra-se poucos trabalhos direcionados ao desenvolvimento de equipamentos para a medição do equilíbrio (não mais do que 10).

Para o caso de procura de equipamentos comerciais nesta área foi feita uma pesquisa exploratória na internet via site www.google.com e verificou-se a carência deste tipo de equipamento no mercado e quando encontrado o alto custo dos equipamentos. Como exemplo temos a empresa SMC Care é a representante no Brasil de diversos equipamentos para estudos biomecânicos, como plataformas de

força, sistemas de cinemetria, entre outros. O seu website é http://www.smccare.com.br/Menu_br_p.htm.

As empresas AMTI, Bertec, Kisteler, EMG System do Brasil, foram contatadas para precificarem uma plataforma de força de equilíbrio típica, sem os sistemas de amplificação e softwares associados e os preços divulgados pelas empresas ficaram pela ordem de R\$ 20 mil reais.

A Figura 2.43 demonstra uma cotação da empresa EMG System do Brasil.



2. PRAZO DE ENTREGA

45 dias após a confirmação do pedido.

3. GARANTIA E ASSISTÊNCIA TÉCNICA

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

4. PAGAMENTO E VALIDADE DA PROPOSTA

- **Plataforma de Força para Equilíbrio – (Plat_EQ):**
Valor: R\$ 19.990,00 - Proposta válida até 25/09/2008.

Figura 2.43. Valor comercial de plataformas de força para equilíbrio
Fonte: EMG System do Brasil.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

A seguir, será apresentado um histórico de 2 protótipos de Estabilômetro construídos no Centro de Microgravidade da Faculdade de Engenharia da PUCRS, para avaliação do equilíbrio e a proposta de construção de uma evolução destes protótipos.

3.1 Histórico do desenvolvimento do Estabilômetro

3.1.1 Primeiro Protótipo

O primeiro Estabilômetro é um projeto do Núcleo de Pesquisa em Biomecânica Aeroespacial do Centro de Microgravidade da PUCRS e foi desenvolvido de forma a funcionar como uma plataforma dinâmica que gera movimentos em dois eixos ortogonais (X e Y), utilizada como ferramenta para avaliação da postura humana. Para tanto, usou-se um acelerômetro biaxial para mensurar a angulação da plataforma, a fim de estimar o deslocamento do centro de pressão (COP) do indivíduo em teste.

A construção do primeiro protótipo baseou-se no acoplamento de uma plataforma circular plana sobre duas meias-luas sobrepostas ortogonalmente, conforme Figura 3.1.

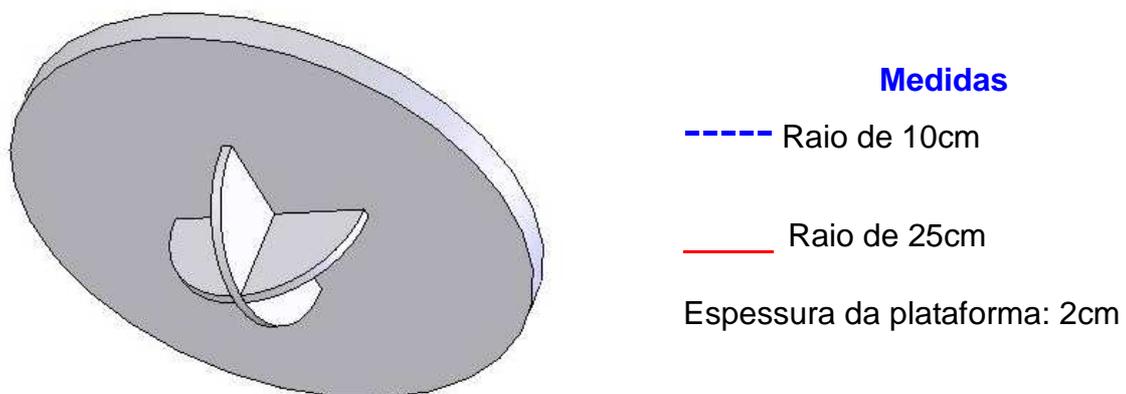


Figura 3.1 – Primeiro protótipo

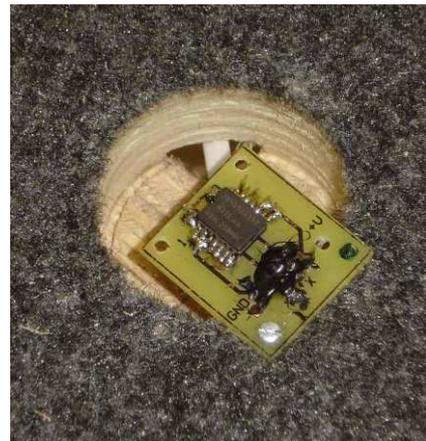
Os materiais e componentes usados para a construção foram:

- Acelerômetro biaxial ADXL 203 50G (Analog Devices®);
- Computador (Pentium 200 MX);
- DataQ (DATAQ Instruments, Inc., Modelo DI – 194RS com 4 entradas para canais analógicos e 3, digitais, com 10 bits de resolução);
- Estruturas de madeira (n=2) em formato de meia-lua montadas ortogonalmente, formando a base da plataforma plana. (Medidas: raio=10cm; espessura = 2cm);
- Plataforma circular plana em material de madeira (Medidas: raio = 25cm; espessura: 2cm);
- WinDataQ (Software de aquisição de dados).

Foi acoplado o acelerômetro biaxial no centro da plataforma (Figura 3a e Figura 3b). Lateralmente à plataforma circular, foi inserida a conexão do acelerômetro com o conversor de sinais A/ D e, conseqüentemente, com o computador, onde os dados foram processados. (Figura 3.2).



3 (a)



3 (b)

Figura 3.2 – (a) Destaque do acelerômetro acoplado no centro da plataforma circular plana; (b) zoom deste acoplamento

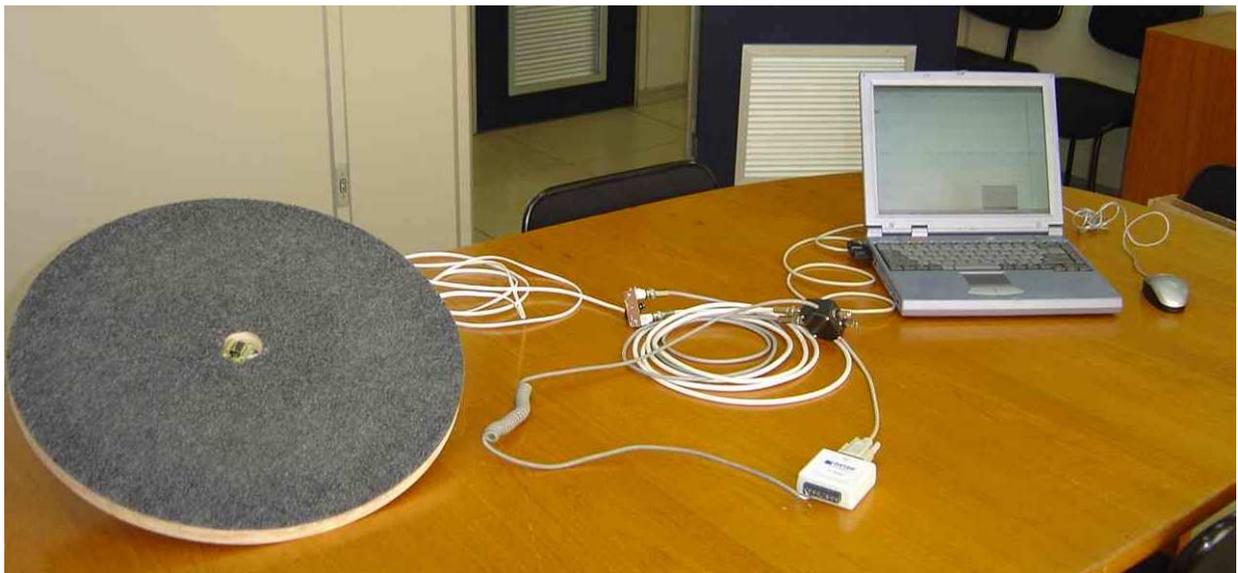


Figura 3.3 – Montagem do sistema completo do primeiro protótipo

Posteriormente, foi acoplado o acelerômetro biaxial (Marca Analog Devices®, modelo ADXL 203 50G) no centro da plataforma.

Lateralmente à plataforma circular, foi inserida a conexão do acelerômetro com o conversor de sinais A/D (DATAQ Instruments, Inc., Modelo DI – 194RS com 4 entradas para canais analógicos e 3 digitais, com 10 bits de resolução) e,

conseqüentemente, com o computador (Pentium 200 MX), onde os dados foram processados (Software WinDataQ), conforme mostrado na Figura 3.3.

A construção do primeiro protótipo do Estabilômetro apresentou falhas que tiveram de ser superadas com a construção de um segundo protótipo. Tais falhas são relacionadas à natureza do acelerômetro empregado (sensibilidade) e à base de sustentação da plataforma circular plana. Nesse sentido, observou-se que o acelerômetro utilizado mostrou-se pouco sensível à finalidade do instrumento havendo a necessidade de substituição deste acelerômetro. Somado a isso, a plataforma, em si, mostrou-se demasiadamente instável.

Deste modo, não foi possível realizar o teste de equilíbrio e garantir a segurança do indivíduo neste momento.

3.1.2 Segundo Protótipo

Uma plataforma de madeira com as mesmas características daquela usada no primeiro protótipo foi empregada para o desenvolvimento do segundo Estabilômetro. As duas meias-luas que formavam a base do protótipo anterior foram substituídas por sistema de eixos (formado por dois eixos em Aço 1020 e medidas: comprimento = 470mm; diâmetro = 20mm; dois mancais rolamentados - Marca FRM, Modelo P – 204, 20mm de diâmetro; e duas tábuas de madeira - medidas: comprimento = 250mm; largura = 45mm; espessura = 30mm) que garantiram mais estabilidade ao equipamento.

Os eixos foram fixados nas tábuas de madeira e sobrepostos, ortogonalmente, conforme Figura 3.4:

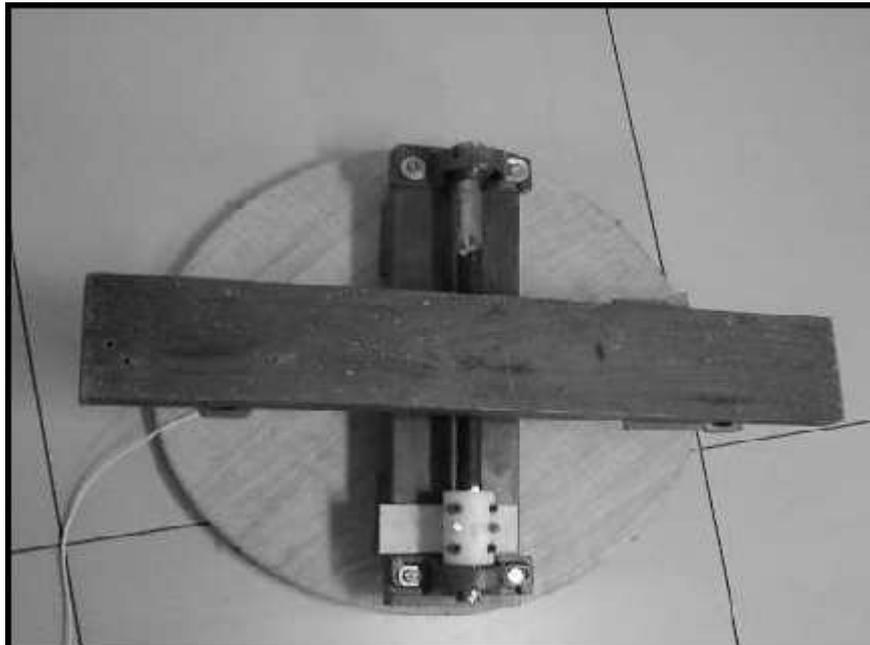


Figura 3.4 – Segundo protótipo – dispositivo de frenagem
Fonte: www.pucrs.br/feng/microg

O uso desta nova base do Estabilômetro necessitou do acoplamento de um sistema de freios, em cada eixo, para garantir que a velocidade da variação angular sofrida pela plataforma e registrada pelo acelerômetro fosse monitorada. Entretanto, neste momento, pretendeu-se focar as falhas apresentadas pelo primeiro protótipo, de modo que este fator de frenagem será verificado a posteriori.

Quanto ao acelerômetro, optou-se pela substituição por um modelo de sensibilidade de 1.5g (Marca Analog Devices®, modelo ADXL 203), também alocado no centro da plataforma, conforme Figura 3.5.



Figura 3.5 – Segundo protótipo – base, acelerômetro e dispositivo de frenagem
Fonte: www.pucrs.br/feng/microg

O segundo protótipo mostrou-se mais eficiente que o primeiro, entretanto há necessidade de que o equipamento seja aprimorado, sobretudo no sentido de melhorar o monitoramento da variação angular da plataforma em teste e a variação da velocidade dessa mudança angular. Cabe ressaltar a necessidade de se inserir um sistema de apoio e segurança do indivíduo que utiliza o protótipo evitando assim possíveis acidentes.

Os freios adotados nos eixos da plataforma oferecem mais atrito ao sistema, possibilitando mais estabilidade. Entretanto, para fins de cálculo, precisão e acurácia do equipamento faz-se necessário essas modificações.

3.2 Estabilômetro proposto – Protótipo três

Atendendo as características e funcionalidades dos protótipos anteriores, foi implementado o protótipo três, o qual é representado esquematicamente, conforme a Figura 3.6.

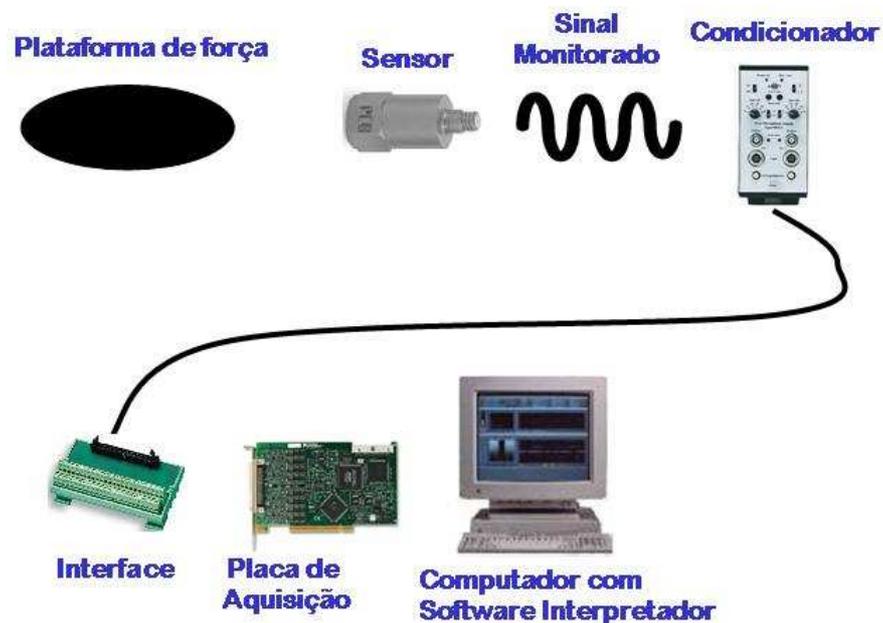


Figura 3.6 – Componentes do sistema desenvolvido
Fonte: Autor, 2008

Cabe ressaltar, que os diversos componentes dessa Figura são esquemáticos, pois alguns destes componentes, dependendo da escolha, são agrupados devido a escolha técnica. É o caso da plataforma de força, onde está inserido o sensor, sinal monitorado e o condicionador. A interface e a placa de aquisição são agrupadas e interligadas ao computador com o software interpretador. Para facilitar o entendimento e escolhas dos requisitos dos sistemas, especifica-se os seguintes módulos:

3.2.1 Plataforma de força

A Plataforma de força foi adaptada dos protótipos já anteriormente descritos e será composta por:

- Plataforma circular em madeira aglomerada;
- Acelerômetro triaxial acoplado no centro da plataforma.

