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

**MEDIÇÃO DE DESLOCAMENTO ATRAVÉS DE SENSORES
MAGNETORESISTIVOS APLICADA AO MOVIMENTO MANDIBULAR**

JEANINE MARCHIORI DA LUZ

TESE PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE DOUTOR EM ENGENHARIA

Porto Alegre, 20 de dezembro de 2002

MEDIÇÃO DE DESLOCAMENTO ATRAVÉS DE SENSORES MAGNETORESISTIVOS APLICADA AO MOVIMENTO MANDIBULAR

por

JEANINE MARCHIORI DA LUZ

Mestre em Engenharia Elétrica

Dissertação submetida ao Corpo Docente do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, PROMEC, da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do Título de

Doutor em Engenharia

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos

Orientador: Prof. Dr. Milton Antônio Zaro

Comissão de Avaliação:

Prof. Dr. Dario Francisco Guimarães de Azevedo

Prof. Dr. Ignacio Iturrioz

Prof. Dr. Marco Túllio Menna Barreto de Vilhena

Prof. Dr. Rosa Leamar Dias Blanco

Prof. Dr. Alberto Tamagna
Coordenador do PROMEC

Porto Alegre, 20 de dezembro de 2002.

DEDICATÓRIA

Ao Lucas, Jeancarlo e Marco

AGRADECIMENTOS

A generosidade é uma das maiores virtudes e a injustiça uma das piores atitudes dos seres humanos.

O desenvolvimento deste trabalho foi longo e envolveu instituições, pessoas e recursos. Preocupada em não ser injusta e para demonstrar o meu reconhecimento, registro os meus agradecimentos:

- À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul pela oportunidade deste crescimento profissional;
- À Universidade Federal do Rio Grande do Sul, aos professores do PROMEC, ao pessoal de apoio, ao Paulo e a Helen;
- Ao professor Milton Antônio Zaro pela orientação, paciência, apoio e estímulo constantes;
- Ao IPCT – Instituto de Pesquisa Científicas e Tecnológicas da PUCRS que forneceu todo o suporte necessário na área de Mecânica de Precisão e Eletrônica, através do Engenheiro Carlos Schossler, Mario Vian e Glademir da Silva Pinto cuja participação e comprometimento foram fundamentais para a obtenção dos resultados práticos;
- Aos professores da PUCRS Luís Fernando Alves Pereira e Pablo Spiller, pelo importante apoio na infraestrutura de aquisição de dados; Luís Alberto Pereira pelo apoio computacional; Luís Gustavo Longhi, pelo auxílio na definição do método de identificação e ao colega e amigo Flávio Becon Lemos pela solidariedade demonstrada no decorrer do trabalho.
- A direção da FENG, a coordenação do DEE e aos colegas professores e funcionários da PUCRS pela compreensão e apoio dados manifestados de diversas maneiras e durante todo o tempo;
- Aos amigos pelo conforto e estímulo dedicados;
- Ao carinho dos meus pais Almir e Ieda, dos meus irmãos Josiane, Jeferson, Josele e James que sempre acreditaram e estiveram comigo;
- Ao Lucas, Jeancarlo e Marco, pela presença na minha vida, pela paciência e amor.

RESUMO

Neste trabalho é apresentado um método para medição de deslocamentos sem contato, utilizando sensores magnetoresistivos, os quais são sensibilizados pela variação do campo magnético produzido por um ímã permanente em deslocamento no espaço. Os sensores magnetoresistivos possuem, internamente, uma ponte de Wheatstone, onde a resistência varia conforme varia o campo magnético, de modo que o circuito mais indicado para este caso é um amplificador e um filtro para cada sensor. O principal objetivo do trabalho é a obtenção de uma técnica para medir deslocamentos sem contato, e estender os resultados para medida de movimentos mandibulares. A montagem consiste de duas placas de celeron, distantes 30mm uma da outra e unidas por parafusos de polietileno. Em cada uma destas placas foram dispostos quatro sensores, num total de oito, sendo que para cada um deles existe um circuito de amplificação e filtragem do sinal de saída. Sob uma chapa de alumínio foi fixado este equipamento e uma mesa de calibração em 3D, a qual, após a obtenção da matriz de calibração, foi substituída por um emulador de movimento mandibular. Os parâmetros do modelo foram estimados através do método dos mínimos quadrados com auxílio do software Matlab, Release 12. Este software também foi utilizado para o sistema de aquisição de dados durante a realização dos experimentos. A imprecisão dos resultados obtidos na determinação dos deslocamentos, está na ordem de décimos de milímetros. O trabalho apresenta, também, o mapeamento do campo magnético do magneto utilizado nos experimentos através do software FEM2000 – Método de elementos finitos aplicado ao eletromagnetismo.

ABSTRACT

In this work we present a method to measure the movement in three dimensions (3D) without contact, using magnetoresistive sensors. These sensors are activated by the variation of a magnetic field from a permanent magnet moving around the spatial region of interest. The magnetoresistive sensor has a Wheatstone bridge built in, where the resistance varies according to the magnetic field. Thus, the indicated circuit for this case is composed by an amplifier and a filter for each sensor.

The main objective of the work is the attainment of a technique to measure systems without contact and to extend the results to measure mandible movements. The experimental system is composed by two celeron boards 30 mm apart connected by polythene screw. Four sensors were allocated on each board, totalling 8 sensors in the whole system. For each sensor, an amplification and filtering circuit was inserted. This equipment was assembled on an aluminium metal sheet fixed and a 3D calibration table, which after to get the calibration matrix, was replaced by a emulator of mandibular movement. The parameters of the empirical model were estimated using the classical discrete least square method with the help of the software MATLAB, Release 12. This software was also used for data acquisition during the experiments. The results of the parameter estimation were accurate to tenth of a millimeter. This work also shows the distribution of the magnetic field of the magnet used to activate the sensors, using Finite Element Methods - Fem2000.

ÍNDICE

Pág.

CAPÍTULO I.....	1
INTRODUÇÃO	1
1.1 - CONSIDERAÇÕES GERAIS.....	1
1.2 - OBJETIVO.....	2
1.3 - MOTIVAÇÃO DO TRABALHO.....	3
1.4 - ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	4
CAPÍTULO II.....	6
REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	6
CAPÍTULO III	16
ANATOMIA FUNCIONAL E A BIOMECÂNICA DO SISTEMA MASTIGATÓRIO.....	16
3.1 - INTRODUÇÃO	16
3.2 - COMPONENTES ESQUELÉTICOS DO SISTEMA MASTIGATÓRIO	16
3.2.1 - Articulação Temporo-Mandibular.....	18
3.3 - MÚSCULOS DA MASTIGAÇÃO	19
3.4 - BIOMECÂNICA DA ARTICULAÇÃO TEMPORO-MANDIBULAR	21
3.4.1 - Disfunções do Conjunto Temporo-Mandibular	24
3.4.2 - Sinais e Sintomas das Disfunções Temporo-Mandibular.....	24
3.4.3 - Causas das Disfunções Temporo-Mandibulares	26
CAPÍTULO IV.....	29
SISTEMA DE MEDIÇÃO UTILIZANDO SENSORES MAGNETORESISTIVOS	29
4.1 - INTRODUÇÃO	29
4.2 - MONTAGEM DO SISTEMA ORIGINAL	30
4.2.1 - Disposição dos sensores	30
4.2.2 - Circuito de condicionamento.....	31
4.3 - MONTAGEM ATUAL	32
4.3.1 - Primeira montagem	32
4.3.1.1 - Disposição dos sensores	32
4.3.1.2 - Circuito de condicionamento.....	33

4.3.2 - Segunda montagem	35
4.3.2.1 - Disposição dos sensores	35
4.3.2.2 - Segundo circuito de condicionamento	36
4.3.2.3 - Terceiro circuito de condicionamento	38
4.4 - AQUISIÇÃO DE DADOS	42
4.4.1 - Sistema original	42
4.4.2 - Sistema atual	42
4.5 - METODOLOGIA UTILIZADA	42
4.5.1 - Torre de calibração	43
4.5.2 - Emulador de movimento mandibular	47
4.5.3 - Sistema completo	53
4.6 - MONTAGEM DA MATRIZ DE CALIBRAÇÃO	57
4.7 - CONCLUSÃO	58
- Aproximação de placas	58
- Mudança do ângulo entre os sensores	58
- Tipos de sensores	58
- Conversor A/D	58
CAPÍTULO V	59
MODELAGEM MATEMÁTICA PARA ESTIMAÇÃO DE PARÂMETROS	59
5.1 - INTRODUÇÃO	59
5.2 - MÉTODO DOS MÍNIMOS QUADRADOS	60
5.3 - CONCLUSÃO	66
CAPÍTULO VI	67
PROCESSAMENTO DE SINAIS	67
6.1 - INTRODUÇÃO	67
6.2 - CARACTERÍSTICAS ESTÁTICAS	67
6.2.1 - Imprecisão	67
6.2.2 - Exatidão	68
6.2.3 - Resolução	68
6.2.4 - Repetibilidade	70
6.2.5 - Controle Estatístico	73
6.2.6 - Ajuste de Zero (Zero Drift)	80
6.2.7 - Ajuste da Sensibilidade	82
6.2.8 - Linearidade	84
6.2.9 - Limites de entrada (Input ranges)	91

6.2.10 - Impedância de Entrada	91
6.3 - CONCLUSÃO	92
CAPÍTULO VII.....	93
RESULTADOS OBTIDOS.....	93
7.1 - INTRODUÇÃO	93
7.2 - RESULTADOS OBTIDOS	94
7.2.1 - Ponto Fixo	94
7.2.2 - Deslocamento na Direção X.....	97
7.2.3 - Deslocamento na Direção Y	99
7.2.4 - Deslocamento na Direção Z	101
7.2.5 - Deslocamento em Duas Direções (X – Y)	103
7.2.6 - Deslocamento em Duas Direções (X– Y) Simultaneamente.....	106
7.2.7 - Deslocamento em Duas Direções (X – Z).....	109
7.2.8 - Deslocamento em Duas Direções (X – Z) Simultaneamente	111
7.2.9 - Deslocamento em Duas Direções (Y – Z).....	112
7.2.10 - Deslocamento em Duas Direções (Y – Z) Simultaneamente	114
7.2.11 - Deslocamento em 3 Direções (X Y Z)	115
7.2.12 - Movimentos Diversos.....	117
7.2.12.1 - Deslocamento com parafusos nos eixos X e Z com movimentos repetitivos de ir e vir.....	117
7.2.12.2 - Deslocamento de 1mm em cada eixo e tentar retornar ao ponto inicial.....	119
7.2.12.3 - Deslocamento de 1mm em cada eixo e depois retornar ao ponto inicial.....	120
7.2.12.4 - Deslocamento manual (sem parafusos) no eixo Z – movimento de subida e descida.....	122
7.2.12.5 - Deslocamento de 5mm somente no eixo X.....	123
7.3 - DETERMINAÇÃO DA IMPRECISÃO.....	125
7.4 - MOVIMENTO MANDIBULAR.....	132
7.5 - CONCLUSÃO	134
CAPÍTULO VIII.....	135
CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE CONTINUIDADE.....	135
8.1 - INTRODUÇÃO	135
8.2 - CONCLUSÕES	135
8.3 - SUGESTÕES DE CONTINUIDADE	136

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	138
APÊNDICE I.....	142
ELETROMAGNETISMO E CÁLCULO DE CAMPO.....	142
1.1 - INTRODUÇÃO	142
1.2 - CONCEITOS FUNDAMENTAIS.....	144
1.2.1 - Magnetismo	144
1.2.2 - Campo Magnético e Indução Magnética.....	145
1.2.3 - Fluxo Magnético.....	145
1.2.4 - Magnetostricção	145
1.2.5 - Materiais magnéticos.....	145
1.2.5.1 - Materiais moles	146
1.2.5.2 - Materiais duros	150
1.2.5.3 - Principais tipos de Imãs permanentes	153
1.3 - CÁLCULO DE CAMPO MAGNÉTICO.....	154
1.3.1 - Equações de Maxwell.....	154
1.3.1.1 - Equações de Maxwell na magnetostática.....	157
1.3.1.2 - Equação de Poisson no Plano.....	158
1.3.2 - Condições de Contorno	161
1.3.2.1 - Condição de Contorno de Dirichlet.....	162
1.3.2.2 - Condição de Contorno Neumann	162
1.3.2.3 - Problemas de Valores de Contorno ou Problemas de Potencial.....	163
1.3.3 - Aproximação de Funções pelo Método de Galerkin	163
1.3.3.1 - Discretização do Domínio	164
1.3.3.2 - Equações Discretas.....	166
1.4 - RESULTADOS DE CÁLCULO DE CAMPO ATRAVÉS DO FEM2000.....	172
1.4.1 - Definição da geometria - Módulo*.DES	174
1.4.2 - Definição de materiais e condição de contorno - Módulo*.DAT	175
1.4.3 - Processo de cálculo – Módulo *.MESH.....	177
1.5 - CONCLUSÃO	182
 APÊNDICE II	 185
SENSORES MAGNÉTICOS	185
2.1 - INTRODUÇÃO	185
2.2 - SENSOR DE EFEITO HALL	185
2.2.1 - Teoria do efeito Hall.....	186
2.2.2 - Características básicas.....	187
2.2.2.1 - Sensibilidade absoluta	188
2.2.2.2 - <i>Offset</i> equivalente a Indução Magnética	188

2.2.2.3 - Ruído equivalente de Indução Magnética	188
2.2.2.4 - Sensibilidade a fatores externos	188
2.2.2.5 - Não linearidade.....	189
2.2.2.6 - Estabilidade	190
2.2.2.7 - Função de transferência.....	190
2.2.3 - Sensor de efeito Hall digital	191
2.2.3.1 - Função de transferência.....	192
2.2.3.2 - Características básicas.....	193
2.2.4 - Aplicações típicas.....	194
2.3 - FLUXGATES	194
2.3.1 - Princípio de operação	195
2.4 - SENSORES BASEADOS EM MATERIAL AMORFO	197
2.4.1 - Características básicas.....	197
2.4.2 - Aplicações	198
2.5 - SQUIDS.....	201
2.5.1 - Supercondutividade.....	201
2.5.2 - Efeito Meissner e quantificação do fluxo.....	202
2.5.3 - O efeito Josephson.....	204
2.5.4 - Características construtivas	206
2.5.5 - Medição de campos magnéticos com SQUIDS	207
2.5.6 - Medição de grandezas elétricas utilizando SQUIDS e o efeito Josephson.....	207
2.6 - SENSORES MAGNETORESISTIVOS.....	208
2.6.1 - Fundamentos do sensor	208
2.6.2 - Sensores magnetoresistivos Philips.....	211
2.6.3 - Características básicas	214
2.6.4 - Aplicações	219
2.6.5 - Exemplos de aplicações de medidas de posição.....	223
2.7 - CONCLUSÃO	227

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 2.1- Esquema proposto por Siegler.	9
Figura 2.2 - Axiografia apresentada por Piehslinger.	10
Figura 2.3 - Sirognatógrafo utilizado por Tallents <i>et al.</i>	11
Figura 2.4 - Medição através do som da ATM.	12
Figura 2.5 - Método de visualização proposto por Hayasaki <i>et al.</i>	13
Figura 2.6 - Aparelho da Myo-Tronics para medir movimentos mandibulares.	15
Figura 3.1 - Arquitetura geral do crânio.	17
Figura 3.2 - Vista lateral do sistema mastigatório.	18
Figura 3.3 - Esquema da ATM.	19
Figura 3.5 - Músculos da mastigação.	21
Figura 3.6 - Biomecânica da ATM.	23
Figura 3.7 - Disfunção na mandíbula em função do tamanho da língua.	25
Figura 3.8 - Tipos de perfis em função do posicionamento da mandíbula.	26
Figura 3.9 - Exemplos de disfunção na ATM.	28
Figura 4.1 - Esquema da montagem do circuito.	30
Figura 4.2 - Dispositivo de calibração em 2D.	31
Figura 4.3 - Circuito para amplificação e filtragem.	32
Figura 4.4 - “Coroa de Sensores” de acrílico.	33
Figura 4.5 - Primeiro circuito de condicionamento de sinal.	34
Figura 4.6 - “Coroa de Sensores” de celeron.	36
Figura 4.7 - Segundo circuito de condicionamento de sinal.	37
Figura 4.8 - Terceiro circuito de condicionamento de sinal.	39
Figura 4.9 - Sistema de medição (Coroa de Sensores) – Vista frontal.	40
Figura 4.10 - Sistema de medição (Coroa de Sensores) com o terceiro circuito de condicionamento de sinal.	40
Figura 4.11 - Torre de calibração.	44
Figura 4.12 - Projeto da Torre de Calibração - Vista frontal.	45
Figura 4.13 - Projeto da Torre de Calibração - Vista lateral.	46
Figura 4.14 - Projeto da Torre de Calibração - Vista superior.	47
Figura 4.15 - Emulador de Movimento Mandibular - Vista frontal.	48
Figura 4.16 - Emulador de movimento mandibular - Vista lateral.	49
Figura 4.17 - Emulador de movimento mandibular - Vista interna.	49
Figura 4.18 - Projeto do Emulador de Movimento Mandibular - Vista frontal.	50
Figura 4.19 - Projeto do Emulador de Movimento Mandibular – Planta.	51
Figura 4.20 - Projeto do Emulador de Movimento Mandibular - Vista lateral.	52
Figura 4.21 - Estrutura externa e interna do Emulador de Movimento Mandibular.	53
Figura 4.22 - Sistema completo do Sistema de Calibração - Vista frontal.	54
Figura 4.23 - Sistema completo do Sistema de Calibração - Vista lateral.	54
Figura 4.24 - Sistema completo do Sistema de Calibração - Vista superior.	55
Figura 4.25 - Sistema de Medição de Movimento Mandibular - Vista lateral.	55
Figura 4.26 - Sistema de Medição de Movimento Mandibular - Vista frontal.	56
Figura 4.27- Sistema de Medição de Movimento Mandibular - Vista lateral - “boca” fechada. ..	56
Figura 4.28 - Sistema de Medição de Movimento Mandibular - Sistema desacoplado.	57

Figura 5.1 - Curva de operação do Sensor 1.....	61
Figura 5.2 - Curva de operação do Sensor 2.....	61
Figura 5.3 - Curva de operação do Sensor 3.....	62
Figura 5.4 - Curva de operação do Sensor 4.....	62
Figura 5.5 - Curva de operação do Sensor 5.....	63
Figura 5.6 - Curva de operação do Sensor 6.....	63
Figura 5.7 - Curva de operação do Sensor 7.....	64
Figura 5.8 - Curva de operação do Sensor 8.....	64
Figura 6.1 - Deslocamento no eixo X entre 10 e 15mm com Y= Z=15mm.....	71
Figura 6.2 - Valores de Y =15mm em função do deslocamento no eixo X entre 10 e 15 mm e Z=15mm.....	72
Figura 6.3 - Valores de Z =15mm em função do deslocamento no eixo X entre 10 e 15 mm e Y=15mm.....	73
Figura 6.4 - Valores de X =15mm em função do deslocamento no eixo Y entre 10 e 15 mm e Z=15mm.....	75
Figura 6.5 - Deslocamento no eixo Y entre 10 e 15 mm com X=Z=15mm.....	76
Figura 6.6 - Valores de Z =15mm em função do deslocamento no eixo Y entre 10 e 15 mm e X=15mm.....	77
Figura 6.7 - Valores de X=15mm em função do deslocamento no eixo Z entre 10 e 15 mm e Y=15mm.....	78
Figura 6.8 - Valores de Y=15mm em função do deslocamento no eixo Z entre 10 e 15 mm e X=15mm.....	79
Figura 6.9 - Deslocamento no eixo Z entre 10 e 15 mm com X=Y=15mm.....	80
Figura 6.10 - Variação da sensibilidade do sensor KMZ10B com a temperatura.....	83
Figura 6.11 - Valores médios estimados em 5 aquisições.....	90
Figura 7.1 - Deslocamento do magneto na direção X Y Z em função do tempo (Ponto fixo).....	94
Figura 7.2 - Detalhe do ruído no deslocamento no eixo X.....	95
Figura 7.3 - Detalhe do ruído no deslocamento no eixo Y.....	95
Figura 7.4 - Detalhe do ruído no deslocamento no eixo Z.....	96
Figura 7.5 - Ponto fixo - escala ampliada.....	96
Figura 7.6 - Ponto fixo.....	97
Figura 7.7 - Deslocamento do magneto na direção X em função do tempo.....	98
Figura 7.8 - Deslocamento na direção X em 3D - escala ampliada.....	98
Figura 7.9 - Deslocamento na direção X em 3D.....	99
Figura 7.10 - Deslocamento do magneto na direção Y em função do tempo.....	100
Figura 7.11 - Deslocamento na direção Y em 3D.....	100
Figura 7.12 - Deslocamento na direção Y em 3D.....	101
Figura 7.13 - Deslocamento do magneto na direção Z em função do tempo.....	102
Figura 7.14 - Deslocamento na direção Z em 3D.....	102
Figura 7.15 - Deslocamento na direção Z em 3D.....	103
Figura 7.16 - Deslocamento do magneto na direção X Y em função do tempo.....	104
Figura 7.17 - Detalhe do ruído no deslocamento no eixo X.....	105
Figura 7.18 - Detalhe do ruído no deslocamento no eixo Y.....	105
Figura 7.19 - Detalhe do ruído no deslocamento no eixo Z.....	106
Figura 7.20 - Deslocamento primeiramente em X e depois em Y com Z constante.....	106
Figura 7.21 - Deslocamento simultâneo do magneto na direção X Y em função do tempo.....	107

Figura 7.22 - Detalhe do ruído no eixo X.....	108
Figura 7.23 - Detalhe do ruído no eixo Y.....	108
Figura 7.24 - Detalhe do ruído no eixo Z.	109
Figura 7.25 - Deslocamento na direção X Y em 3D.	109
Figura 7.26 - Deslocamento do magneto na direção X Z em função do tempo.	110
Figura 7.27 - Deslocamento na direção X Z em 3D.....	111
Figura 7.28 - Deslocamento simultâneo do magneto em X Z em função do tempo.	112
Figura 7.29 - Deslocamento na direção X Z simultaneamente em 3D.....	112
Figura 7.30 - Deslocamento do magneto na direção Y Z em função do tempo.	113
Figura 7.31 - Deslocamento na direção Y Z em 3D.....	114
Figura 7.32 - Deslocamento simultâneo do magneto em Y Z em função do tempo.	115
Figura 7.33 - Deslocamento simultâneo do magneto em Y Z em 3D.	115
Figura 7.34 - Deslocamento simultâneo do magneto em X Y Z em função do tempo.	116
Figura 7.35 - Detalhe do ruído nos deslocamentos em X Y Z.	117
Figura 7.36 - Deslocamento do magneto em X Y Z em 3D.....	117
Figura 7.37 - Deslocamento do magneto nos eixos X e Z no tempo.....	118
Figura 7.38 - Deslocamento nos eixos X e Z em 3D.....	119
Figura 7.39 - Movimento de 1mm do magneto nos eixos X Y Z no tempo.....	120
Figura 7.40 - Movimento de 1mm do magneto nos 3 eixos em 3D.	120
Figura 7.41 - Deslocamento de 1mm do magneto nos eixos X Y Z no tempo com retorno ao ponto de partida.	121
Figura 7.42 - Deslocamento de 1mm nos eixos X Y Z retornando ao ponto de partida em 3D.	122
Figura 7.43 - Deslocamento manual do magneto em movimentos de ir e vir sob o parafuso no eixo Z.	123
Figura 7.44 - Deslocamento manual do magneto em movimentos de ir e vir sob o parafuso no eixo Z em 3D.	123
Figura 7.45 - Deslocamento do magneto de 5mm no eixo X.....	124
Figura 7.46 - Deslocamento do magneto de 5mm no eixo X em 3D.	125
Figura 7.47 - Imprecisão das medidas em 3D – deslocamentos entre 0 e 25 mm.....	131
Figura 7.48 - Imprecisão das medidas em 3D – deslocamentos entre 0 e 23 mm.....	132
Figura 7.49 - Aquisição de dados do movimento mandibular – últimos 10 segundos.....	133
Figura 7.50 - Deslocamento no tempo.....	133
Figura 7.51 - Deslocamento em 3D.....	134

APÊNDICES

Figura 1.1a - Sistema de medição esquematizado mostrando as distâncias máximas e mínimas do magneto em relação a um dos sensores magnetoresistivos no plano.....	142
Figura 1.2a - Análise Geral de métodos de análise matemática.....	143
Figura 1.3a - Substâncias diamagnéticas.....	147
Figura 1.4a - Substâncias paramagnéticas.....	148
Figura 1.5a - Substâncias ferromagnéticas.....	148
Figura 1.6a - Magneto no entreferro.....	150
Figura 1.7a - Ciclo de funcionamento de um imã.	150
Figura 1.8a - Curva ideal de magnetização de um magneto.....	151
Figura 1.9a - Curva de definição de um magneto no segundo quadrante.	152

Figura 1.10a - Curva B(H) de ímãs permanentes.	154
Figura 1.11a - Esquema da divisão do eletromagnetismo.	155
Figura 1.12a - Distribuição do campo magnético regido pela equação de Poisson e Laplace	161
Figura 1.13a - Condição de contorno de Dirichlet.	162
Figura 1.14a - Condição de contorno de Neumann.	162
Figura 1.15a- Discretização de um domínio simples em 6 subdomínios.	165
Figura 1.16a- Domínio da Figura 1.12a após ter sido discretizada (malha resultante).	166
Figura 1.17a - Triângulo genérico utilizado no equacionamento.	168
Figura 1.18a - Distribuição de campo obtida pelo MEF.	172
Figura 1.19a - Fluxograma do FEM2000	173
Figura 1.20a - Definição da zona de fronteira onde o campo magnético é considerado nulo.	174
Figura 1.21a - Malha gerada.	176
Figura 1.22a - Malha refinada –	177
Figura 1.23a - Indução magnética a 90mm do magneto (ímã no centro) – malha original.	178
Figura 1.24a - Indução magnética a 72,33mm do magneto (ímã à menor distância).	179
Figura 1.25a - Indução magnética a 107,67mm do magneto (ímã à maior distância).	179
Figura 1.26a - Indução magnética a 90mm do magneto (ímã no centro) – malha refinada.	180
Figura 1.27a - Indução magnética a 72,33mm do magneto (ímã à menor distância) - malha refinada.	180
Figura 1.28a - Indução magnética a 107,67mm do magneto (ímã à maior distância) - malha refinada.	181
Figura 1.29a - Variação de campo magnético nos sensores magnetoresistivos	182
Figura 1.30a - Deslocamento do magneto no espaço.	183
Figura 2.1a - Ilustração do Efeito Hall.	185
Figura 2.2a - Sensor de efeito Hall.	186
Figura 2.3a - Função de transferência – Sensor de efeito Hall analógico.	190
Figura 2.4a - Sensor de efeito Hall com saída digital (Honeywell).	190
Figura 2.5a - Função de transferência de um sensor de efeito Hall com saída digital.	191
Figura 2.6a - Sensor de saída digital com transistor NPN.	192
Figura 2.7a - Características de entrada para um sensor unipolar.	192
Figura 2.8a - Características de entrada para um sensor bipolar.	193
Figura 2.9a - Fluxgate básico.	194
Figura 2.10a - Monitoração e Controle de tráfego com sensores MI	200
Figura 2.11a - Parte de um supercondutor mostrando contornos de integração (um inteiro e outro com uma cavidade central).	203
Figura 2.12a - Configuração básica do transformador de fluxo.	206
Figura 2.13a - Geometria de um sensor magnetoresistivo.	208
Figura 2.14a - Efeito magnetoresistivo no permalloy.	211
Figura 2.15a - Configuração da ponte pelos resistores R_T	212
Figura 2.16a - Características do sensor Philips.	213
Figura 2.17a - Saída do sensor como função de um campo auxiliar H_x	214
Figura 2.18a - Variação da resistência de um sensor KMZ10B com a temperatura.	214
Figura 2.19a - Variação da sensibilidade do sensor KMZ10B com a temperatura.	215
Figura 2.20a - Linearização do efeito magnetoresistivo com tiras de alumínio.	216
Figura 2.21a - Saída V_0 do sensor como função do campo transversal H_x para diversos valores de campo auxiliar H_x	217
Figura 2.22a - Campo magnético num condutor.	218
Figura 2.23a- Saída do sensor num campo magnético permanente.	219
Figura 2.24a - Saída do sensor num campo magnético muito forte.	220

Figura 2.25a- Sensor magnetoresistivo como sensor de proximidade.	221
Figura 2.26a - Saída do sensor como função da distância.....	221
Figura 2.27a - Medida de um ponto somente com um sensor KMZ10B PHILIPS.....	222
Figura 2.28a - Montagem para medida de posição com magneto FXD330.	223
Figura 2.29a - Saída dos sensores com $d=5\text{mm}$ e imã de $10\times 15\text{mm}$	223
Figura 2.30a - Saída dos sensores com $d=1\text{mm}$ e imã de $4\times 5\text{mm}$	223
Figura 2.31a - Sensor perpendicular ao campo magnético.....	224
Figura 2.32a - Saída do sensor como função do deslocamento.....	225
Figura 2.33a - Saída do sensor como função do deslocamento.....	225

ÍNDICE DE TABELAS

	Pág.
Tabela 4.1 - Características de componentes eletrônicos.....	34
Tabela 6.1 - Valores de tensão nos 8 sensores em função de deslocamento no eixo X com os parafusos nos eixos Y e Z fixos	69
Tabela 6.2 - Diferença de tensão entre 2 pontos distantes entre si de 1mm no eixo X para os 8 sensores	69
Tabela 6.3 - Valores de deslocamentos no eixo X entre 10 e 15 mm com Y=Z=15mm.....	71
Tabela 6.4 - Valores de Y =15mm em função do deslocamento no eixo X entre 10 e 15 mm e Z=15mm	72
Tabela 6.5 - Valores de Z =15mm em função do deslocamento no eixo X entre 10 e 15 mm e Y=15mm	73
Tabela 6.6 - Valores de X =15mm em função do deslocamento no eixo Y entre 10 e 15 mm e Z=15mm	74
Tabela 6.7 - Valores de deslocamentos no eixo Y entre 10 e 15mm com X=Z=15mm.....	75
Tabela 6.8 - Valores de Z =15mm em função do deslocamento no eixo Y entre 10 e 15 mm e X=15mm.....	76
Tabela 6.9 - Valores de X =15mm em função do deslocamento no eixo Z entre 10 e 15 mm e Y=15mm	77
Tabela 6.10 - Valores de Y =15mm em função do deslocamento no eixo Z entre 10 e 15 mm e X=15mm.....	78
Tabela 6.11 - Valores de deslocamentos no eixo Z entre 10 e 15 mm com X=Y=15mm.....	79
Tabela 6.12 - Valores de tensão para a posição (15,20,20) mm – 1ª aquisição.....	85
Tabela 6.13 - Valores calculados para (X,Y,Z) - 1ª aquisição	85
Tabela 6.14 - Valores de tensão para a posição (15,20,20) mm – 2ª aquisição.....	86
Tabela 6.15 - Valores calculados para (X,Y,Z) - 2ª aquisição	86
Tabela 6.16 - Valores de tensão para a posição (15,20,20) mm – 3ª aquisição.....	87
Tabela 6.17 - Valores calculados para (X,Y,Z) - 3ª aquisição	87
Tabela 6.18 - Valores de tensão para a posição (15,20,20) mm – 4ª aquisição.....	88
Tabela 6.19 - Valores calculados para (X,Y,Z) - 4ª aquisição	88
Tabela 6.20 - Valores de tensão para a posição (15,20,20) mm – 5ª aquisição.....	89
Tabela 6.21 - Valores calculados para (X,Y,Z) - 5ª aquisição	89
Tabela 6.22 - Valores médios estimados nas 5 aquisições	90
Tabela 7.1 - Ponto fixo.....	94
Tabela 7.2 - Deslocamento no eixo X.....	97
Tabela 7.3 - Deslocamento no eixo Y.....	99
Tabela 7.4 - Deslocamento no eixo Z.....	101
Tabela 7.5 - Deslocamento nos eixos X e Y.....	104
Tabela 7.6 - Deslocamento nos eixos X e Y simultaneamente.....	107

Tabela 7.7 - Deslocamento nos eixos X e Z.....	110
Tabela 7.8 - Deslocamento nos eixos X e Z simultaneamente.....	111
Tabela 7.9 - Deslocamento nos eixos Y e Z.....	113
Tabela 7.10 - Deslocamento nos eixos Y e Z simultaneamente.....	114
Tabela 7.11 - Deslocamento nos eixos X, Y e Z.....	116
Tabela 7.12 - Deslocamento de “ir e vir” nos eixos X e Z.....	118
Tabela 7.13 - Deslocamento de “ir e vir” de 1mm nos eixos X e Z e de “ir” 1mm no eixo Y.....	119
Tabela 7.14 - Deslocamento de “ir e vir” de 1mm nos eixos X ,Y e Z.....	121
Tabela 7.15 - Deslocamento manual do magneto no eixo Z.....	122
Tabela 7.16 - Deslocamento de 5mm no eixo X.....	124
Tabela 7.17 - Resultados do Ensaio 1.....	126
Tabela 7.18 - Resultados do Ensaio 2.....	126
Tabela 7.19 - Resultados do Ensaio 3.....	127
Tabela 7.20 - Resultados do Ensaio 4.....	127
Tabela 7.21 - Resultados do Ensaio 5.....	128
Tabela 7.22 - Imprecisão das medidas no eixo X.....	129
Tabela 7.23 - Imprecisão das medidas no eixo Y.....	129
Tabela 7.24 - Imprecisão das medidas no eixo Z.....	130
Tabela 7.25 - Imprecisão das medidas em 3D.....	130

APÊNDICES

Tabela 1.1a - Equações de Potencial (Equações de Campo).....	163
Tabela 1.2a - Valores comparativos dos resultados do FEM2002.....	181
Tabela 2.1a - Características principais dos sensores magnetoresistivos – Philips.....	212
Tabela 2.2a - Valores para campo magnético gerado por condutor conduzindo corrente.....	218
Tabela 2.3a - Comparação entre sensores magnéticos quanto a detecção de campo magnético.....	226

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

1.1 - CONSIDERAÇÕES GERAIS

A pesquisa científica pode ser vista de diversas formas:

- a) como uma fonte de investigação contínua visando a melhoria das condições de sobrevivência humana,
- b) uma fonte de sobrevivência financeira,
- c) uma fonte enaltecadora de egos,
- d) e também como uma arte, ou seja, a arte da criatividade e também a arte do desenvolvimento da nobreza humana, refletida no comportamento altruísta de alguns pesquisadores, os quais buscam, na maioria das vezes, contribuir para a melhoria da sociedade no planeta, e da melhoria da convivência no universo.

A arte está na simplicidade de alguns desenvolvimentos, na busca e no encontro de soluções simples para problemas complexos.

A identificação de movimentos mandibulares não é uma tarefa simples, dado que pode ser confirmado através da literatura, mas com o desenvolvimento tecnológico na área de sensores magnéticos, por exemplo, é possível desenvolver equipamentos que auxiliem o profissional da área, a obter dados que lhe permitam realizar diagnósticos mais eficazes e conseqüentemente tratamentos mais adequados e rápidos a seus pacientes.

A tecnologia atual utilizada no desenvolvimento de sensores magnéticos, permitiu a confecção de sensores de alta sensibilidade, pequenas dimensões, compatíveis com sistemas eletrônicos e baixo custo, o que propicia o uso em diversos tipos de medidas, como medidas de deslocamento, de presença, de atividade de ondas cerebrais, de corrente elétrica, de velocidade, pressão e outras tantas que podem se fazer necessárias.

O aspecto que deve ser observado quando se utilizam sensores magnéticos, é que grandezas como correntes, deslocamentos, pressão, por exemplo, não são medidas diretamente e sim,

através de variações de campos magnéticos, os quais são “transformados” nas grandezas de interesse através de circuitos condicionadores de sinal.

Este trabalho apresenta o protótipo de um equipamento destinado a identificar pequenos deslocamentos no espaço através da variação de campo magnético, com precisão de décimos de milímetros. A idéia original para utilização do equipamento está no desenvolvimento de um aparelho para identificar movimentos mandibulares em 3D, sendo que seu uso pode ser estendido a outras áreas, onde seja necessária a medição de deslocamentos sem contato, como medidas em locais inóspitos, de difícil acesso, bem como na área da robótica na determinação de posicionamento desejados.

O sensor escolhido para a confecção do protótipo é um sensor magnetoresistivo pelo fato de não existir na literatura conhecida, um equipamento para medir deslocamentos mandibulares utilizando este tipo de sensor.

O processo consiste em determinar a trajetória de um magneto que se move no espaço delimitado em 25X25X23mm, através de 8 sensores dispostos de forma a captar a variação do campo magnético quando o ímã se desloca. A variação do campo magnético no sensor provoca uma variação nos valores da tensão de saída dos mesmos, os quais são transferidos para um microcomputador, através de uma placa de aquisição de dados. A partir do processamento destas informações é feita a identificação do movimento do ímã no espaço. O software utilizado nesta etapa é o Matlab Release 12.

O trabalho apresenta, também, o mapeamento do campo magnético do magneto utilizado para sensibilizar os sensores, através do software de elementos finitos aplicado ao eletromagnetismo - FEM2000.

1.2 - OBJETIVO

O principal objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema que permita o estudo e a análise de um aparelho para medir deslocamentos no espaço sem contato, utilizando somente a variação de campo magnético para identificação deste movimento.

O sistema compreende a construção de:

a) uma mesa de calibração que permita o deslocamento em três eixos ortogonais, independentemente um do outro;

b) de um equipamento (protótipo) para medir deslocamentos em três dimensões utilizando sensores magnetoresistivos, que é o produto efetivamente desejado;

c) e de um emulador de movimento mandibular para a realização de testes, que represente o movimento mais próximo possível do movimento de abrir e fechar a boca de uma pessoa.

Como objetivo secundário pretende-se mapear o campo magnético do magneto utilizado nos ensaios .

1.3 - MOTIVAÇÃO DO TRABALHO

A motivação pela área de biomecânica, se deu através do interesse em pesquisar a influência de campos magnéticos em seres humanos, ou seja, como os seres humanos são afetados em contato com campos eletromagnéticos conhecidos e desconhecidos. Pensava-se em desenvolver um equipamento que pudesse medir tais grandezas para uma possível comprovação científica de tantos fenômenos observados na prática, e tão difíceis de serem comprovados cientificamente.

O desenvolvimento do trabalho aqui apresentado pode, de alguma forma, contribuir para este avanço, pois o mesmo trabalha na identificação de campos magnéticos pequenos e sensores magnetoresistivos de alta sensibilidade.

A motivação para confecção deste trabalho, mais precisamente, sobre o desenvolvimento deste equipamento para medir deslocamentos mandibulares chamado de kinesiógrafo, originou do trabalho desenvolvido por Brusamarello, 1996, na busca de melhorar a precisão obtida por ele, que era de 0,6mm nas medições realizadas no plano, e de 1mm nas medições realizadas no espaço.

Um outro fator motivacional, é o fato de não existir no mercado brasileiro um equipamento para realizar tais funções, o que, caso se concretize este projeto, o mesmo poderia ser confeccionado a um custo bem menor que os aparelhos importados existentes, permitindo, com isso, um uso mais extensivo aos profissionais da área.

O princípio básico do aparelho para medir deslocamentos mandibulares, consiste em medir a variação do campo magnético de um superimã colocado sobre o dente incisivo inferior do paciente, quando o mesmo realiza movimentos de oclusão, obtendo com isto, a trajetória deste deslocamento. Espera-se, através deste experimento, auxiliar no diagnóstico de possíveis disfunções na articulação temporo-mandibular dos pacientes, permitindo, ao profissional da área de odontologia, um diagnóstico mais preciso e em menor tempo.

É importante salientar também, que o desenvolvimento de um aparelho para medir deslocamentos sem contato em 3D, pode ser utilizado para uma grande variedade de medidas de movimento, o que faz com que o trabalho tenha um espectro de utilização, bastante grande.

1.4 - ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

O trabalho está organizado na forma de capítulos de acordo com os temas desenvolvidos no projeto e consta de oito capítulos. Para facilitar ao leitor interessado na teoria que fundamenta alguns dos capítulos, foram inseridos dois apêndices. A descrição sucinta dos conteúdos abordados em cada capítulo e nos apêndices, está apresentados a seguir.

No Capítulo I, denominado Introdução, estão definidos os objetivos, a motivação para o desenvolvimento do trabalho, bem como a estrutura da divisão em capítulos.

No Capítulo II é apresentada a Revisão Bibliográfica sobre os métodos de medição de movimentos mandibulares utilizados até hoje.

No Capítulo III são abordados os conceitos sobre a Anatomia Funcional e a Biomecânica do Sistema Mastigatório.

No Capítulo IV, denominado de Sistema de Medição Utilizando Sensores Magnetoresistivos, é detalhada a metodologia utilizada para o desenvolvimento do aparelho de medição onde estão descritas as confecções do protótipo, da torre de calibração em 3D, do circuito eletrônico para o condicionamento do sinal e do emulador de movimento mandibular.

No capítulo V é apresentada a modelagem matemática utilizada para a estimação dos parâmetros e é feita a descrição do método dos mínimos quadrados na identificação dos parâmetros desejados, ou seja, o deslocamento em 3D, e foi denominado de Modelagem Matemática para Estimação de Parâmetros.

No capítulo VI, chamado Processamento de Sinais, são apresentadas as principais questões que envolvem o processamento de sinais no desenvolvimento de um aparelho na área biomédica, análise e quantificação do ruído presente no sistema.

No capítulo VII são apresentados os resultados obtidos nos ensaios de deslocamento do magneto no plano e no espaço através de tabelas e gráficos bi e tridimensionais e foi denominado de Resultados Obtidos.

No capítulo VIII são apresentadas as Conclusões e Sugestões de continuidade para o desenvolvimento do trabalho.

Os apêndices são dois e foram denominados de Apêndice I e Apêndice II.

No Apêndice I é apresentada uma revisão sobre os conceitos básicos do eletromagnetismo e cálculo de campo, visando uma melhor compreensão do método dos elementos finitos utilizado no trabalho, e o mapeamento de campo magnético do magneto utilizado nos ensaios através do software FEM2000.

No Apêndice II são apresentados os diversos tipos de sensores magnéticos e suas aplicações, com ênfase aos sensores magnetoresistivos, que são os sensores utilizados para a montagem do aparelho.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A tentativa de identificar precisamente os movimentos mandibulares e conseqüentemente, as disfunções na articulação temporo-mandibular (ATM), data de algum tempo. Muitos pesquisadores já o fizeram, porém os resultados alcançados ainda podem ser melhorados. Avanços tecnológicos nas áreas de eletrônica e computação facilitaram este registro, permitindo um diagnóstico mais preciso aos profissionais da área de ortodontia.

Segundo Jankelson *et al.*, 1975, em 1931, na tentativa de identificar os movimentos mandibulares, foram utilizadas técnicas cinematográficas utilizando um ponto refletivo até cineflurografia em 1940. Em 1942 foram utilizadas fotografias estroboscópicas e em 1951 foi utilizado o traçado mecânico de movimentos mastigatórios. As técnicas utilizando registradores eletrônicos foram utilizadas pela primeira vez, em 1953 para registrar a ocorrência e a duração da oclusão (movimento de abrir e fechar a boca) enquanto ocorria a mastigação. Procedimentos deste tipo, com pequenas variações foram utilizados nos anos subseqüentes. A utilização da telemetria oclusal em 1961 e a introdução da eletromiografia, em 1964 forneceram um avanço nos conceitos originais no traçado dos movimentos mandibulares.

Piehslinger *et al.*, 1991, fazem uma descrição da evolução dos procedimentos utilizados na identificação de movimentos da ATM, desde 1967 até aproximadamente 1991 e que serão abordados neste capítulo na ordem cronológica.

A eletrognatografia foi introduzida em 1967 por Bewersdorff como um método de registrar movimentos mandibulares em três dimensões usando três sensores de indução magnética, cada um deles colocado em ambos os lados da mandíbula e o outro fixado no crânio do paciente. Este sistema oferece a vantagem de permitir registrar funções intraorais.

Em 1969 foram publicados os primeiros trabalhos de Lee, nos quais ele usava uma turbina dental a ar localizada nos eixos das articulações para gravar o movimento dos côndilos em blocos plásticos.

Em 1970 Knap *et al.* desenvolveram um sistema de medição usando seis potenciômetros como sensores fornecendo um sinal elétrico através de uma incisão na mandíbula para análise computacional. Este dispositivo ficava localizado em frente da face.

Körber, em 1971 registrou movimentos mandibulares aplicando sobre a face uma placa com sensores cujos dados eram registrados através de um osciloscópio e de um plotter e, também em 1971, Gibbs e Messerman usaram um sistema de dupla-face e um “CASE GNATHIC REPLICATOR”, o qual registrava movimentos da mandíbula para posterior análise computacional.

Em 1972 Preiskel, estudando os eixos das articulações, descreveu o chamado “ângulo de Fischer”, como o ângulo entre o caminho percorrido pelo lado fixo do côndilo durante movimento lateral e o caminho percorrido quando uma protrusão simétrica é realizada. Slavicek atribui este ângulo ao fato de que em registro pantográfico é utilizado um indicador na mandíbula distante alguns milímetros do côndilo introduzindo portanto uma variável incontrollável. Rosner descreve este problema geométrico como sendo valores de ângulos ou inclinações próprias, não sendo propriamente distâncias intercondilares.

Heners em 1973, usou um osciloscópio amplificador para identificar movimentos no plano sagital em tempo real, mas este equipamento não identificava movimentos laterais.

Jankelson *et al.*, 1975, desenvolveram um dispositivo, denominado, “Mandibular Kinesiograph”, utilizando um conjunto de quatro sensores “fluxgates” encapsulados em plástico montados em uma estrutura de alumínio tendo o cuidado de observar o sentido do campo de campo de cada sensor. Os sensores captavam o campo magnético gerado por um ímã colocado no dente incisivo inferior do paciente quando este executasse movimentos mandibulares. Este conjunto de sensores pesava 134 g. Uma das maiores dificuldades encontradas na fase de desenvolvimento deste trabalho foi filtrar o campo magnético da terra nos dados de saída. O erro foi minimizado colocando-se o quinto sensor (magnetometer) no conjunto de sensores, o qual tinha a finalidade de detectar e cancelar este campo..

Piehslinger, 1991, continua a descrição dos diversos métodos de identificação de movimentos da ATM e escreve que Mc Coy *et al.*, em 1976 utilizando a técnica de LEE de gravar os movimentos mandibulares em blocos plásticos, fotografaram estes blocos e transferiram estes dados para um computador . A conclusão foi que a coleção e avaliação de tais dados poderiam esclarecer questões como a oclusão, estabilidade dos dentes, efeito na saúde periodontal e ainda permitir correlações com sucesso de medidas ortodônticas.

Na Inglaterra em 1977, Winstanley relatou o uso de técnicas pantográficas no traçado dos eixos das articulações para programar um articulador.

Waysenson e Salomon, 1977, utilizaram um receptor óptico eletrônico, o qual consistia de três células fotoelétricas montadas perpendicularmente umas as outras, as quais captavam o feixe luminoso que passava pela garganta do paciente. Ao realizar movimentos mandibulares, cada célula fotoelétrica captava diferentes sinais de luz, gerando diferentes tensões em cada uma das células, os quais eram usados como sinais de entrada de um osciloscópio que mostrava na tela o tipo de movimento realizado.

Ainda Piehslinger, 1991, escreve que em 1982, Klett usou um emissor de luz com fotosensores para medir e registrar movimentos mandibulares onde artefatos poderiam ser eliminados.

Burckhardt descreveu em 1985 um sistema ópticoeletrônico com infravermelho para determinar os eixos das articulações que incluía avaliação computacional.

Harada e Sakamoto, 1989, desenvolveram um pequeno sensor para medir campo magnético utilizando um núcleo em anel e mosfets (metal oxide semiconductor field effect -transistor, semiconductor de óxido metálico). O circuito é baseado no princípio de saturação do núcleo magnético obtido através de chaveamento liga-desliga e é formado por um núcleo magnético saturado, um par de FETs (field effect transistor- transistor de efeito de campo) e um resistor de saída, no qual o valor da tensão é proporcional à intensidade do campo magnético externo. O método consiste em utilizar um pequeno ímã permanente colado num dos dentes incisivos inferiores, cuja variação de campo magnético gerada pelo movimento da mandíbula será captada por oito destes sensores devidamente posicionados no crânio do paciente

Siegler *et al.*, 1991, desenvolveram uma técnica de kinesiologia tridimensional para investigar os movimentos mandibulares, utilizando um sistema elétrico-óptico, o qual mede a localização no espaço de mini-diodos emissores de luz (mini-LEDS), localizados na mandíbula e no osso temporal. Este sistema tem a capacidade de registrar o movimento de aproximadamente trinta e dois (32) LEDS com um erro menor que 0,1mm e uma taxa de amostragem acima de 4000 amostras por segundo. O sistema consiste ainda de duas (2) câmeras especiais de vídeo, uma unidade de controle para obter as informações das câmeras e controlar a luz dos LEDs e um microcomputador usado para coletar dados e apresentar os resultados. A análise dos dados consiste em derivar a posição relativa e orientação da mandíbula com respeito ao osso temporal através das medidas das coordenadas de pontos do osso temporal e da mandíbula. O algoritmo usado para determinação do movimento é o método de otimização com restrição usando o critério dos mínimos quadrados para achar a melhor aproximação da posição da mandíbula em relação ao osso temporal através das medidas das posições do pontos destes ossos. A principal

vantagem desta técnica sobre outras já desenvolvidas é que a mesma fornece a descrição completa do movimento da mandíbula com respeito ao osso temporal, incluindo os seis (6) graus de liberdade associados com este movimento; a descrição do movimento em termos de união de parâmetros facilita a interpretação dos dados pelos clínicos; o movimento de qualquer ponto da mandíbula pode ser facilmente derivado através dos dados. Por não exigir fixação da cabeça, o sistema não interfere no processo de oclusão natural e o peso dos LEDs pode ser considerado desprezível.

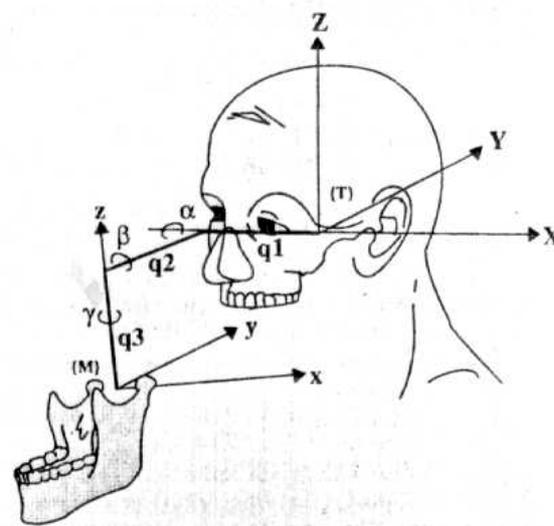
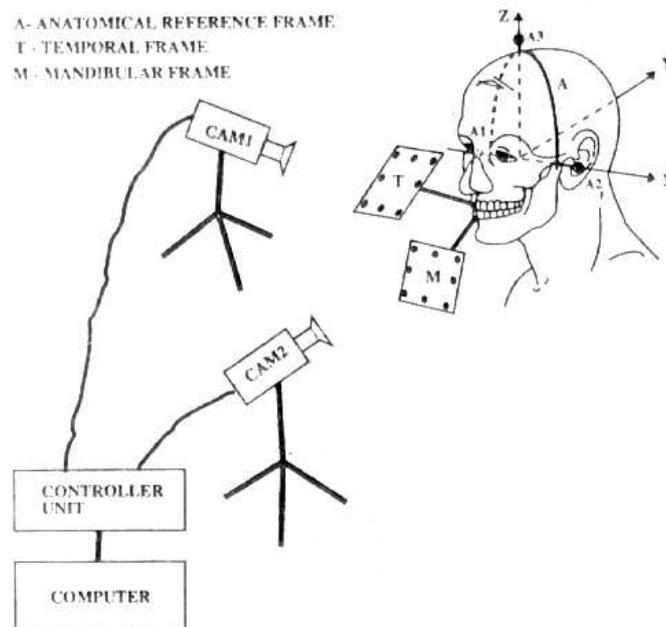


Figura 2.1- Esquema proposto por Siegler.

Piehslinger *et al.*, 1991, mostrou as vantagens da axiografia computadorizada na aplicação de identificação de movimentos mandibulares mostrando as vantagens deste método em relação aos dispositivos mecânicos. Na axiografia computadorizada é possível, segundo ela, diagnosticar pequenas alterações dos movimentos mandibulares, desde o início destas manifestações.

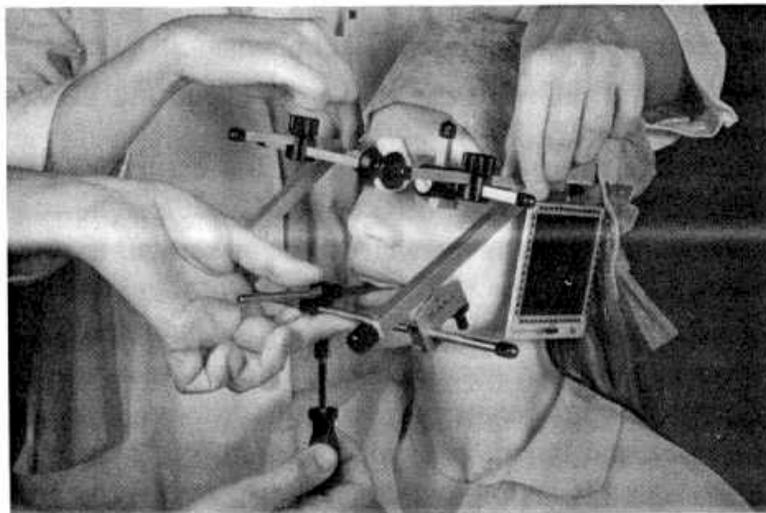
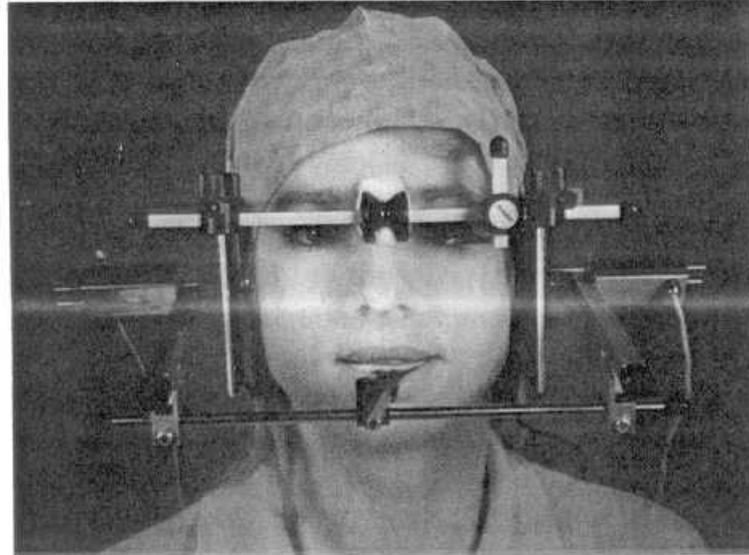


Figura 2.2 – Axiografia apresentada por Piehslinger.

Tallents *et al.*, 1991, utilizaram o Sirognatógrafo desenvolvido por Arthur Lewin e pela Siemens, para análise de movimentos mandibulares, o qual utilizava 8 sensores Hall para identificar o movimento de um magneto nas três direções: vertical, lateral e anteroposterior.

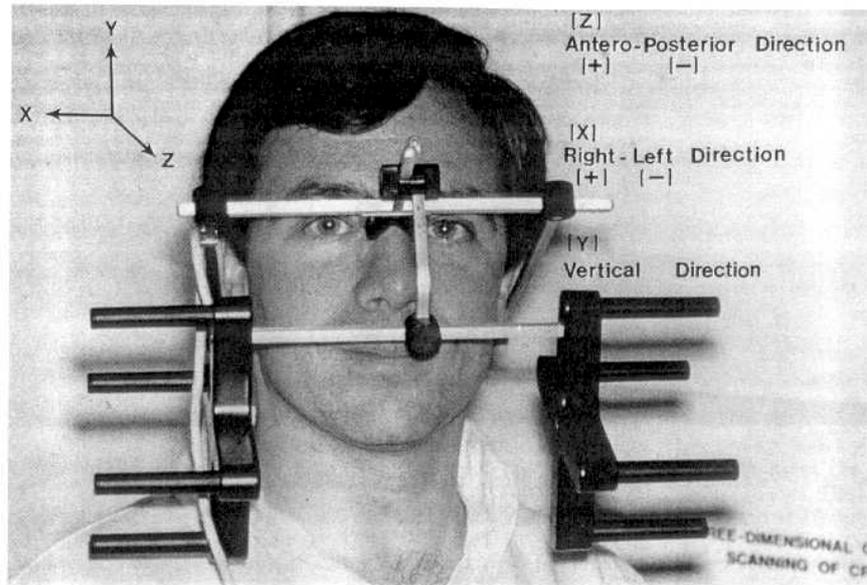


Figura 2.3 – Sirognatógrafo utilizado por Tallents *et al.*

Também em 1991, Yamamoto *et al.*, 1991, desenvolveram um sistema de medição tridimensional utilizando a técnica convencional, de triangulação para cálculo de distâncias para acompanhamento de tratamentos ortodônticos. O sistema construído consistia de um equipamento óptico composto por um laser, um sensor de imagem e lentes e uma mesa de deslocamento x - y , onde era colocado o molde de gesso. Fazia-se a incidência do raio num determinado ponto do molde e este ponto era monitorado entre um período que variava de 41 (quarenta e um) a 190 (cento e noventa) dias para verificar a evolução do tratamento ortodôntico.

Motoyoshi *et al.*, 1996, investigaram a possível relação entre os movimentos mandibulares, obtidos através de registros axiográficos e os sons produzidos durante estes movimentos para avaliar a posição dos côndilos em relação à fossa articular. Os movimentos mandibulares foram registrados utilizando o CADIAX: SAM (computer aided Axiograph) e o registro dos sons foi feito através do TMJ. Doppler Auscultation (3 Brothers enterprises, TMJ Doppler) e armazenados numa fita magnética utilizando DAT: SONY (digital audio tape recorder TCD-D10). No sistema de coordenadas utilizado, o eixo X corresponde a deslocamentos no plano orbital e o eixo Z é perpendicular a este, sendo que a distância S é calculada como sendo a hipotenusa dos valores medidos em X e Z. Os sons registrados durante o movimento de abertura da mandíbula foram obtidos quando o valor de S variava de 8 a 23mm, verificados através da axiografia, e os sons registrados durante o movimento de fechamento da mandíbula foram obtidos quando S variava entre 0 e 17mm. Calculando esses valores como porcentagens em relação ao movimento máximo dos côndilos, os sons de abertura foram registrados num intervalo entre 41 a 100%, enquanto

que os sons dos movimentos de fechamento variaram entre 1 e 80% da máxima abertura. A frequência média dos sons na abertura foi de 87 Hz e de fechamento de 89Hz, sendo que foi concluído não haver correlação entre o tempo (timing) do som da junção e o pico de frequência dos sons.

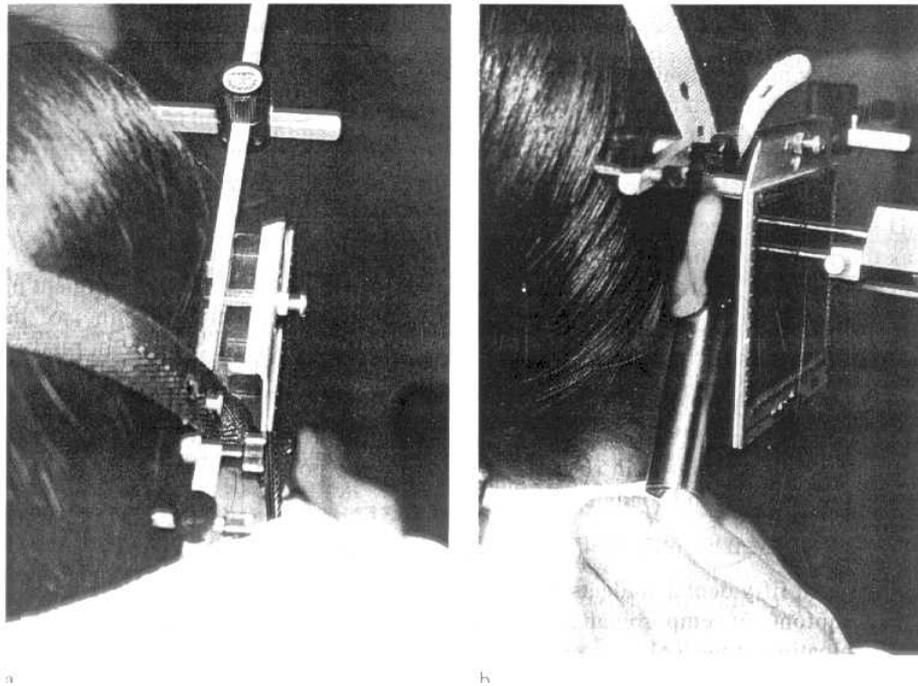


Figura 2.4 – Medição de movimento mandibular através do som da ATM.

Hayasaki *et al.*, 1998, apresentaram um método para visualização e diagnóstico de movimentos mandibulares utilizando o que eles chamaram de CMDME (curved mesh diagram of mandibular excursion), ou seja diagrama de malha da curva de excursão mandibular. O método consistia em medir o movimento mandibular através de um equipamento comercial óptico-eletrônico chamado TRIMET (Tokyo-shizaisha) com seis graus de liberdade e uma frequência de amostragem de 100 Hz. Os dados obtidos eram transferidos para uma estação de trabalho gráfica IRIS CRIMSON (SiliconGraphics Co.Inc., Mountain View, CA, USA) usando um microcomputador PC-9801 BA (NEC Co., Tokyo, Japan) e a Ethernet. As três coordenadas (x,y,z) de um ponto da mandíbula foram medidas usando um XYZAX-PJ 400 A (Tokyo Seimitsu Inc., Tokyo, Japan), e para a determinação do ponto central do côndilo da mandíbula foram utilizados cefalogramas lateral e antero-posterior. A malha retangular formada se estendia 15mm para frente, e 13mm para trás (longo do eixo x); e 14 mm para esquerda e 14 mm para a direita (ao longo do eixo y), com a posição intercuspal como a origem. Portanto a malha era formada por 78.961 (281X281) pontos. Cada uma das 12.000 medidas da posição mandibular era mapeada nesta malha pelo método da menor distância entre dois pontos.

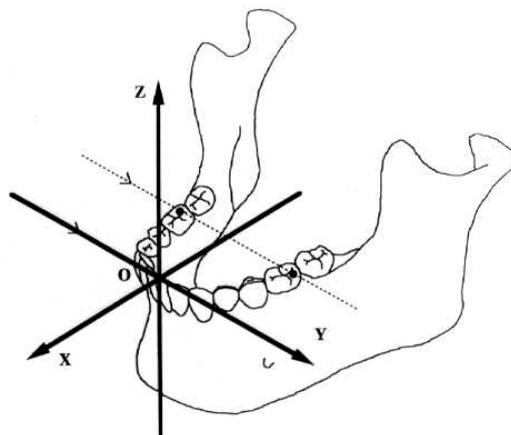
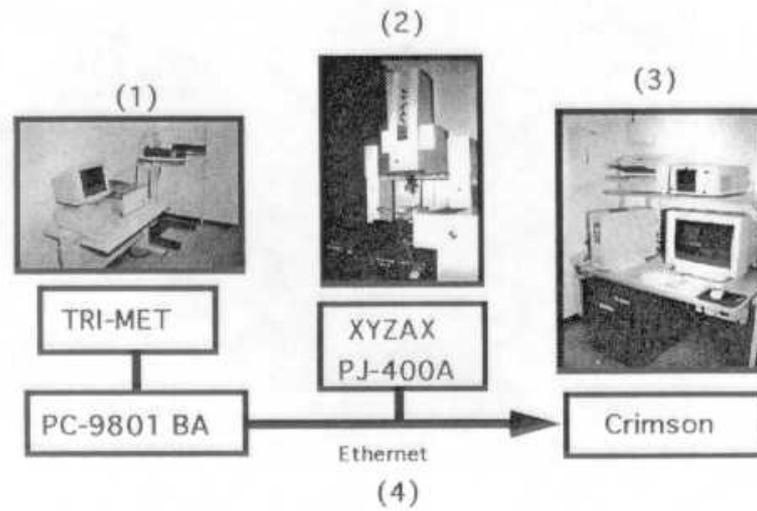


Figura 2.5- Método de visualização proposto por Hayasaki *et al*

Prinz, 1998, utilizou o registro dos sons produzidos ao se realizar movimentos de abrir e fechar a boca para desenvolver um protocolo para identificar movimentos mandibulares. O som era

capturado através de microfones acoplados em fones de ouvido, amplificado e armazenado numa fita e depois analisados no microcomputador. A frequência de amostragem utilizada para captar os dois microfones ao mesmo tempo (ouvido esquerdo e ouvido direito) foi de 1,7 kHz para registrar 60 contatos de dentes (dentes superiores em contato com dentes inferiores). Foram utilizados dois sistemas de conversão analógico-digital para digitalizar os registros. O software WAVESTUDIO suprido pela placa de som do Sound-Blaster (Creative, Singapore) foi utilizado num tempo de 4 segundos, com taxa de amostragem de 44,1 kHz e 16 bits de resolução. A seleção dos dados contendo o som do contato dos dentes, ou o som da junção temporomandibular foram salvos num disco para análise posterior. O segundo conjunto de registros foi feito usando um conversor analógico-digital (ADC-11, Pico Technology, Cambridge, U.K.) de 10 canais com 10 bits de resolução

Este método não permite identificar a posição da mandíbula, mas permite especificar o comprimento do ciclo de abrir-fechar os dentes. Se a envoltória do movimento é assumida como uma aproximação senoidal, então a direção do movimento mandibular pode ser considerada como reverso na metade do ciclo. A precisão desta afirmativa baseia-se na experiência realizada em nove pessoas num total de 129 ciclos. A variação média entre as pessoas, expressa em percentagem do comprimento do ciclo foi de $1,3 \pm 0,9\%$.

Um dos aparelhos disponíveis no mercado atualmente, é fabricado pelo Myo-Tronics, Inc, e pode ser visto na figura 2.6. Para utilização deste aparelho, deve ser utilizado um pequeno magneto acoplado na gengiva inferior do paciente e a medição é obtida através de 8 sensores magnéticos, os quais não foram especificados. Segundo uma estimativa de preço obtida através do representante do fabricante, o aparelho custa em torno de U\$10,000.00



Figura 2.6 – Aparelho da Myo-Tronics para medir movimentos mandibulares.

CAPÍTULO III

ANATOMIA FUNCIONAL E A BIOMECÂNICA DO SISTEMA MASTIGATÓRIO

3.1 - INTRODUÇÃO

Segundo Okeson, 1992, o sistema mastigatório é a unidade funcional do corpo primordialmente responsável pela mastigação, fala e deglutição, atuando também no paladar e na respiração. O sistema é composto de: ossos, articulações, ligamentos, dentes e músculos, além de um intricado sistema de controle neurológico que controla e coordena todas essas estruturas e componentes.

3.2 - COMPONENTES ESQUELÉTICOS DO SISTEMA MASTIGATÓRIO

Os componentes esqueléticos básicos que compõem o sistema mastigatório são:

- a maxila,
- a mandíbula ,
- e o osso temporal.

A maxila e a mandíbula suportam os dentes e o osso temporal suporta a mandíbula em sua articulação com o crânio.

A maxila forma a maior parte do esqueleto facial superior. A borda do maxilar estende-se na parte superior para formar o assoalho da cavidade nasal e também o assoalho da cavidade orbital., conforme pode ser visto na figura 3.1.

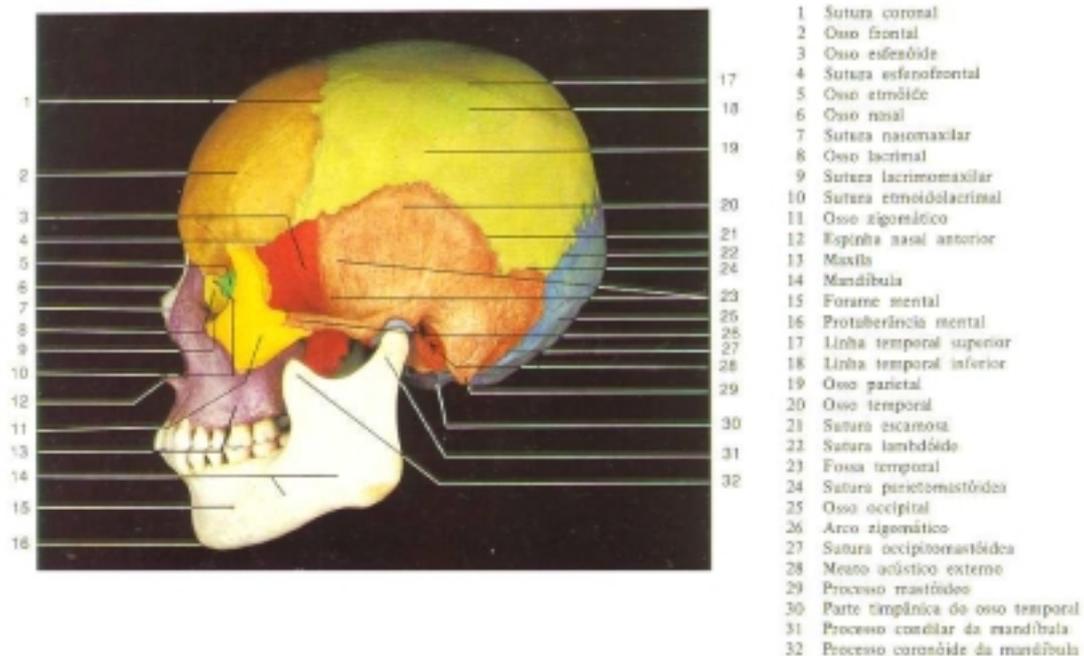
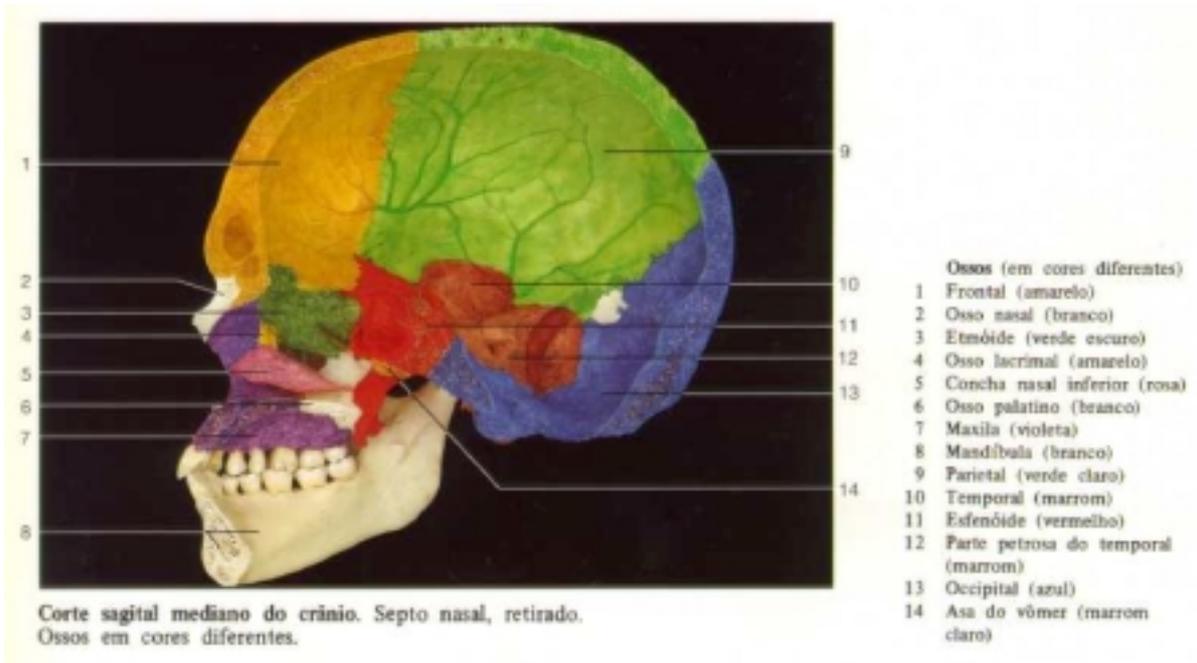


Figura 3.1 - Arquitetura geral do crânio.