3.2.2 O Condicionador de sinais e Sistema de aquisição

O sistema de aquisição de sinais é composto pelos seguintes componentes:

a) Condicionador de sinais;

Para o caso do condicionador de sinais, os seguintes componentes são definidos:

- Isolamento de transdutores;
- Excitação de transdutores;
- Filtragem;
- Amplificação de sinal.

O esquema abaixo Figura 3.7 demonstra os diversos blocos, ou seja:

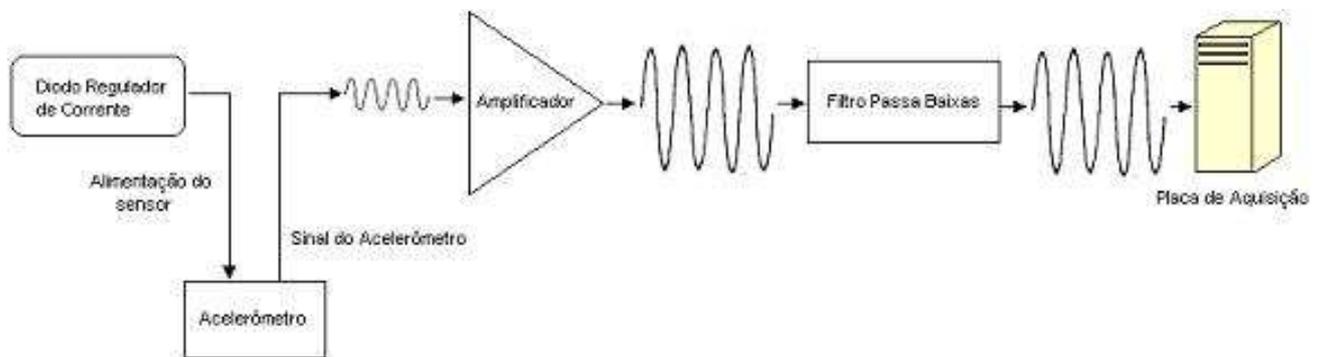


Figura 3.7 - Diagrama em blocos do condicionador de sinais
Fonte: Autor, 2008

Salienta-se que os componentes do sistema de blocos acima descritos estão todos inserido em uma placa de circuito impresso (com exceção da fonte de alimentação do sensor e placa).

b) Sistema de aquisição de dados.

Para o sistema de aquisição de dados, o seguinte diagrama em blocos foi observado:

b.1- Interface física de conexão transdutor /condicionador;

c) Conversor analógico/digital com os seguintes parâmetros:

- a. Nível do sinal de entrada;
- b. Faixa de entrada e resolução,
- c. Taxa de amostragem

Estes parâmetros são inseridos pelo usuário, através de um software fornecido pelo fabricante do conversor analógico/digital.

d) Sistema de Segurança ao usuário do equipamento.

Existe a necessidade de se inserir um sistema de apoio com corrimãos e local para colocação de instrumento de suspensão corporal, uma vez que irá se fazer avaliações em idosos, ou com dificuldade de equilíbrio.

3.3 Fases do Projeto

Para a construção do sistema foram realizados os seguintes passos:

- Revisou-se a literatura: buscou-se às informações de equipamentos similares e pesquisa de materiais que se adaptem ao sistema desenvolvido.
- Construí-se a Plataforma de força: definiu-se e escolheu-se o material, bem como a geometria física e sistema de segurança que se adapte melhor ao teste.
- Escolheu-se o Condicionador do Sinal e Sistema de Aquisição: uma vez estabelecido às características dos sinais, através da forma de onda e amplitude, medida da mesma através do osciloscópio, adquiridos diretamente da plataforma de força, escolheu-se o condicionador e sistema de aquisição de dados adequado.

3.3.1 Fase 1 – Construção da Plataforma de Força

Uma plataforma de 1,30 m de comprimento por 1,10 m de largura, serve de fixação para a base circular de 80 cm de diâmetro. Cabe ressaltar que também está fixado a base um sistema de segurança na forma de corrimões de ferro de 1,00 m de largura por 1,20 de comprimento.

O Sistema completo, sua geometria e fixação pode ser observado, conforme Figura 3.8.

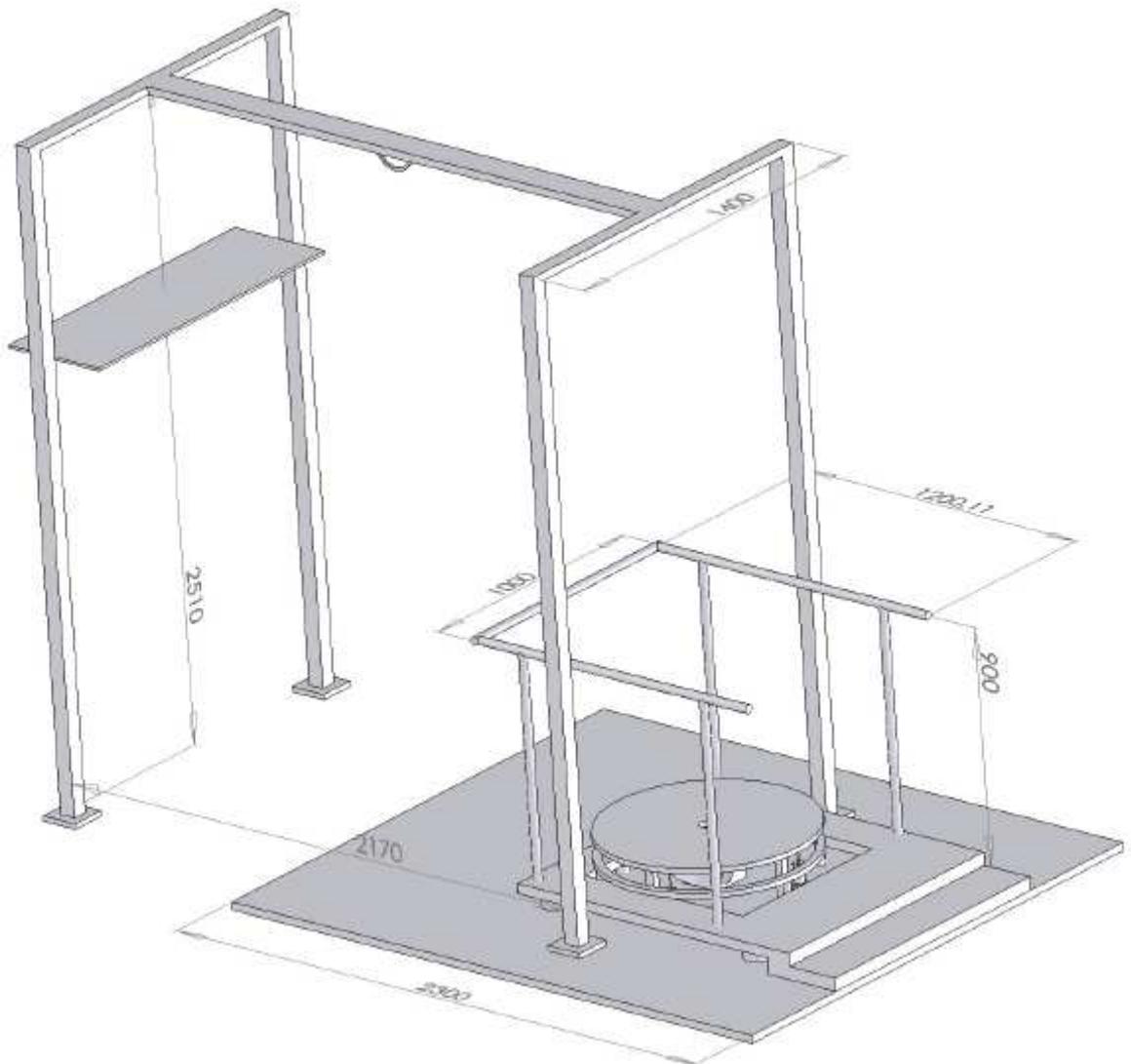


Figura 3.8 – Desenho do sistema completo construído
Fonte: WWW.pucrs.br/feng/microg

A construção mecânica do sistema é projetada para atender sempre a especificação de segurança do protótipo e observa-se os seguintes detalhes:

- Corrimões para garantir a integridade do indivíduo que irá fazer o teste;
- Sistema para fixação de um hardware (microcomputador e monitor), que possibilita realizar a interface entre o operador e indivíduo de teste.

- Necessidade de uma nova geometria e fixação de segurança da nova base do Estabilômetro

Quanto ao acelerômetro, optou-se pelo modelo MMA 7260 QT do fabricante Freescale (Motorola) com as seguintes características:

- Marca: Freescale (Motorola);
- Modelo: MMA7260 QT;
- Número de eixos: 3 (X, Y, Z);
- Faixas de medição: Seleccionável em 1,5G, 2G, 4G, 6G;
- Sensibilidade: 800mV/G, 600mV/G, 300mV/G, 200mV/G;
- Tensão de Alimentação: 3,3V;
- Tensão de Saída Analógica para 0G: 1,65G;
- Baixo consumo, já configurado para possibilidade de uso em equipamentos portáteis;
- Condicionador com filtro passa baixa já implementado.

A Figura 3.9 demonstra as características dinâmicas principais e encapsulamento do acelerômetro conforme seu manual, ou seja:

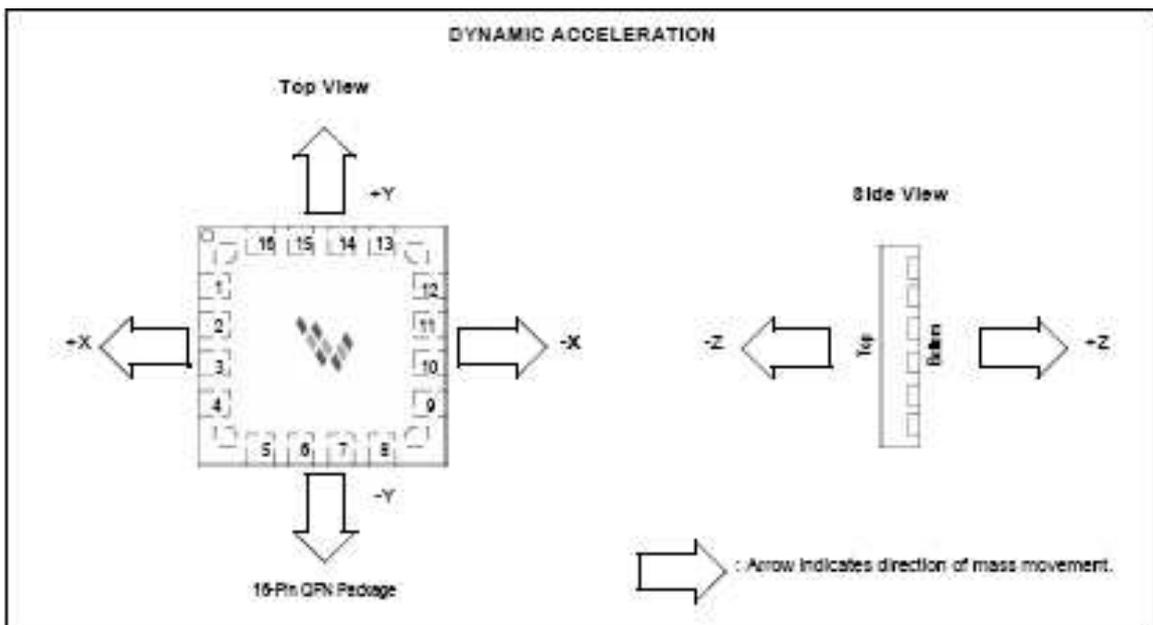


Figura 3.9 - Especificações do acelerômetro – aceleração dinâmica
Fonte: Databook Freescale Semiconductor

O diagrama em blocos funcional do acelerômetro Figura 3.10 é composto pelos seguintes componentes já implementados em uma única pastilha, ou seja:

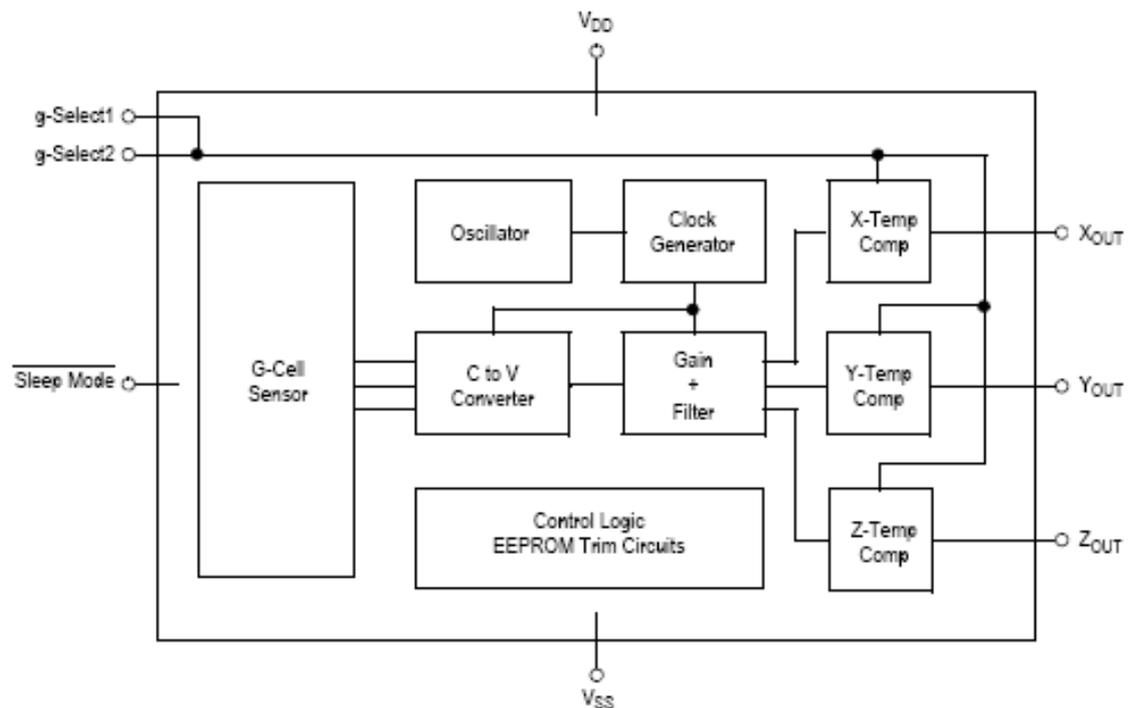


Figura 3.10 - Diagrama em Blocos do Acelerômetro
 Fonte: Databook Freescale Semiconductor

Por recomendações do fabricante, o circuito implementado Figura 3.11 para conexão do acelerômetro é:

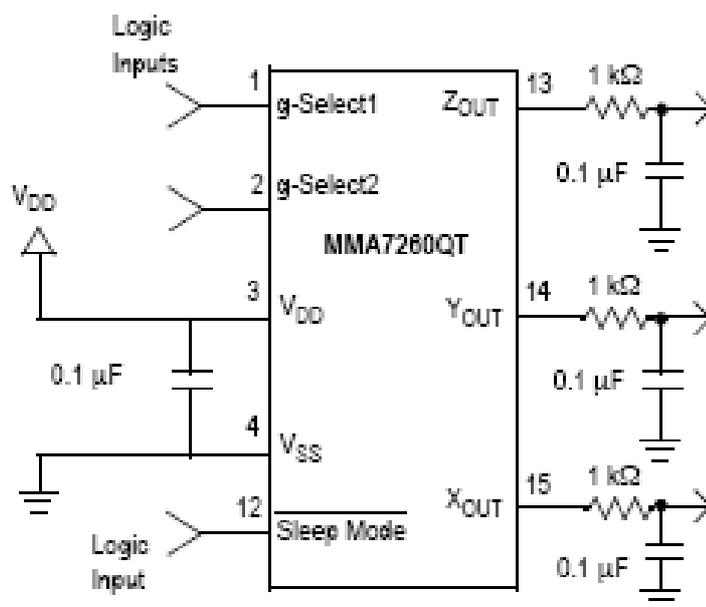


Figura 3.11 - Conexão elétrica do acelerômetro
 Fonte: Databook Freescale Semiconductor

Para este trabalho, optou-se pela seguinte configuração do circuito, uma vez observados os requisitos de operacionalidade sugerido pelo fabricante, ou seja:

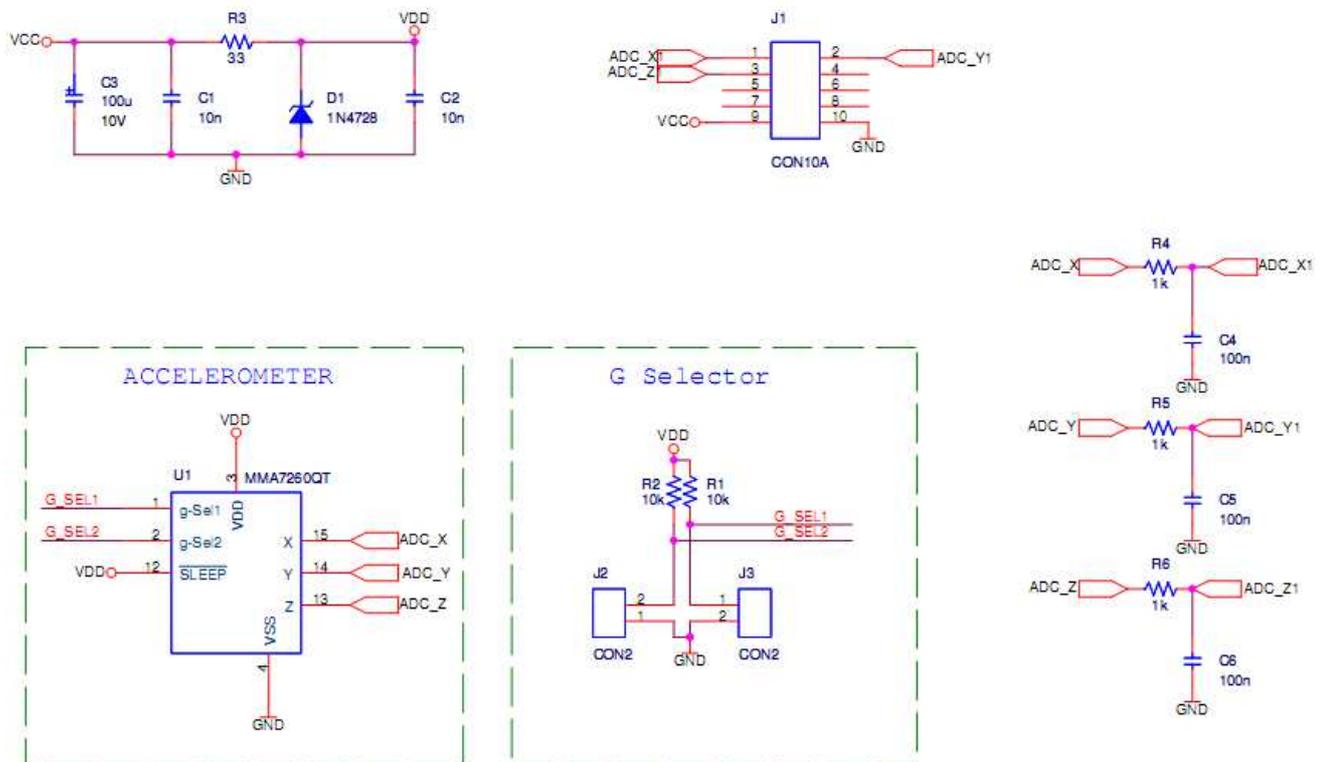


Figura 3.12 - Diagrama elétrico da placa do acelerômetro
 Fonte: autor, 2008

Na Figura 3.12, observa-se a implementação da tensão de referência, o circuito de interligação do acelerômetro com o conversor de sinais (observando a necessidade de casamento de impedâncias). Outro ponto interessante a observar é a possibilidade de seleção das diversas escalas de sensibilidade (através de um conector próprio para a seleção - 1,5G, 2G, 4G, 6G).

O acelerômetro está acoplado no centro da plataforma através de uma placa de circuito elétrico. Cabe ressaltar, que devido ao encapsulamento do mesmo e a sua geometria, foi necessário realizar uma soldagem através de uma empresa especializada, o resultado pode se visualizado conforme Figuras 3.13 e 3.14.

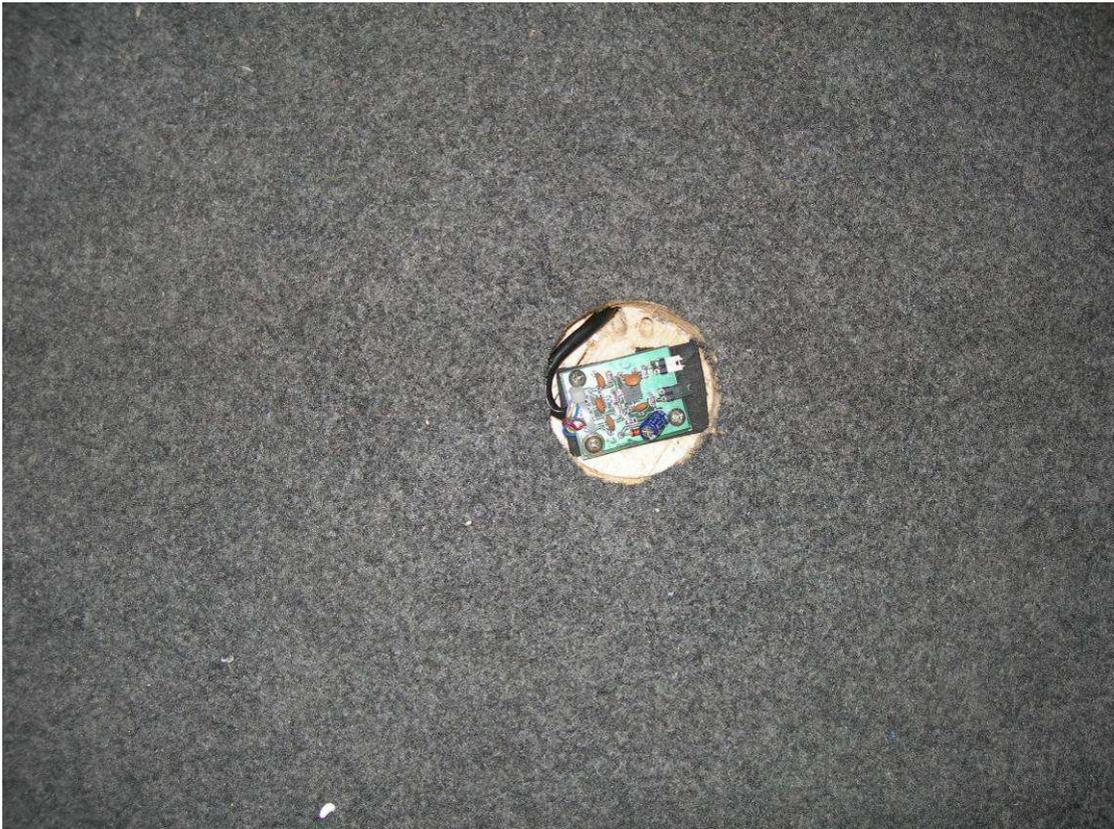


Figura 3.13 – Acelerômetro acoplado a plataforma.

O Estabilômetro foi desenvolvido de forma a funcionar como uma plataforma dinâmica que gere movimentos em dois eixos ortogonais (X e Y). Ressalta-se que o condicionador de sinal e filtros utilizados já estão integrados ao acelerômetro em um único chip.

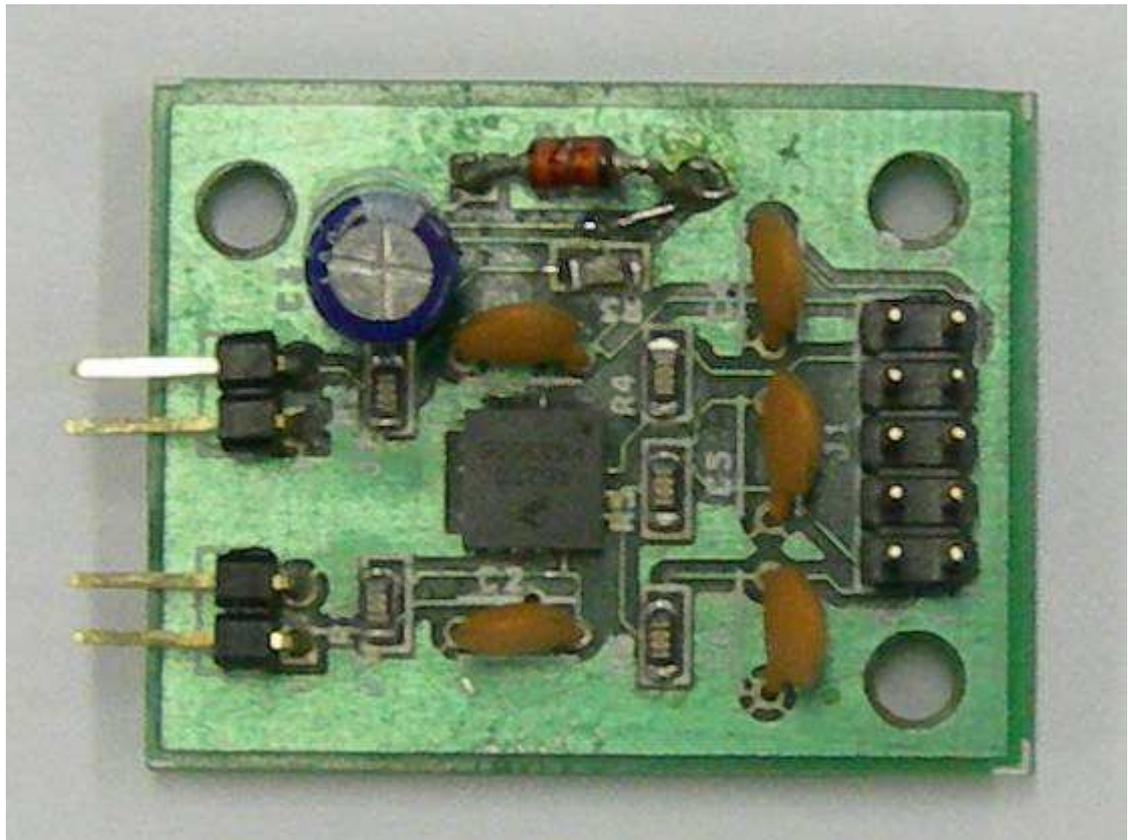


Figura 3.14 – Placa do acelerômetro

Esse sistema é capaz de fazer a captação do sinal analógico captado do acelerômetro, com a consequente filtragem do mesmo, para ser adquirido por um dispositivo de aquisição de dados.

Verifica-se através da Figura 3.15, que o sistema de amortecimento e fixação da base a plataforma é feita através de tubos de PVC guiados por buchas de poliuretano. Isto se faz necessário, devido a garantir ao usuário uma instabilidade mínima na plataforma durante a realização dos ensaios.

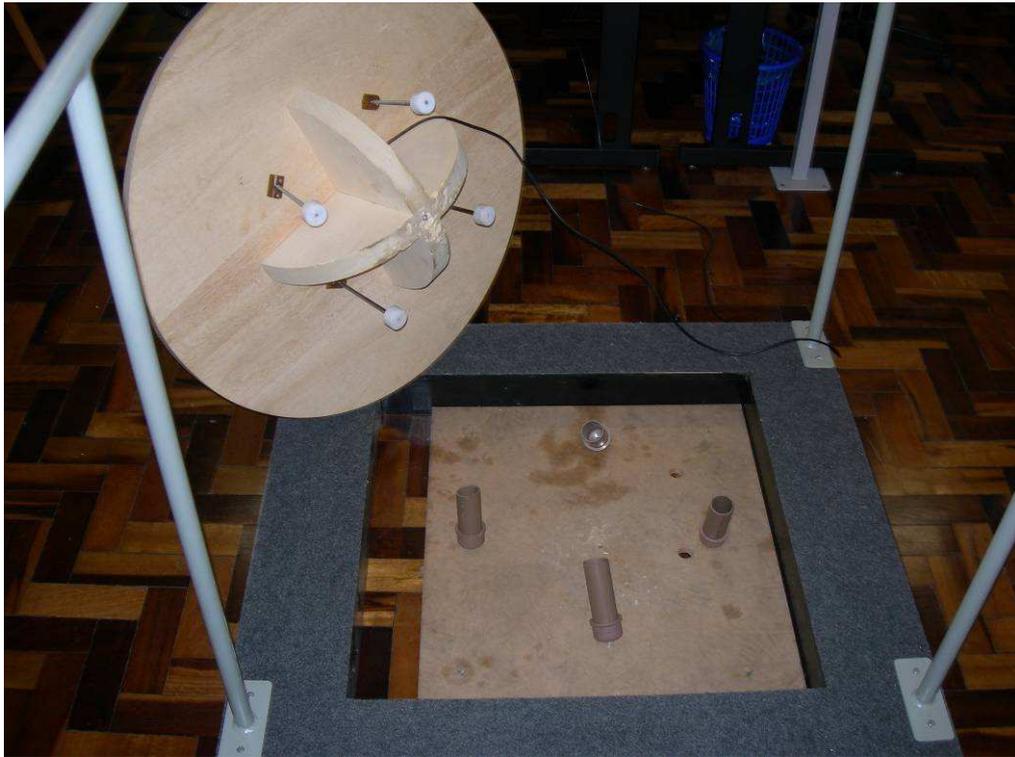


Figura 3.15 – Sistema de fixação da plataforma.