A mandíbula é um osso em forma de “U”, que sustenta os dentes inferiores e forma a parte inferior do esqueleto facial. Não tem ligação óssea com o crânio, sendo sustentada abaixo do maxilar por músculos, ligamentos e outros tecidos moles que por sua vez possibilitam a mobilidade necessária ao funcionamento com o maxilar. O corpo da mandíbula estende-se póstero-inferiormente para formar o ângulo mandibular e póstero-superiormente para formar o ramo ascendente. O ramo ascendente da mandíbula é formado por um osso vertical plano que se

estende para cima como dois processos. O anterior é o processo coronóide e o posterior é o côndilo. O côndilo é a parte da mandíbula que se articula no crânio ao redor do qual ocorrem os movimentos.

O côndilo mandibular se articula na base do crânio com a porção escamosa do osso temporal. A porção do osso temporal é composta pela fossa mandibular côncava, na qual o côndilo se situa e que também já foi chamada de fossa glenóide ou articular. O teto posterior da fossa mandibular é bem fina, o que indica que esta área do osso temporal não foi feita para suportar forças excessivas.

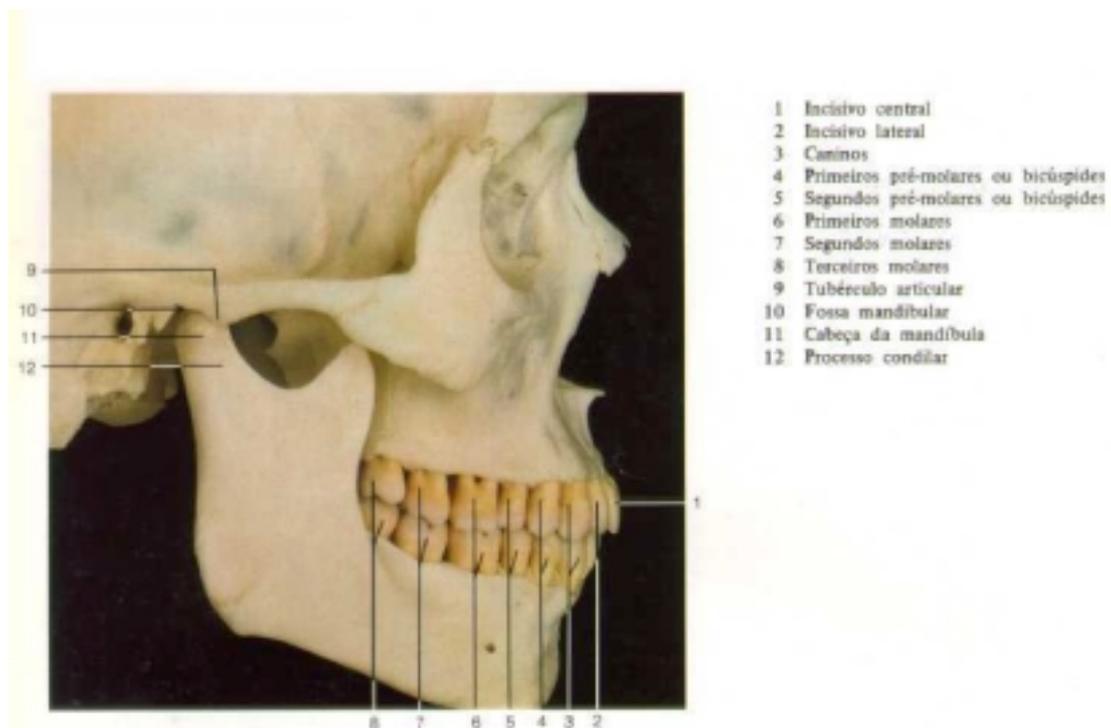


Figura 3.2 - Vista lateral do sistema mastigatório.

3.2.1 - ARTICULAÇÃO TEMPORO-MANDIBULAR

A articulação temporo-mandibular (ATM), é uma das articulações mais complexas do corpo humano e é também chamada de articulação craniomandibular.

A ATM é formada pelo côndilo mandibular que se articula na fossa mandibular do osso temporal. Entre estes dois ossos se situa o disco articular de forma que os dois ossos não se articulem diretamente. A ATM é classificada como uma articulação composta, que a rigor deveria ser formada por pelo menos três ossos, porém apesar da ATM ser composta por dois ossos, funcionalmente o disco articular funciona como um osso não calcificado que permite os movimentos complexos da articulação

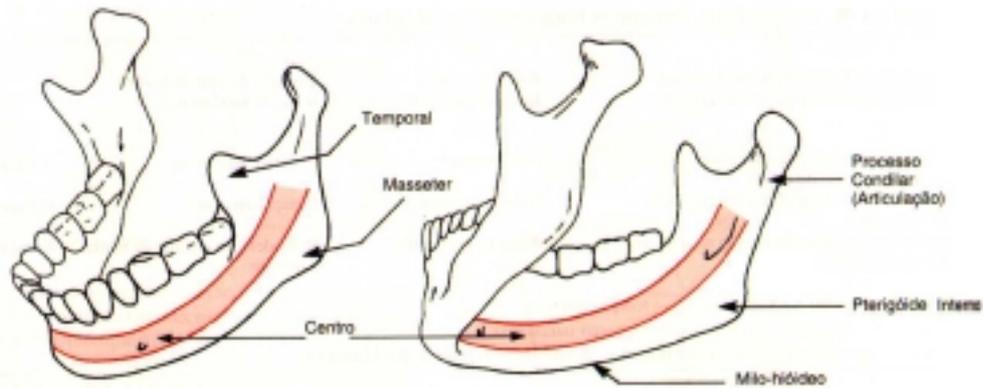


Figura 3.3 - Esquema da ATM.

3.3 - MÚSCULOS DA MASTIGAÇÃO

A energia que move a mandíbula e permite o funcionamento do sistema mastigatório é fornecida pelos músculos.

São quatro os músculos chamados músculos da mastigação:

- o masseter
- o temporal
- o pterigóideo médio
- o pterigóideo lateral.

Os músculos chamados digástricos, apesar de não serem considerados músculos da mastigação, apresentam uma função importante na função mandibular.

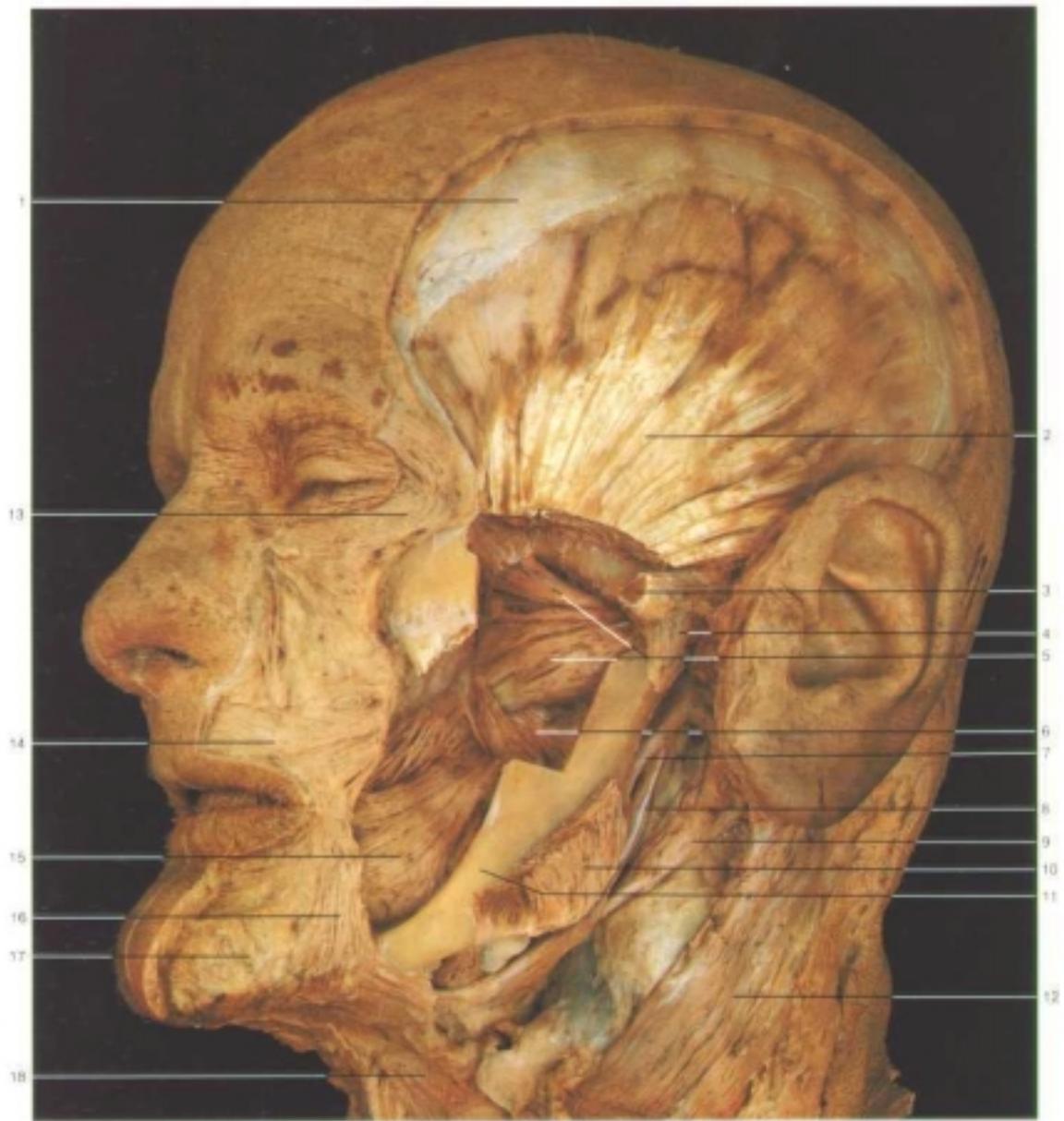
Masseter: é um músculo forte que proporciona a força necessária para uma mastigação eficiente. Quando as fibras do masseter se contraem, a mandíbula se eleva e os dentes entram em contato uns com os outros.

Temporal: é um músculo grande em forma de leque que se origina da fossa temporal e da superfície lateral do crânio. Quando todo o temporal se contrai a mandíbula se eleva e os dentes entram em contato. É um importante músculo posicionador da mandíbula.

Pterigóideo médio (interno): quando as fibras deste músculo se contraem, a mandíbula é elevada e os dentes entram em contato. Ele forma juntamente com o masseter, um suspensório muscular que sustenta a mandíbula na altura do ângulo mandibular. Este músculo também atua para protruir a mandíbula.

Pterigóideo lateral (externo): estes músculos se dividem em: pterigóideo lateral inferior e pterigóideo lateral superior. Quando o pterigóideo lateral inferior direito e esquerdo se contraem simultaneamente, os côndilos são puxados para baixo nas eminências articulares e a mandíbula se protrui. Quando esse músculo atua juntamente com as depressoras mandibulares a mandíbula é abaixada e os côndilos deslizam para frente e para baixo nas eminências articulares. Enquanto o pterigóideo lateral inferior é atuante na abertura da boca, o superior permanece inativo, atuando somente em conjunção com os músculos elevadores. O pterigóideo lateral superior é muito atuante quando há força de resistência (movimentos que envolvem o fechamento da mandíbula com resistência, por exemplo, na mastigação) e quando os dentes são mantidos fechados.

Digástricos: apesar de não serem considerados músculos da mastigação, os digástricos apresentam uma função importante no funcionamento da mandíbula. Quando os digástricos direito e esquerdo se contraem e o osso hióideo é preso pelos músculos suprahióideos e infrahióideos, a mandíbula é abaixada e puxada para baixo e os dentes desocluem. Quando a mandíbula se estabiliza, os músculos digástricos juntamente com os músculos suprahióideos e infrahióideos elevam o osso hióideo, que é um procedimento necessário para engolir. Os músculos digástricos são um dos muitos músculos que abaixam a mandíbula e elevam o osso hióide. De uma forma geral os músculos que se prendem da mandíbula ao osso hióide são chamados suprahióideos e os que se prendem do osso hióide até a clavícula e esterno são chamados infrahióideos.



Músculos pterigóideos medial e lateral. Uma porção da mandíbula e do arco zigomático foi removida para expor a região pterigóidea, na fossa infratemporal.

- | | | |
|--|--|--|
| 1 Periósteo | 6 Músculo pterigóideo medial | 13 Músculo orbicular do olho |
| 2 Músculo temporal | 7 Músculo estilógiugoso | 14 Músculo orbicular da boca |
| 3 Arco zigomático | 8 Músculo estilo-hióideo | 15 Músculo buccinador |
| 4 Cápsula articular da articulação temporomandibular | 9 Ventre posterior do músculo digástrico | 16 Músculo depressor do ângulo da boca |
| 5 Músculo pterigóideo lateral | 10 Músculo masseter (seccionado) | 17 Músculo depressor do lábio inferior |
| Cabeça superior | 11 Mandíbula | 18 Músculo platíma |
| Cabeça inferior | 12 Músculo esternocleidomastoídeo | |

Figura 3.4 - Músculos da mastigação.

3.4 - BIOMECÂNICA DA ARTICULAÇÃO TEMPORO-MANDIBULAR

A ATM é uma articulação composta, podendo ser dividida em dois sistemas distintos:

a) Sistema articular: são os tecidos que envolvem a cavidade sinovial inferior, como por exemplo o côndilo e o disco articular. Como o disco é firmemente preso no côndilo pelos ligamentos discais lateral e mediano, o único movimento que pode ocorrer entre estas superfícies é a rotação do disco na superfície articular do côndilo, portanto o complexo côndilo-disco é o sistema articular responsável pelo movimento de rotação da ATM

b) Complexo Côndilo-disco: como o disco não é firmemente preso à fossa articular, um movimento deslizante livre ocorre entre estas superfícies na cavidade superior. Este movimento ocorre como resultado da mandíbula estar posicionada para frente, chamada de movimento de translação. A translação ocorre nesta cavidade articular superior entre a superfície superior do disco articular e a fossa mandibular, permitindo que o disco articular atue como um osso não calcificado auxiliando ambos os sistemas, e por essa atuação do disco é justificável classificar a ATM como uma articulação composta.

Solberg, 1989, descreveu o movimento do disco articular de acordo com os movimentos da mandíbula, dividindo-o em etapas que seguem:

- fase de abertura: durante a abertura o disco articular gira posteriormente próximo ao côndilo, enquanto o complexo disco-côndilo se move para frente e para baixo, próximo à eminência articular;

- abertura total: o deslize do disco é anulado pela limitação do estiramento do músculo, pela resistência na cápsula e pela falta de superfície articular disponível. O exagerado movimento da abertura da mandíbula além deste ponto causa subluxação, tal como o movimento irregular, espasmódico do complexo disco-côndilo sobre as superfícies não articulares. Quando a boca é aberta completamente, o tecido mole é sugado nos lados póstero-laterais da articulação;

- força de mordida: no fechamento, ou força de mordida, a articulação recebe o máximo de tensão. Neste ponto, repentinas forças perturbadoras são criadas sobre o côndilo, pela resistência do bolo alimentar. A atividade na parte superior do músculo pterigóideo lateral, no fechamento, produz um componente anterior de tensão sobre o disco e faz com que o disco se mova para frente;

- posição oclusal: no fechamento total, o disco é girado para frente, com as superfícies da articulação em uma íntima relação de contato.

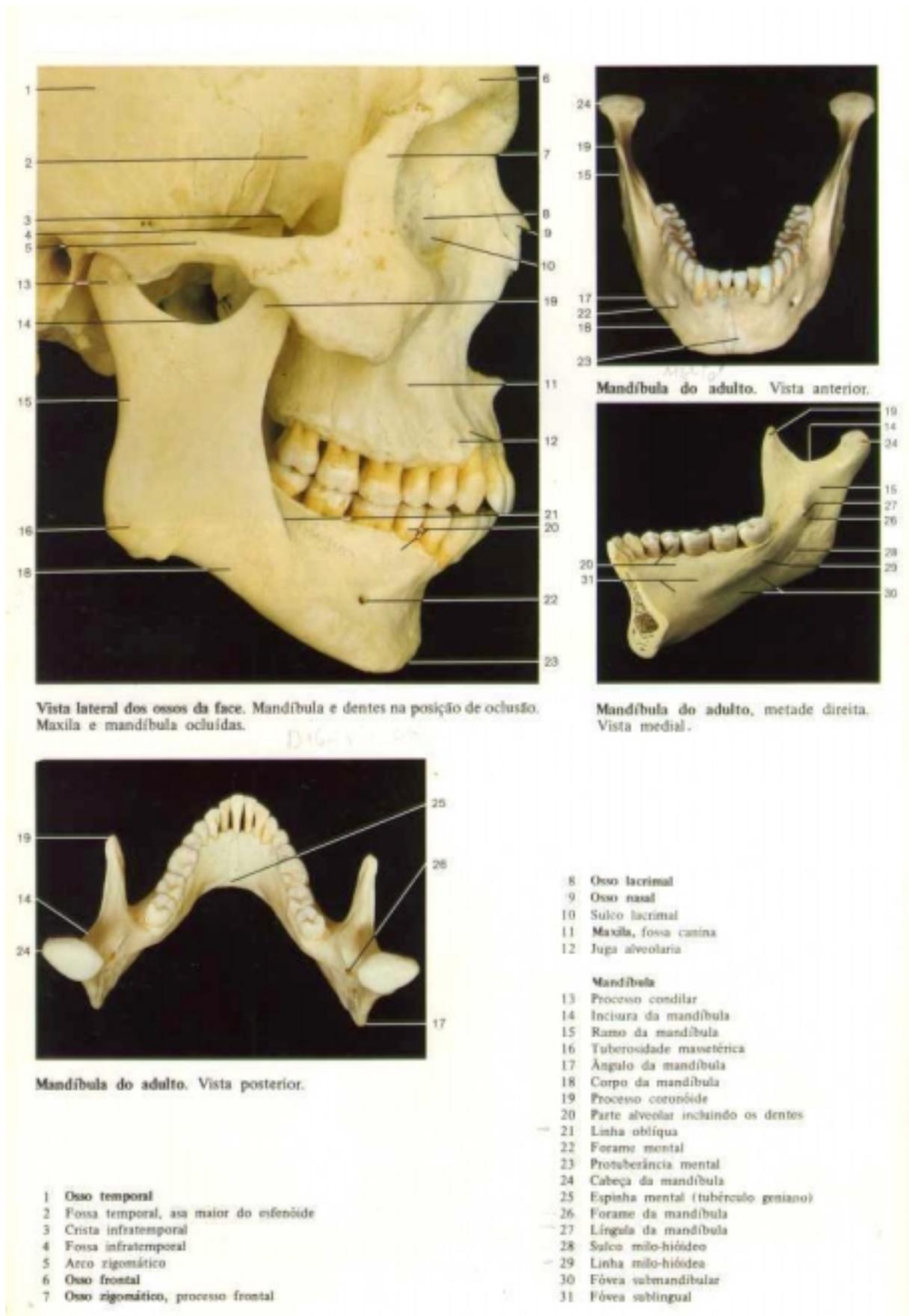


Figura 3.5 - Biomecânica da ATM.

3.4.1 - DISFUNÇÕES DO CONJUNTO TEMPORO-MANDIBULAR

As desordens temporo-mandibulares caracterizam-se pelo desconforto no sistema mastigatório (principalmente dor na região do conjunto temporo-mandibular), agravados pela mastigação e outro uso da mandíbula, como por exemplo o bruxismo, mas independentemente da moléstia local envolvendo os dentes e a boca.

De acordo com a Associação Americana Dentária, aproximadamente 60 milhões de pessoas nos Estados Unidos da América são afetadas pelas disfunções do conjunto temporo-mandibular, Gillespy *et al.*, 1997.

3.4.2 - SINAIS E SINTOMAS DAS DISFUNÇÕES TEMPORO-MANDIBULAR

Segundo Moskowitz [*apud* Solberg, 1989], os sintomas das desordens temporo-mandibulares são bem conhecidos e geralmente existe uma concordância entre a comunidade científica a respeito de como esses sintomas se manifestam. Sintomas como a dor funcional, a não coordenação da articulação temporo-mandibular e a restrição do movimento da mandíbula caracterizam a clássica tríade contra um variado número de sintomas.

O diagnóstico das disfunções do conjunto temporo-mandibular é feito através de alguns sintomas e sinais clássicos que envolvem o conjunto temporo-mandibular, ouvidos, cabeça, face e dentes. Do universo de sintomas e sinais, pode-se citar os principais, segundo Gillespy *et al.*, 1997 e Solberg *et. al.*, em 1989, quais sejam:

- estalidos da mandíbula (um dos sintomas mais comuns);
- travamento do conjunto temporo-mandibular;
- mudança na oclusão dentária ou na força de mordida;
- sintomas no(s) ouvidos, como dores e perda de audição;
- dores de cabeça severas (um dos sintomas mais comuns);
- sensibilidade excessiva dos dentes;
- dificuldade na abertura da boca.

Através da análise do sintomas apresentados, pode-se verificar a dificuldade de obtenção de um diagnóstico correto sobre as disfunções do conjunto temporo-mandibular, pois os sinais apresentados muitas vezes conduzem a tratamentos equivocados, como por exemplo, com as dores de cabeça severas, que muitas vezes são tratadas e confundidas com dores de cabeça normais ou anormalidades na cabeça. Além disso, muitos outros sintomas podem estar associados com as disfunções do conjunto temporo-mandibular como a sensibilidade à luz, pois

pacientes que apresentam o deslocamento do conjunto temporomandibular muitas vezes sofrem de dores nos olhos, o que pode ser a causa da sensibilidade excessiva à luz que este paciente apresenta como sintoma. Fica evidente, portanto, a necessidade de uma estrutura de diagnóstico adequada para melhorar a caracterização das desordens temporomandibulares como doenças identificáveis.

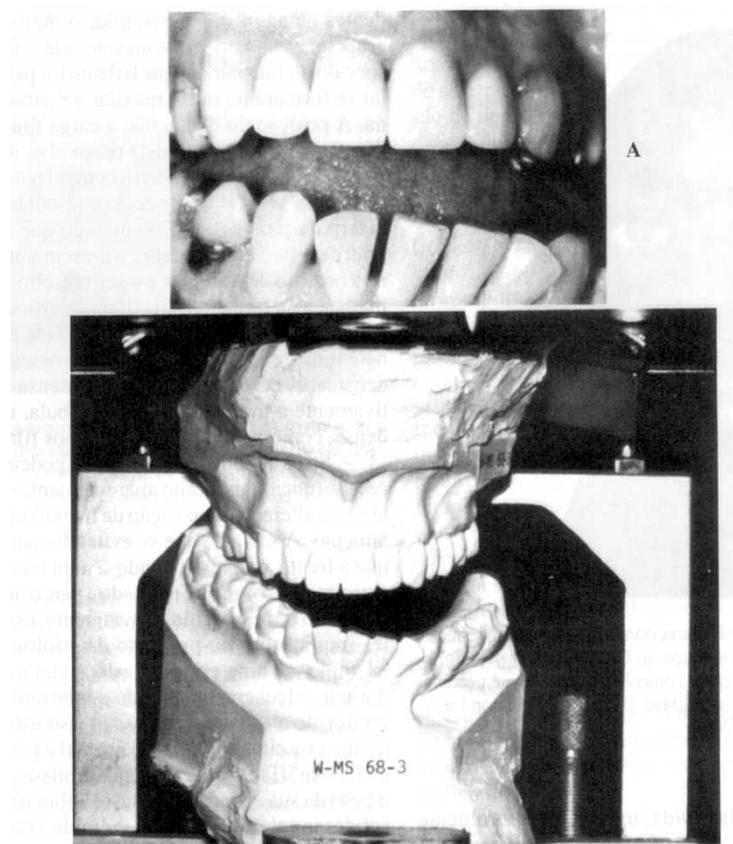


Figura 3.6 - Disfunção na mandíbula em função do tamanho da língua.

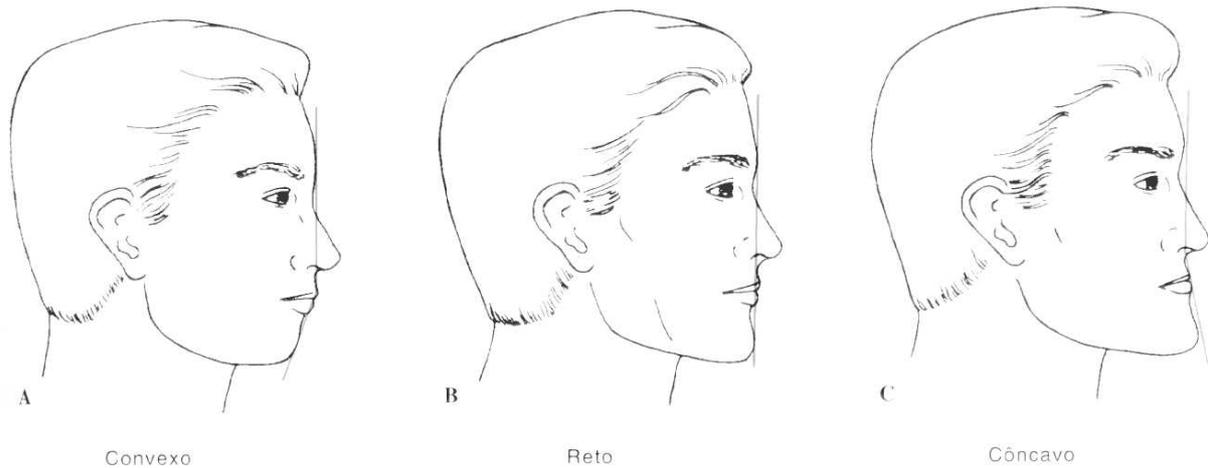


Figura 3.7 - Tipos de perfis em função do posicionamento da mandíbula.

3.4.3 - CAUSAS DAS DISFUNÇÕES TEMPORO-MANDIBULARES

A Associação Americana Dentária catalogou as principais causas das disfunções do conjunto temporomandibular, quais sejam

- Traumas (ferimentos na mandíbula e na cabeça: de acordo com a estatística publicada no Jornal da Associação Americana Dentária em 1990, 44% a 99% dos problemas do conjunto temporomandibular são causados por traumas);
- Aceleração e desaceleração cervical causadas por um acidente automobilístico: situação comum nos dias atuais que pode causar problemas no conjunto temporomandibular em função da grande aceleração e desaceleração cervical. Durante a fase de hiperextensão, o crânio move-se mais rápido do que a mandíbula, que permanece aberta, no entanto, a musculatura mandibular pode não se alongar o suficiente, podendo causar um deslocamento do disco articular ou partir os tecidos do disco, resultando em danos no conjunto temporomandibular. Alguns instantes após a batida, o ocupante tende a fechar a boca violentamente, podendo fraturar o queixo, quebrar os dentes e ferir a parte posterior do conjunto temporomandibular. Observa-se que mesmo o ocupante estando com cinto de segurança, encosto de cabeça e evitando traumas diretos na cabeça é possível ferir e provocar danos no conjunto temporomandibular.
- Utilização de *air bags*: recentemente com o advento dos *air bags*, que apesar de salvarem inúmeras vidas, tem sido implicado como causador dos problemas do conjunto temporomandibular ao ser disparado. Pacientes que foram feridos com o *air bag*, muitas vezes apresentaram os seguintes sintomas: queimadura ou raspão na pele do queixo, face e nariz; dor quase imediata no conjunto temporomandibular; inchaço do conjunto temporomandibular;

limitada abertura da boca; dores no pescoço e mudança na oclusão dentária ou na força de mordida.

- Bruxismo: que é um anormal ranger dos dentes usualmente durante o sono, pode - acarretar problemas no conjunto temporomandibular, pois pode produzir dores musculares, desgaste dos dentes e pressão demasiada no conjunto temporomandibular.

- Tratamentos dentários errados: um tratamento equivocado pode ocasionar uma má oclusão podendo acarretar em problemas no conjunto temporomandibular.

- *Stress*: o *stress* modifica física e psicologicamente as pessoas. Mudanças fisiológicas podem produzir alterações e dores musculares e em casos crônicos produzir efeitos prejudiciais. Parece que as ações do *stress* caminham juntamente com os problemas do conjunto temporomandibular.

- Doenças: várias doenças podem causar ou agravar os problemas do conjunto temporomandibular, como por exemplo a artrite pode produzir inflamações e algumas infecções virais que podem causar danos no conjunto temporomandibular.

Considerando as desordens temporomandibulares em sua maior extensão, há evidência de que as dores de músculo e articulação, especialmente no quarto superior do corpo são a principal causa de dias de trabalho perdidos.

Uma vez que a dor e a disfunção da articulação temporomandibular constituem um problema musculoesquelético, são tratados com as mesmas terapias apropriadas para outras articulações e músculos, isto é, repouso, terapia física e placas de mordida para estabilizar as articulações temporomandibulares e a oclusão dental.

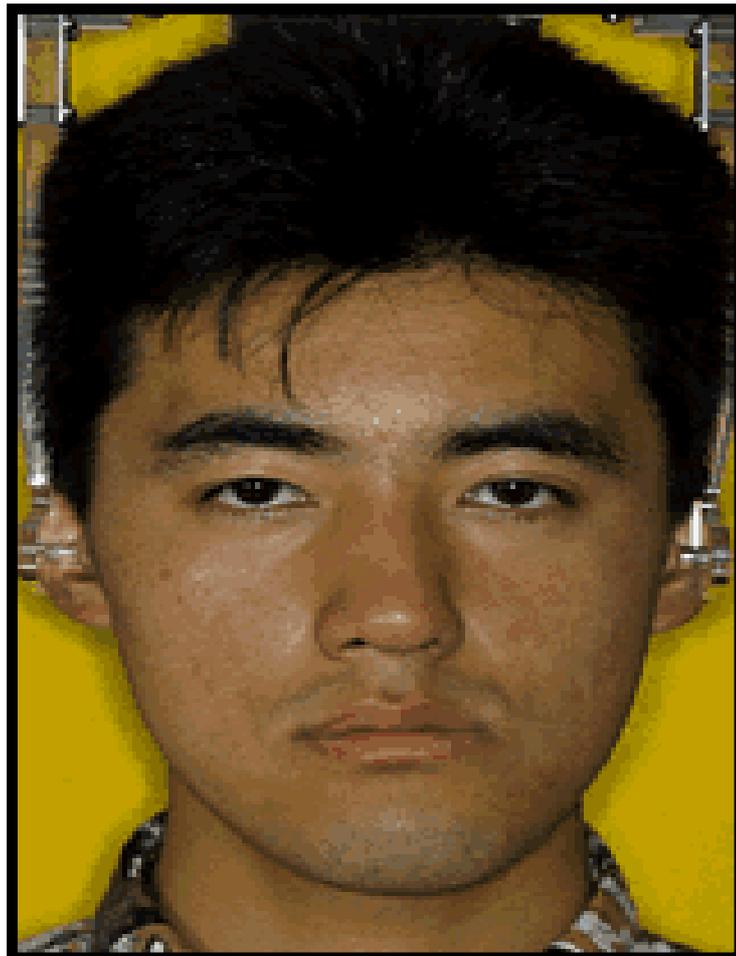
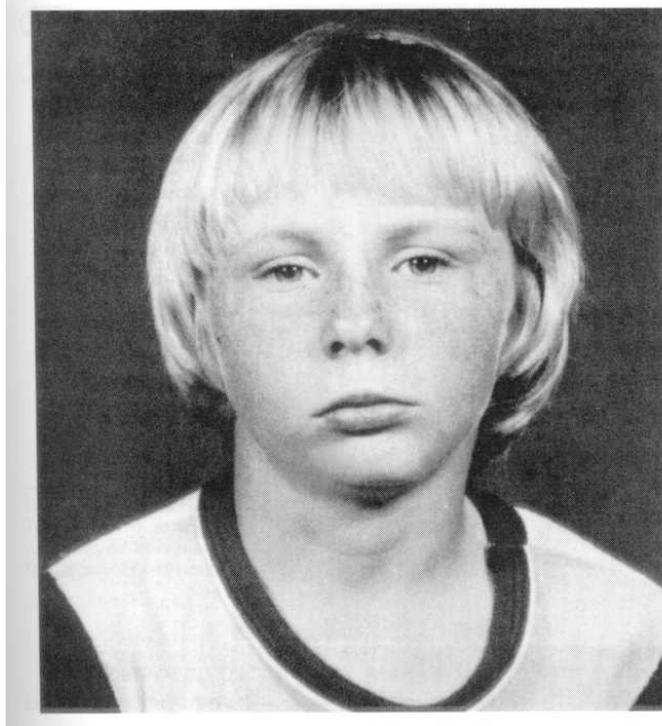


Figura 3.8 - Exemplos de disfunção na ATM.

CAPÍTULO IV

SISTEMA DE MEDIÇÃO UTILIZANDO SENSORES MAGNETORESISTIVOS

4.1 - INTRODUÇÃO

Neste capítulo será apresentado um método para medição de deslocamentos sem contato utilizando sensores magnetoresistivos, os quais serão sensibilizados pela da variação do campo magnético produzido por um magneto em deslocamento no espaço. Através deste estudo busca-se desenvolver um instrumento que permita obter medidas com precisão de décimos de milímetro.