3.3.2 Fase 2 - Calibração do Acelerômetro

Para aplicações onde a massa é baixa, a força da gravidade é a aceleração de referência mais estável, correta e conveniente. Uma leitura do ponto de 0g pode ser determinado pela orientação do chip paralelo à superfície da Terra. Um método de calibração, e o mais correto, é fazer medidas em +1g e -1g. Apontando o eixo de medição do acelerômetro diretamente para a Terra - Figura 3.16, lê-se o +1g. Girando o chip 180°, lê-se o -1g.

A sensibilidade pode ser determinada através das duas medidas, conforme mostrado na equação 3.1, onde A representa o valor da saída do acelerômetro com eixo orientado para +1g e B representa o valor da saída do acelerômetro com eixo orientado para -1g.

$$Sensibilidade = \frac{A - B}{2g}. \quad (3.1)$$

Acelerômetro medindo uma
aceleração estática

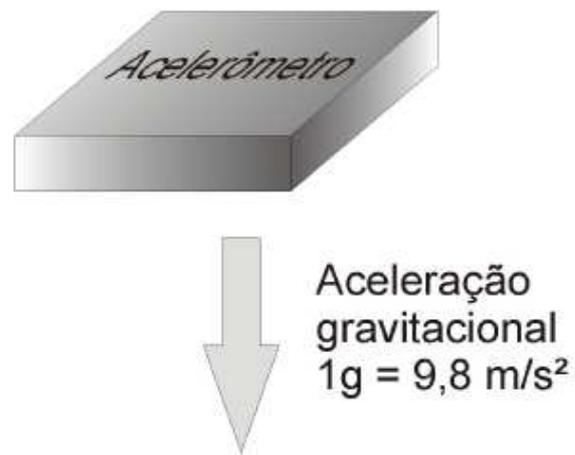


Figura 3.16 - Orientação correta para calibração em +g
Fonte: Databook Freescale Semiconductor

Como exemplo ilustrativo, considere $A = 55\%$ e $B = 47\%$ da tensão . Tem-se, então a equação 3.2:

$$Sensibilidade = \frac{55\% - 47\%}{2g} \Rightarrow Sensibilidade = \frac{4\%}{g} \quad (3.2)$$

Para a faixa de medição escolhida de $0 - 2g$ a sensibilidade do acelerômetro, conforme manual do fabricante é de 600mV/g

Para calibração do acelerômetro, mediu-se a tensão gerada na saída da placa do acelerômetro, colocando-se o mesmo na posição paralela a superfície da terra, assumindo-se a aceleração gravitacional de $9,8\text{m/S}^2$.

3.3.3 Fase 3 - Escolha do Condicionador do Sinal e Sistema de Aquisição

O sistema escolhido para aquisição é o DI-148U da DataQ® Instruments Figura 3.17, cujas características são: Conversor A/D, DataQ®, modelo DI-148U, com 8 canais analógicos, 12Bit - 1800 H .



Figura 3.17 – Foto do sistema de aquisição, indicando suas entradas e saídas
Fonte: Databook Dataq Instruments

De acordo com o manual do manual do Kit recomenda-se o seguinte circuito típico para a entrada do sinal analógico, ou seja:

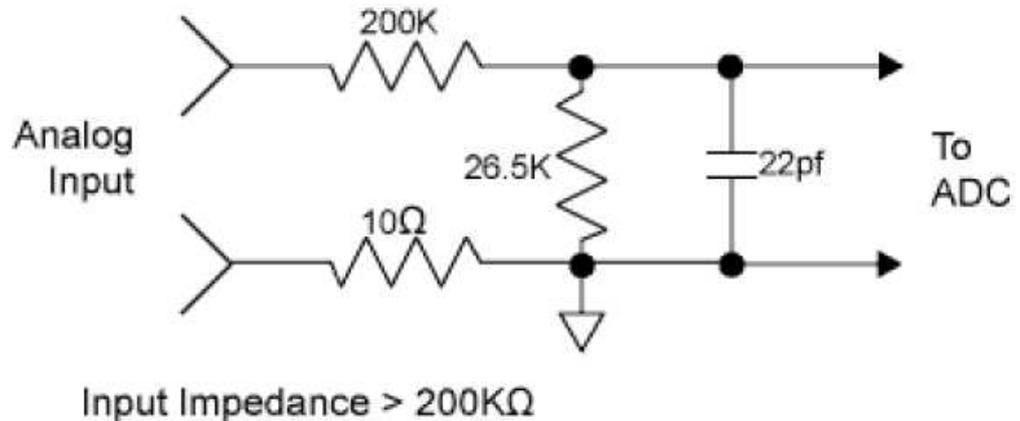


Figura 3.18 - Impedância de entrada sugerida pelo manual do fabricante
Fonte: Databook Dataq Instruments

Este acoplamento é necessário, pois evita garante o nível de sinal suportado pela entrada do conversor analógico digital, bem como evita a aquisição de sinais espúrios .

A Figura 3.19 demonstra a conexão do sistema:

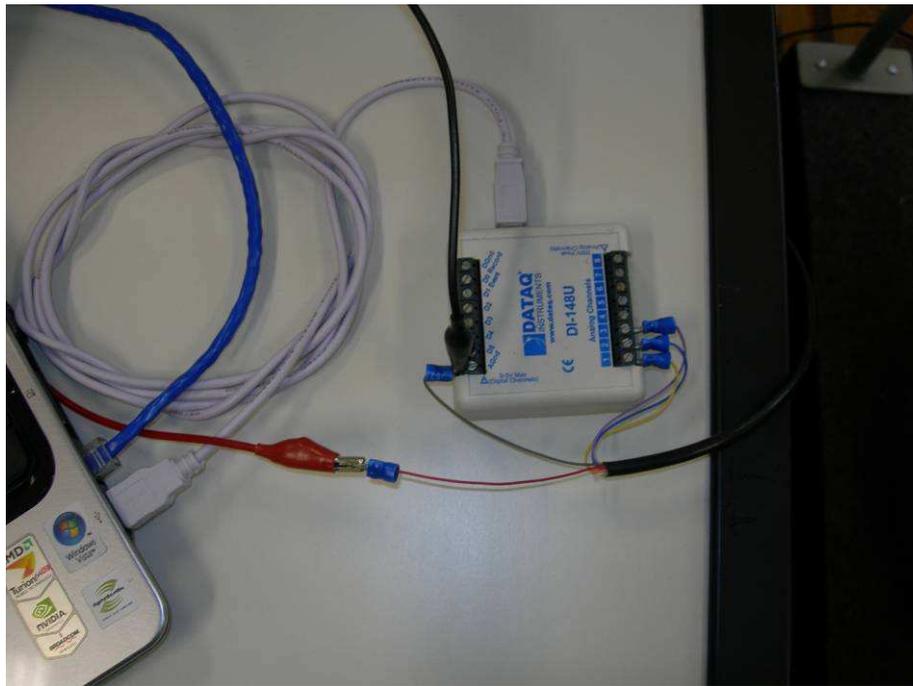


Figura 3.19 – Conexão do acelerômetro ao conversor AD

Observa-se que foram usados os três canais do conversor AD, adquirindo-se informações dos eixos X,Y e Z do acelerômetro. A escolha de uma fonte de alimentação externa se deu pela necessidade de se evitar espúrios de sinais e estabilização da tensão de referência do AD.

Software de Aquisição - WINDAQ/Lite Recording Software

O software utilizado para a aquisição dos sinais foi o WINDAQ/LITE aonde se desta as seguintes características:

- Operação multitarefa, rodando compatível com o Windows 2000 e XP;
- Display em tempo real e streaming de disco;
- Marcação de eventos e comentários durante a aquisição em tempo real e gravação em disco, facilitando a análise pelo usuário;
- Possibilidade de gravação de dados para análise por outros softwares interpretadores tipo Excel;
- Possibilidade de mostrar de 1 a 32 canais, com possibilidade de trigger e gravação simultânea em disco,
- Permite a análise em frequência, filtragem digital, plotagem X-Y e análise estatística.

A Figura 3.20 demonstra os dados e facilidades do software segundo seu fabricante, ou seja:

WINDAQ Acquisition and Playback Software

Disk Streaming and Real Time Display to over 200kHz

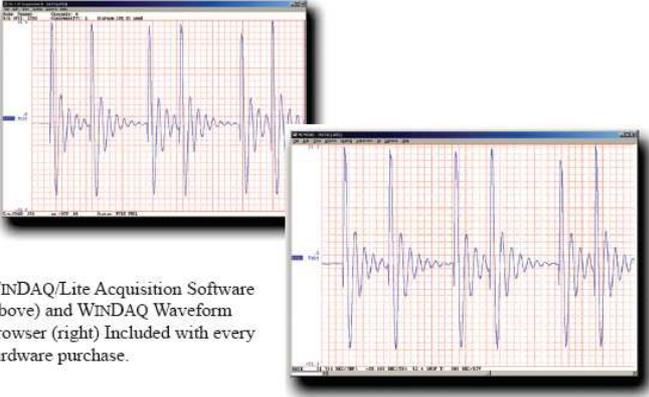
True Multitasking Operation

Record Up to 240 Channels

Built-In Data File Translator

Variety of Cursor-Oriented Time and Amplitude Measurements

The WINDAQ software package includes both WINDAQ Data Acquisition software and WINDAQ Waveform Browser playback and analysis software. WINDAQ/Lite (includes WINDAQ Waveform Browser and WINDAQ/Lite Recording Software) is free



WINDAQ/Lite Acquisition Software (above) and WINDAQ Waveform Browser (right) Included with every hardware purchase.

Figura 3.20 – Software usado para adquirir os dados - WinDAQ
 Fonte: DATAQ Instruments

Cabe ressaltar que o sistema possibilita a calibragem do sistema e setup dos principais parâmetros para aquisição de sinais como nível de entrada do sinal e resolução e taxa de amostragem. A Figura 3.21 mostra a tela de setup e calibração do software:

WINDAQ Recording Software

Setup

Double-click and enter the channels you want to acquire into the WINDAQ scan list. Click to select gain, signal averaging, true RMS, frequency, and peak or valley detection per channel. Click to define a single to 32-channel display — either triggered sweep (oscilloscope-like) or scrolling (chart recorder-like). Click again to define a sample rate ranging from less than one to 250,000 per second. With WINDAQ/Pro+ you can even define different sample rates on a per channel basis.

Calibrate

Define calibration per channel to display waveform values in meaningful units such as psi, °F or °C, amps, rpm, watts, horsepower — any unit of measure you need.

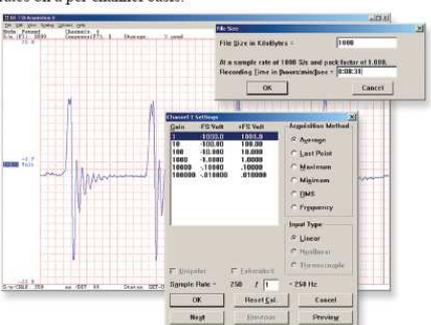
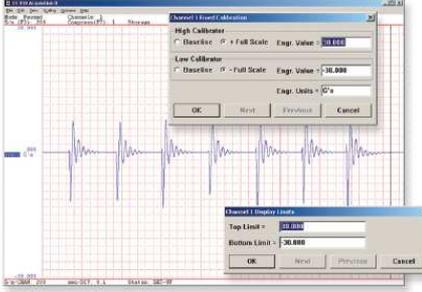



Figura 3.21 – Telas de Setup e calibragem do sistema de AD
 Fonte: DATAQ Instruments

4 RESULTADOS

O sistema completo está caracterizado pela Figura 4.1, nota-se que a plataforma de força, condicionador, bem como o conversor A/D e sistema de aquisição, são interligados, com o intuito de obter os dados para a realização dos testes de equilíbrio em indivíduos.

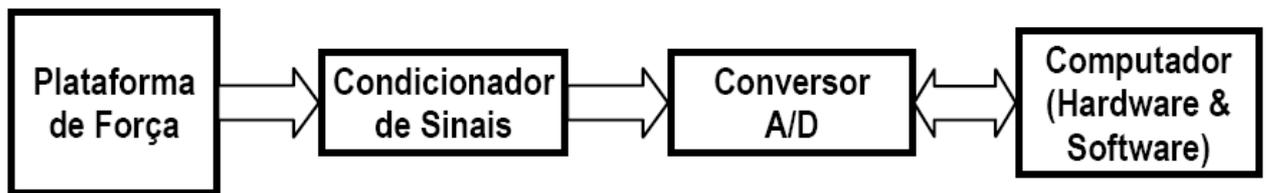


Figura 4.1 – Representação em blocos do sistema completo.

4.1 Testes do Sistema

Para validação do sistema foi realizados os seguintes testes:

4.1.1 Testes estruturais, sistema de amortecimento e segurança.

O Primeiro teste a ser executado foi o da plataforma de força, onde está inserido o acelerômetro e placa do condicionador de sinais.

As Figuras 4.2a e 4.2b mostram os testes feitos pelo usuário para a plataforma de força e sistema de amortecimento mecânico, ou seja:



Figura 4.2 a – Teste da Plataforma de força e placa de acelerômetro



Figura 4.2 b – Teste da plataforma de força com sistema de amortecimento

O acelerômetro utilizado é um componente com um custo de R\$ 60,00. As suas principais características a destacar são:

- Baixo custo do componente, bem como facilidade na aquisição do mesmo;
- Facilidade na conexão com outros componentes do sistema;
- Filtro passa baixo já implementado na pastilha;
- Compensação de variações de temperatura já implementadas no chip;
- Possibilidade de escalonamento de sensibilidade do acelerômetro através de um seletor tipo “tap”;
- Seletor de modo de baixo consumo (sleep mode).

4.1.2 Teste do Sistema de aquisição, composto por um sistema de aquisição de dados e microcomputador.

O Sistema de aquisição utilizado foi escolhido atendendo os seguintes requisitos do sistema:

- Baixo custo de aquisição – o custo do sistema é de R\$ 1.000,00;
- Necessidade de um sistema compacto e de fácil operação do usuário, conforme Figura 4.2 descrita anteriormente;
- Resolução de 10 bits, compatível com os sinais adquiridos do acelerômetro.

A tabela 4.1 a seguir explicita os principais parâmetros de aquisição do sistema.

Amplitude máxima do Sinal do acelerômetro	0 a 4volts
Frequência de amostragem do sinal no eixo X	15 hz
Frequência de amostragem do sinal no eixo Y	15 hz

Tabela 4.1- Parâmetros para aquisição

Para finalizar os testes de interligação do sistema, foi interligada a plataforma de força ao sistema de aquisição de dados, conforma figura 4.3.

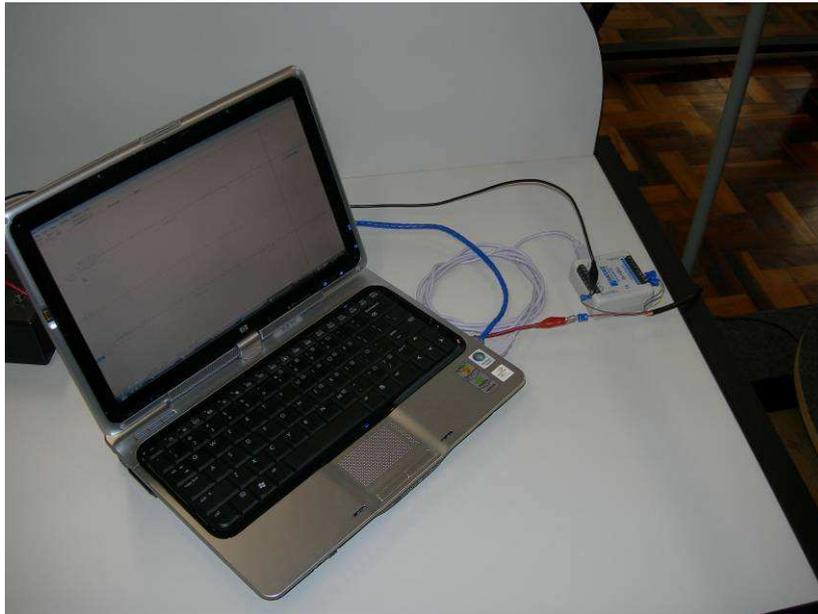


Figura 4.3 – Sistema de aquisição de dados (computador e sistema de aquisição de dados)

4.1.3 Teste final de equilíbrio de um usuário sobre a plataforma

O teste consiste no equilíbrio do indivíduo em uma plataforma (conforme Figura 4.4), sendo que, acoplado a esta plataforma está inserido um transdutor que meça as variações nas direções em frente, trás, direita e esquerda.

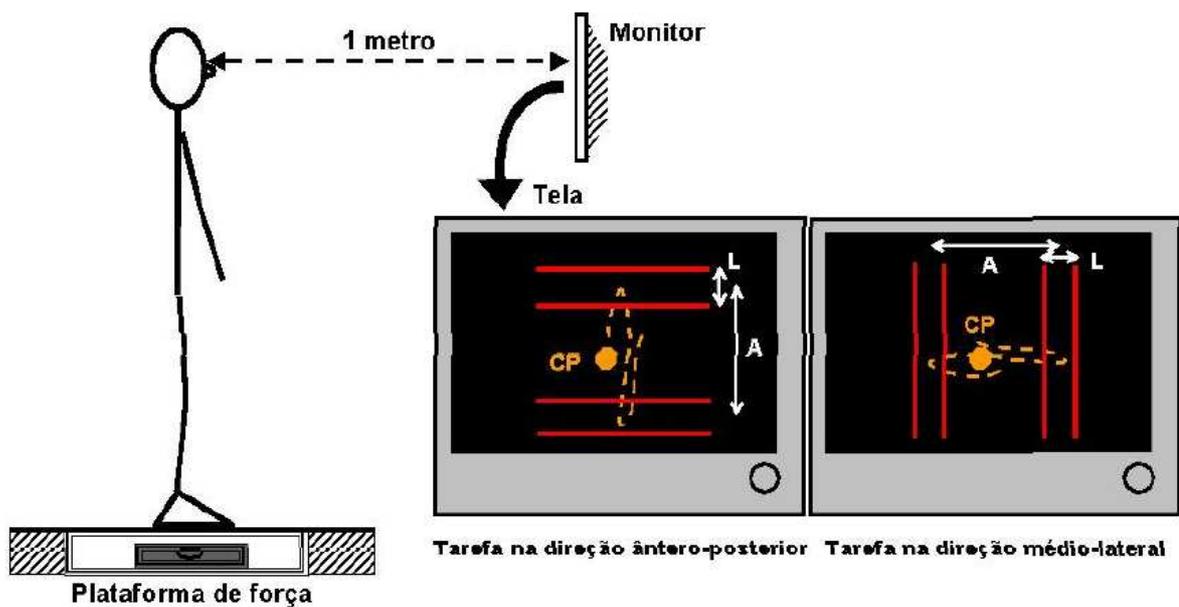


Figura 4.4 – Representação esquemática do sistema de teste de equilíbrio sobre o estabilômetro.

Para este teste, contou-se com a colaboração do Eng. Felipe Falcão, que se posicionou primeiramente de uma forma hígida, sem alterações de postura ou equilíbrio.

A seguir, o indivíduo foi se inclinando para a frente, trás, direita e esquerda. Os testes completos foram realizados com ciclos de tempo de 50 (cinquenta) segundos. Estes testes, realizados nas dependências do Centro de Microgravidade da Faculdade de Engenharia, foram feitos por repetição e em seguida foi selecionado a massa de dados, mais representativo para o estudo em questão.

A Figura 4.5 mostra como o usuário se posiciona, em um teste de equilíbrio no Estabilômetro, observa-se também o posicionamento do sistema de segurança. Cabe ressaltar que este sistema de segurança oferece ao usuário um apoio durante os testes, principalmente no caso de possuir alguma deficiência de equilíbrio.



Figura 4.5 – Teste completo do sistema, com sistema de segurança.

Para estes testes não foram realizados nenhum estímulo externo, ou seja, olhos vendados, pontos fixos em monitores, etc.

Podemos também ressaltar, que o voluntário para o teste apresentava perfeitas condições de saúde, não apresentando assim, nenhum problema de equilíbrio detectado, até o momento.

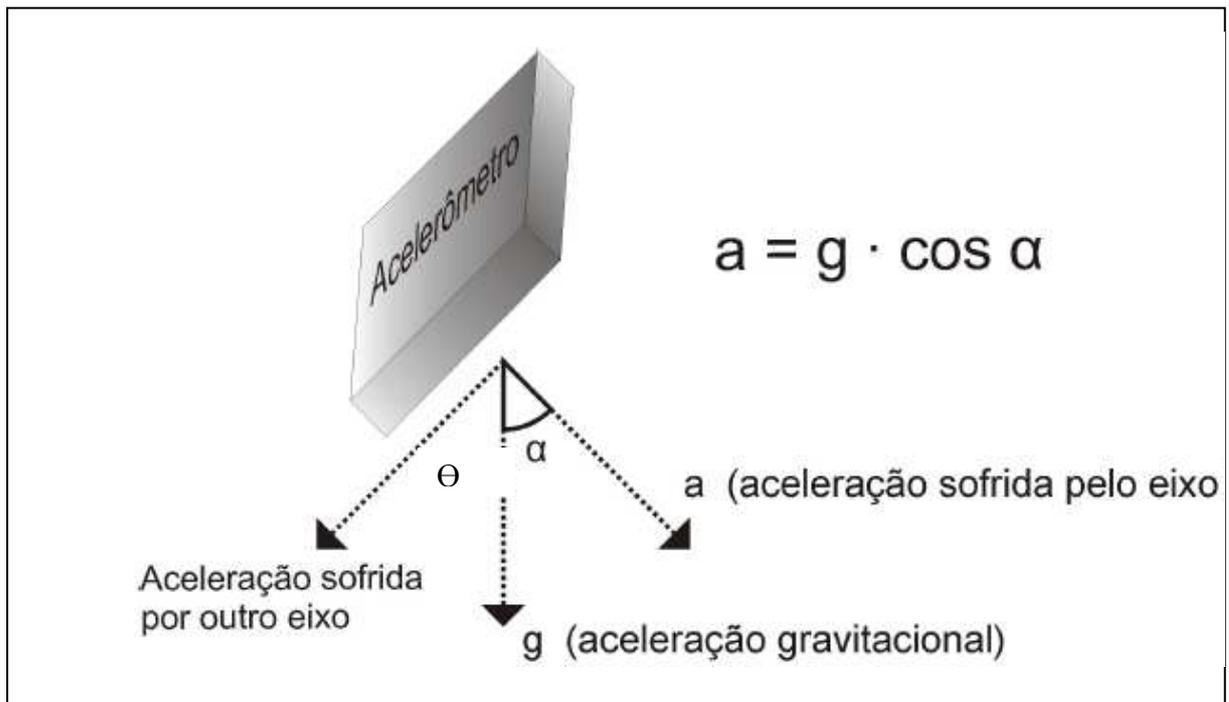


Figura 4.6– Medição da variação da aceleração da plataforma .

A maneira de se representar o deslocamento do indivíduo na plataforma de força é dada em ângulos, conforme descrito na Figura 4.6, onde o ângulo $\Theta = 90 - \alpha$ e representa a posição do acelerômetro em relação ao eixo do qual se está deslocado, ou seja, nas posições do indivíduo em repouso, inclinado para frente, atrás, direita e esquerda.

4.2 Gráfico do Sistema em operação

Para entendimento melhor dos gráficos a seguir, vamos descrever através da Figura 4.7 a convenção adotada do sentido de oscilação de um indivíduo sob o Estabilômetro, ou seja

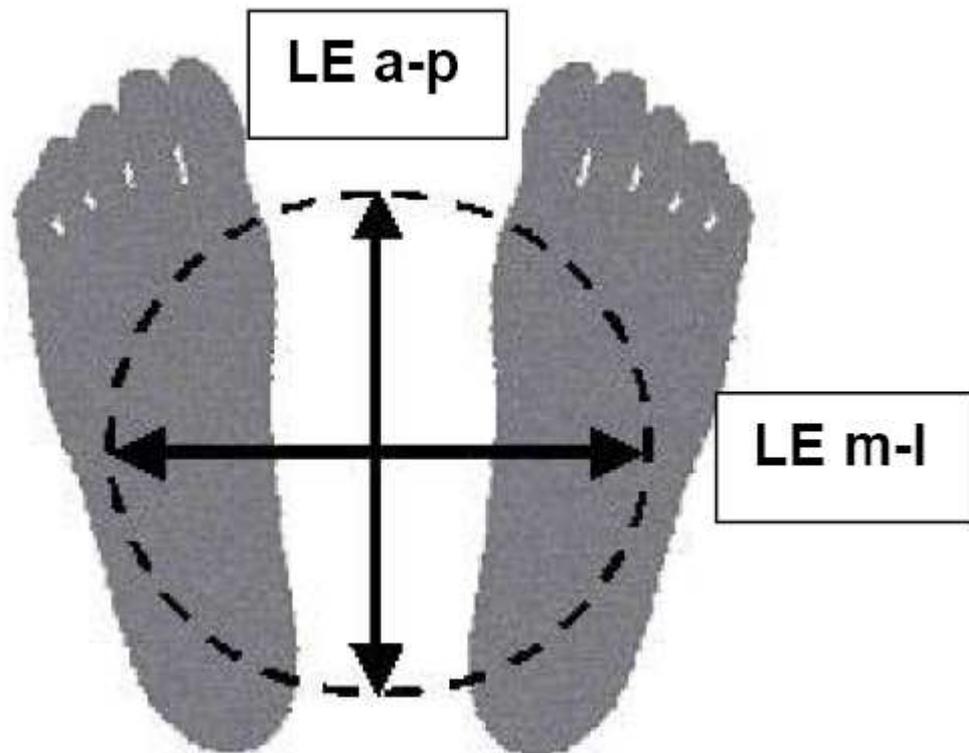


Figura 4.7 – Representação dos limites de estabilidade Antero posterior e Látero – lateral em relação aos centros dos pés
Fonte: Autor, 2008

A Figura 4.8, demonstra o sistema em operação normal, ou seja, o indivíduo equilibra-se sob a plataforma e após, faz um movimento primeiramente para frente, atrás, esquerda e direita.

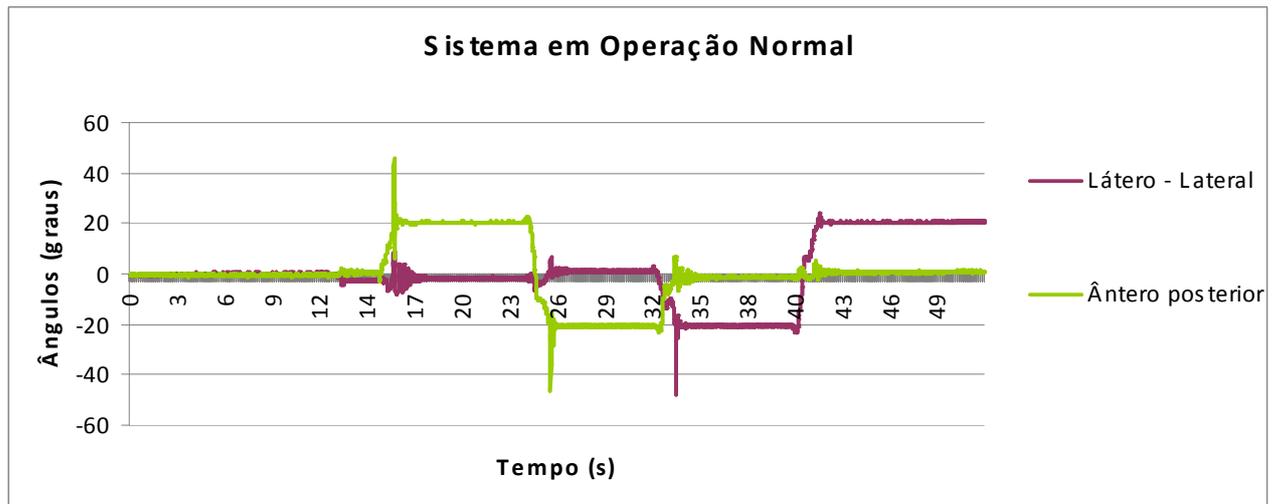


Figura 4.8 – Sistema em operação normal – indivíduo sobre a plataforma e inclinando-se para frente, trás, direita e esquerda

Nos próximos itens o gráfico acima é melhor explorado no sentido de se mostrar os diversos movimentos do indivíduo sobre a plataforma.

4.3 Indivíduo em repouso

Para esta situação, observa-se o estabilômetro na posição paralela ao eixo do chão, sendo que a variação angular é pequena, próxima de zero, conforme verifica-se na Figura 4.9.