O projeto baseia-se no trabalho desenvolvido por Brusamarello, 1996, em sua dissertação de mestrado, e deseja melhorar a precisão das medidas obtidas por ele, que são na ordem de 0,6mm no plano e de 1mm no espaço.

Os sensores magnetoresistivos são sensores que possuem, internamente, uma ponte de Wheathestone, onde a resistência varia conforme varia o campo magnético, de modo que o circuito mais indicado, nestes casos, é um circuito amplificador e um filtro para cada sensor.

Para obter a melhoria na precisão requerida foram alterados os componentes do circuito condicionador de sinais e a mesa de calibração utilizada, os quais serão detalhados a seguir.

A montagem das duas placas paralelas onde se situam os sensores, na posição vertical, diferente de Brusamarello, 1996, (placas na horizontal), se deve a intenção de simular um equipamento para medir deslocamentos mandibulares. A “coroa de sensores”, denominação utilizada para o medidor de deslocamento mandibular, deve-se ao fato do mesmo ser formado por duas placas paralelas circulares na posição vertical e se assemelharem a uma coroa. O medidor de movimento mandibular (coroa de sensores) deverá ser colocado tão próximo do paciente quanto possível mas sem nenhum contato com ele, de forma que quando o paciente executar movimentos de abrir e fechar a boca, os sensores fixados na coroa captam a variação do campo magnético, e o sistema desenvolvido identifica o movimento e conseqüentemente os deslocamentos mandibulares que a pessoa apresenta.

Para a simulação do movimento mandibular foi desenvolvido um emulador de movimento mandibular, o qual será descrito dentro do escopo deste capítulo.

4.2 - MONTAGEM DO SISTEMA ORIGINAL

O sistema utilizado, originalmente, era composto de oito sensores magnetoresistivos (PHILIPS KMZ10B) dispostos em duas placas de acrílico, com quatro sensores em cada placa, de um condicionador de sinais, de um conversor analógico-digital (A/D) e de um microcomputador, como pode ser visto na Figura 4.1.

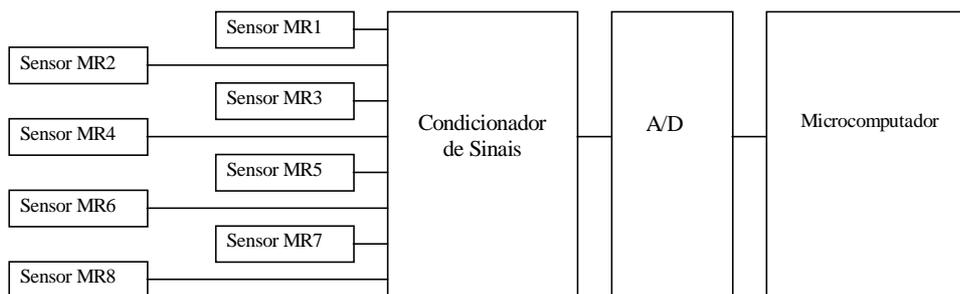


Figura 4.1 - Esquema da montagem do circuito.

4.2.1 - DISPOSIÇÃO DOS SENSORES

Para medição no plano foram utilizados 4 (quatro) sensores magnetoresistivos dispostos numa superfície horizontal e equidistantes entre si formando um quadrado, e dois parafusos micrométricos adaptados a duas superfícies fixadas perpendicularmente uma em relação à outra, de modo a obter-se uma varredura confiável. Este dispositivo permite a variação das superfícies num único sentido conforme mostra a Figura 4.2.

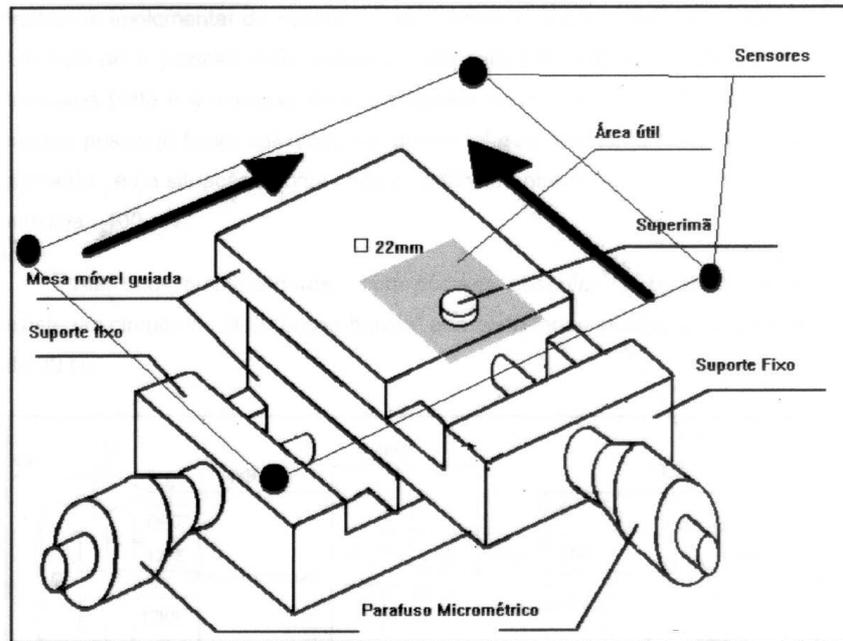


Figura 4.2 - Dispositivo de calibração em 2D.

Os parafusos micrométricos utilizados eram curso de 22mm e precisão de 0,01mm.

Sobre este dispositivo, que pode ser chamada de uma mesa de calibração em 2D, era fixado um imã de neodímio ferro-boro, de modo que qualquer movimento nos parafusos era captado pelos quatro sensores magneto-resistivos estrategicamente colocados.

No caso da medida de deslocamento no espaço, a calibração era feita através deste mesmo sistema com mais um eixo de liberdade (perpendicular aos dois existentes), onde na ponta deste terceiro eixo se localizava o magneto.

4.2.2 - CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO

O esquema do circuito utilizado é mostrado na Figura 4.3, onde para cada sensor há um amplificador de instrumentação e um filtro passa-baixa com frequência de corte em 30 Hz para eliminar ruídos externos.

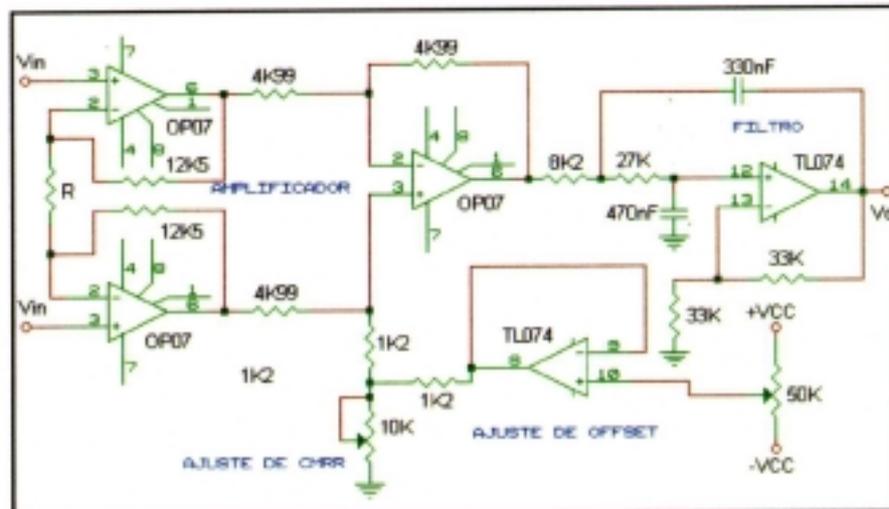


Figura 4.3 - Circuito para amplificação e filtragem.

Nesta montagem deve ser observado que os ganhos dos amplificadores (um para cada sensor) não são necessariamente iguais, uma vez que cada sensor tem sua própria resposta. Neste caso, dado que a entrada do conversor utilizado por Brusamarello, 1996, era de 400 mV, foi considerado este valor como o valor máximo positivo, ou seja, na posição que o magneto estivesse mais próximo possível do ímã.

O conversor A/D utilizado por Brusamarello, 1996, foi um conversor NOVUS. de 8 canais, 12 bits e taxa de aquisição de 10Hz

4.3 - MONTAGEM ATUAL

Foram feitas duas montagens experimentais, ambas com sensores magnetoresistivos, porém com três circuitos de condicionamento de sinal diferentes. Serão mostradas a seguir as montagens.

4.3.1 - PRIMEIRA MONTAGEM

4.3.1.1 - Disposição dos sensores

A primeira montagem pode ser vista na Figura 4.4, e consiste de duas placas de acrílico, distantes 30mm uma da outra e unidas por parafusos de polietileno. Em cada placa de acrílico foram dispostos quatro sensores, totalizando oito sensores.

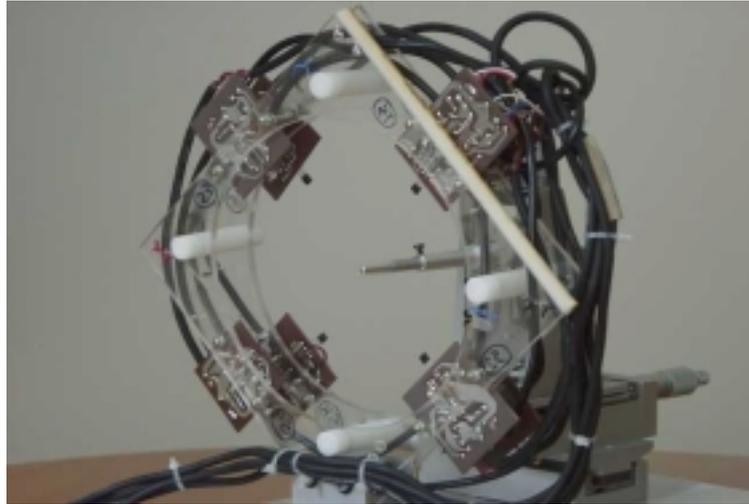


Figura 4.4 - “Coroa de Sensores” de acrílico.

Em cada placa, os quatro sensores foram distribuídos equidistantes um do outro, ou seja defasados 90° entre si, sendo que o comprimento das diagonais entre eles é de 120mm.

Nesta montagem, como pode ser visto na Figura 4.4, cada sensor fica fixo numa placa onde estão os componentes do circuito eletrônico, responsável pela parte de amplificação do sinal, sendo que o circuito de rebaixamento da tensão para a alimentação dos sensores foi colocado numa das placas e a partir daí, então, foram alimentadas as outras placas.

4.3.1.2 - Circuito de condicionamento

A alimentação dos operacionais é fornecida por uma fonte simétrica 12V, a qual é ajustada pelos reguladores de tensão LM317 (fonte positiva) LM337(fonte negativa). Os sensores são alimentados por uma fonte simétrica de 2,5V como mostra a Figura abaixo.

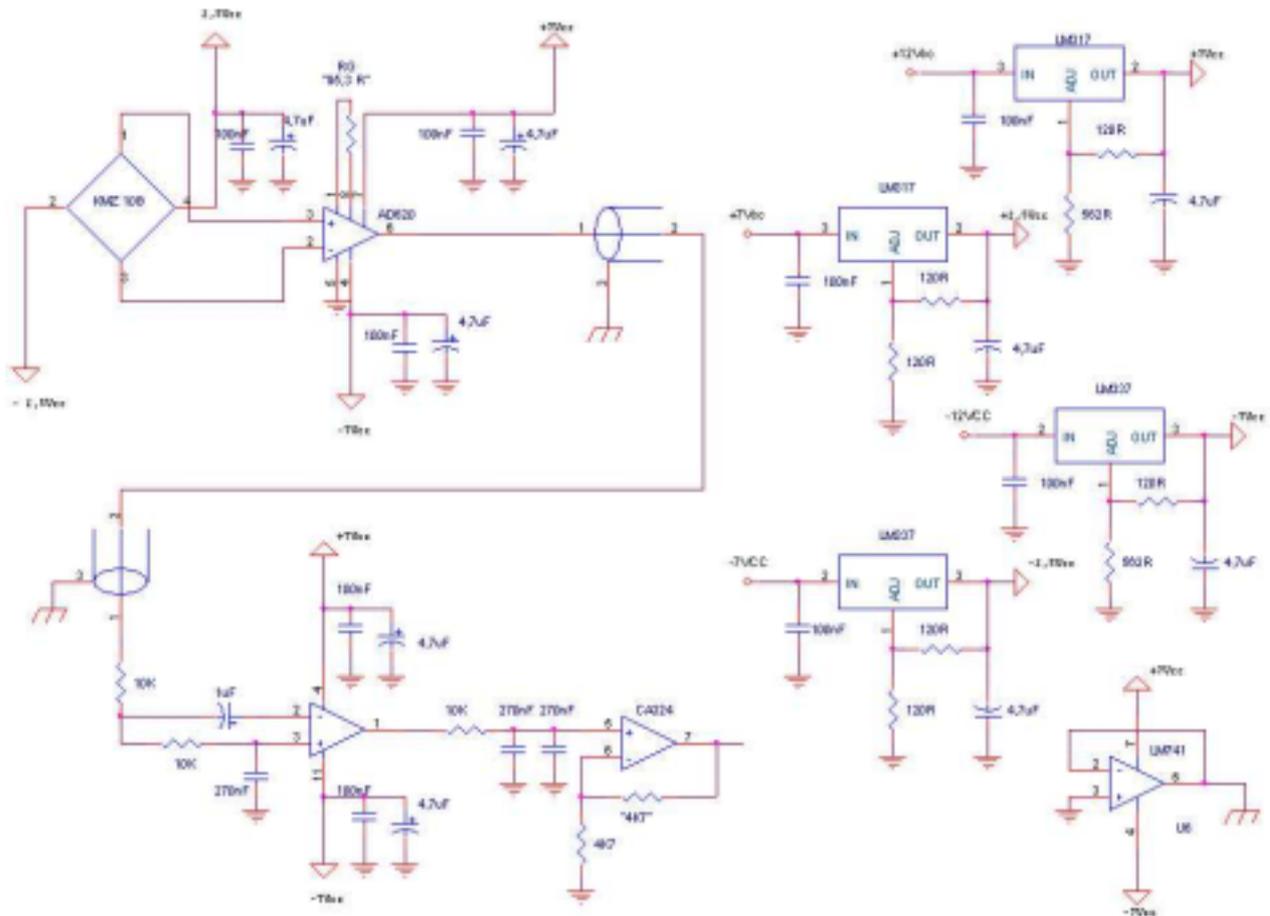


Figura 4.5 - Primeiro circuito de condicionamento de sinal.

Embora o circuito utilizado por Brusamarello, 1996, possuísse ajuste de CMRR (Common Mode Rejection Ratio – Razão de Rejeição de modo comum - propriedade de um amplificador operacional rejeitar sinais idênticos aplicados, simultaneamente nas suas entradas) e OFFSET (tensão de saída devido a um desbalanceamento interno), o circuito atual foi melhorado substituindo-se o amplificador diferencial discreto por um integrado, resultando em menor OFFSET e interferência causada por ruídos externos. A tabela, a seguir, descreve as principais características de alguns amplificadores de instrumentação integrados.

Tabela 4.1 - Características de componentes eletrônicos.

Amplificador de instrumentação	Fabricante	Offset(μ V)	Offset Drift (μ V/ $^{\circ}$ C)	CMRR(dB)	PSRR(dB)
INA125	Burr-Brown	250	2	100	90
INA128/129	Burr-Brown	55	0,5	120	120
AD624A	Analog Device	200	2	120	115
AD624C	Analog Device	25	0,25	120	115
AD620A	Analog Device	125	1	120	120
AD620B	Analog Device	50	0,6	120	120
INA114	Burr-Brown	50	0,3	120	130
LM363	National	250	2	120	106
AMP01	Analog Device	50	0,3	125	125

Sendo a precisão da medida um fator crítico no projeto, era necessário diminuir o ruído e o OFFSET do circuito, o que foi feito utilizando-se um amplificador de instrumentação com baixo OFFSET, alta PSRR (Power Supply Rejection - Rejeição de Sinal da Fonte – propriedade do amplificador rejeitar um sinal AC na sua entrada) e também alta CMRR. Comparando os dados da Tabela 4.1, o ideal seria utilizar um AD624C, um AMP01, um INA114, ou ainda um INA128/129, nessa ordem de importância. Foi utilizado um AD620, que estava disponível no mercado.

4.3.2 - SEGUNDA MONTAGEM

4.3.2.1 - Disposição dos sensores

A segunda montagem pode ser vista na Figura 4.6, e consiste de duas placas de fibra de celeron, material da família dos fenólicos (material isolante), com separadores de polietileno e unidas por parafusos de alumínio. As placas possuem dois ajustes que permitem variar a distância entre os sensores e o magneto, ou seja aproximar os sensores do magneto ou afastar. A montagem das placas de fibra na vertical, com os sensores posicionados de modo a ficarem lateralmente posicionados em relação a um objeto colocado no centro das placas, se deve a intenção de simular um equipamento para medir deslocamentos mandibulares.

Numa primeira posição, a distância entre os sensores de um mesmo plano é de 180mm, e na segunda posição a distância é de 120mm, permitindo, com isso, verificar qual a melhor posição para operação com os sensores. Os resultados apresentados no trabalho, são com os sensores mais distantes entre si, ou seja com um afastamento no plano de 180mm.

Na disposição mostrada na Figura 4.6, o ângulo formado entre cada um dos sensores é de 90°. Na placa foi prevista uma nova fixação com a finalidade de aproximar mais os sensores em relação ao eixo horizontal, fixando-os na posição indicada pelas setas vermelhas na mesma Figura, de modo que o ângulo entre eles seja de 60° considerando o eixo horizontal e 120° considerando o eixo vertical.

Nesta montagem, como pode ser visto na Figura 4.6, cada sensor fica fixo numa placa onde estão os componentes do circuito eletrônico responsável pela de amplificação do sinal, sendo que o circuito de rebaixamento da tensão para a alimentação dos sensores foi colocado numa caixa preta separada das placas onde estão os sensores e de onde vem a alimentação dos mesmos. Os sensores estão ligados em paralelo.

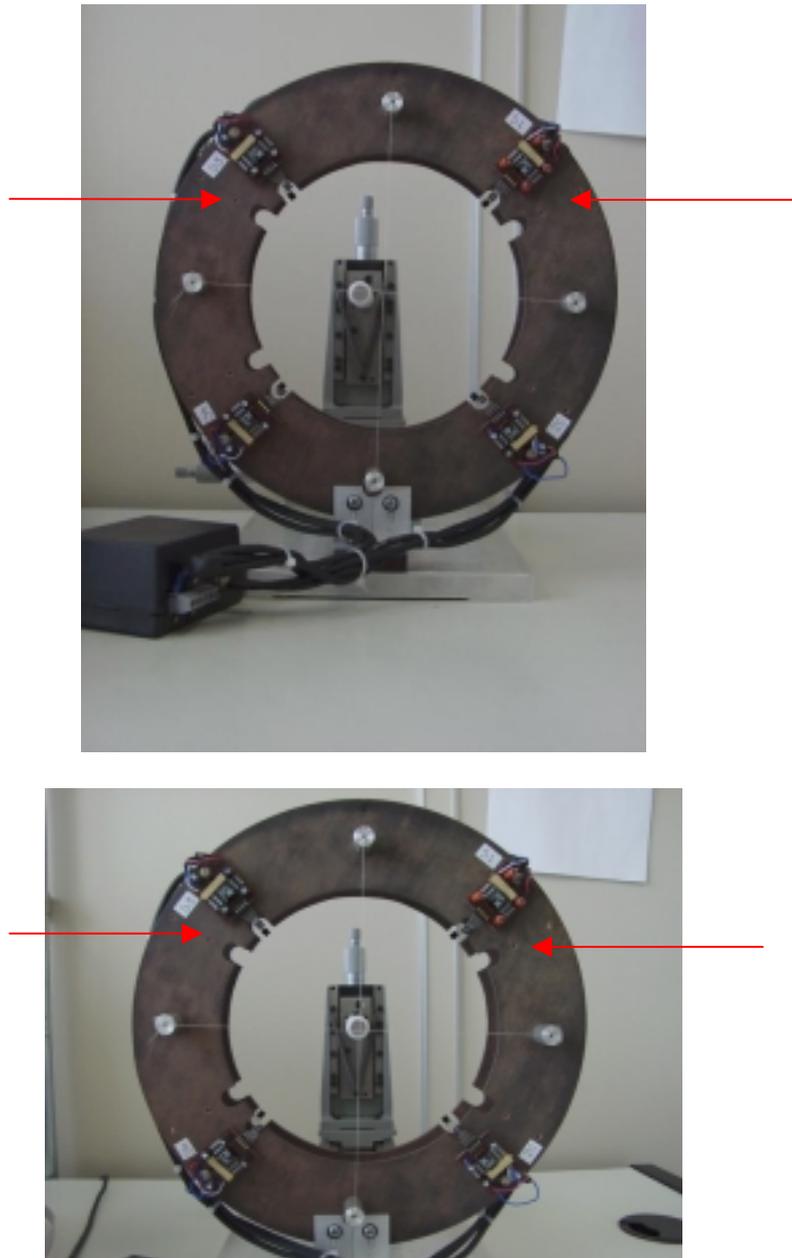


Figura 4.6 - “Coroa de Sensores” de celeron.

4.3.2.2 - Segundo circuito de condicionamento

O circuito utilizado nesta montagem foi simplificado buscando-se com isso eliminar a quantidade de fios apresentados na montagem anterior, otimizando a sua construção conforme pode ser visto na Figura 4.7.

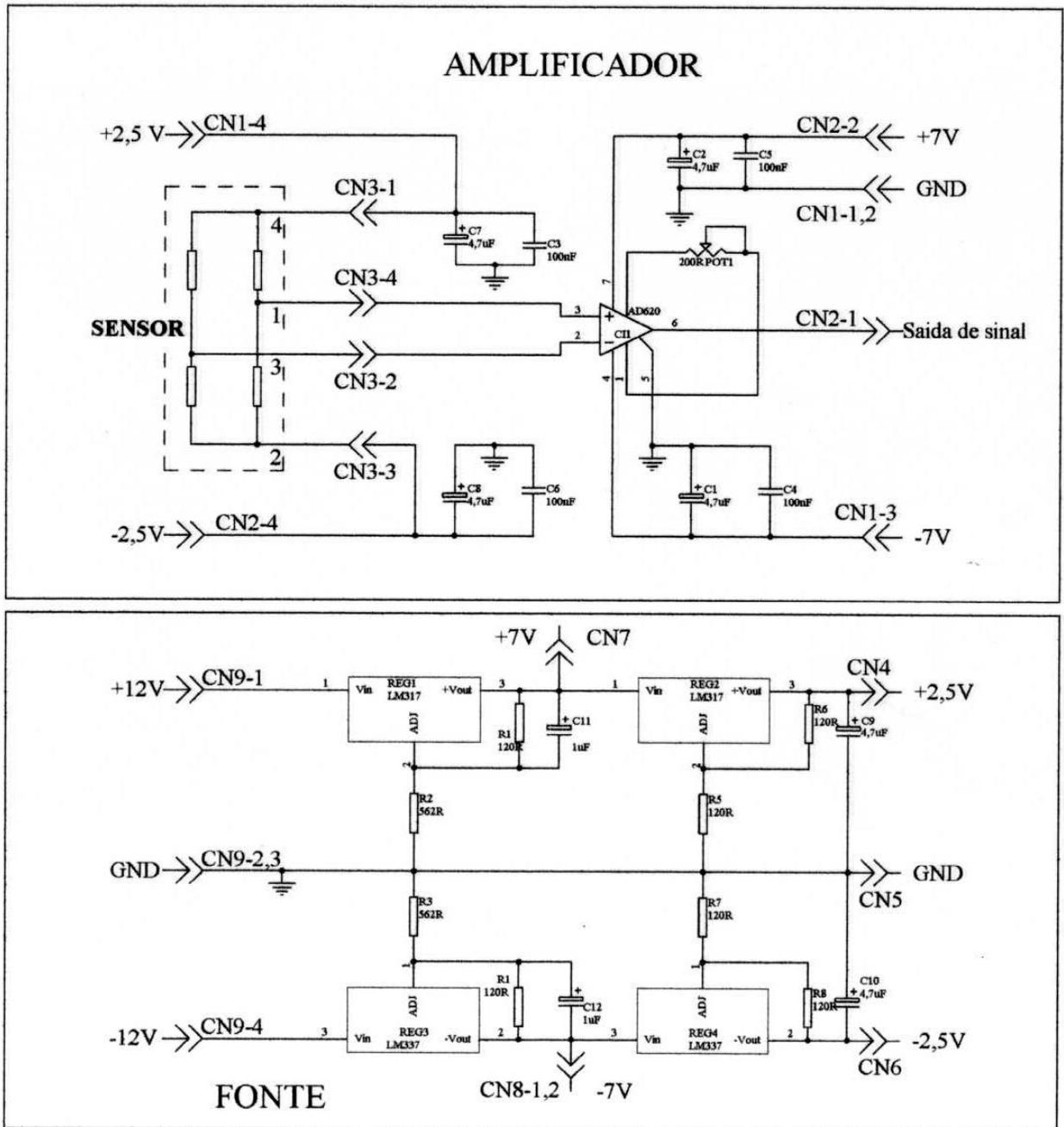


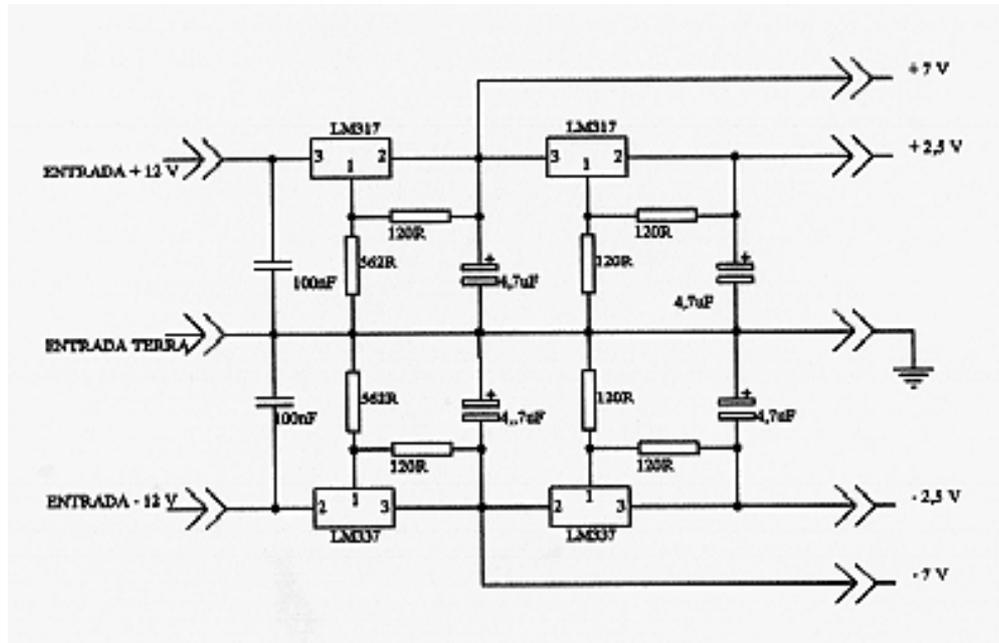
Figura 4.7 - Segundo circuito de condicionamento de sinal.

Nesta montagem utiliza-se a fonte do microcomputador como a própria fonte de alimentação, e utilizam-se os reguladores de tensão LM317 e LM337, reguladores positivo e negativo, respectivamente, para baixar a tensão para o valor simétrico de 2,5V que é a tensão de alimentação dos sensores.

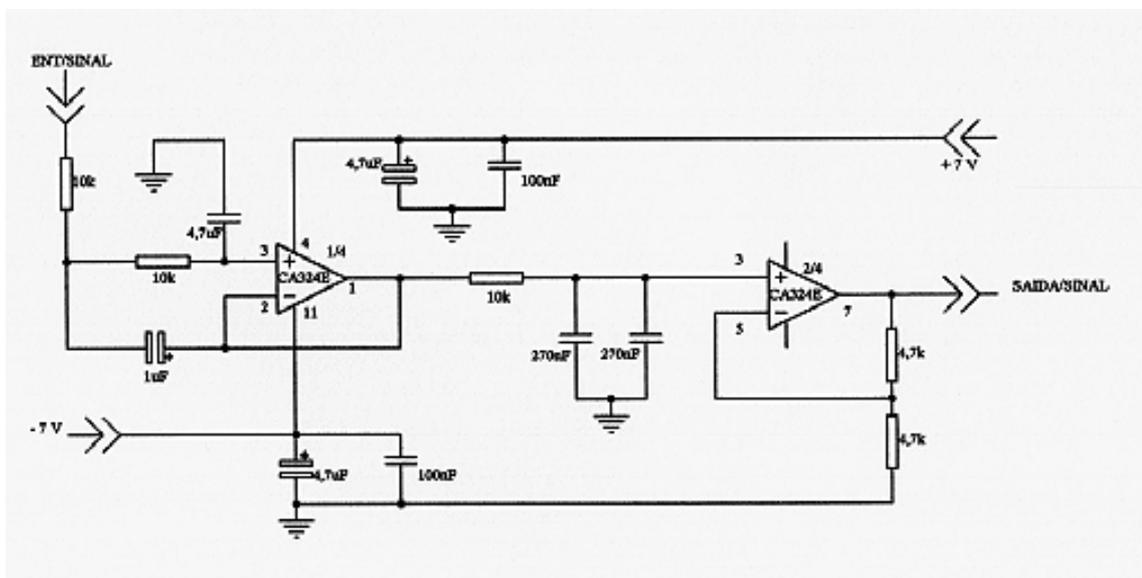
A saída dos sensores passa por um amplificador AD620 utilizando-se um resistor variável para o ajuste do ganho. Neste circuito eliminou-se o processo de filtragem, porém em função dos resultados obtidos, verificou-se a necessidade de incluir novamente o circuito para filtragem do sinal.

4.3.2.3 - Terceiro circuito de condicionamento

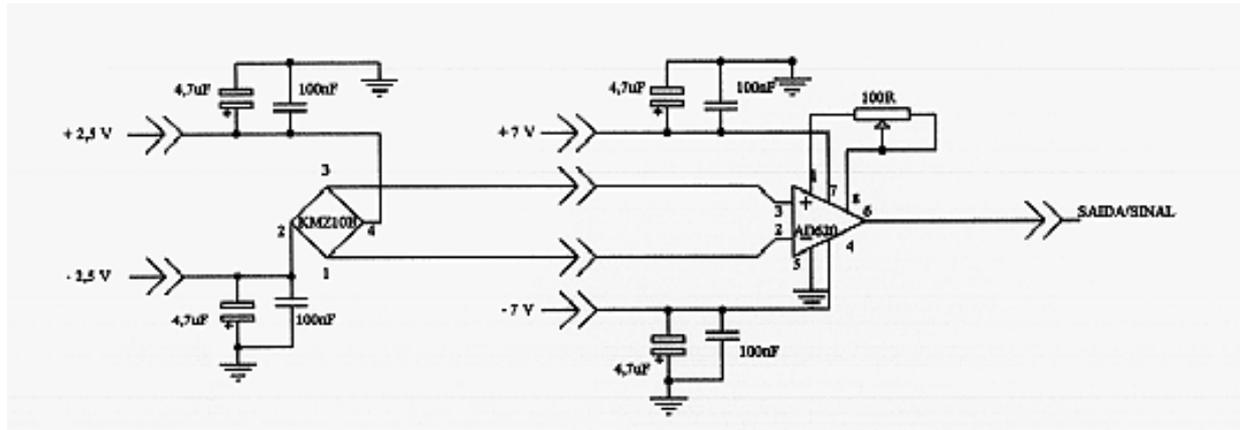
O circuito eletrônico efetivamente utilizado para a apresentação dos resultados obtidos no trabalho é o circuito apresentado na Figura 4.8.



Fonte de alimentação



Sistema de amplificação e filtragem



Sistema de alimentação dos sensores

Figura 4.8 - Terceiro circuito de condicionamento de sinal.

Na realidade o circuito é basicamente o primeiro circuito de condicionamento utilizado, porém remodelado no seu esquema de ligação diminuindo a quantidade de cabos utilizados na primeira montagem e usando, como fonte simétrica, a própria fonte chaveada do microcomputador eliminando o sistema de terra flutuante da primeira montagem, e utilizando um terra comum, dado que o equipamento não deverá ter contato físico com o paciente. O objetivo de utilizar a própria fonte do micro, equalizando o terra, é diminuir o ruído.

Nesta montagem, como pode ser visto na Figura 4.9, cada sensor fica fixo numa placa onde estão os componentes do circuito eletrônico responsável por parte da amplificação do sinal. O circuito integrado com um filtro passa-baixa e mais um estágio de amplificação (CA324E), foi colocado na mesma caixa onde está o circuito de alimentação dos sensores, juntamente com os reguladores de tensão LM317 e LM337, reguladores positivo e negativo, respectivamente, para baixar a tensão para o valor simétrico de 2,5V, que é a tensão de alimentação dos sensores. A fonte de alimentação utilizada é a própria fonte do microcomputador utilizada ($\pm 12V$).



Figura 4.9 - Sistema de medição (Coroa de Sensores) – Vista frontal.

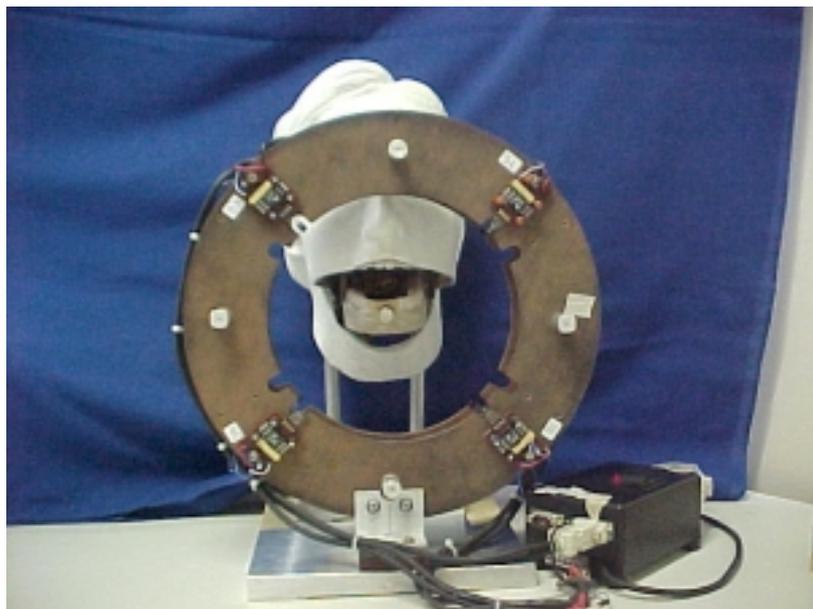


Figura 4.10 - Sistema de medição (Coroa de Sensores) com o terceiro circuito de condicionamento de sinal.

Para a montagem do circuito, enfatizando o fato do trabalho ser experimental e acadêmico, foi utilizado o material disponível nos laboratórios de ensino tanto da UFRGS quando da PUCRS, por isso, os capacitores utilizados foram os capacitores eletrolíticos, devido não ter disponível os capacitores de tântalo, que seriam os mais indicados quanto a variação de umidade, salientando porém, que os capacitores utilizados apresentam uma “estabilidade” em baixa frequência, ou seja, nível de ruído baixo ao contrário do que apresentam quando operam em alta frequência, o que não acontece, de forma alguma, neste trabalho.

Na placa onde estão os sensores, os mesmos são alimentados através de um cabo blindado que parte da caixa da alimentação e alimenta todos eles. A saída de cada sensor passa por um amplificador AD620 utilizando-se de um resistor variável para o ajuste do ganho. Para o circuito em questão, o valor da resistência de ganho R_G é igual para cada sensor e é aproximadamente 99,5 ohms. O termo aproximadamente foi utilizado, devido a obtenção deste valor ter sido feita através da medição com um multímetro e o valor variar entre 99,3 ohms e 103,9 ohms (para o sensor 2 e o sensor 7, respectivamente), tomando-se como valor para o cálculo, a média dos oito valores de resistência medidos, o valor de 99,5 ohms.

Segundo o fabricante Analog Device do amplificador AD620, o cálculo do ganho do mesmo pode ser obtido através da equação 4.1:

$$G = \frac{49.400}{R_G} + 1 \quad 4.1$$

Aplicando-se a equação 4.1, obtém-se que o ganho para todos os sensores é aproximadamente igual a 500 (497,48).

Para o cálculo da frequência de corte do filtro passa baixa do integrado CA324E, foi utilizada a equação 4.2:

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}} \quad 4.2$$

O valor obtido para a frequência de corte foi de 30,6Hz, onde $R_1=R_2=10\text{k}\Omega$; $C_1=1\mu\text{F}$ e $C_2=270\text{nF}$.

Para o cálculo do ganho para o mesmo circuito integrado (CA324E), foi utilizado o circuito integrado similar da Texas Instrument (LM324A) disponível qual seja:

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad 4.3$$

Sendo que os valores, nesta etapa de cálculo são: $R_1 = R_2 = 4,7\text{k}\Omega$; e o valor do ganho igual a 2.

4.4 - AQUISIÇÃO DE DADOS

4.4.1 - SISTEMA ORIGINAL

No sistema utilizado por Brusamarello, 1996, a aquisição de dados foi feita num microcomputador PC486, através de um software em linguagem C, e foi utilizado um conversor, considerado o mais estável disponível na época, que era um conversor A/D da Novus, de 12 bits, taxa de aquisição de 10 Hz e com oito canais de entrada.

4.4.2 - SISTEMA ATUAL

A aquisição de dados é feita através de um microcomputador Pentium III, utilizando-se o software MATLAB.

A placa utilizada é a Lab-PC-1200/AI da National Instruments, de 12 bits, 8 canais e saída bipolar de 5V, ou de 0 a 10V, e taxa de amostragem máxima de 100 kS/s.

Para o trabalho foi utilizada uma taxa de amostragem de 100S/s e tempo de 10 segundos, ou seja são amostrados 1.000 pontos em 10 segundos, e para alguns exemplos apresentados foi utilizada uma taxa de amostragem de 1.000S/s durante 20s; ou seja 20.000 pontos em 20 segundos. Para os casos com 20.000 pontos adquiridos, a cada 10 pontos é calculada a média entre eles e utilizado o valor obtido como o valor adquirido trabalhando-se, portanto, como se fossem 2.000 pontos adquiridos.

O valor máximo e mínimo para tensão é de $\pm 2,5V$. Como a placa é de 12 bits, o menor valor que a mesma pode medir é de 1,22 mV.

4.5 - METODOLOGIA UTILIZADA

Por ser este trabalho um projeto experimental e acadêmico, fez-se necessário adaptar as necessidades com as disponibilidades existentes em termos de material e componentes necessários ao desenvolvimento do mesmo. Após a montagem inicial dos sensores a qual estava, originalmente, numa posição horizontal, verificou-se a necessidade de se colocar os sensores numa posição vertical, ou seja, numa posição mais aproximada à de um equipamento para medir deslocamentos mandibulares. Para tanto era necessário desenvolver uma “bancada” para a colocação dos sensores bem como de um dispositivo que permitisse o deslocamento nas três direções.

Para a bancada é utilizada uma placa de alumínio de 300X200X18mm onde são fixadas a coroa de sensores e a torre de calibração, assim denominada a mesa micrométrica, por permitir o

deslocamento também no eixo Z. Após a aquisição dos dados para a calibração, a torre será substituída pelo emulador de movimento mandibular para a simulação de um movimento real de uma pessoa.

Para a calibração do equipamento e realização dos ensaios desenvolveu-se um dispositivo que permite a fixação de magneto de diversas dimensões, o qual é acoplado à torre de calibração, permitindo seu deslocamento ao longo dos três eixos ortogonais.

Os ímãs utilizados são de Neodímio-Ferro-Boro com cobertura de Níquel que apresenta remanência magnética(Br) de 11.000Gauss (1,1T), coercividade intrínseca (Hc) de cerca de 15.000 Oersted e Produto de Energia (Bhm_{max})42MGOe e temperatura de trabalho máxima recomendada 80°C. Apresentam a forma cilíndrica com diâmetros de 3mm ,5mm e 11mm. Os resultados apresentados neste Capítulo, correspondem ao ímã de 11m de diâmetro e 5mm de altura.

4.5.1 - TORRE DE CALIBRAÇÃO

A torre de calibração foi construída em *duralumin* (duralumínios) que são ligas de Al-Cu, Al-Cu-Mg, as quais foram descobertas pelo metalurgista Alfred Wilm, da Dürener-Metallwerke A. G., Duren, Alemanha, em 1906, daí o seu nome. A escolha do alumínio foi feita por ser este um material paramagnético.

A torre é composta de 3 partes superpostas as quais permitem o movimento nas três direções X,Y,Z. Na extremidade de cada uma das partes está um parafuso micrométrico, também denominado de micrômetro de curso 25mm e de 0,001mm de leitura.

No terceiro módulo foi inserido uma pequena haste de ajuste flexível para a colocação do magneto.



Figura 4.11 - Torre de calibração.

Para realizar o deslizamento da torre sobre os três eixos foram utilizadas guias fechadas com rolamentos de esferas, devido a necessidade de se obter pequenos deslocamentos e evitar o “efeito stick-slip” (efeito que limita a precisão de posicionamento de guias de escorregamento, efeito de “escorregamento” entre duas superfícies, ou seja, uma aderência descontínua na superfície de contato de deslizamento).

Nas guias de rolamentos o atrito é reduzido pelos elementos rolantes, no entanto, nos pontos de apoio dos elementos rolantes deve ser considerada a alta precisão existente. Nas guias com elementos rolantes, como esferas, que é o caso específico utilizado na confecção da torre, as esferas são montadas diretamente entre as partes móveis da guia, portanto, ambas as partes devem possuir uma superfície de guia com alto grau de acabamento superficial, isto é retificado e endurecido. Em um deslocamento s da guia, os elementos rolantes irão percorrer um deslocamento $s/2$.

As figuras 4.12, 4.13 e 4.14 apresentam o projeto da torre de calibração, com as principais medidas utilizadas nas três vistas: frontal, lateral e superior da montagem executada, com todas as medidas em milímetros.

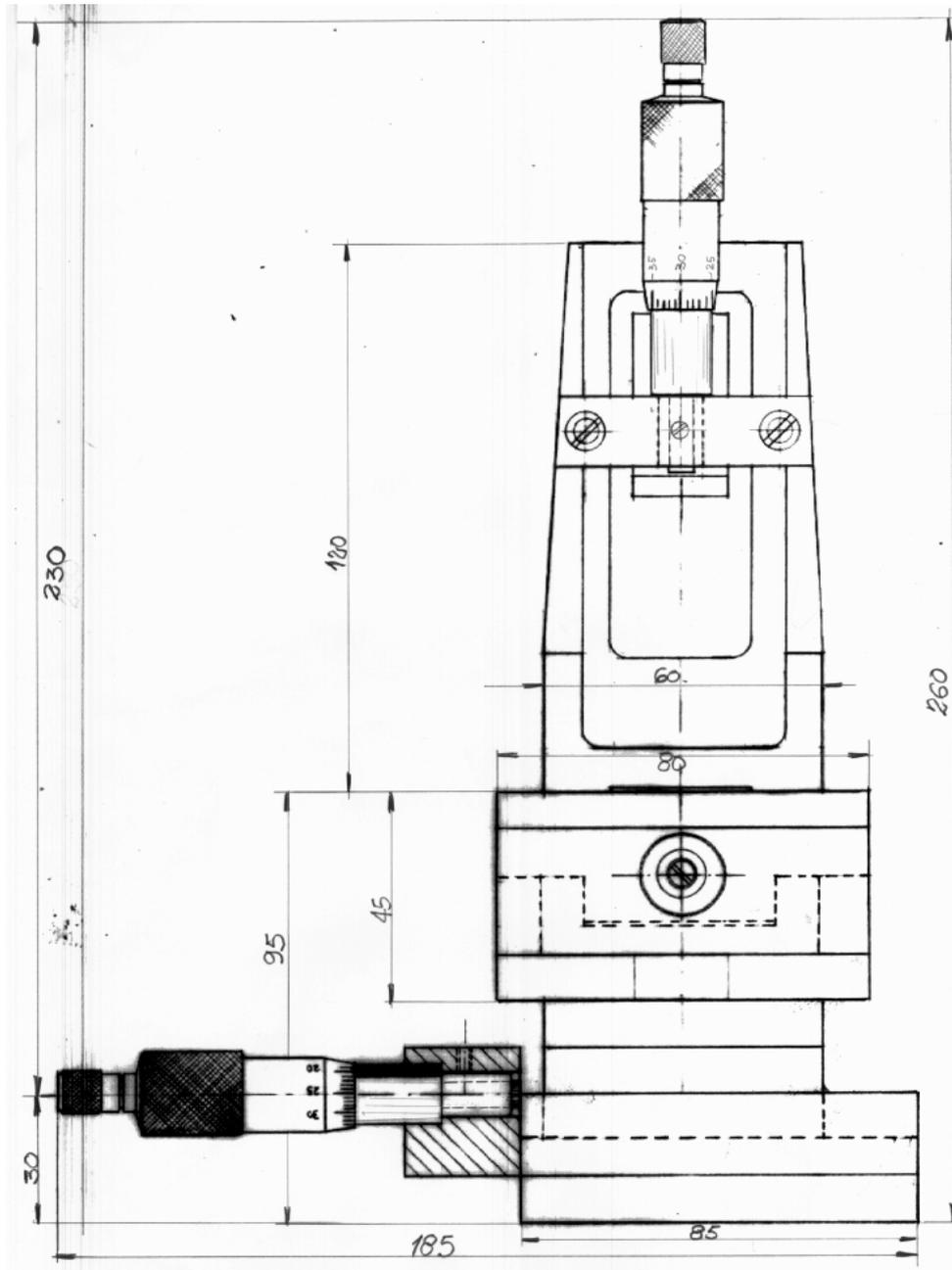


Figura 4.12 - Projeto da Torre de Calibração - Vista frontal.

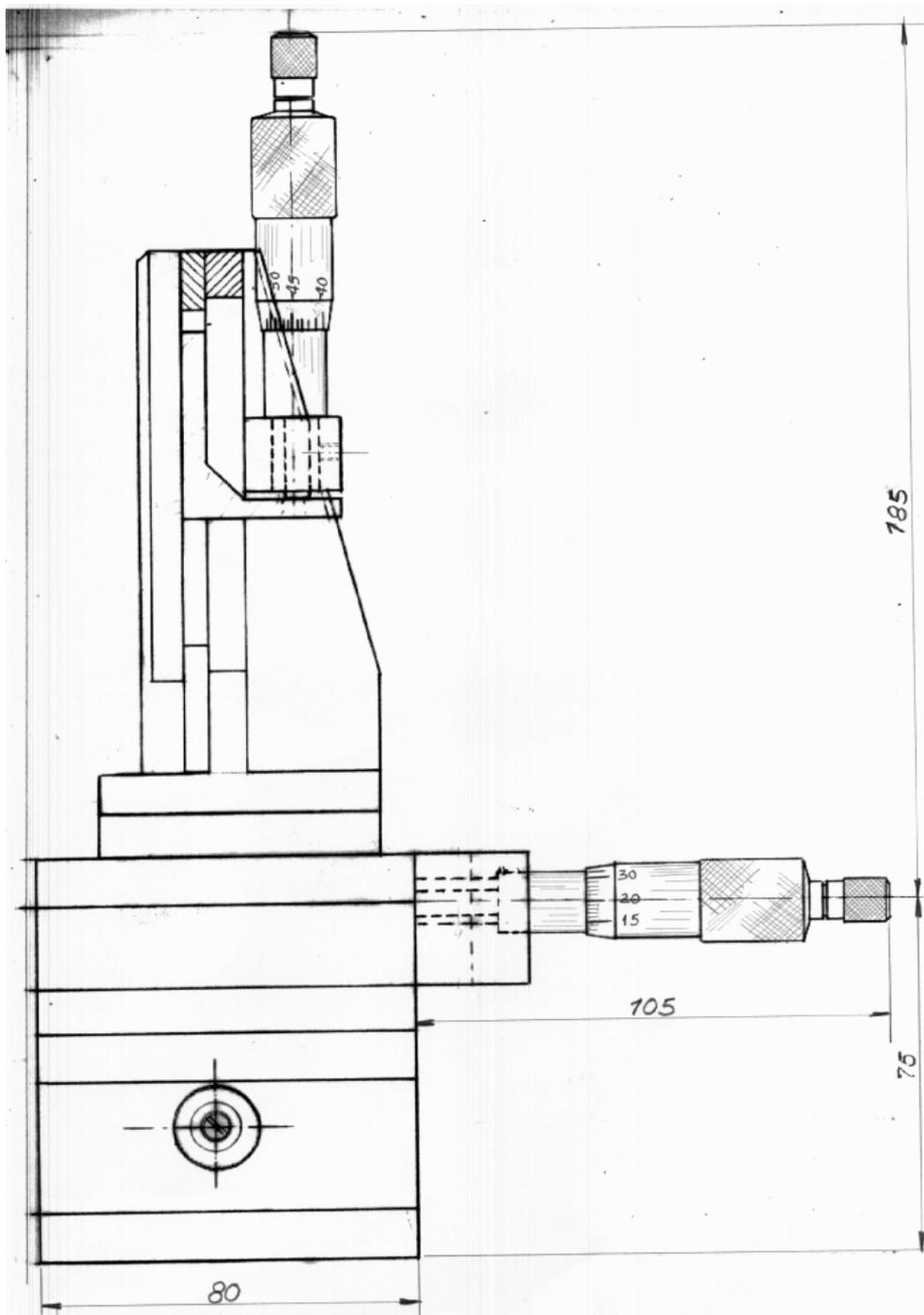


Figura 4.13 - Projeto da Torre de Calibração - Vista lateral.

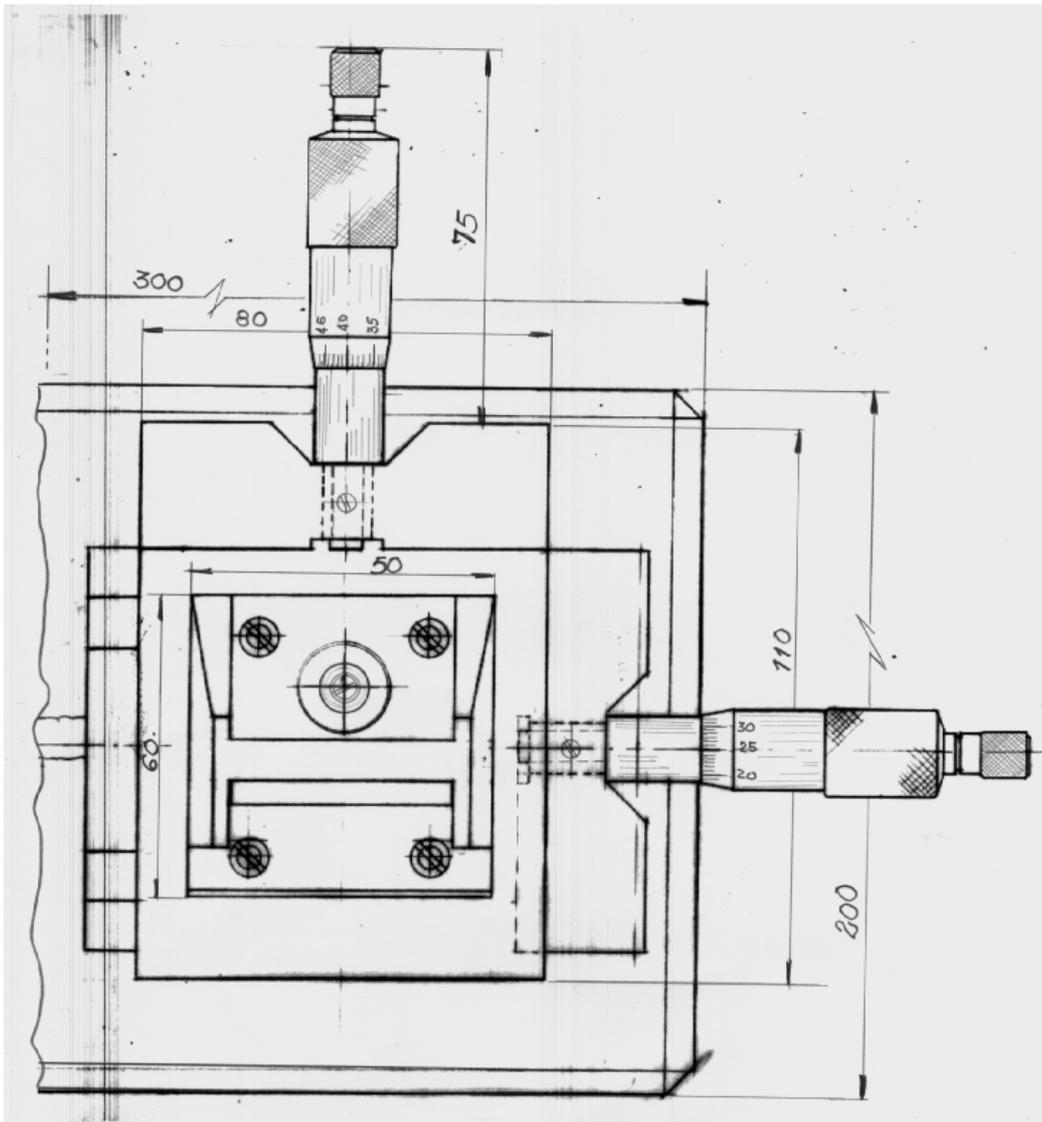


Figura 4.14 - Projeto da Torre de Calibração - Vista superior.

Cabe salientar que o projeto e construção da torre de calibração foi realizado junto ao IPCT – Instituto de Pesquisa Científica e Tecnológica da PUCRS.

4.5.2 - EMULADOR DE MOVIMENTO MANDIBULAR

O emulador de movimento mandibular consiste de um “boneco” que abre e fecha a boca, simulando o movimento realizado por uma pessoa.

O crânio foi construído em fibra de poliéster com resina acrílica e borracha de silicone em tamanho natural, sendo que os dentes foram moldados em resina acrílica e corante a partir de forma obtida de um modelo de dentição natural.

O chassis onde está fixada a dentadura foi todo construído em alumínio e materiais não ferrosos para evitar a influência sobre os sensores.

O movimento mandibular é obtido através do movimento circular uniforme do motor através de uma manivela e os mancais, com excentricidade, permitem movimentos nas três direções.

O acionamento automático do sistema é obtido por meio de um motor elétrico (pequeno motor utilizado em uma parafusadeira), o qual utiliza duas baterias recarregáveis de 1,2V em paralelo, para se obter a frequência de 40 ciclos por minuto.

As dimensões da estrutura foram determinadas em função das dimensões média de uma pessoa, de tal forma, que com o auxílio do formato da dentição natural reproduz o movimento mandibular nas três direções (X,Y,Z).



Figura 4.15 - Emulador de Movimento Mandibular - Vista frontal.



Figura 4.16 - Emulador de movimento mandibular - Vista lateral.

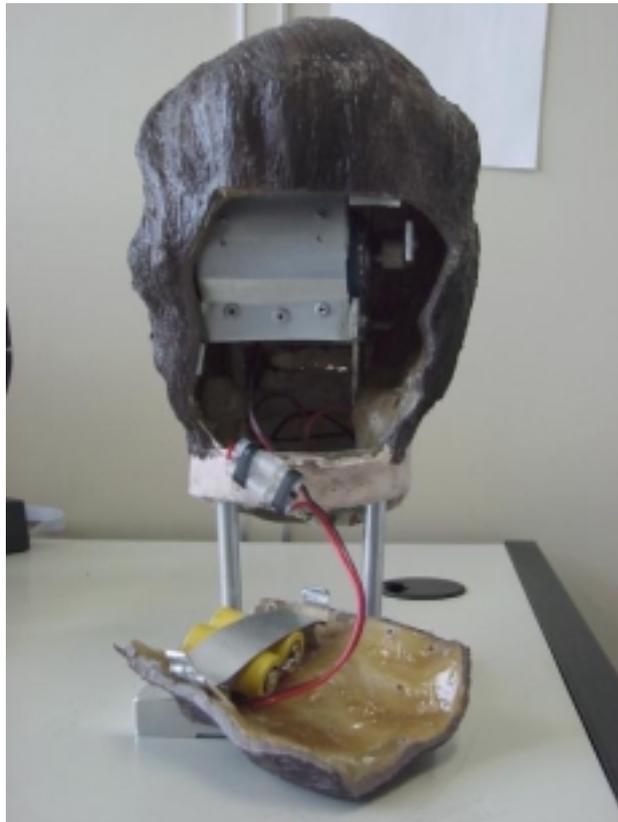


Figura 4.17 - Emulador de movimento mandibular - Vista interna.

O projeto do emulador de movimento mandibular está detalhado nas figuras 4.18, 4.19 e 4.20, com todas as medidas em milímetros.

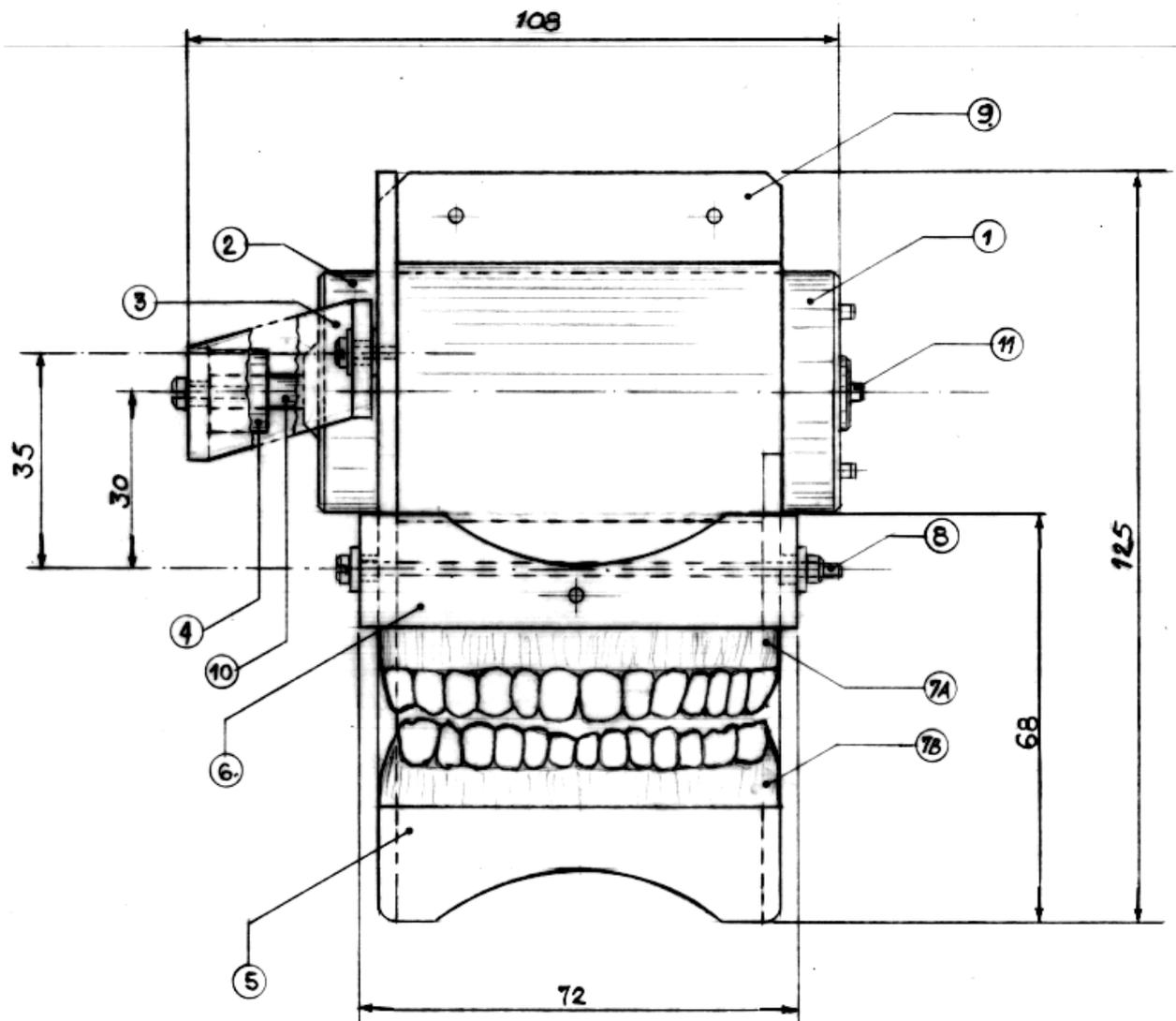


Figura 4.18 - Projeto do Emulador de Movimento Mandibular - Vista frontal.

1	Minimotor DC - 1,2V
2	Redutor
3	Biela
4	Manivela
5	Mandíbula
6	Maxila
7A	Dentes superiores
7B	Dentes inferiores
8	Eixo principal da articulação
9	Chassis
10	Eixo do redutor
11	Eixo do motor
12	Alimentação do motor

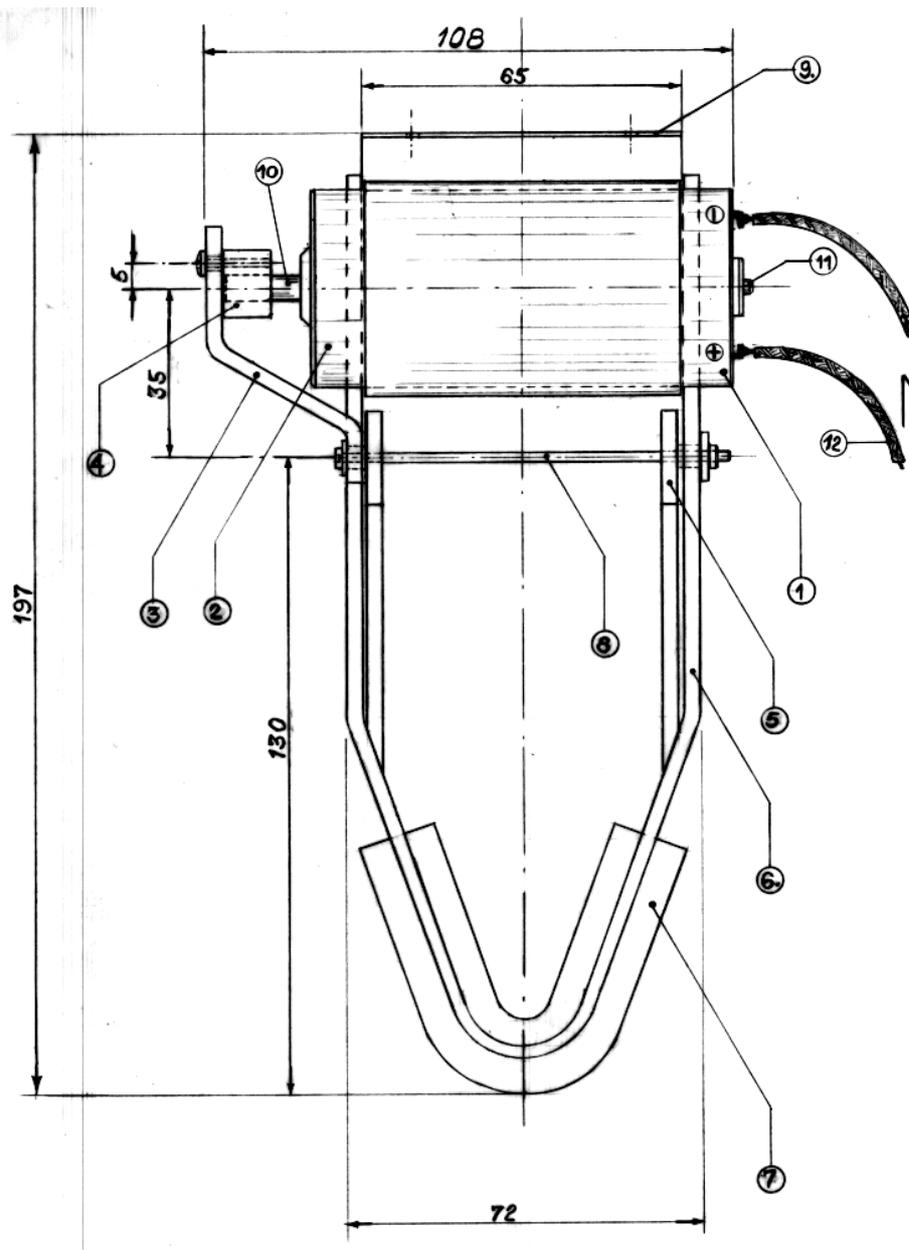


Figura 4.19 - Projeto do Emulador de Movimento Mandibular – Planta.

1	Minimotor DC – 1,2V
2	Redutor
3	Biela
4	Manivela
5	Mandíbula
6	Maxila
7A	Dentes superiores
7B	Dentes inferiores
8	Eixo principal da articulação
9	Chassis
10	Eixo do redutor
11	Eixo do motor
12	Alimentação do motor

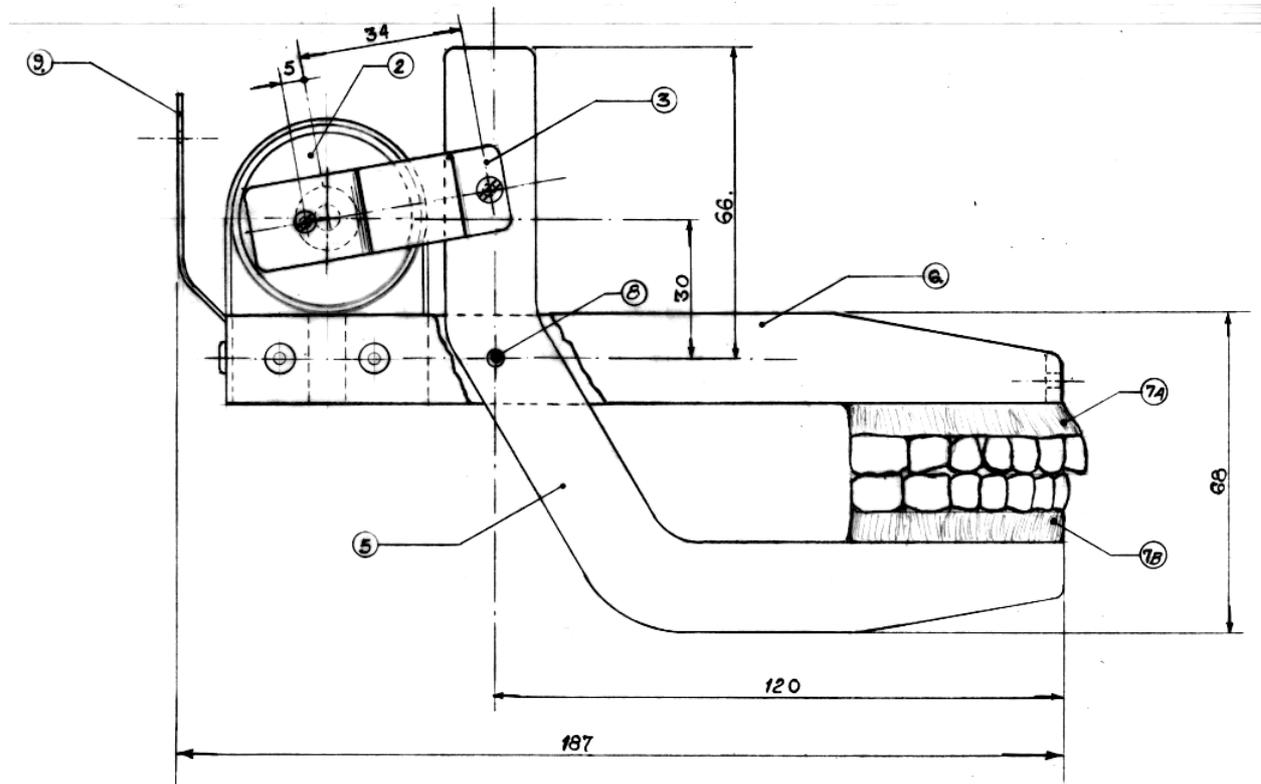


Figura 4.20 - Projeto do Emulador de Movimento Mandibular - Vista lateral.

Nomenclatura

1	Minimotor DC - 1,2V
2	Redutor
3	Biela
4	Manivela
5	Mandíbula
6	Maxila
7A	Dentes superiores
7B	Dentes inferiores
8	Eixo principal da articulação
9	Chassis
10	Eixo do redutor
11	Eixo do motor
12	Alimentação do motor

A Figura 4.21 apresenta o emulador do movimento mandibular completo, mostrando o dispositivo interno (responsável pelo movimento mandibular) e a estrutura externa, ou seja a cabeça que é constituída de fibra de poliéster com resina acrílica e borracha de silicone em tamanho natural, obtida através de um modelo de um manequim.

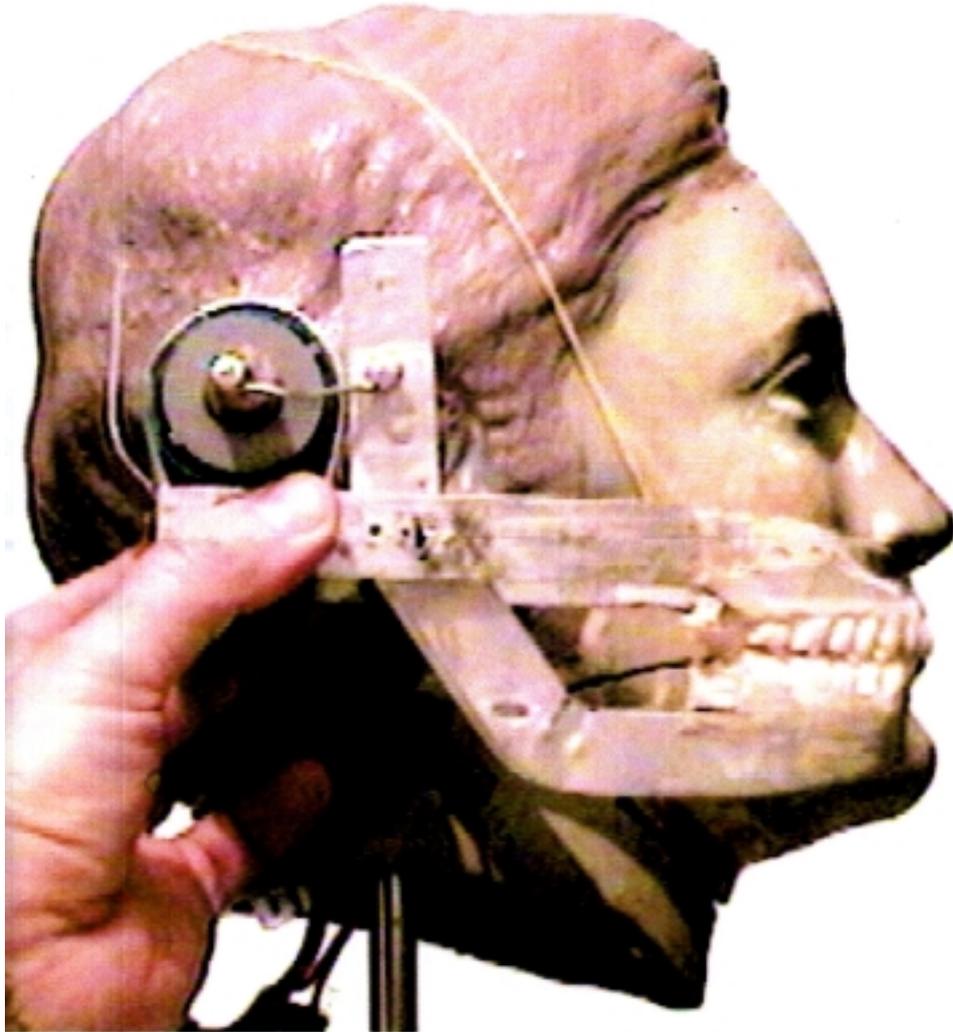


Figura 4.21 - Estrutura externa e interna do Emulador de Movimento Mandibular.