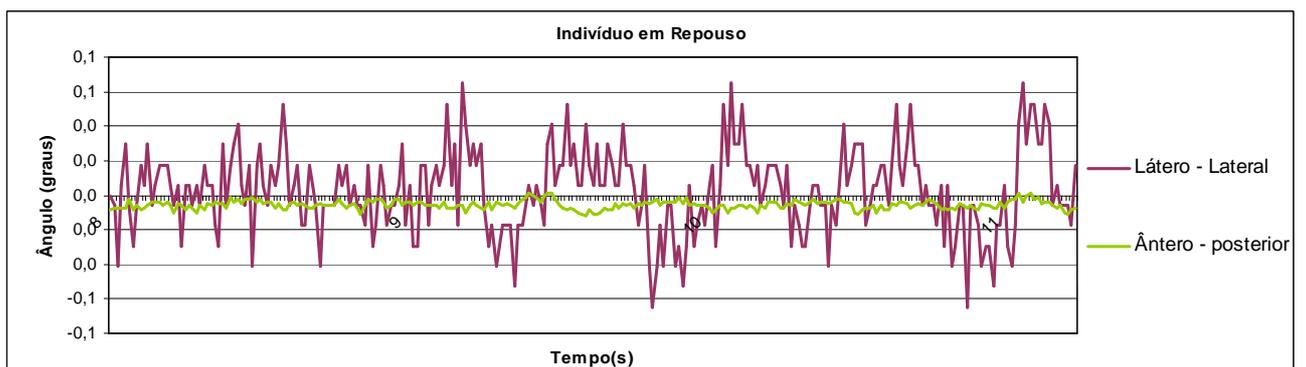


Figura 4.9 – Indivíduo em repouso

Fonte: Autor, 2008

No teste de equilíbrio, pode-se simular o indivíduo nas seguintes situações:

- 1) da posição de equilíbrio para a posição de inclinado para frente;
- 2) da posição inclinado para a frente para a posição inclinado para trás;
- 3) da posição inclinado para trás para a posição inclinado para a direita;

4) da posição inclinado para a direita para a posição inclinado para a esquerda.

Para essas situações, nota-se um período chamado de “transição”, que foi detectado pelo software de aquisição. A seguir apresenta-se os resultados gráficos, relativo à “transição” e do momento de estabilização (uma vez inclinado) do indivíduo na plataforma.

4.4 Indivíduo para frente – Transição e inclinado

Para está situação, verifica-se a passagem do indivíduo da posição de repouso (A), para a posição de inclinado para frente (C). Observa-se uma janela de transição (B) formada por picos de ângulos, em tempo muito curto (2s), e um gráfico típico de amortecimento do sinal devido ao choque da plataforma com o sistema de amortecimento, impedindo assim a instabilidade do indivíduo na plataforma de força, impedindo assim que esta instabilidade possa ser induzida como queda do usuário na plataforma.

Resumindo, a Figura 4.10 representa em um período de 5ms, a transição de posição de equilíbrio para a posição de inclinado para a frente, onde temos a variação da posição ântero – posterior de 0 graus para a posição de 20 graus, permanecendo o mesmo na posição inclinado para frente. Cabe ressaltar que a posição látero – lateral não se modificou para este caso.

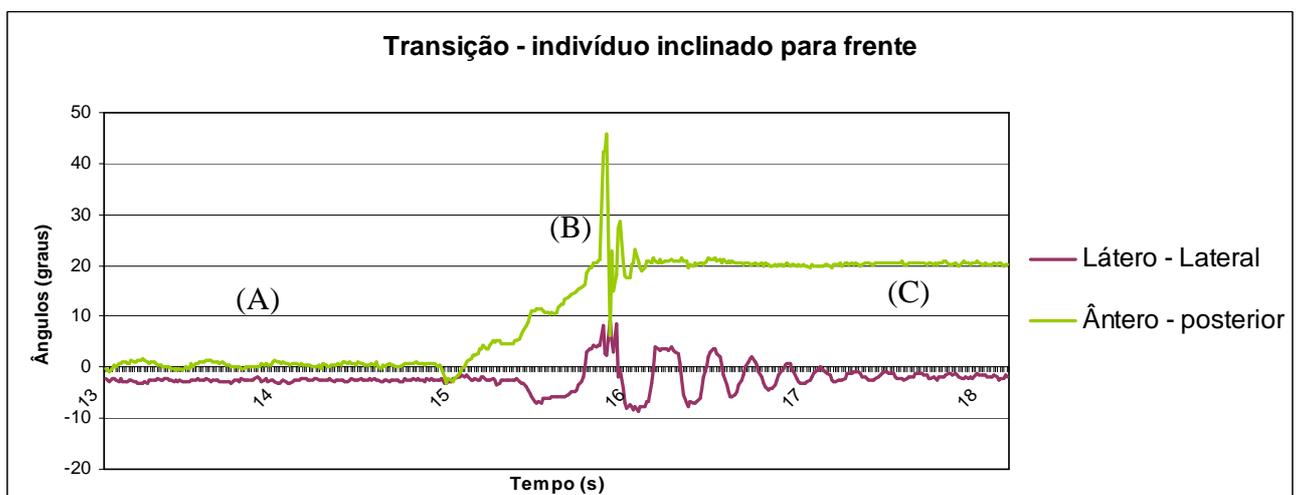


Figura 4.10 – Transição – indivíduo inclinado para frente

Após a estabilização do indivíduo na plataforma, o seguinte gráfico é apresentado:

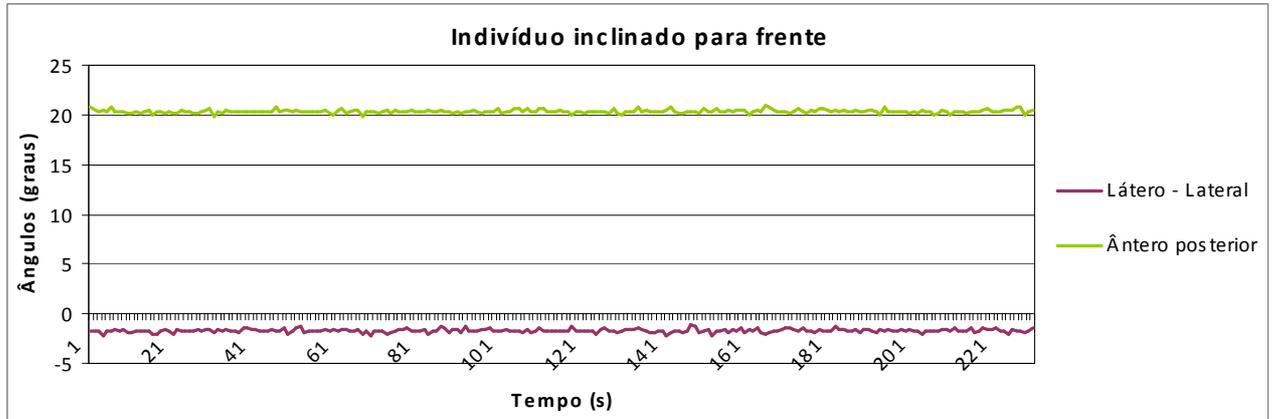


Figura 4.11 – indivíduo inclinado para frente
Fonte: Autor, 2008

4.5 Indivíduo para trás – Transição e inclinado

Para esta situação, verifica-se a passagem do indivíduo da posição de inclinado para a frente (A), para a posição de inclinado para trás (C). Observa-se uma janela de transição (B) formada por picos de ângulos, em tempo muito curto (1s), e um gráfico típico de amortecimento do sinal devido ao choque da plataforma com o sistema de amortecimento, impedindo assim a instabilidade do indivíduo na plataforma de força, impedindo também que esta instabilidade possa ser induzida como queda do usuário na plataforma.

Resumindo, a Figura 4.12 representa em um período de 4ms, a transição de posição de inclinado para a frente para a posição de inclinado para trás, onde temos a variação da posição ântero – posterior de 20 graus para a posição de - 20 graus, permanecendo o mesmo na posição inclinado para trás. Nota-se que a posição látero – lateral não se modificou.

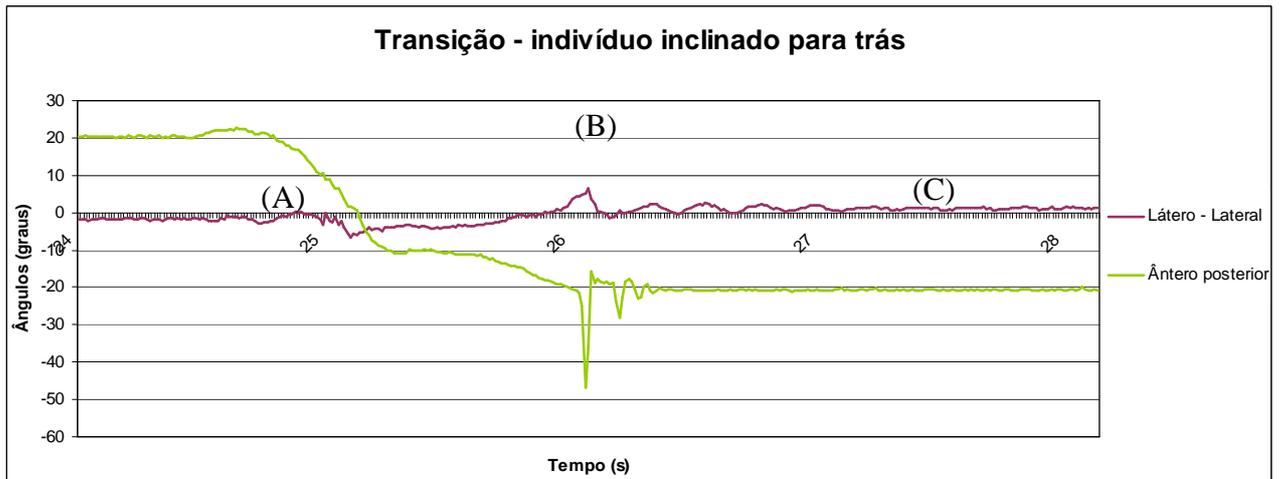


Figura 4.12 – Transição – indivíduo inclinado para trás

Após a estabilização do indivíduo na plataforma, o seguinte gráfico é apresentado:

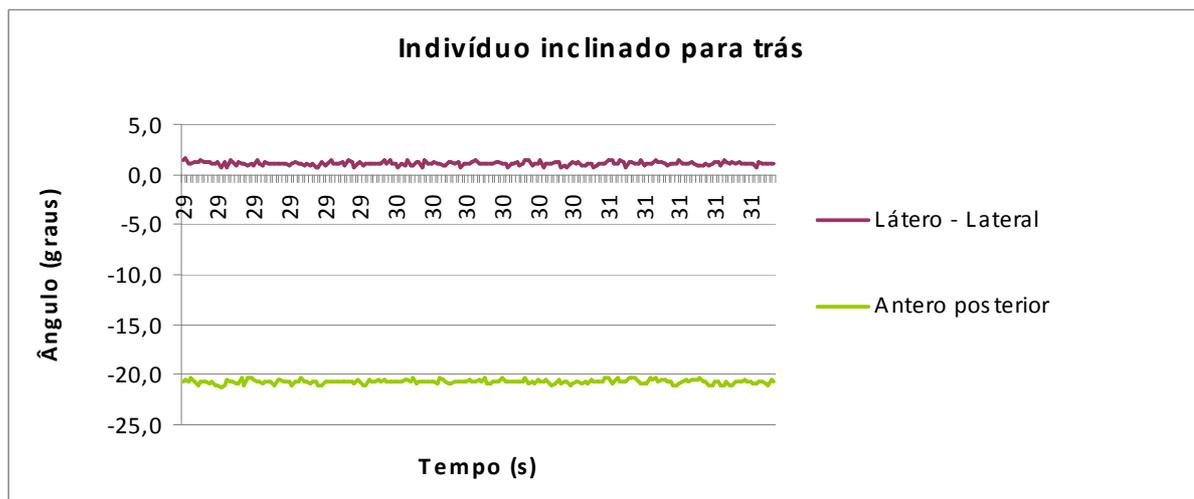


Figura 4.13– indivíduo inclinado para trás

4.6 Indivíduo para direita – Transição e inclinado

Para esta situação, verifica-se a passagem do indivíduo da posição de inclinado para trás (A), para a posição de inclinado para a direita (C). Observa-se uma janela de transição (B) formada por picos de ângulos, em tempo muito curto (3s), e um gráfico típico de amortecimento do sinal devido ao choque da plataforma com o sistema de amortecimento, impedindo assim a instabilidade do indivíduo na

plataforma de força, impedindo também que esta instabilidade possa ser induzida como queda do usuário na plataforma.

Resumindo, a Figura 4.14 representa em um período de 6ms, a transição de posição de inclinado para trás para a posição de inclinado para direita, onde temos a variação da látero - lateral de 0 graus para a posição de - 20 graus, permanecendo o mesmo na posição inclinado para a direita. Nota-se que a posição ântero – posterior se modificou da posição de -20 graus para 0 graus.

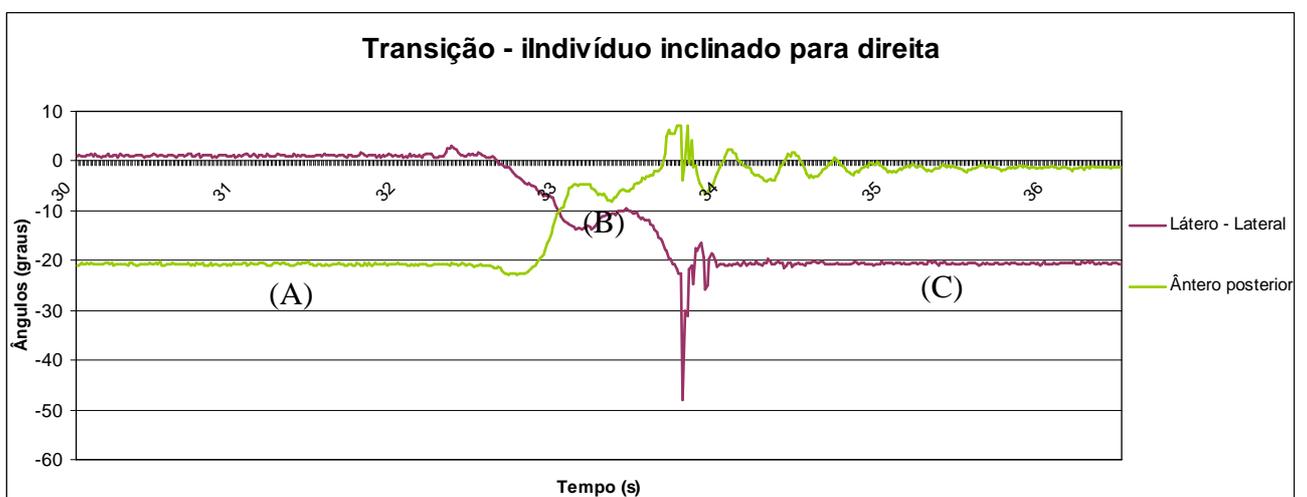


Figura 4.14 – Transição – indivíduo inclinado para direita

Após a estabilização do indivíduo na plataforma, o seguinte gráfico é apresentado:

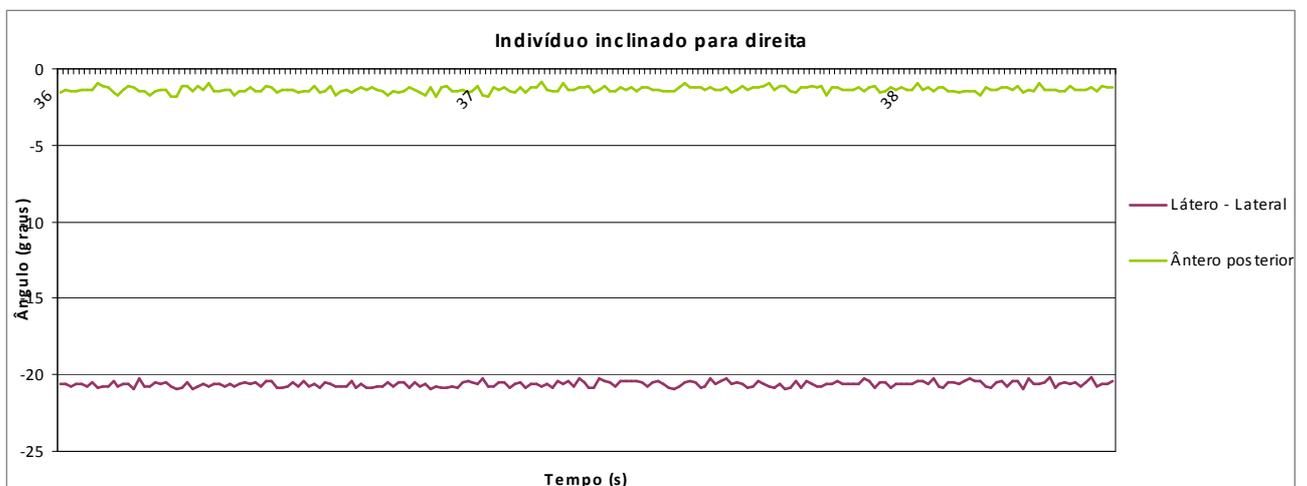


Figura 4.15 – indivíduo inclinado para direita

4.7 Indivíduo para esquerda – Transição e inclinado

Para esta situação, verifica-se a passagem do indivíduo da posição de inclinado para a direita (A), para a posição de inclinado para a esquerda (C). Observa-se uma janela de transição (B) formada por picos de ângulos, em tempo muito curto (1s), e um gráfico típico de amortecimento do sinal devido ao choque da plataforma com o sistema de amortecimento, impedindo assim a instabilidade do indivíduo na plataforma de força, impedindo também que esta instabilidade possa ser induzida como queda do usuário na plataforma.

Resumindo, a Figura 4.16 representa em um período de 3ms, a transição de posição de inclinado para direita para a posição de inclinado para esquerda, onde temos a variação da látero - lateral de -20 graus para a posição de 20 graus, permanecendo o mesmo na posição inclinado para a esquerda. Nota-se que a posição ântero – posterior não se modificou.

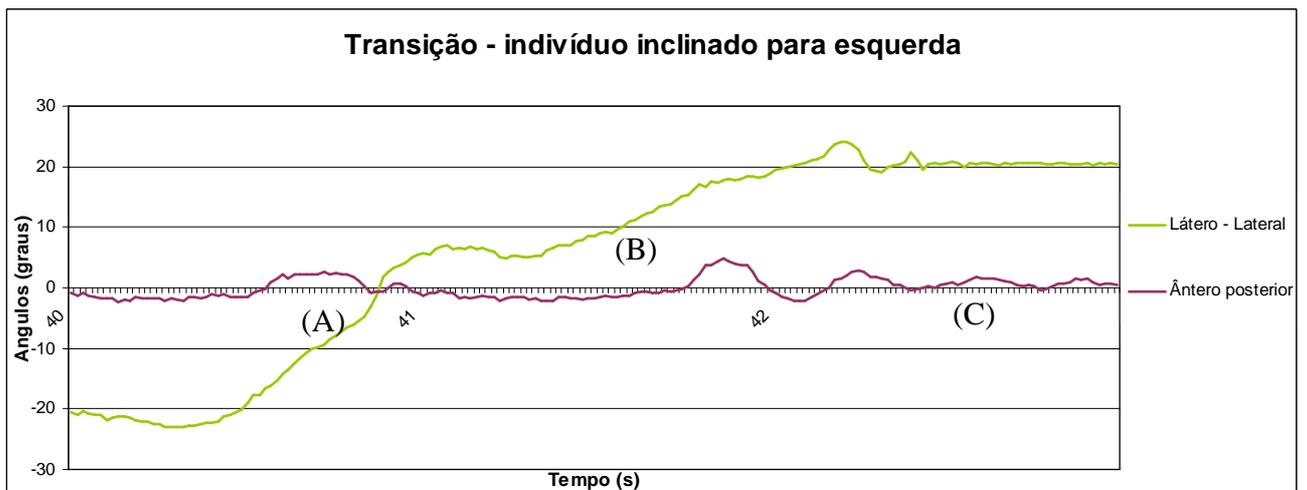


Figura 4.16 – Transição – indivíduo inclinado para esquerda

Após a estabilização do indivíduo na plataforma, o seguinte gráfico é apresentado:

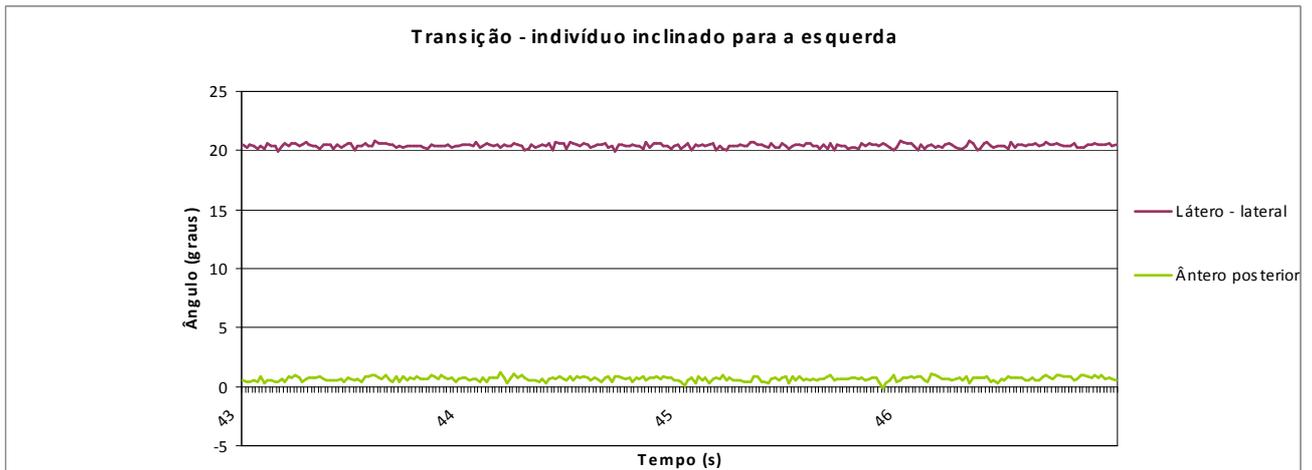


Figura 4.17 – indivíduo inclinado para esquerda

4.8 Cálculo da média e desvio padrão dos dados

A média e o desvio padrão foram calculados para as posições de equilíbrio, frente, trás, direita e esquerda.

A tabela 4.2 refere-se ao caso do indivíduo em repouso:

Média (Látero-lateral)	0,02	Média (Ântero – posterior)	-0,56
Desvio Padrão (Látero - Lateral)	0,24	Desvio Padrão (Ântero – posterior)	0,25
Obs: Valores em graus			

Tabela 4.2 – Tabela resultante da análise de dados – indivíduo em repouso

Nota-se que os valores calculados, mostram que a variação dos ângulos é quase zero, tanto para a posição Látero – lateral como para a ântero – posterior.

A Tabela 4.3 mostra a média e o desvio padrão para o caso do indivíduo inclinado para frente:

Média (Látero-lateral)	-1,73	Média (Ântero – posterior)	20
Desvio Padrão (Látero - Lateral)	0,18	Desvio Padrão (Ântero – posterior)	0,17
Obs: Valores em graus			

Tabela 4.3 – Tabela resultante da análise de dados – indivíduo para frente

Os valores calculados, mostram que a variação de ângulos foi de 20 graus, para a posição Ântero – posterior.

Na tabela 4.4 apresenta os resultados para o caso do indivíduo inclinado para trás:

Média (Látero-lateral)	1,08	Média (Ântero – posterior)	- 20
Desvio Padrão (Látero - Lateral)	0,18	Desvio Padrão (Ântero – posterior)	0,19
Obs: Valores em graus			

Tabela 4.4 – Tabela resultante da análise de dados – indivíduo para trás

Nota-se que os valores obtidos, mostram que a variação de ângulos foi também de – 20 graus, para a posição Ântero – posterior.

A tabela 4.5 apresenta os resultados para o caso do indivíduo inclinado para direita:

Média (Látero-lateral)	-21	Média (Ântero – posterior)	-1,4
Desvio Padrão (Látero - Lateral)	0,18	Desvio Padrão (Ântero – posterior)	0,19
Obs: Valores em graus			

Tabela 4.5 – Tabela resultante da análise de dados – indivíduo para direita

Nota-se que os valores medidos, mostram que a variação de ângulos foi de - 21 graus, para a posição Látero – lateral.

A tabela 4.6 apresenta os resultados para o caso do indivíduo inclinado para esquerda:

Média (Látero-lateral)	20	Média (Ântero – posterior)	0,64
Desvio Padrão (Látero - Lateral)	0,21	Desvio Padrão (Ântero – posterior)	0,21
Obs: Valores em graus			

Tabela 4.6 – Tabela resultante da análise de dados – indivíduo para esquerda

Nota-se que os valores calculados, mostram que a variação de ângulos foi de 20 graus, para a posição Látero – lateral.

De posse dessa massa de dados podemos disponibilizá-los a um software interpretador, com o intuito de mostrar em um monitor de vídeo, o comportamento de um indivíduo sobre a plataforma de força.

5 DISCUSSÃO

A construção do Estabilômetro – Protótipo três, cujas características principais são a portabilidade e baixo custo dos seus diversos componentes foi concluída e ressaltamos os seguintes avanços em relação aos protótipos anteriores:

- plataforma de força com transdutor (acelerômetro) e condicionador de sinais – apresentou uma resistência mecânica melhor e uma maior sensibilidade aos movimentos da plataforma;

- sistema de aquisição e processamento de dados – foram os mesmos sistemas utilizados nos protótipos anteriores e atenderam as especificações.

O Protótipo três possibilita o diagnóstico de diversos tipos de doenças, como a labirintite, problemas ortopédicos, distúrbios do sistema vestibular, isquemia do sistema vestibular, Mal de Parkinson, entre outras.

O Estabilômetro descrito (Protótipo três), após testes preliminares, atendeu plenamente os requisitos mecânicos e elétricos, conforme a revisão bibliográfica. A sua instalação no Centro de Microgravidade da Faculdade de Engenharia da PUCRS, não necessitou de nenhuma infra-estrutura adicional.

Durante os testes de funcionalidade do Estabilômetro, foi feita uma simulação de um indivíduo jovem, sem problemas detectados nos sistemas visual, auditivo e somatosensorial, permanecendo o mesmo, sob uma plataforma de força por um período de tempo aproximado de 50 segundos, primeiramente de uma forma hígida e posteriormente, inclinando-se para frente, trás, direita e esquerda.

Cabe ressaltar, que através destes testes de funcionalidade constatou-se que o sistema de amortecimento da plataforma, parte integrante do sistema de segurança do indivíduo, atendeu os requisitos para qual foi projetado.

Optou-se por mostrar os dados obtidos da plataforma em variação de graus, gerando assim, tabelas em ângulos (em graus) X tempo (em segundos). Verificou-se assim, o comportamento das posições de inclinação da plataforma, gerados a partir do sinais analógicos do acelerômetro convertidos em sinais digitais pelo conversor AD do sistema. Para este teste a variação ficou limitada na variação máxima de 20 graus tanta na posição ântero – posterior como na látero-lateral.

Como comprovação de baixo custo do sistema, a plataforma de força foi construída nos laboratórios da Universidade e seu custo de material e mão de obra,

ficou em torno de R\$ 1.500,00 (um mil e quinhentos reais), custo esse bem abaixo dos R\$ 20 mil reais, cotados dos sistemas comerciais.

Apesar do protótipo ainda não ser comercial, destaca-se os seguintes itens:

- O Estabilômetro possibilita o diagnóstico e prevenção de doenças relacionadas a dificuldade de equilíbrio, principalmente em pessoas de idade, apresentando também a operacionalidade de um sistema de segurança ao usuário – observou-se pela atuação do sistema de amortecimento da plataforma e pela disponibilidade de prender o indivíduo através de um tiras retráteis de segurança;
- Facilidade de instalação e operação.

Como sugestão de aperfeiçoamento deste sistema, vale ressaltar a necessidade de fazer uma engenharia de produto, para tornar o sistema mais atrativo do ponto de vista comercial.

Neste sentido, sugere-se o desenvolvimento de uma mecânica mais robusta e de fácil construção em escala, usando-se materiais mais leves e de custo menor. Outro ponto a destacar, cabe ao desenvolvimento de uma interface com usuário via software, onde já se pode consultar uma biblioteca de sinais já preestabelecidos e que ajudem no estabelecimento de um auxílio ao usuário no diagnóstico.

A realização de testes com indivíduos, comprovadamente com problemas de equilíbrio (uma vez que se tenha uma autorização do comitê de ética em pesquisa humana), seriam interessantes para verificação e certificação do protótipo.

5.1 Fatores limitantes

Devido à proposta fundamental de um sistema de baixo custo, os fatores limitantes na construção do protótipo encontrados foram:

- Geometria da plataforma, na busca de um sistema eficiente, principalmente para garantir a integridade e segurança do usuário;
- Sensibilidade do acelerômetro, observando a necessidade de medição de pequenas variações de oscilações do corpo humano;

Um fator limitante a ser citado é a implementação de um processo mais industrial para construção dos corrimãos e plataforma de força. Este processo deve

se levar em conta a necessidade de avaliação de indivíduos distintos, como jovens, adultos, idosos e lhes proporcionar a maior segurança possível. Somado ao fato de, através dos freios, poder se manipular a angulação de movimento total que a plataforma permite. Cabe introduzir ao sistema um suspensório aos sistemas de corrimões formando assim os itens de segurança indispensáveis ao protótipo proposto.

Outro fator a destacar, é a possibilidade de se introduzir ao sistema um software de monitoramento da posição do indivíduo sobre a plataforma, possibilitando dessa forma, diagnosticar quaisquer distúrbios de equilíbrios

Para o condicionador de sinais a escolha foi feita para um acelerômetro de baixo custo, porém com um encapsulamento que apresenta uma dificuldade no processo de soldagem do mesmo, na placa de acoplamento mecânica. Em Porto Alegre temos somente uma empresa apta a fazer este tipo de soldagem.

Um aspecto positivo a se destacar é a possibilidade de seleção de várias faixas de sensibilidade, garantindo assim um compromisso da funcionalidade (reproduz o sinal adquirido) e possibilidade de uso em outras aplicações.

Outro ponto importante a destacar é a necessidade de se fazer uma engenharia de produto nas diversas partes compostas pelo Estabilômetro. Isto se faz necessário, no momento da negociação, do mesmo, com alguma empresa interessada na montagem e comercialização.