4.5.3 - SISTEMA COMPLETO

O sistema completo para calibração que consiste da torre de calibração e do dispositivo de medição (Coroa de Sensores) pode ser visto nas Figuras 4.22, 4.23 e 4.24.



Figura 4.22 - Sistema completo do Sistema de Calibração - Vista frontal.

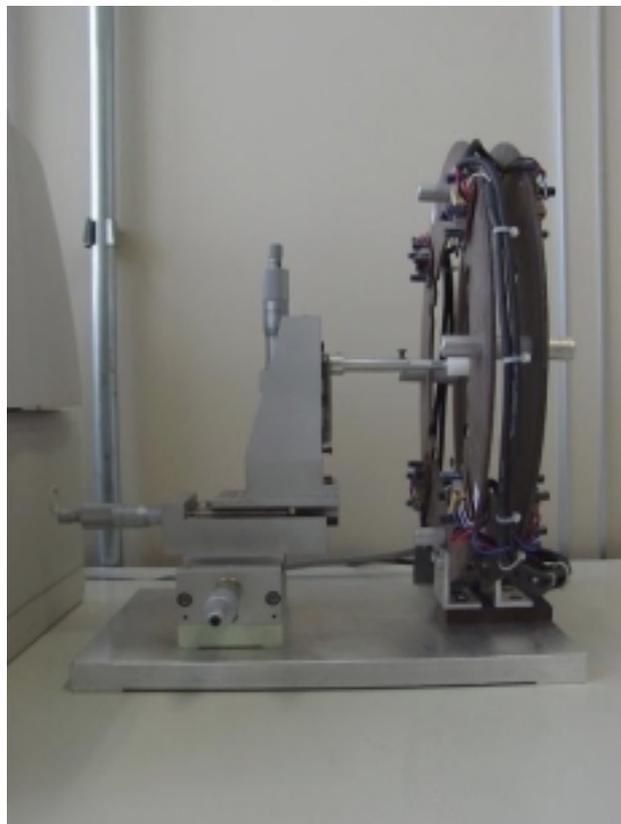


Figura 4.23 - Sistema completo do Sistema de Calibração - Vista lateral.

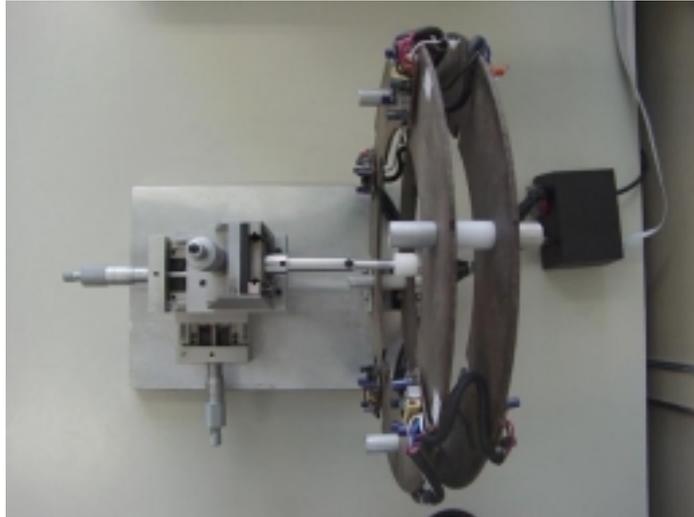


Figura 4.24 - Sistema completo do Sistema de Calibração - Vista superior.

O sistema montado para a simulação do movimento mandibular de uma pessoa, que consiste do dispositivo de medição (Coroa de Sensores) e do Emulador de Movimento Mandibular, pode ser visto nas Figuras 4.25, 4.26, 4.27 e 4.28.



Figura 4.25 - Sistema de Medição de Movimento Mandibular - Vista lateral.

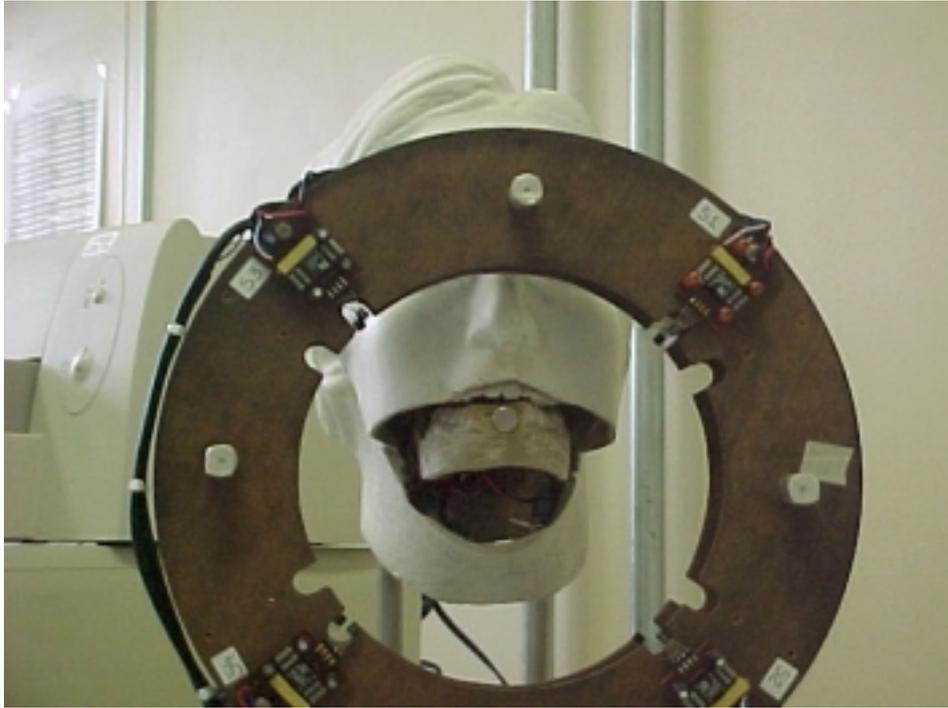


Figura 4.26 - Sistema de Medição de Movimento Mandibular - Vista frontal.

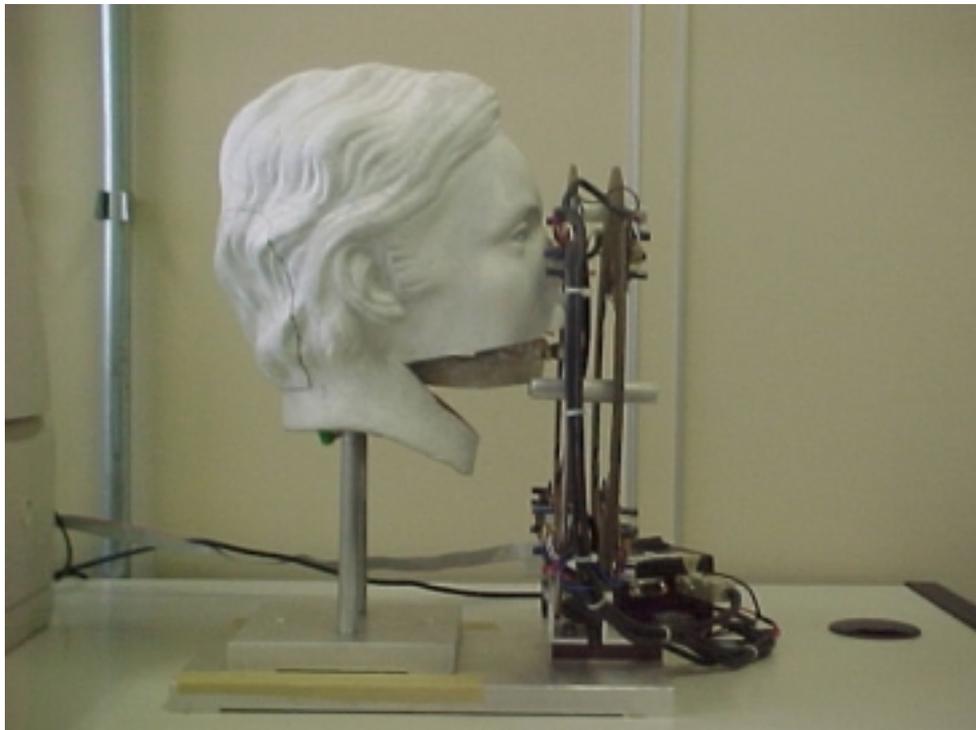


Figura 4.27- Sistema de Medição de Movimento Mandibular - Vista lateral - “boca” fechada.

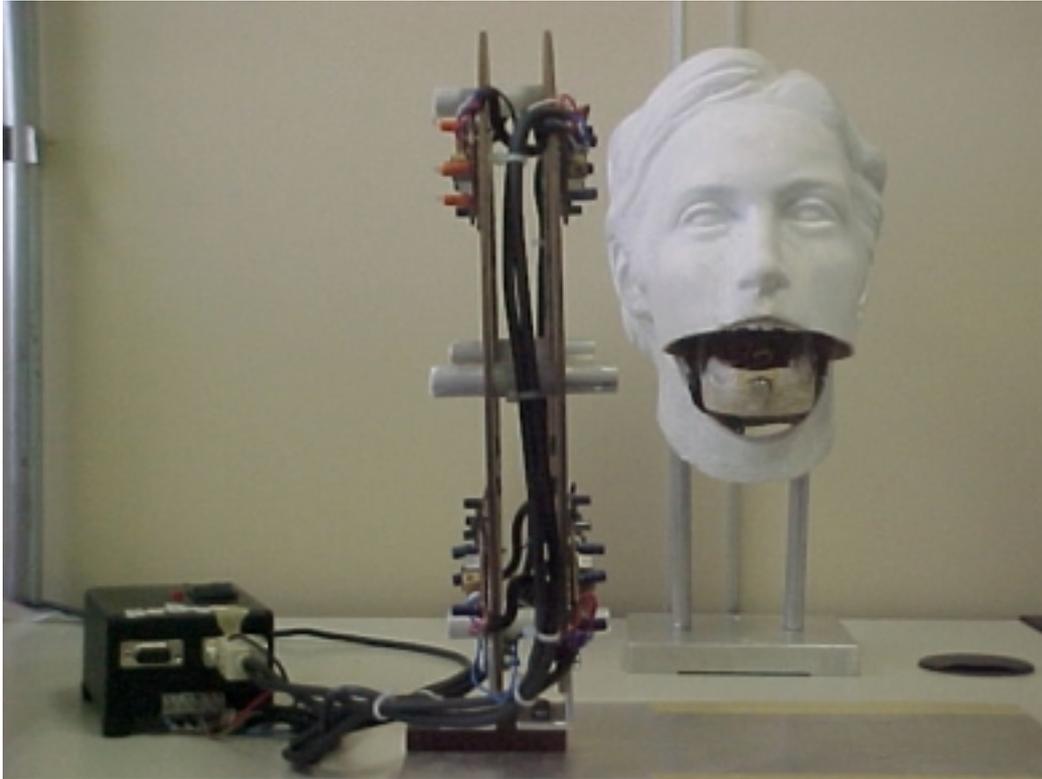


Figura 4.28 - Sistema de Medição de Movimento Mandibular - Sistema desacoplado.

4.6 - MONTAGEM DA MATRIZ DE CALIBRAÇÃO

As matrizes de calibração utilizadas neste trabalho foram realizadas de forma sistemática fazendo-se uma varredura no espaço de 25X25X23mm, de 5 em 5 milímetros., obtendo-se no final uma matriz de calibração em 3D.

A aquisição inicia na posição $X=Y=Z=0\text{mm}$, caracterizando o ponto (1,1,1) , sendo feita toda a varredura em X e depois em Y. Depois de completado o plano, muda-se a posição do parafuso micrométrico do eixo Z para a posição $Z=5\text{mm}$ e inicia-se a varredura em X e Y, e assim sucessivamente. A cada plano se obtém 36 valores, sendo que no final da aquisição são totalizadas 216 medidas de tensão.

A estrutura computacional utilizada é formada por oito matrizes tridimensionais, uma para cada sensor.

Na apresentação dos resultados foram utilizadas as matrizes de calibração realizadas em maio e novembro de 2002.

4.7 - CONCLUSÃO

Por ser um trabalho experimental sempre é possível aperfeiçoar o sistema e é praticamente impossível esgotar todas as possibilidades na tentativa de acompanhar o desenvolvimento tecnológico atual. Algumas possibilidades de aperfeiçoamento do sistema estão dispostas como conclusões deste capítulo.

- APROXIMAÇÃO DE PLACAS

O equipamento denominado de Coroa de Sensores no desenvolvimento do texto, foi construído de tal forma que as placas de celeron onde se encontram os sensores, façam com que a distância entre os mesmos seja de 40mm. É possível testar novas distâncias entre as placas e analisar os resultados obtidos.

- MUDANÇA DO ÂNGULO ENTRE OS SENSORES

As placas onde se encontram os sensores têm quatro (4) posições definidas (duas posições lineares e duas posições angulares). Na posição atual os sensores estão na maior distância possível do magneto. É possível utilizar a posição onde os sensores fiquem mais próximos do magneto mantendo, ainda, a distância necessária para medida de movimentos na ATM.

- TIPOS DE SENSORES

É possível utilizar um outro tipo de sensor magnetoresistivo como o sensor magnetoresistivo KMZ51 da Philips. O KMZ51 é um sensor de superfície e possui uma bobina interna para calibrar o sistema toda vez que ele é inicializado, portanto necessita de uma fonte de corrente, com “clock”, para alimentar esta bobina. Este sensor apresenta uma sensibilidade quatro (4) vezes maior que o KMZ10B.

- CONVERSOR A/D

Poderia se substituir o conversor A/D 12 bits, utilizado atualmente, por um conversor A/D de 16 bits, o que melhoraria consideravelmente a precisão da medida, pois seria possível medir até 0,00762930mV, o que possibilitaria obter resultados de centésimos de milímetro.

Pode-se implementar mais de uma destas possibilidades conjuntamente, porém sendo este um trabalho na área experimental, testes terão que ser feitos para se optar pela melhor opção.

CAPÍTULO V

MODELAGEM MATEMÁTICA PARA ESTIMAÇÃO DE PARÂMETROS

5.1 - INTRODUÇÃO

Um modelo matemático é uma forma de representação simbólica onde as variáveis do sistema físico real são representadas através de símbolos que são relacionados através de expressões matemáticas que visam capturar os aspectos essenciais (no julgamento de quem os constrói) do funcionamento do sistema físico real, permitindo uma estimativa rápida, numa linguagem concisa e universal da representação, do comportamento do mesmo.

Um modelo matemático, por ser uma representação, nunca pode ser considerado como uma reprodução exata do sistema físico real, e também não é possível dizer, que existe um único modelo para um sistema físico real. A definição do melhor modelo depende da sua aplicação e nem sempre o modelo que representa o sistema com maior grau de detalhamento, teoricamente mais complicado, seja o modelo mais adequado.

O processo de modelagem pode se caracterizar por uma hierarquia de modelos variando entre os mais detalhados e complexos até aos mais simples, que por seu lado são mais fáceis de se manipular analítica e numericamente.

Sjöberg *et al.*, 1995, afirma que o ponto chave da identificação de sistemas é a determinação de uma estrutura aceitável para o modelo e que um ponto importante é que esta escolha seja parcimoniosa, isto é, saber limitar a complexidade do modelo para obter o grau de precisão desejado.

No trabalho em questão, era necessário “transformar” oito medidas de tensão (uma medida por sensor) em três coordenadas (X;Y;Z), ou seja, identificar o movimento do magneto no espaço, em função da variação do campo magnético captado por cada sensor, o qual tinha como valores de saída, medidas de tensão. Tinha-se que estimar os valores de (X;Y;Z) em função das medidas de tensão dos oito sensores.

Optou-se por utilizar o Método dos Mínimos Quadrados, estimando-se as coordenadas (X;Y;Z) através de um ajuste quadrático, em função do comportamento dos sensores apresentarem um comportamento próximo de uma função quadrática.

5.2 - MÉTODO DOS MÍNIMOS QUADRADOS

Para o problema específico a questão é determinar os valores de deslocamento nas 3 direções ortogonais (X,Y,Z) tendo como grandezas medidas as tensões nos 8 sensores magnetoresistivos.

A solução para o problema é da forma mostrada nas equações 5.1 a 5.3.

$$[\hat{X}] = \sum_{i=1}^n \beta_{xi} \cdot \phi_i(V_1, V_2, \dots, V_8) \quad (5.1)$$

$$[\hat{Y}] = \sum_{i=1}^n \beta_{yi} \cdot \phi_i(V_1, V_2, \dots, V_8) \quad (5.2)$$

$$[\hat{Z}] = \sum_{i=1}^n \beta_{zi} \cdot \phi_i(V_1, V_2, \dots, V_8) \quad (5.3)$$

onde:

$\hat{X}, \hat{Y}, \hat{Z}$: valores de posição estimados;

$\beta_{xi}, \beta_{yi}, \beta_{zi}$: parâmetros desconhecidos;

ϕ_i : função quadrática dos valores medidos;

$u(t) \rightarrow (V_1, V_2, \dots, V_8)$: medidas de tensão.

Para a função ϕ foi escolhido um ajuste quadrático, pois a curva de operação dos sensores, apresenta um comportamento que muito se assemelha a uma função quadrática, conforme pode ser observado nas Figuras 5.1 a 5.8.

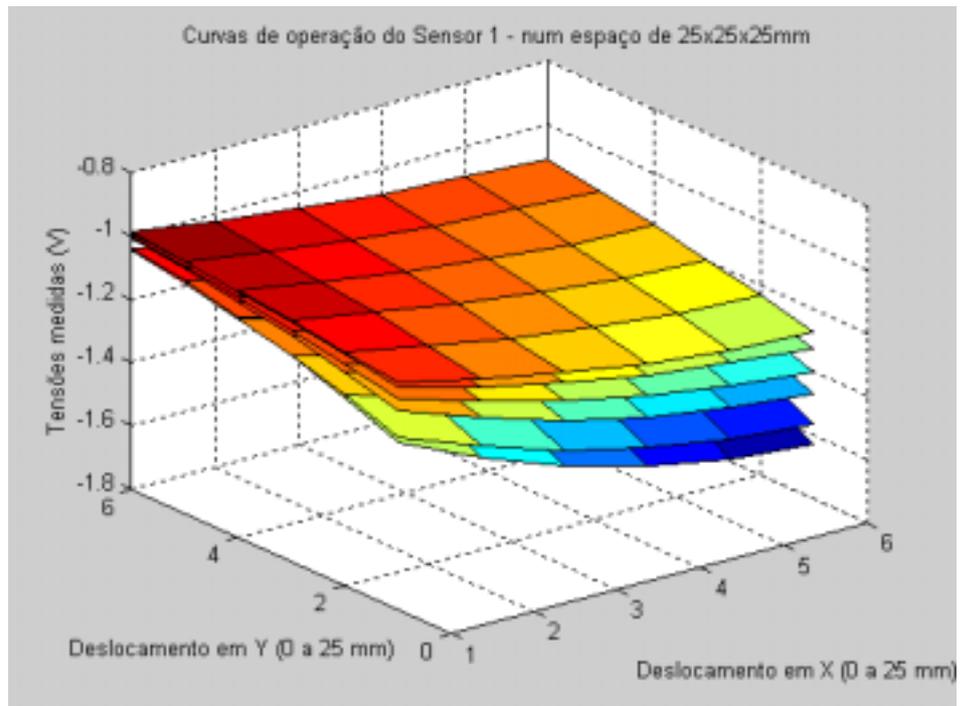


Figura 5.1 - Curva de operação do Sensor 1.

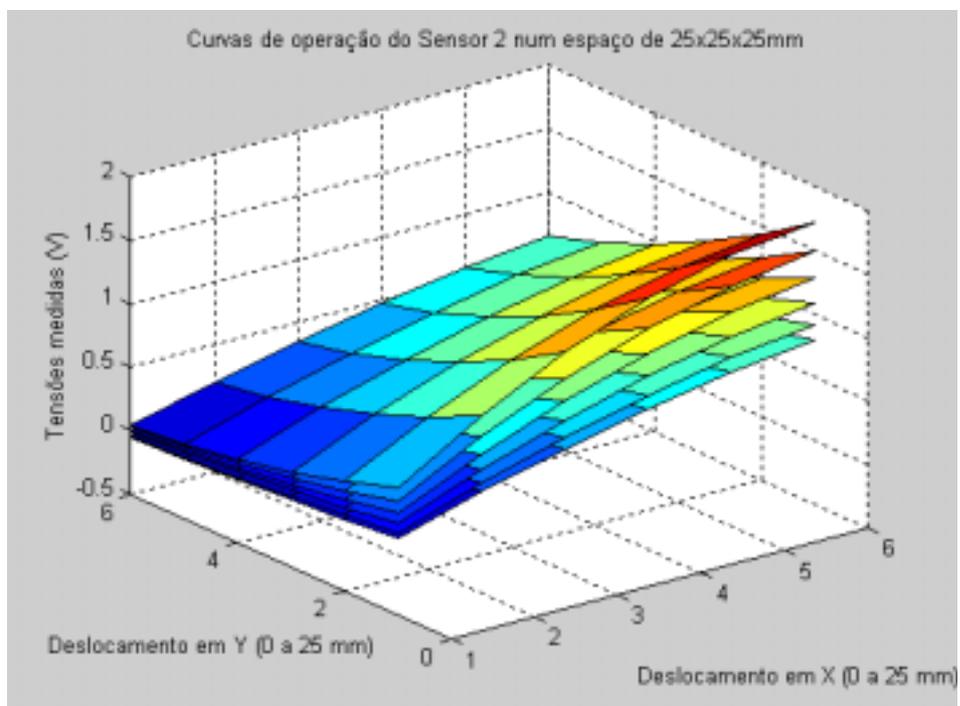


Figura 5.2 - Curva de operação do Sensor 2.

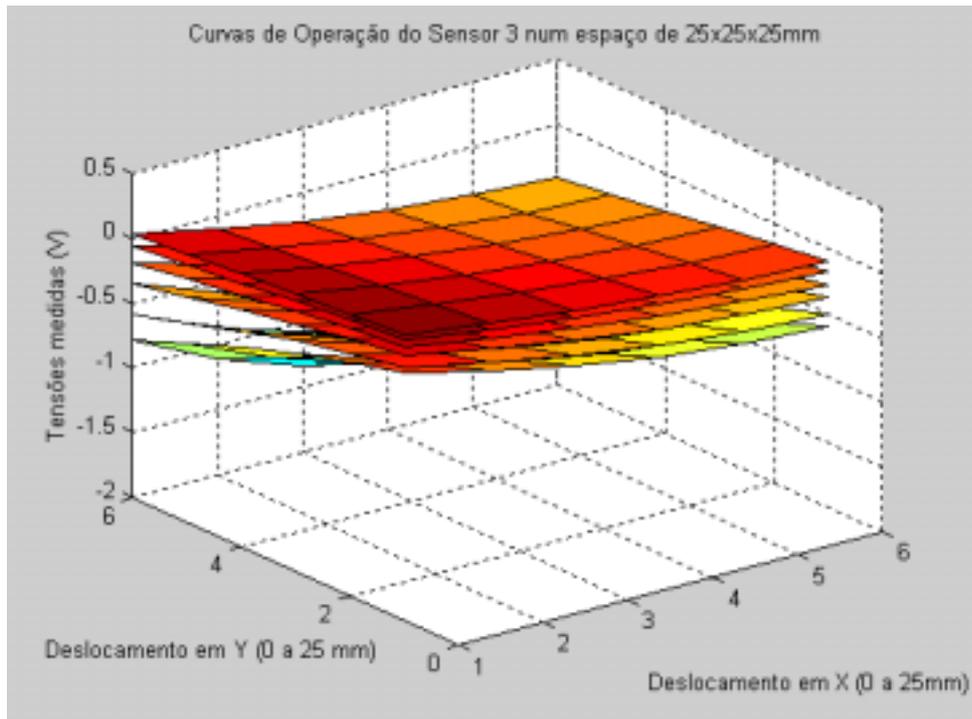


Figura 5.3 - Curva de operação do Sensor 3.

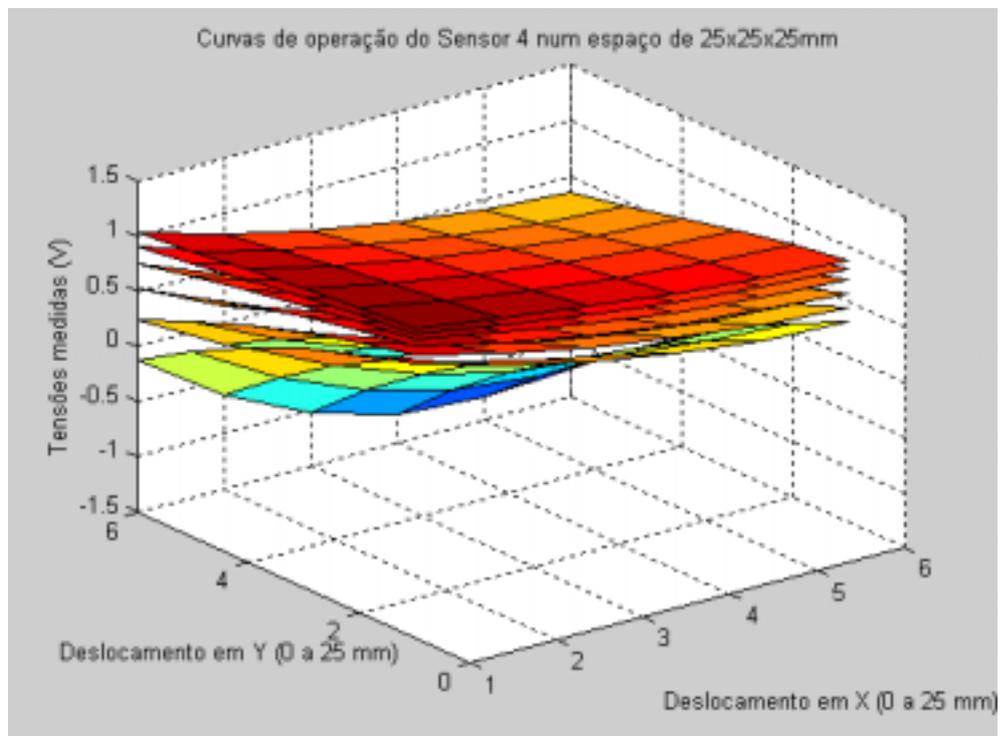


Figura 5.4 - Curva de operação do Sensor 4.

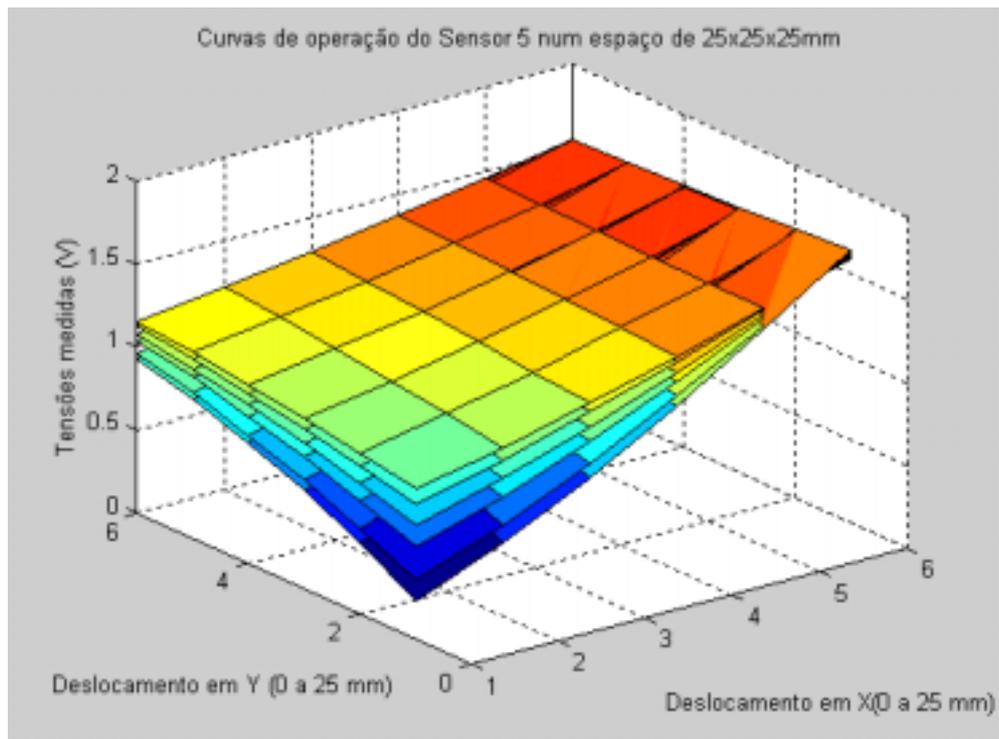


Figura 5.5 - Curva de operação do Sensor 5.

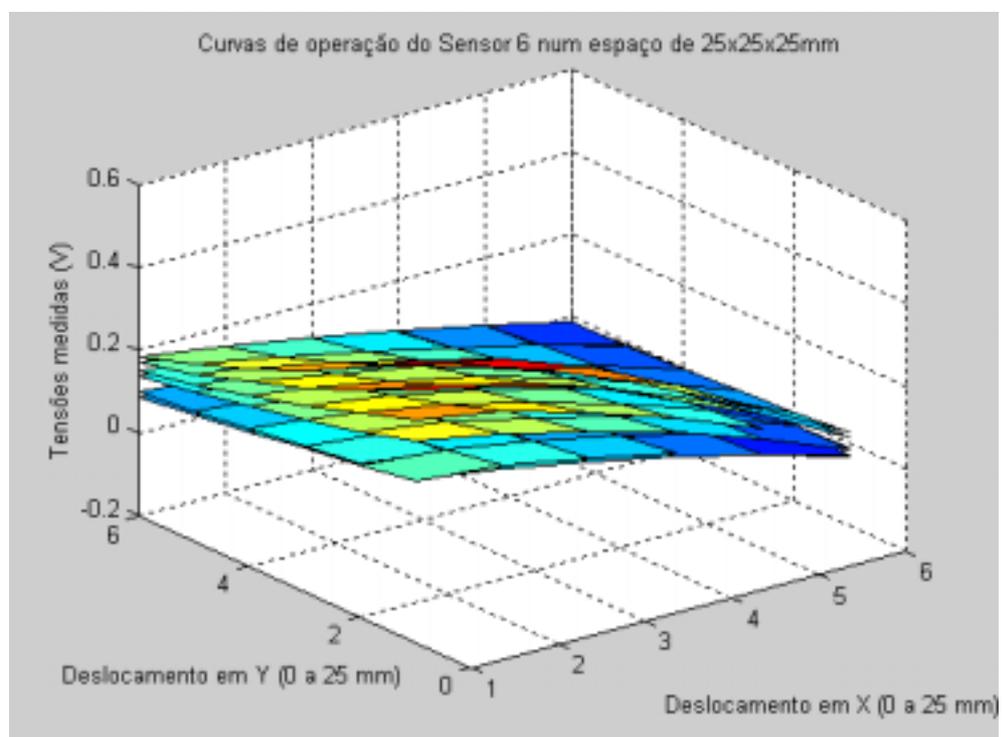


Figura 5.6 - Curva de operação do Sensor 6.

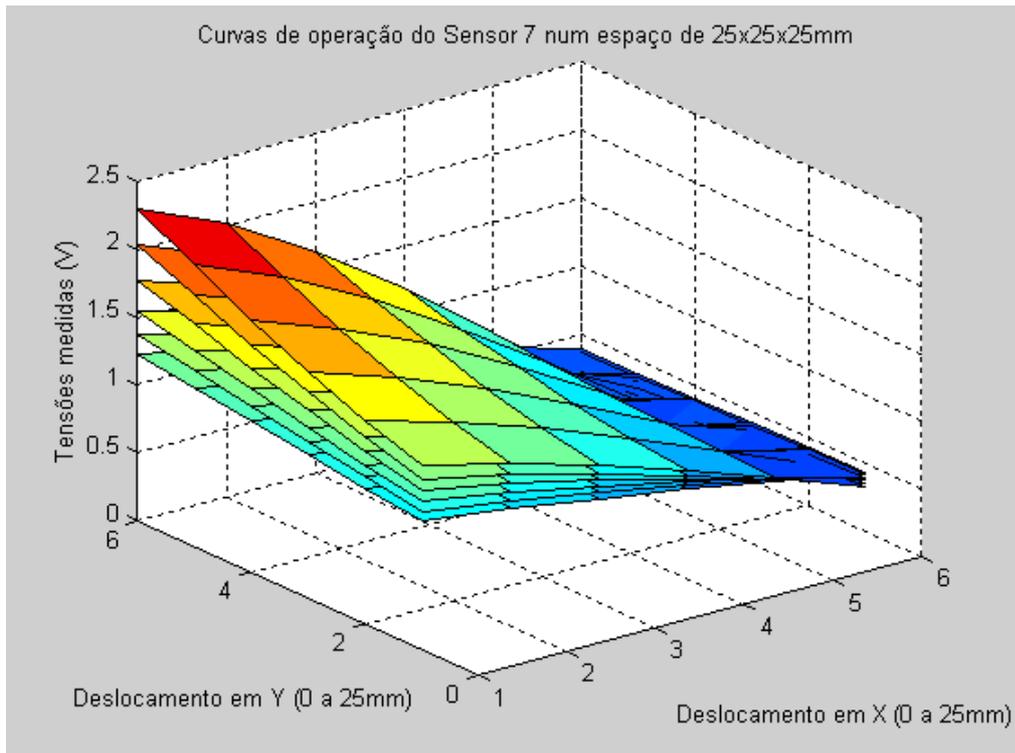


Figura 5.7 - Curva de operação do Sensor 7.

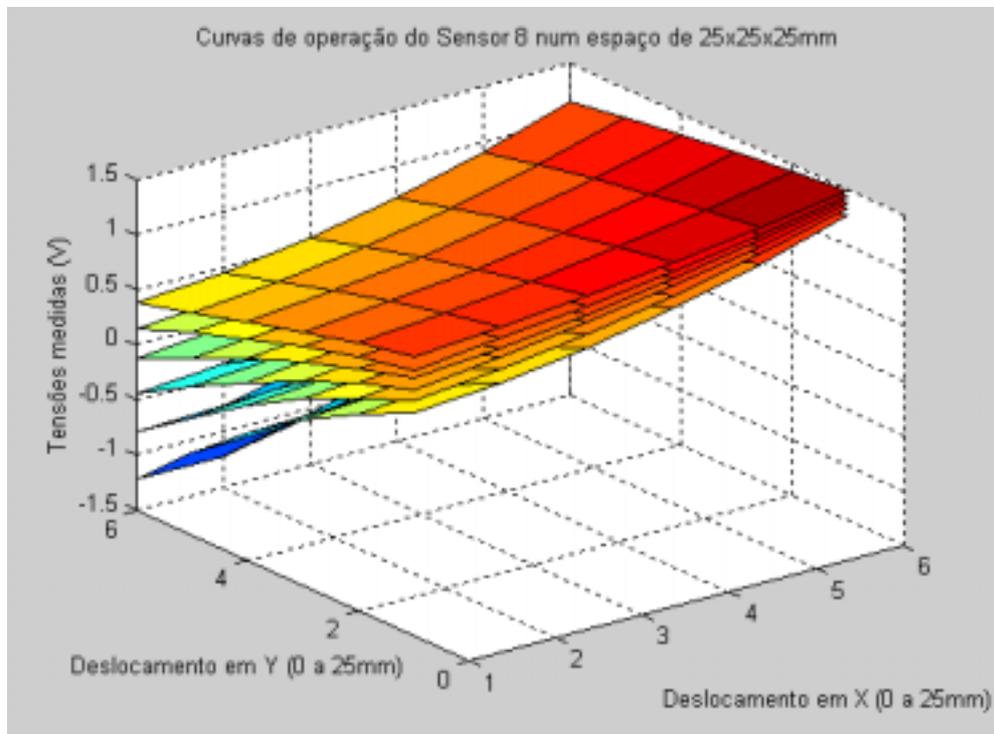


Figura 5.8 - Curva de operação do Sensor 8.

As Figuras 5.1 a 5.8, apresentam os valores de tensão medidos a cada 5mm entre o ponto 0 e 25mm, nos 3 eixos ortogonais (X,Y,Z). O primeiro plano corresponde a Z=0mm, e o sexto plano,

a Z=25mm; sendo que para cada plano destes, foram feitas medidas de 5 em 5mm variando-se, primeiramente o parafuso no eixo X (de 0 a 25mm) e depois no eixo Y (de 0 a 25mm).

A equação geral para a obtenção dos valores estimados de $(\hat{X}, \hat{Y}, \hat{Z})$ para o caso específico deste trabalho pode ser vista na equação 5.4.

$$\begin{aligned} \hat{X} = & \beta_1 + \beta_2 \cdot V_1 + \beta_3 \cdot V_2 + \beta_4 \cdot V_3 + \beta_5 \cdot V_4 + \beta_6 \cdot V_5 + \beta_7 \cdot V_6 + \beta_8 \cdot V_7 + \\ & \beta_9 \cdot V_8 + \beta_{10} V_1^2 + \beta_{11} V_2^2 + \beta_{12} V_3^2 + \beta_{13} V_4^2 + \beta_{14} V_5^2 + \beta_{15} V_6^2 + \beta_{16} V_7^2 + \beta_{17} V_8^2 + \\ & \beta_{18} V_1 V_8 + \beta_{19} V_1 V_7 + \beta_{20} V_1 V_6 + \beta_{21} V_1 V_5 + \beta_{22} V_1 V_4 + \beta_{23} V_1 V_3 + \\ & \beta_{24} V_1 V_2 + \beta_{25} V_2 V_8 + \beta_{26} V_2 V_7 + \beta_{27} V_2 V_6 + \beta_{28} V_2 V_5 + \beta_{29} V_2 V_4 + \beta_{30} V_2 V_3 \\ & + \beta_{31} V_3 V_8 + \beta_{32} V_3 V_7 + \beta_{33} V_3 V_6 + \beta_{34} V_3 V_5 + \beta_{35} V_3 V_4 + \beta_{36} V_4 V_8 + \beta_{37} V_4 V_7 \\ & + \beta_{38} V_4 V_6 + \beta_{39} V_4 V_5 + \beta_{40} V_5 V_8 + \beta_{41} V_5 V_7 + \beta_{42} V_5 V_6 + \beta_{43} V_6 V_8 + \beta_{44} V_6 V_7 \\ & + \beta_{45} V_7 V_8 \end{aligned} \quad (5.4)$$

Sendo que a mesma equação (5.4) é utilizada para determinar \hat{Y} e \hat{Z} .

Determinando-se então os parâmetros desconhecidos β :

$$BetaX = (\phi^T \cdot \phi)^{-1} \cdot \phi^T \cdot X \quad (5.5)$$

$$BetaY = (\phi^T \cdot \phi)^{-1} \cdot \phi^T \cdot Y \quad (5.6)$$

$$BetaZ = (\phi^T \cdot \phi)^{-1} \cdot \phi^T \cdot Z \quad (5.7)$$

Sendo finalmente calculado os valores de $(\hat{X}, \hat{Y}, \hat{Z})$ estimados:

$$\hat{X} = \phi \cdot BetaX \quad (5.8)$$

$$\hat{Y} = \phi \cdot BetaY \quad (5.9)$$

$$\hat{Z} = \phi \cdot BetaZ \quad (5.10)$$

5.3 - CONCLUSÃO

Neste capítulo foi apresentado o modelo matemático implementado para a identificação do deslocamento em 3D.

Os programas para a implementação foram desenvolvidos utilizando o software Matlab, Release 12.

A utilização do Método dos Mínimos Quadrados com a matriz ϕ como uma função quadrática dos valores medidos forneceu resultados satisfatórios na estimação das coordenadas X,Y,Z.

Para a apresentação dos resultados obtidos optou-se por um capítulo específico, sendo que os mesmos encontram-se no capítulo VII, deste trabalho.

CAPÍTULO VI

PROCESSAMENTO DE SINAIS

6.1 - INTRODUÇÃO

Neste capítulo será apresentado o comportamento do circuito eletrônico utilizado para o desenvolvimento do protótipo para medir deslocamento em 3D, bem como o detalhamento do processo de tratamento de sinais utilizado.

Pretende-se fazer uma abordagem do que consiste um processamento de sinais para o desenvolvimento de um instrumento para uso médico e suas principais características estáticas. Por características estáticas se define a descrição do comportamento do instrumento em corrente contínua ou com sinais de baixa frequência. As propriedades do sinal de saída para uma gama de variáveis de entrada demonstram a qualidade das medidas que o instrumento oferece, bem como o grau de confiança que o mesmo oferece. As definições utilizadas neste capítulo estão em Webster, 1992.

6.2 - CARACTERÍSTICAS ESTÁTICAS

6.2.1 - IMPRECISÃO

A imprecisão de uma medida pode ser caracterizada pela diferença entre o valor verdadeiro da grandeza e o valor medido dividido pelo valor verdadeiro, sendo essa razão expressa normalmente em porcentagem.

O valor de referência da medida, para o trabalho aqui apresentado, é o valor definido na calibração pelos três parafusos micrométricos utilizados no sistema. Para exemplificar será utilizado um ponto qualquer, cujos valores foram obtidos na mesma semana da confecção da matriz de calibração. Para o exemplo em questão, os dados referem-se à matriz de calibração obtida no mês de maio de 2002. Ressalta-se a importância da referência da data da aquisição, pois, devido à sensibilidade do sensor, a matriz de calibração necessita ser refeita de tempos em tempos. Esse tempo pode variar em função da temperatura ambiente, mas estima-se que a calibração deve ser refeita, no mínimo, uma vez por mês.

Ponto fixo: $(X,Y,Z) = (12\text{mm}, 16\text{mm}, 18\text{mm})$, valores no parafuso micrométrico.

$X_{cal} = 12,0499$ Imprecisão: 0,41%

$Y_{cal} = 16,0535$ Imprecisão: 0,33%

$Z_{cal} = 18,2515$ Imprecisão: 1,39%

Os valores com o sub-índice cal, referem-se aos valores calculados no software.

6.2.2 - EXATIDÃO

A exatidão de uma medida expressa o número de algarismos significativos que podem ser considerados. Por exemplo, um medidor que mostra uma leitura de 2,434V é mais exato que um instrumento que mostra uma leitura de 2,43V. É importante se dizer que alta exatidão da medida não implica em precisão da medida. Como exemplo, será apresentado o mesmo ponto utilizado na determinação da imprecisão.

Ponto fixo: $(X,Y,Z) = (12\text{mm}, 16\text{mm}, 18\text{mm})$, valores no parafuso micrométrico

$X_{cal} = 12,0499$

$Y_{cal} = 16,0535$

$Z_{cal} = 18,2515$

Apesar do instrumento apresentar uma exatidão de 04 algarismos depois da vírgula, somente um algarismo é significativo.

6.2.3 - RESOLUÇÃO

A resolução de um medidor representa o menor incremento que este medidor pode medir. Para a obtenção deste valor, deve-se saber que devido a placa de aquisição de dados utilizada, (12 bits), o menor valor que a mesma pode medir é 1,22 mV, ou seja 0,00122V, pois foram fixados os valores de $\pm 2,5\text{V}$ como valores limites para a placa de medição.

Em função da característica não linear do sensor magnetoresistivo utilizado, não é possível definir exatamente qual o menor valor em mm possível de ser medido, pois, a variação de tensão obtida para uma variação de 1mm em 1mm varia conforme a posição que o magneto está em relação ao sensor, conforme pode ser observado na Tabela 6.1, respectivamente para cada sensor.

A Tabela 6.1 apresenta os valores de tensão nos oito sensores magnetoresistivos, para um deslocamento de 1 em 1mm no eixo X, entre os pontos $X=10\text{mm}$ e $X=15\text{mm}$, enquanto os parafusos nos eixos Y e Z eram mantidos fixos nos pontos $Y=Z=10\text{mm}$.

Tabela 6.1- Valores de tensão nos 8 sensores em função de deslocamento no eixo X com os parafusos nos eixos Y e Z fixos

X(mm)	Y(mm)	Z(mm)	S1(V)	S2(V)	S3(V)	S4(V)	S5(V)	S6(V)	S7(V)	S8(V)
10	10	10	-1,1976	0,5939	-0,2361	0,4766	1,1313	0,1517	0,9105	0,4117
11	10	10	-1,1797	0,5667	-0,2482	0,4394	1,1459	0,1529	0,9256	0,3756
12	10	10	-1,1718	0,5416	-0,2634	0,3971	1,1550	0,1479	0,9367	0,3267
13	10	10	-1,1650	0,5160	-0,2810	0,3553	1,1643	0,1417	0,9467	0,2804
14	10	10	-1,1569	0,4920	0,2972	0,3103	1,1736	0,1383	0,9583	0,2286
15	10	10	-1,1485	0,4688	-0,3143	0,2646	1,1824	0,1305	0,9693	0,1747

OBS: os dados acima correspondem a medições realizadas em abril de 2002.

A diferença entre os valores de tensão de saída entre um ponto e outro, em cada sensor, ao se realizar o deslocamento de 1 em 1mm no eixo X pode ser observado através da Tabela 6.2. A primeira coluna da Tabela 6.2 mostra o deslocamento de 1mm entre os pontos 10 e 15mm definidos pelos parafusos micrométricos da torre de calibração, que corresponde a um deslocamento no plano horizontal. Nas colunas seguintes, está apresentada a diferença entre o valor de tensão medido num ponto e o valor de tensão medido entre o outro ponto, distantes entre si de 1mm. Pode-se verificar que esta diferença é variável, tanto para cada sensor, como para o mesmo sensor em posições distintas.

Tabela 6.2- Diferença de tensão entre 2 pontos distantes entre si de 1mm no eixo X para os 8 sensores

1 mm	S1(mV)	S2(mV)	S3(mV)	S4(mV)	S5(mV)	S6(mV)	S7(mV)	S8(mV)
10-11	17,90	27,20	12,10	37,20	14,60	1,20	15,10	36,10
11-12	7,90	25,10	15,20	42,30	9,10	5,00	11,10	48,90
12-13	6,80	25,60	17,60	41,80	9,30	6,20	10,00	46,30
13-14	8,10	24,00	16,20	45,00	9,30	3,40	11,60	51,80
14-15	8,40	23,20	17,10	45,70	8,80	7,80	11,00	53,90

O que é possível afirmar quando houver um valor de deslocamento cuja tensão medida é menor que 1,22mV é que:

- esta medida não pode ser considerada pois este valor representa o ruído do sistema ou;
- não houve deslocamento do móvel ou;
- o deslocamento foi tão pequeno que o sensor não captou corretamente.

No exemplo da Tabela 6.2, a diferença da tensão medida pelo sensor 6 na posição $X=10\text{mm}$ e $Y=11\text{mm}$ ($1,20\text{mV}$) não reflete o movimento efetuado sendo esta medida de pouco auxílio na determinação do movimento. O fato do Sensor 6 apresentar esta pequena variação na tensão ao se realizar um deslocamento (1mm) pode ser pela posição que o mesmo se encontra em relação ao magneto ou por ele estar operando numa faixa de pouca sensibilidade (próxima de 0 Volts , conforme mostra mostrado na Tabela 6.1). Para modificar esta situação é necessário alterar a faixa de operação do sensor. Isto pode ser feito retirando-o do equipamento e colocando-o próximo a um campo magnético externo capaz de alterar a posição interna das tiras de permalloy alterando sua faixa de operação.

Salienta-se que o fato do Sensor 6 estar apresentando valores pouco significativos, em alguns pontos, não prejudicam os resultados obtidos.

6.2.4 - REPETIBILIDADE

É a capacidade de um instrumento repetir o valor medido para situações idênticas em diferentes ensaios e, conseqüentemente em diferentes instantes de tempo.

A repetibilidade de medidas será mostrada para os valores de posição (deslocamentos) estimados, e não para os valores de tensão medida em cada sensor conforme a posição do imã, pois o importante é a análise da repetibilidade do instrumento quanto aos valores de deslocamento, (em mm) estimados. As Tabelas 6.3, 6.4 e 6.5 apresentam os resultados quanto a repetibilidade efetuados da seguinte forma: variar o parafuso do eixo X entre a posição $X=10\text{mm}$ e $X=15\text{mm}$ de $1\text{ em }1\text{mm}$, mantendo-se os eixos Y e Z fixos e iguais a 15mm . Foram realizados 5 repetições e os resultados obtidos estão definidos na Tabela 6.3, 6.4 e 6.5, bem como o valor médio e o desvio padrão de cada conjunto de valores estimados.

A Tabela 6.3 apresenta os valores de deslocamentos no eixo X, nos 5 ensaios realizados, para $Y=Z=15\text{mm}$.

Tabela 6.3- Valores de deslocamentos no eixo X entre 10 e 15 mm com Y=Z=15mm

X(mm)	Ensaio 1 (mm)	Ensaio 2 (mm)	Ensaio 3 (mm)	Ensaio 4 (mm)	Ensaio 5 (mm)	Média (mm)	Desvio (mm)
10,0000	10,6812	10,6688	10,6437	10,6181	10,6037	10,6431	0,0327
11,0000	11,7399	11,7470	11,7128	11,6695	11,6949	11,7128	0,0320
12,0000	12,7856	12,8336	12,7898	12,7603	12,7645	12,7868	0,0292
13,0000	13,9175	13,8798	13,8417	13,8833	13,8108	13,8666	0,0412
14,0000	15,0036	15,0027	14,9524	14,9717	14,8844	14,9630	0,0490
15,0000	16,0809	16,0646	16,0454	16,0314	15,9467	16,0338	0,0522

A Figura 6.1 apresenta graficamente os dados da Tabela 6.3

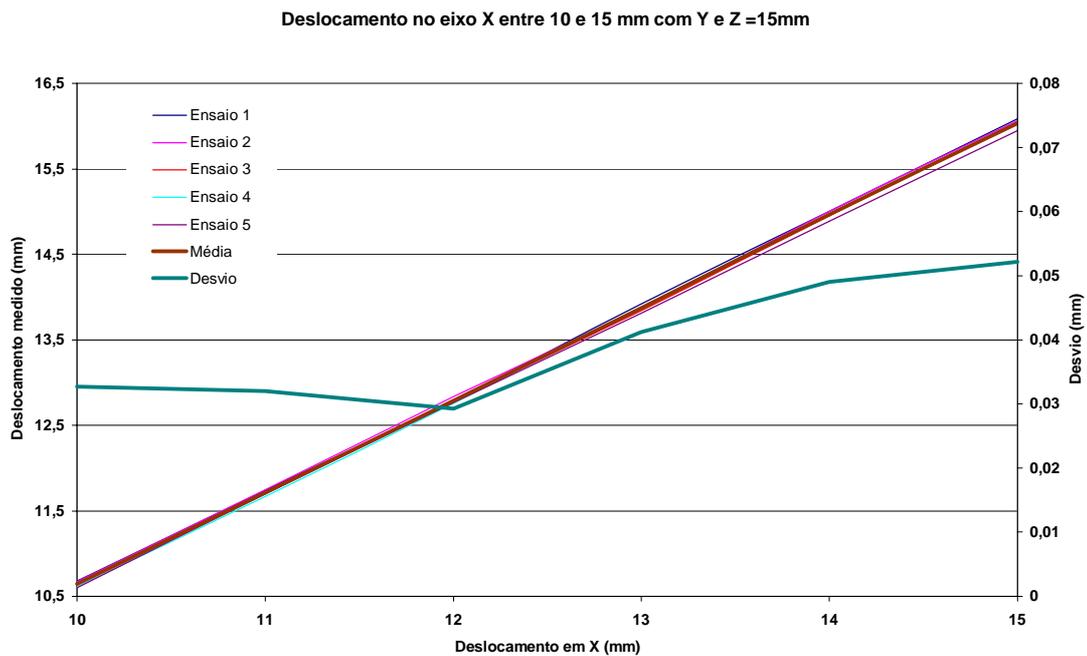


Figura 6.1 – Deslocamento no eixo X entre 10 e 15mm com Y= Z=15mm.

A Tabela 6.4 apresenta os valores obtidos nos cinco ensaios para a posição do parafuso fixado em Y=15mm, quando estava sendo realizado o deslocamento no eixo X, entre 10 e 15mm, com Z=15mm.

Tabela 6.4- Valores de Y =15mm em função do deslocamento no eixo X entre 10 e 15 mm e Z=15mm

Y(mm)	Ensaio 1 (mm)	Ensaio 2 (mm)	Ensaio 3 (mm)	Ensaio 4 (mm)	Ensaio 5 (mm)	Média (mm)	Desvio (mm)
15,0000	15,7489	15,5594	15,5666	15,5182	15,5219	15,5830	0,0952
15,0000	15,5804	15,5455	15,5389	15,4876	15,4985	15,5302	0,0376
15,0000	15,5418	15,5507	15,5105	15,4939	15,4761	15,5146	0,0315
15,0000	15,5441	15,5286	15,5055	15,4966	15,4632	15,5076	0,0311
15,0000	15,5450	15,5288	15,4766	15,5036	15,4441	15,4996	0,0404
15,0000	15,5216	15,5026	15,4951	15,4991	15,4118	15,4860	0,0427

A Figura 6.2 apresenta graficamente os dados da Tabela 6.4

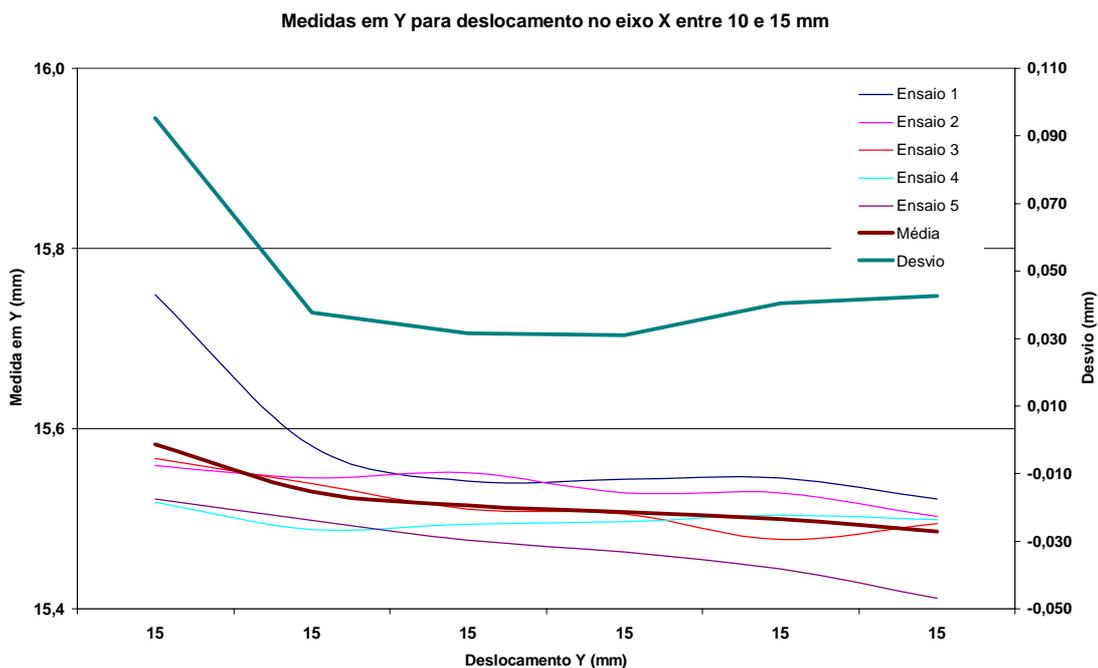


Figura 6.2 - Valores de Y =15mm em função do deslocamento no eixo X entre 10 e 15 mm e Z=15mm.

A Tabela 6.5 apresenta os valores obtidos nos cinco ensaios para a posição do parafuso fixado em Z=15mm, quando estava sendo realizado o deslocamento no eixo X, entre 10 e 15mm, com Y=15mm.

Tabela 6.5- Valores de Z =15mm em função do deslocamento no eixo X entre 10 e 15 mm e Y=15mm

Z(mm)	Ensaio 1 (mm)	Ensaio 2 (mm)	Ensaio 3 (mm)	Ensaio 4 (mm)	Ensaio 5 (mm)	Média (mm)	Desvio (mm)
15,0000	15,6124	15,6717	15,6816	15,8032	15,8275	15,7193	0,0920
15,0000	15,6860	15,6338	15,6567	15,7401	15,8007	15,7035	0,0673
15,0000	15,6433	15,6753	15,6147	15,7279	15,7972	15,6917	0,0724
15,0000	15,6654	15,6235	15,6372	15,7257	15,7731	15,6850	0,0630
15,0000	15,6808	15,6506	15,5350	15,7128	15,7411	15,6641	0,0797
15,0000	15,7008	15,6662	15,6160	15,6882	15,7056	15,6754	0,0365

A Figura 6.3 apresenta graficamente os dados da Tabela 6.5.

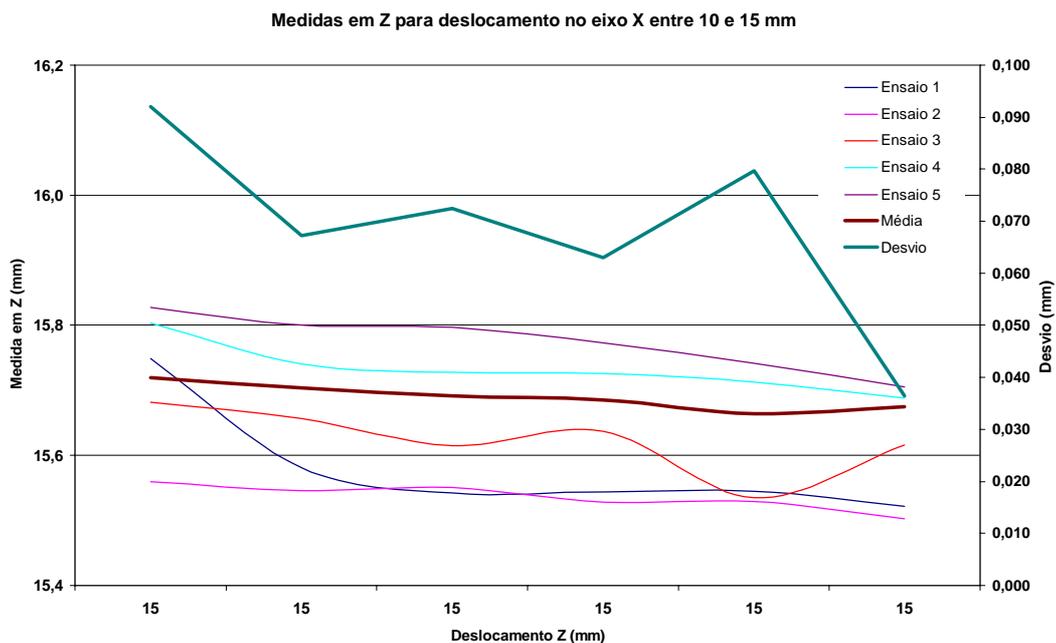


Figura 6.3 - Valores de Z =15mm em função do deslocamento no eixo X entre 10 e 15 mm e Y=15mm.

6.2.5 - CONTROLE ESTATÍSTICO

O controle estatístico assegura que variáveis randômicas que surjam no processo de medição devido à influência de alguns fatores, possam ser toleradas. Erros ou tendências nas obtenção de medidas podem ser removidos através de calibrações e correção de fatores, mas variáveis

aleatórias são problemas mais difíceis de serem solucionados. O instrumento, ou mesmo a pessoa que realiza a medida pode colaborar no sentido de tornar as medidas sem a repetibilidade necessária para a confiabilidade das mesmas. Se a causa desta instabilidade não puder ser eliminada, então uma análise estatística deverá ser utilizada para determinar a variação deste erro. A estimação do valor verdadeiro pode ser obtida através da média de várias medições realizadas.

As Tabelas 6.3, 6.4 e 6.5 mostram a média dos valores estimados em 5 ensaios e o desvio padrão de cada conjunto de medidas, para um deslocamento no eixo X, mantendo-se o eixo Y e o eixo Z na posição de 15mm, definidas pela torre de calibração.

As Tabelas 6.6, 6.7 e 6.8 mostram os valores estimados, a média e o desvio padrão, nos três eixos, para 5 ensaios realizados, deslocando-se o parafuso na direção do eixo Y entre 10 e 15mm, mantendo-se a posição nos eixos X igual ao eixo Z e igual a 15 mm.

A Tabela 6.6 apresenta os valores obtidos, nos cinco ensaios, para a posição do parafuso fixado em X=15mm, quando estava sendo realizado o deslocamento no eixo Y, entre 10 e 15mm, com Z=15mm.

Tabela 6.6- Valores de X =15mm em função do deslocamento no eixo Y entre 10 e 15 mm e Z=15mm

X(mm)	Ensaio 1 (mm)	Ensaio 2 (mm)	Ensaio 3 (mm)	Ensaio 4 (mm)	Ensaio 5 (mm)	Média (mm)	Desvio (mm)
15,0000	15,8090	15,7970	15,7872	15,7890	16,0699	15,8504	0,1230
15,0000	15,8206	15,7746	15,7702	15,7725	16,0804	15,8436	0,1340
15,0000	15,7957	15,7950	15,7678	15,7887	16,0944	15,8483	0,1380
15,0000	15,8101	15,7719	15,8236	15,7590	16,1419	15,8613	0,1591
15,0000	15,8288	15,7659	15,8218	15,7622	15,7827	15,7923	0,0312
15,0000	15,8522	15,7427	15,7416	15,7423	15,7398	15,7637	0,0495

A Figura 6.4 apresenta graficamente os dados da Tabela 6.6.

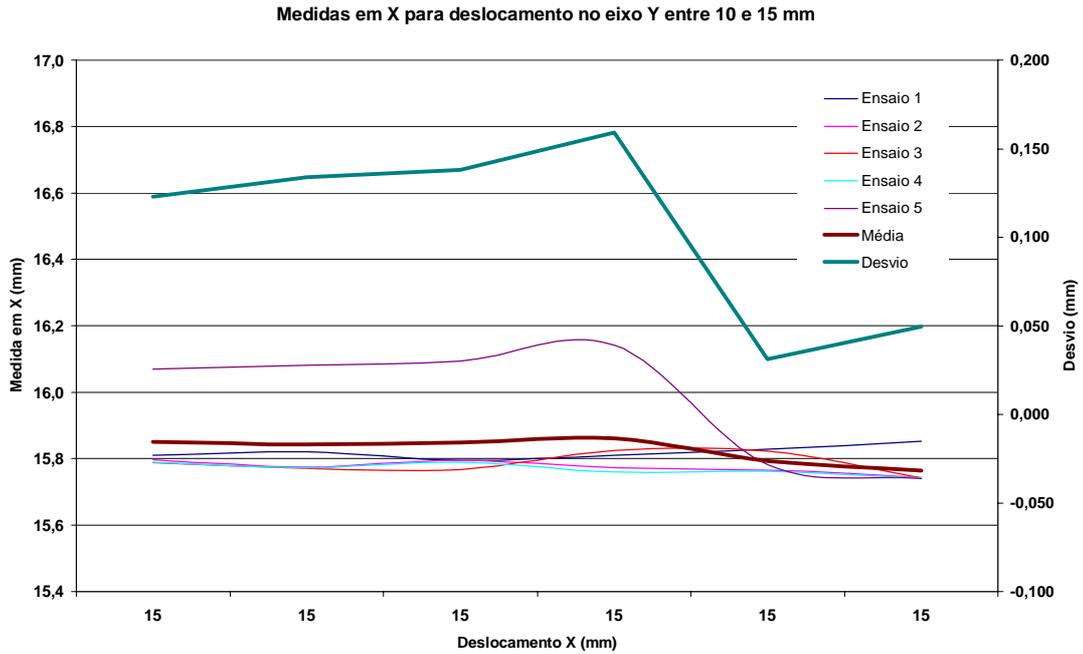


Figura 6.4 - Valores de $X = 15\text{mm}$ em função do deslocamento no eixo Y entre 10 e 15 mm e $Z = 15\text{mm}$.

A Tabela 6.7 apresenta o resultado dos deslocamentos no eixo Y, nos 5 ensaios realizados para $X = Z = 15\text{mm}$.

Tabela 6.7- Valores de deslocamentos no eixo Y entre 10 e 15mm com $X = Z = 15\text{mm}$

Y(mm)	Ensaio 1 (mm)	Ensaio 2 (mm)	Ensaio 3 (mm)	Ensaio 4 (mm)	Ensaio 5 (mm)	Média (mm)	Desvio (mm)
10,0000	10,3790	10,3629	10,3416	10,3460	10,3939	10,3647	0,0221
11,0000	11,3687	11,3182	11,3174	11,3267	11,3876	11,3437	0,0323
12,0000	12,3595	12,3237	12,3253	12,3231	12,3942	12,3451	0,0314
13,0000	13,3491	13,3093	13,3507	13,3062	13,3923	13,3415	0,0354
14,0000	14,3570	14,3094	14,3371	14,3012	14,3110	14,3231	0,0232
15,0000	15,3568	15,3028	15,3156	15,2925	15,2981	16,3131	0,0259

A Figura 6.5 apresenta graficamente os dados da Tabela 6.7.

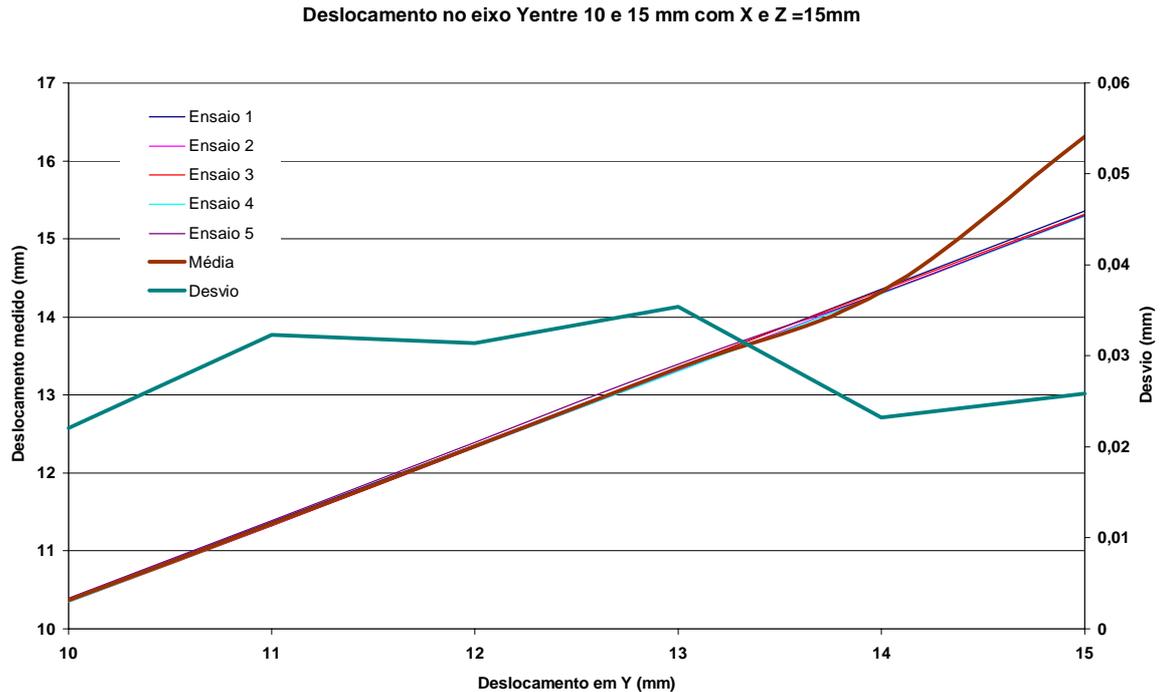


Figura 6.5 - Deslocamento no eixo Y entre 10 e 15 mm com X=Z=15mm.

A Tabela 6.8 apresenta os valores obtidos nos cinco ensaios para a posição do parafuso fixado em Z=15mm, quando estava sendo realizado o deslocamento no eixo Y entre 10 e 15mm, com X=15mm.

Tabela 6.8- Valores de Z =15mm em função do deslocamento no eixo Y entre 10 e 15 mm e X=15mm.

Z(mm)	Ensaio 1 (mm)	Ensaio 2 (mm)	Ensaio 3 (mm)	Ensaio 4 (mm)	Ensaio 5 (mm)	Média (mm)	Desvio (mm)
15,0000	15,1194	15,0963	15,1421	15,1544	14,6812	15,0387	0,2011
15,0000	15,1519	15,1402	15,1440	15,1908	14,6992	15,0652	0,2056
15,0000	15,1682	15,1987	15,1880	15,2452	14,7430	15,1086	0,2063
15,0000	15,1858	15,2419	15,2830	15,2717	14,7052	15,1375	0,2446
15,0000	15,2444	15,3037	15,2909	15,2921	15,3322	15,2927	0,0317
15,0000	15,2740	15,3356	15,3786	15,3320	15,3375	15,3315	0,0373

A Figura 6.6 apresenta graficamente os dados da Tabela 6.8.