6 CONCLUSÃO

O Protótipo três foi implementado com a finalidade inicial de diagnosticar, prevenir e auxiliar no tratamento e reabilitação de pessoas com dificuldade de equilíbrio.

Os testes foram realizados com um indivíduo, o qual não apresentava nenhuma dificuldade ou sinais de problemas com equilíbrio. Para essa condição, o aparelho mostrou-se preciso e apresenta garantia de segurança ao usuário na realização dos testes preliminares.

O Estabilômetro descrito, após testes preliminares, atendeu plenamente os requisitos mecânicos e elétricos, conforme a revisão bibliográfica.

Na seqüência deste trabalho é necessário:

- Implementar um software com interface gráfica de visualização dos sinais adquiridos, já implementando alguns diagnósticos preestabelecidos (conforme sinais característicos levantados anteriormente). Esta implementação irá tornar o aparelho mais atrativo, para as empresas atuantes no mercado.
- Inserir na equipe de desenvolvimento do projeto pesquisadores especialistas na área de movimento humano (área médica de desporto humano), que ajude nos parâmetros necessários para o correto diagnóstico de doenças.
- Desenvolver um dispositivo prático de aferição do Estabilômetro, garantindo assim a sua aferição e repetibilidade (a medida pode ser em ângulos) em relação a uma medida padrão.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMADIO, AC. **Metodologia biomecânica para o estudo das forças internas do aparelho locomotor: importâncias e aplicações no movimento humano.** In.: Org.: Amadio, AC & Barbanti, A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. VJ. São Paulo: Estação Liberdade, 2002. p. 45-70.

AMADIO, Alberto Carlos. Estudo comparativo da força de reação do solo, parâmetros temporais e espaciais do andar em esteira rolante entre sujeitos saudáveis e diabéticos neuropatas. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v.2, n. 3, p.23-30, Nov. 2001.

ANTONIOU, A. **Digital Filters: Analysis and Design.** 35. ed. [S.I.]: McGraw-Hill, 1979.

ARAÚJO, RC. **Utilização da eletromiografia na análise biomecânica do movimento humano.** São Paulo, Tese (Doutorado em Educação Física), Escola de Educação Física e Esporte USP, São Paulo, 1998.

Astronaut Study Sheds Light on Role of Balance Organs in Posture Control. **Space Life Sciences Research Highlights**, December, 2001.

ÁVILA, O.V.; AMADIO, A.C.; GUIMARÃES, A.C.S.; DAVID, A.C.; MOTA, C.B.; BORGES, D.M.; GUIMARÃES, F.J.S.; MENZEL, H.; CARMO, J.; LOSS, J.F.; SERRÃO, J.C.; SÁ, M.R.; BARROS, R.M.L. Métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação nos centros de excelência esportiva (Rede CENESP-MET). **Revista Brasileira de Biomecânica**, ano 3, n 4, 2002.

BARONI, G.; PEDROCCHI, A.; FERRIGNO, G.; MASSION, J.; PEDOTTI, A. Static and dynamic postural control in long-term microgravity: evidence of a dual adaptation. **Journal of Applied Physiology**, n 90, p.205-215, 2001.

BAUM, SB & LI, L. Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. **J. Electromyogr. Kinesiol.**v. 13, p. 181-190, 2003.

BENSON, A. J. Spatial Disorientation – common illusions. In: ERNSTING, J.; KING, P. **Aviation Medicine**. 2nd. ed. London: Butterworth-Heinemann, p. 297-317, 1998

BENSON, A. J. Spatial Disorientation – general aspects. In: ERNSTING, J.; KING, P. **Aviation Medicine**. 2nd. ed. London: Butterworth-Heinemann., p. 277-96, 1998.

CHOFFIN, DON B.; ANDERSSON, G.B.J.; MARTIN, B.J. **Biomecânica ocupacional**. Belo Horizonte: Ergo, 2001.

DEHART, R. L. The Historical Perspective. In: DEHART, R. L. **Fundamentals of Aerospace Medicine**. 2nd. ed. Baltimore: William & Willins, p. 3-22., 1996

DISCUTINDO Modelos Teóricos Atuais. **Psicologia: Reflexão e Crítica**, 2001, v.14 n1, p.157-166 2001.Disponível em :< <http://www.scielo.br/pdf/prc/v14n1/5215.pdf> > acesso em 20/10/2001

DUARTE, Marcos. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quase-estática**. 2000. 86f. Tese (Concurso de Livre – Docência) – Escola de Educação Física e Esporte, USP, São Paulo, 2000.

DVIR, Z, Trousil T. Instrumented stabilometer for dynamic balance studies. **Medical Biological Engineering & Computing** 1982 Jan; v 20 n1 p.19-22, 1982.

EFEITOS dos Fatores Humanos no emprego do Helmet-Mounted Display. 2004. Disponível em <<http://www.airpower.maxwell.af.mil/apjinternational/apj-p> > acesso em: 21/08/2004

ENOKA, R.M. **Bases Neuromecânicoss da Cinesiologia**. São Paulo: Manole, 2000.

ERA P, Schroll M, Ytting H, et al.. Postural balance and its sensory-motor correlates in 75-year-old men and women: a cross-national comparative study. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**; v.51(2):M53-63, 1996.

ERNSTING, J. Respiratory physiology. In: ERNSTING, J.; KING, P. **Aviation Medicine**. 2nd. ed. London: Butterworth-Heinemann, p. 27-44, 1998.

FREESCALE SEMICONDUCTOR, **Technical Data MMA7260QT**, Rev 5, 03/2008.

GAGEY, Pierre - Marrie. **Posturologia**: regulação e distúrbios da posição ortostática. 2.ed. São Paulo: Manole, 2000.

GESSINGER, R. P. **Aperfeiçoamento da cadeira eletricamente controlada e seu uso no estudo do equilíbrio humano**. 2005. 103f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Faculdade de Engenharia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2005.

GILLINGHAM, K. K.; PREVIC, F. H. Spatial Orientation in Flight. In: DEHART, R. L. **Fundamentals of Aerospace Medicine**. 2. ed. Baltimore: William & Willins, p. 309-97, 1996.

GRAY, H. **Gray Anatomia**. 35 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p. 1027-1084. Tomo II, 1979.

GUYTON, A. C. **Fisiologia Humana**. 7ª ed., Rio de Janeiro, Ed. Interamericana, p. 493-502; p. 555-90, 1989.

HASSAN S.S. ,LICHTENSTEIN,M.J.,SHIAMI, R.G. 1990, Effect of loss of balance on biomechanics platform measures of sway: influence of stance and a method for adjustment. **Journal of Biomechanics** v.23(8) 783-789,1990

HAWKINS, F. H. Vision and Visual Illusions in Flight. In: KAWKINS, F. H. **Human Factors in Flight**. 2. ed. England: Ashgate Publishing Limited, p. 107-30, 1987

HISTORY of Posturology: II. Conference of the biomechanical discourse: Stabilometry. Disponível em <<http://perso.club-internet.fr/pmgagey/HistoireStabilometrie-a>>. Acesso em 27 /03/ 2004.

HUNGRIA, H. Anatomia. In: HUNGRIA, H. **Otorrinolaringologia**. 8. Ed. Editora: Guanabara Koogan. p. 299-310, 2000.

ILUSÃO de Ótica. 2007.. Disponível em: <<http://www.ilusaodeotica.com> > acessado em 24/07/2007

IMBIRIBA, L. A.. **A influência da respiração e dos batimentos cardíacos no equilíbrio postural**. Dissertação (Mestrado em Educação Física).COPPE, UFRJ, Rio de Janeiro, 1997.

INAMURA, K.; MANO, T.; IWASE, S.; AMAGISHI, Y.; INAMURA, S. One minute wave in body fluid volume change enhanced by postural sway during upright standing. **Journal Applied Physiology**, v.81, n.1, p.459-469,1996.

INFLIGHT Spatial Disorientation. Humans Factors and Aviation Medicine. Flight Safety Foundation. Vol. 39 . No. 1. Disponível em: <<http://www.flightsafety.org>> acesso em 23/05/2007

KIRBY, R. L. & PRICE N. A. & MacLEOD D. A. The influence of the foot position on standing balance. **Journal of Biomechanics**, v20, n.4, p.423-427, 1987.

LATHI, B. P.. **Sistemas de Comunicação**. Ed. Guanabara Dois. 401p, 2002..

LICHTENSTEIN, M. J. ET AL. Comparise of biomechanics platform measures of balance and videotaped measures of gait with a clinical mobility scale in elderly women. **Journal of Gerontology**, v.5(2): M49-54, 1990.

MACHADO, A. **Neuroanatomia Funcional**. 1 ed. Rio de Janeiro: Atheneu, p. 233-62, 1981.

MANGABEIRA ALBERNAZ, P. L. Elementos de Psicoacústica. In: MUNHOZ, M. S. L.; CAOVILO, H. H.; SILVA, M. L. G.; GANANÇA, M. M. **Audiologia Clínica**. São Paulo: Atheneu, p. 11-18, 2000.

MORAES, JCTB. **Instrumentação para análise da biomecânica o movimento humano**. In.: **A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. Org.: Amadio, AC & Barbanti, VJ. São Paulo: Estação Liberdade, pp. 15-44, 2002.

NASHNER, L.M. 1989. **Sensory, neuromuscular and biomechanical contributions to human balance.** Balance - proceedings of the APTA Forum, Nashville, Tennessee, p. 5-12, June, 1989.

NETO, Carlos Dreyer; SCHMIDT, Guilherme; CANDOTTI, Cláudia Tarragô; LOSS, Jefferson Fagundes; ZARO, Milton Antônio; CERVIERI, André; GUIMARÃES, Antônio Carlos. Desenvolvimento de uma plataforma de força em pedal de ciclismo. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v.2, n. 3, p.39-44, Nov. 2001.

OLIVEIRA, A. Fisiologia Clínica da Audição. In: COSTA, S.S.; CRUZ, O.L.M.; OLIVEIRA, J.A.A. et al. **Otorrinolaringologia Princípios e Prática: a fisiologia clínica da audição.** 1 ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 1994. p. 238-48.

OLIVEIRA, L.F. 1996. **Análise quantitativa de sinais estabilométricos na avaliação do equilíbrio de gestantes.** Tese (Doutorado em Educação Física). Programa de pós-graduação de engenharia- UFRJ, Rio de Janeiro 1996.

OLIVEIRA, Liliam Fernandes; IMBIRIBA, Luís Aureliano; GARCIA, Marco Antonio Cavalcanti. Índice de estabilidade para avaliação do equilíbrio postural. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v.1, n. 1, p.33-38, Nov. 2000.

OLIVEIRA, S.L. **Tratado de metodologia científica.** Projetos de pesquisas, TGI, TCC, monografias, dissertações e teses. São Paulo: Pioneira, 2001.

PATSKO, Luís Fernando, Aplicações, Funcionamento e Utilização de Sensores, **Tutorial**, 84p, 2006

PIEDADE, L. A. **Cadeira de Bárány como modelo de desorientação espacial.** 2001.101f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) – Faculdade de Engenharia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001.

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL. **Modelo de referências elaborado pela Biblioteca Central Irmão José Otão: Inclui Referências conforme ABNT - NBR 6023:** ago. 2002 e sugestões de referências não previstas na NBR 6023. Atualizado em: 15.09.2000. Disponível em:

<https://vega.pucrs.br/usuarioaleph/docprot.ValidaSenhaDocProt>. Acesso em 01 /06/ 2004.

PORTO F, Gurgel JL, Falcão FP, Cardoso RB, Russomano T. **Desenvolvimento de Estabilômetro baseado em acelerômetro para estudo de equilíbrio dinâmico [anais em CD ROM]**. In: SBB, editor. Congresso Brasileiro de Biomecânica; 2005; João Pessoa, PB.

PORTO F. **Produção do Journal of Biomechanics entre os anos de 2000 e 2001 relacionada ao tema equilíbrio corporal** [Memória de Licenciatura]. Rio de Janeiro, RJ: UERJ; 2003.

PETERKA, R. J. Disponível em: <<http://jn.physiology.org/cgi/content/full/88/3/1097#T1>> acessado em: 20/11/2002.

READ, KEITH E. E. Aeromedicine for Aviators. 1st. ed. Shrewsbury: **Airlife Publishing**, p. 41-59,1988.

RIEHLE, H. Biomecânica na medicina e esporte. In: **Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica**, v. 1. p. 1-2, Centro de Artes e Convenções da Universidade Federal de Ouro Preto, 3 a 6 de junho, 2003.

RIEHLE, Hartmut. Biomecânica na medicina e esporte. In: X CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 1., 2003, Ouro Preto. **Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Ouro Preto: Centro de Artes e Convenções da Universidade Federal de Ouro Preto, 3 a 6 de junho, 2003, p. 1-2.

RUSSOMANO, T.; AZEVEDO, D. F. G.; GESSINGER, R. P.; PIEDADE, L. A.; PORTO, F.; GURGEL, J.; GIONGO, J. L.; SANTOS, M. A.; BECK, J. C. Desenvolvimento e validação de simulador de desorientação espacial. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, p. 97-103, 2005.

SACCO, Isabel, de Camargo Neves; SÁ, Márcia Regina de; SERRÃO, Júlio Cerca; Silveira CRA, Prenuchi MRTP, Simões CS, Caeetano MJD, Golbi LTB. Validade de

construção em testes de equilíbrio: ordenação cronológica na apresentação das tarefas. **Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum**, v.8, n.3 p.66-72, 2006.

SANTOS, N. A.; SIMAS, M. L. B. **Percepção e Processamento Visual da Forma: Spatial Disorientation**. Federal Aviation Administration. 2007. Disponível em: < <http://www.faa.gov/pilots/safety> > acessado em 23/06/2007

SPATIAL Disorientation: Confusion that kills. Air Safety Foundation. AOPA. 2004. Disponível em: <<http://ww.aopa.org>> acessado em 13/10/2004

SU, K. L. **Analog Filters**. [S.l.]: Chapman & Hall, 1996.

TEREKHOV Y. Stabilometry as a diagnostic tool in clinical medicine. **Canadian Medical Association Journal**;v.115, n.9 p.631-633, 1976.

TREDICI, T. J. **Ophthalmology in Aerospace Medicine**. In: DEHART, R. L. **Fundamentals of Aerospace Medicine**. 2nd. ed. Baltimore: William & Willins, 1996. p. 517-66.

VRJAN. Sos, - Disponível em: <http://etd.lib.fsu.edu/theses/available/etd-09222003-213924/unrestricted/BSosDiss.pdf> . Acesso em 15/07/2008.

WOOLEY, S.M., RUBIN, A.M., KANTNER, R.M., ARMSTRONG, C.W. (1993). Differentiation of balance deficits through examination of selected components of static stabilometry. **Journal of otolarygology**.,v.22, n.5, p. 368-375, 1993.

YARINGTON, JR., C. T.; HANNA, H. H. Otolaryngology in Aerospace Medicine. In: DEHART, R. L. **Fundamentals of Aerospace Medicine**. 2nd. ed. Baltimore: William & Willins, 1996. p. 567-91.