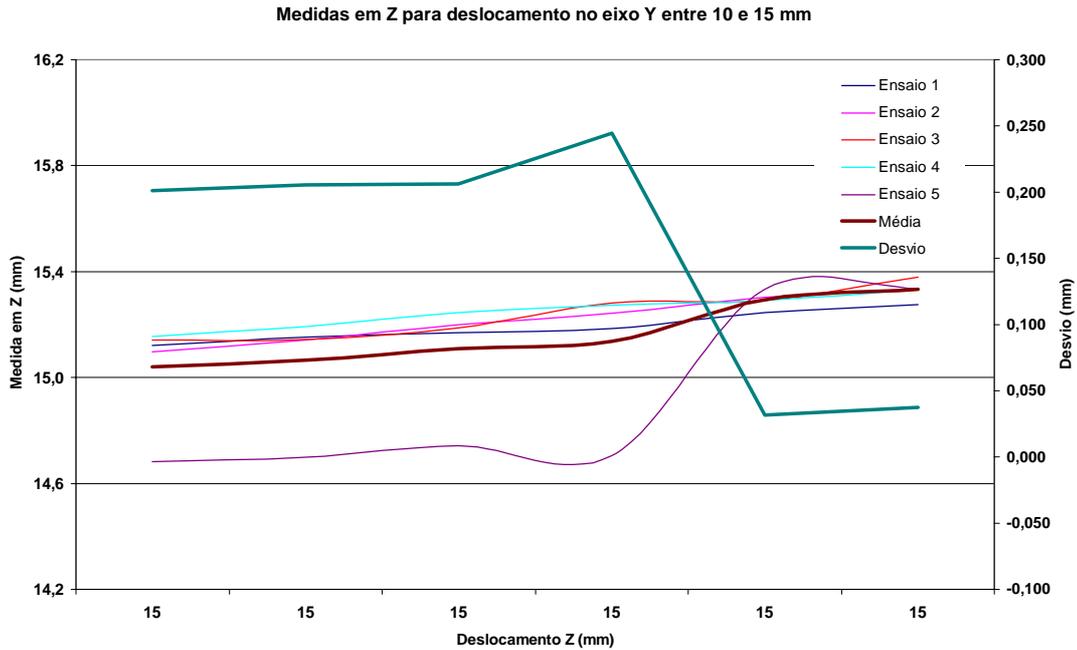


Figura 6.6 - Valores de $Z = 15\text{mm}$ em função do deslocamento no eixo Y entre 10 e 15 mm e $X = 15\text{mm}$.

As Tabelas 6.9, 6.10 e 6.11 mostram os valores estimados, a média e o desvio padrão para 5 ensaios realizados, deslocando-se o parafuso na direção do eixo Z entre 10 e 15mm, mantendo-se a posição nos eixos X igual ao eixo Y e igual a 15 mm.

A Tabela 6.9 apresenta os valores obtidos nos cinco ensaios para a posição do parafuso fixado em $X = 15\text{mm}$, quando estava sendo realizado o deslocamento no eixo Z, entre 10 e 15mm, com $Y = 15\text{mm}$.

Tabela 6.9- Valores de $X = 15\text{mm}$ em função do deslocamento no eixo Z entre 10 e 15 mm e $Y = 15\text{mm}$

X(mm)	Ensaio 1 (mm)	Ensaio 2 (mm)	Ensaio 3 (mm)	Ensaio 4 (mm)	Ensaio 5 (mm)	Média (mm)	Desvio (mm)
15,0000	16,0319	16,0082	16,0879	16,0712	15,8866	16,0172	0,0795
15,0000	16,0376	16,0315	16,0541	16,0000	15,8748	15,9996	0,0725
15,0000	16,1121	16,0110	16,0256	15,8757	15,8495	15,9748	0,1098
15,0000	15,9847	15,9832	16,0102	15,8687	15,8494	15,9392	0,0743
15,0000	15,9746	15,9574	16,0215	15,8484	15,8199	15,9243	0,0862
15,0000	15,9711	16,0056	16,0351	15,8272	15,8332	15,9344	0,0978

A Figura 6.7 apresenta graficamente os dados da Tabela 6.9.

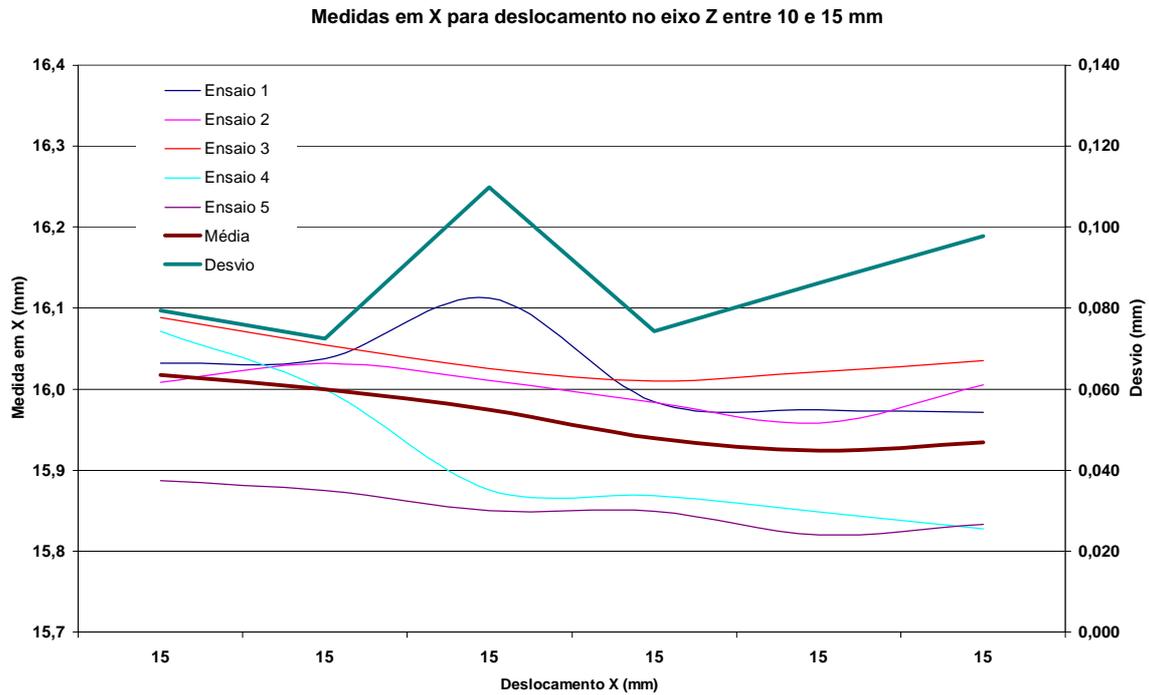


Figura 6.7 - Valores de $X=15\text{mm}$ em função do deslocamento no eixo Z entre 10 e 15 mm e $Y=15\text{mm}$.

A Tabela 6.10 apresenta os valores obtidos nos cinco ensaios para a posição do parafuso fixado em $Y=15\text{mm}$, quando estava sendo realizado o deslocamento no eixo Z entre 10 e 15mm, com $X=15\text{mm}$.

Tabela 6.10- Valores de $Y = 15\text{mm}$ em função do deslocamento no eixo Z entre 10 e 15 mme $X=15\text{mm}$.

Y(mm)	Ensaio 1 (mm)	Ensaio 2 (mm)	Ensaio 3 (mm)	Ensaio 4 (mm)	Ensaio 5 (mm)	Média (mm)	Desvio (mm)
15,0000	15,4925	15,4809	15,4920	15,4886	15,5125	15,4933	0,0117
15,0000	15,4728	15,4663	15,4855	15,4503	15,5019	15,4754	0,0195
15,0000	15,4834	15,4499	15,4598	15,4920	15,4873	15,4745	0,0185
15,0000	15,4406	15,4385	15,4382	15,4849	15,4899	15,4584	0,0265
15,0000	15,3963	15,4100	15,4224	15,4607	15,4485	15,4276	0,0267
15,0000	15,3873	15,4043	15,4253	15,4342	15,4405	15,4183	0,0221

Figura 6.8 apresenta graficamente os dados da Tabela 6.10.

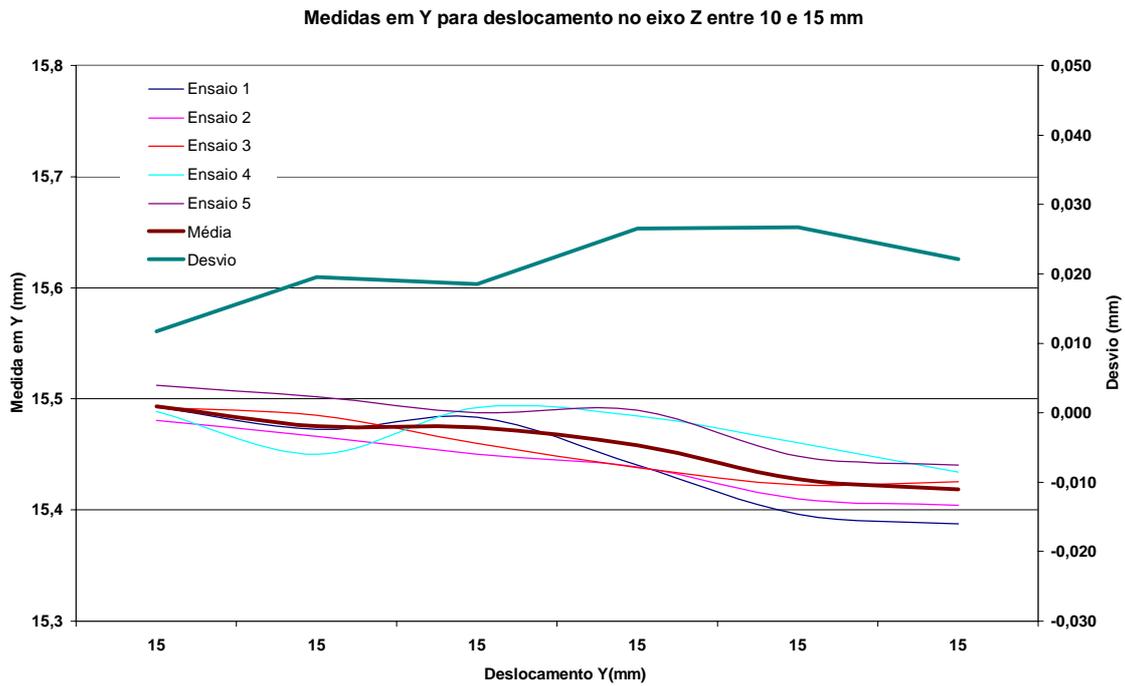


Figura 6.8 - Valores de $Y=15\text{mm}$ em função do deslocamento no eixo Z entre 10 e 15 mm e $X=15\text{mm}$.

A Tabela 6.11 apresenta o resultado dos deslocamentos no eixo Z nos 5 ensaios realizados para $X=Y=15\text{mm}$.

Tabela 6.11- Valores de deslocamentos no eixo Z entre 10 e 15 mm com $X=Y=15\text{mm}$

Z(mm)	Ensaio 1 (mm)	Ensaio 2 (mm)	Ensaio 3 (mm)	Ensaio 4 (mm)	Ensaio 5 (mm)	Média (mm)	Desvio (mm)
10,0000	10,1674	10,1581	10,2639	10,2493	10,1644	10,2006	0,0515
11,0000	11,1564	11,1502	11,2167	11,1863	11,1596	11,1738	0,0277
12,0000	12,1803	12,1313	12,1639	12,1048	12,1339	12,1429	0,0296
13,0000	13,1433	13,1332	13,1190	13,1122	13,1469	13,1309	0,0151
14,0000	14,0808	14,1133	14,0403	14,1123	14,1203	14,0934	0,0334
15,0000	15,0488	15,1394	15,0067	15,1131	15,1091	15,0834	0,0542

Figura 6.9 apresenta graficamente os dados da Tabela 6.11.

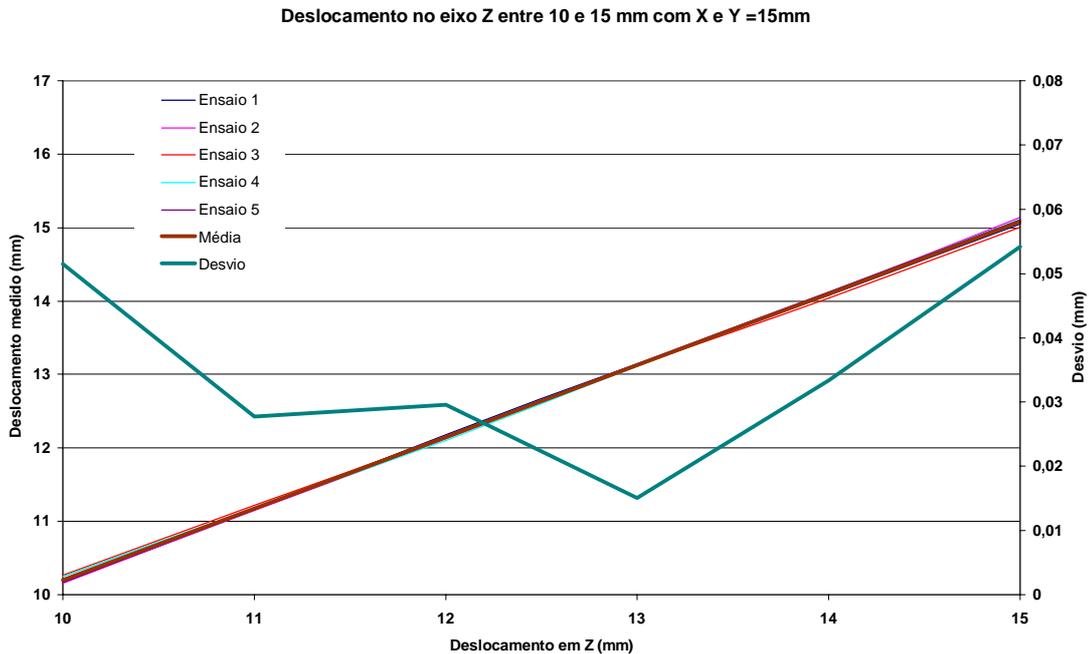


Figura 6.9 - Deslocamento no eixo Z entre 10 e 15 mm com X=Y=15mm.

A escolha dos valores apresentados para verificação da repetibilidade das medidas – entre 10 e 15mm – foi feita por representarem o centro do paralelepípedo formado pelo deslocamento do magneto nas três direções, e traçando um paralelo com o caso real, ou seja, o imã colocado no dente incisivo do paciente, as variações no plano sagital (esquerdo-direito) e orbital (anterior-posterior) seriam em torno desses valores.

6.2.6 - AJUSTE DE ZERO (ZERO DRIFT)

Interferências e/ou modificações na entrada podem afetar a curva de calibração estática do instrumento de diversas maneiras. O “zero drift” ocorre quando todos os valores de saída aumentam ou diminuem de um mesmo valor absoluto, porém a inclinação da curva de sensibilidade não é alterada. Os fatores que podem causar o “zero drift” são: desalinhamento na montagem e/ou construção do equipamento, variações na temperatura ambiente, histerese, vibrações, choques e sensibilidade à forças de natureza indesejadas.

Nos ensaios realizados pode-se constatar que a calibração deve ser feita em intervalos de tempos pequenos, o que significa que à a alta sensibilidade do sensor quanto à variação de temperatura e também devido a pequenos choques (vibrações) na mesa onde está fixado o equipamento. No Apêndice II, as Figuras 2.18a e 2.19a fornecidas pela Philips fabricante dos sensores, confirmam

esta afirmação: a sensibilidade do sensor cai com o acréscimo da temperatura. A razão para tal fato é complexa e está relacionada com a estrutura da banda de energia das tiras de .

É importante salientar que mesmo que a calibração não esteja perfeitamente atualizada, é possível identificar o deslocamento, isto é, quando o móvel se desloca de uma determinada posição à outra é possível identificar de quanto foi esse deslocamento, porém não se pode determinar com precisão a posição exata do móvel, o que não é relevante para o objetivo do trabalho em questão. As Tabelas 6.3 a 6.10 apresentam os resultados obtidos e comprovam esta questão.

Para a obtenção das Tabelas 6.3 a 6.10 foi utilizada a matriz de calibração obtida em maio de 2002, e os 5 ensaios, apresentados nas Tabelas foram realizados em julho de 2002.

Como exemplo pode-se tomar o deslocamento no eixo X (Tabela 6.3), onde se realizou um deslocamento entre o ponto (10,15,15mm) definido no parafuso micrométrico, até o ponto (15,15,15), ou seja um deslocamento de 5mm realizado de 1 em 1mm com os parafusos nos eixos Y e Z constantes e iguais a 15mm.

Pode-se observar neste exemplo, que o valor médio estimado para a posição X=10mm, foi de 10,6431mm, ou seja uma diferença de 0,6mm, que pode ser considerado um erro grosseiro de medição, mas quando se verifica o deslocamento realizado pelo parafuso, observa-se que este valor cai para 0,09 mm, observado entre a posição X=13 e X=14mm, respectivamente $X_{est}=13,8666$ e $X_{est}=14,9630$. Entre os outros pontos essa diferença cai para 0,07 e 0,06mm.

Em relação ao movimento na direção do eixo Y, ao se estimar o valor para o ponto (15,10,15), obteve-se (15,8090; 10,3790; 15,1194), porém ao se realizar o deslocamento na direção do eixo Y, entre 10 e 15mm, a maior diferença encontrada foi de -0,02mm entre os pontos Y=10 e Y=11mm.

Para o movimento na direção do eixo Z, a maior diferença encontrada foi de 0,03mm entre os pontos onde Z=13 e Z=14mm, definidos no parafuso micrométrico. Pode-se observar que a variação da estimativa para o eixo Z para essa matriz de calibração utilizada, foi menor do que para o eixo X, e um pouco maior do que o eixo Y (0,01mm), mas de qualquer forma, as diferenças nos deslocamentos nos três eixos foram da ordem de centésimos de milímetros.

Através das diferenças obtidas em cada direção é possível determinar a imprecisão das medidas em 3D. Pela teoria de cálculo de erros de medidas obtém-se a imprecisão em 3D através da raiz

quadrada da soma dos quadrados das diferenças em cada direção. A maior diferença obtida em X foi de 0,09mm, em Y foi de -0,02mm e em Z de 0,03mm, obtendo-se o valor total 0,0969mm, o que representa um resultado adequado as necessidades do projeto em questão.

6.2.7 - AJUSTE DA SENSIBILIDADE

Quando a inclinação da curva de calibração se altera como resultado de uma interferência e/ou de uma modificação na entrada, um desvio nos resultados pode ser observado. Este desvio causa um erro que é proporcional à magnitude da entrada, podendo ser crescente ou decrescente. O desvio na sensibilidade pode ser originado através de tolerâncias consideradas na confecção do instrumento, variações na fonte de alimentação, não-linearidades e variações na temperatura e pressão no ambiente. Um exemplo de desvios na sensibilidade pode ser observado no ganho de tensão de um eletrocardiógrafo quando há flutuações na fonte de alimentação do mesmo ou variações na temperatura ambiente onde estão sendo realizadas as medidas.

O sensor magnetoresistivo utilizado apresenta duas posições estáveis devido à magnetização interna do permalloy. Se o sensor for submetido a um campo magnético intenso (mínimo de $3\text{kA/m} \cong 37,5\text{G}$) que se oponha ao alinhamento do campo interno, a magnetização pode inverter de posição e o sensor pode “flippar” e começa a operar na outra faixa de operação estável. Teve-se o cuidado durante todo o trabalho, de evitar o contato de campos magnéticos distintos ficarem em contato com o sensor, de forma a evitar este problema. Como se trabalha com uma matriz de calibração, não é necessária a identificação de qual faixa de operação se está trabalhando, ou seja, para alguns sensores, à medida que o ímã se aproxima, o campo magnético se torna maior, o valor de tensão na saída do sensor aumenta, mas para outros, na mesma situação, o valor de tensão diminui, isto é, os sensores estão trabalhando em posições estáveis distintas um do outro, o que para o problema em questão, não altera em nada o resultado.

O sensor KMZ10B utilizado apresenta uma variação na resistência da ponte com a temperatura, conforme mostrado na Figura 6.10, devido aos resistores da ponte serem dependentes da temperatura. Isto explica o fato dos resultados da calibração não terem um período longo de validação, pois os ensaios foram feitos todos numa sala de trabalho da PUCRS, sem o mínimo controle de temperatura e umidade do ar.

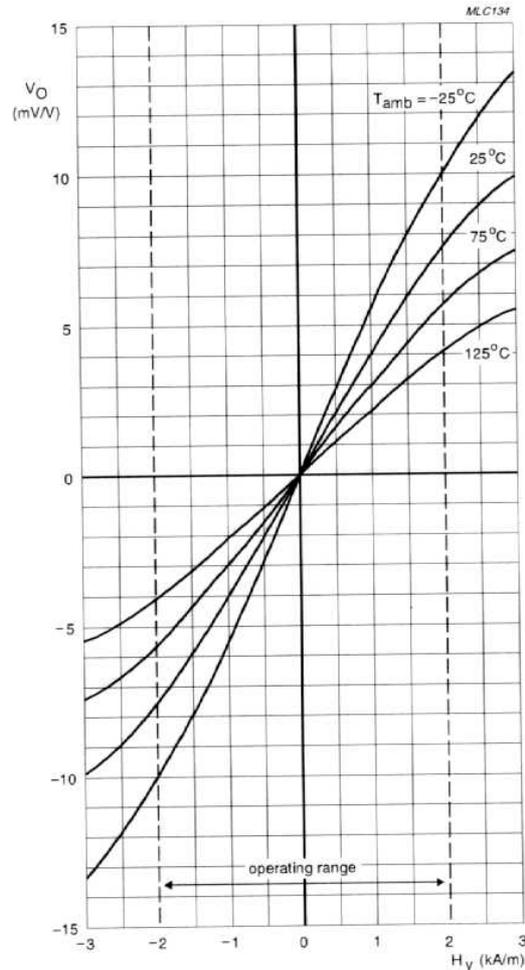


Figura 6.10 - Variação da sensibilidade do sensor KMZ10B com a temperatura.

Para o trabalho em questão, o ajuste da sensibilidade pode ser feito através da colocação do sensor em um campo magnético (maior que 3kA/m) por um período de tempo que pode ser de 1 minuto a 3 minutos, que o mesmo altera a posição das tiras de permalloy que possui internamente, alterando a sua resistência interna e conseqüentemente o valor da tensão de saída. Esta afirmação se baseia no fato de que durante o processo de construção do equipamento, esta experiência foi realizada (sensor a sensor), com o objetivo de deixar todos os sensores operando numa faixa compatível com os valores da placa de aquisição de dados (62,5V), quando os mesmos estivessem submetidos a um mesmo afastamento linear

Uma outra maneira de ajustar a sensibilidade do equipamento, é variar o ganho na saída do amplificador, o que pode ser feito variando-se o valor da resistência, entre o pino 1 e pino 8 do amplificador operacional utilizado.

6.2.8 - LINEARIDADE

Um sistema é linear se apresenta a propriedade tal que se y_1 é resposta de x_1 , e y_2 é resposta de x_2 , então $y_1 + y_2$ é a resposta de $x_1 + x_2$, e Ky_1 é a resposta de Kx_1 . Estas condições são satisfeitas para instrumentos que apresentam a sua curva de calibração uma linha reta.

Na prática nenhum instrumento tem uma resposta perfeitamente linear, portanto é necessário adotar ajustes utilizando os mínimos quadrados como $\pm A\%$ do valor lido ou $\pm B\%$ do valor de fundo de escala. Para medidas em escala grande, o percentual do valor lido é o mais indicado, por ser a maioria dos erros proporcionais a leitura. Para leituras próximas do zero, no entanto, porcentagens do fundo de escala são mais confiáveis devido à dificuldade de se estimar os desvios dos valores medidos próximos de zero.

Para a quantificação da confiabilidade do equipamento e da quantificação do ruído, a metodologia adotada foi de se tomar um ponto fixo e se realizar 5 aquisições subsequentes deste ponto, anotando-se os valores da tensão mínima, da tensão média, e da tensão máxima de saída para cada sensor.

Para cada aquisição realizada, calculavam-se os valores das coordenadas (X,Y,Z) para o ponto, e se comparava- o valor médio estimado com o valor definido no parafuso micrométrico, determinando-se então, o erro de medida obtido.

O ponto escolhido para exemplificar, foi o ponto de coordenadas X=15mm, Y=20 mm e Z=20mm, ou seja (15,20,20).

As Tabelas 6.12 a 6.16 mostram os resultados obtidos nas 5 aquisições realizadas.

Primeira aquisição:

Tabela 6.12 – Valores de tensão para a posição (15,20,20) mm – 1ª aquisição

Sensores	V _{mín} (V)	V _{méd} (V)	V _{máx} (V)	Ruído (V)	Ruído (%)
S1	-1,3276	-1,3251	-1,3228	±0,0024	0,18
S2	0,5303	0,5314	0,5339	±0,0018	0,33
S3	-0,8821	-0,8799	-0,8772	±0,0024	0,27
S4	0,3899	0,3916	0,3948	±0,0024	0,62
S5	1,3970	1,3997	1,4018	±0,0024	0,17
S6	-0,0142	-0,0117	-0,0093	±0,0024	20,9
S7	0,5754	0,5775	0,5791	±0,0018	0,32
S8	0,9416	0,9441	09465	±0,0024	0,25

Tabela 6.13 – Valores calculados para (X,Y,Z) - 1ª aquisição

Valor	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
Parafuso	15	20	20
Mínimo	15,3149	20,3055	19,9905
Médio	15,3539	20,3164	20,0412
Máximo	15,3768	20,3280	20,0917
Imprecisão (mm)	0,3539	0,3164	0,0412
Imprecisão (%)	2,35%	1,58%	0,20%

As imprecisões definidas na Tabela 6.13 foram calculadas considerando a posição do parafuso micrométrico como valor de referência.

Segunda aquisição

Tabela 6.14 – Valores de tensão para a posição (15,20,20) mm – 2ª aquisição

Sensores	V _{mín} (V)	V _{méd} (V)	V _{máx} (V)	Ruído (V)	Ruído (%)
S1	-1,3008	-1,2994	-1,2971	±0,0018	0,14
S2	0,5278	0,5291	0,5315	±0,0018	0,34
S3	-0,8565	-0,8545	-0,8516	±0,0024	0,28
S4	0,4070	0,4085	0,4106	±0,0018	0,44
S5	1,4055	1,4075	1,4104	±0,0024	0,17
S6	0,0176	0,0190	0,0212	±0,0018	9,47
S7	0,5937	0,5949	0,5974	±0,0018	0,31
S8	0,9758	0,9772	0,9795	±0,0018	0,18

Tabela 6.15 – Valores calculados para (X,Y,Z) - 2ª aquisição

Valor	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
Parafuso	15	20	20
Mínimo	15,0932	20,1652	20,6067
Médio	15,1243	20,1769	20,6604
Máximo	15,1471	20,1886	20,7056
Imprecisão (mm)	0,1243	0,1769	0,6067
Imprecisão (%)	0,82%	0,88%	3,03%

Terceira aquisição

Tabela 6.16– Valores de tensão para a posição (15,20,20) mm – 3ª aquisição

Sensores	V _{mín} (V)	V _{méd} (V)	V _{máx} (V)	Ruído (V)	Ruído (%)
S1	-1,2922	-1,2904	-1,2874	±0,0024	0,18
S2	0,5278	0,5297	0,5327	±0,0024	0,46
S3	-0,8467	-0,8453	-0,8430	±0,00184	0,21
S4	0,4119	0,4136	0,4167	±0,0024	0,58
S5	1,4079	1,4100	1,4128	±0,0024	0,17
S6	0,0237	0,0250	-0,0273	±0,0018	7,20
S7	0,5986	0,6002	0,6023	±0,0018	0,30
S8	0,9807	0,9821	0,9844	±0,0018	0,18

Tabela 6.17 – Valores calculados para (X,Y,Z) - 3ª aquisição

Valor	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
Parafuso	15	20	20
Mínimo	15,0355	20,0859	20,5953
Médio	15,0686	20,1007	20,6414
Máximo	15,0904	20,1133	20,6974
Imprecisão (mm)	0,0686	0,1007	0,6414
Imprecisão (%)	0,45%	0,50%	3,20%

Quarta aquisição

Tabela 6.18 – Valores de tensão para a posição (15,20,20) mm – 4ª aquisição

Sensores	V _{mín} (V)	V _{méd} (V)	V _{máx} (V)	Ruído (V)	Ruído (%)
S1	-1,28373	-1,2813	-1,2788	±0,0024	0,19
S2	0,5303	0,5322	0,5351	±0,0024	0,45
S3	-0,8381	-0,8363	-0,8333	±0,0024	0,28
S4	0,4192	0,4205	0,4228	±0,0018	0,42
S5	1,4104	1,4123	1,4153	±0,0024	0,17
S6	0,0237	0,0259	0,0286	±0,0024	9,45
S7	0,6047	0,6059	0,6084	±0,0018	0,30
S8	0,9697	0,9722	0,9746	±0,0024	0,25

Tabela 6.19 – Valores calculados para (X,Y,Z) - 4ª aquisição

Valor	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
Parafuso	15	20	20
Mínimo	15,0132	19,9656	20,3366
Médio	15,0411	19,9765	20,3807
Máximo	15,0605	19,9881	20,4204
Imprecisão (mm)	0,0411	-0,0235	0,3807
Imprecisão (%)	0,27%	-0,11%	1,90%

Quinta aquisição

Tabela 6.20 – Valores de tensão para a posição (15,20,20) mm – 5ª aquisição

Sensores	V _{mín} (V)	V _{méd} (V)	V _{máx} (V)	Ruído (V)	Ruído (%)
S1	-1,2764	-1,2742	-1,2703	±0,0030	0,23
S2	0,5303	0,5321	0,5351	±0,0024	0,45
S3	-0,8333	-0,8310	-0,8284	±0,0024	0,28
S4	0,4228	0,4251	0,4277	±0,0024	0,56
S5	1,4141	1,4156	1,4177	±0,0018	0,12
S6	0,0408	0,0424	0,0444	±0,0018	4,24
S7	0,6096	0,6115	0,6133	±0,0018	0,29
S8	0,9905	0,9926	0,9953	±0,0024	0,24

Tabela 6.21 – Valores calculados para (X,Y,Z) - 5ª aquisição

Valor	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
Parafuso	15	20	20
Mínimo	14,9303	19,9652	20,7707
Médio	14,9598	19,9765	20,8196
Máximo	14,9944	19,9881	20,8620
Imprecisão (mm)	-0,0402	-0,0235	0,8196
Imprecisão (%)	-0,26%	-0,11%	4,09%

A Tabela 6.22 apresenta os valores médios estimados para as coordenadas (X,Y,Z) nas 5 (cinco) aquisições realizadas e calcula a imprecisão média em função do valor do parafuso micrométrico.

Tabela 6.22 – Valores médios estimados nas 5 aquisições

Valor	$X_{\text{méd}}$ (mm)	$Y_{\text{méd}}$ (mm)	$Z_{\text{méd}}$ (mm)
Parafuso	15	20	20
1ª aquisição	15,3539	20,3164	20,0412
2ª aquisição	15,1243	20,1769	20,6604
3ª aquisição	15,0686	20,1007	20,6414
4ª aquisição	15,0411	19,9765	20,3807
5ª aquisição	14,9598	19,9765	20,8196
Média	15,1095	20,1094	20,5086
Imprecisão (mm)	0,1095	0,1094	0,5086
Imprecisão (%)	0,73%	0,54%	2,54%

A Figura 6.11 apresenta graficamente os resultados da Tabela 6.22, apresentando os valores definidos pelo parafuso micrométrico, os valores médios para as 5 aquisições, a média obtida nos 5 ensaios e o desvio padrão.

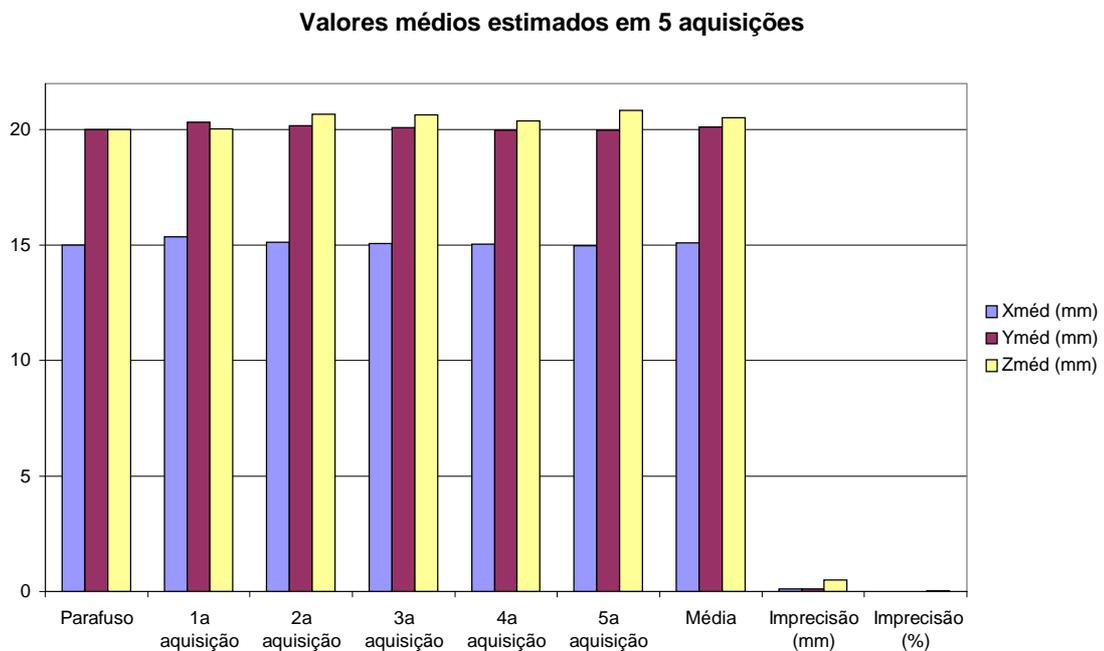


Figura 6.11 - Valores médios estimados em 5 aquisições.

Com os dados apresentados na Tabela 6.22, pode-se verificar que a imprecisão das medidas em 3D, é de 0,5316mm. Esta imprecisão se deve à tentativa de identificar as 3 coordenadas dos parafusos no espaço, porém o sistema foi projetado para medir deslocamentos e não para identificação de coordenadas com precisão de décimos de milímetros.

6.2.9 - LIMITES DE ENTRADA (INPUT RANGES)

A definição dos valores utilizados na entrada do circuito, define os valores a serem medidos. A alimentação dos sensores é fixa de $\pm 2,5V$, a qual, em função do imã utilizado para sensibilizar o sensor, permite obter como sinal de saída uma tensão que varia entre $\pm 2,5V$, dentro de uma varredura de 25X25X25mm,sendo que a posição mais distante entre qualquer um dos sensores e o imã é de 361 mm.

Para excitação do circuito foi utilizado para um imã de forma cilíndrica de Neodímio-Ferro-Boro com cobertura de Níquel que apresenta remanência magnética(Br) de 11.000 Gauss (1,1T), coercividade intrínseca (Hc) de cerca de 15.000 Oersted e Produto de Energia (Bhmáx)42MGOe e temperatura de trabalho máxima recomendada 80°C, que tem 11mm de diâmetro e 5mm de comprimento.

6.2.10 - IMPEDÂNCIA DE ENTRADA

O conceito para impedância de entrada se deve ao fato de vários instrumentos e sensores biomédicos converterem sinais não elétricos em quantidades elétricas como valores de corrente e tensão, com a finalidade de avaliar o grau de interferência do instrumento no valor que está sendo efetivamente medido. Para qualquer entrada X_{d1} que se deseja medir, há implicitamente, uma outra X_{d2} tal que o produto de $X_{d1} X_{d2}$ tenha a dimensão desta grandeza. Este produto representa a taxa (grau) instantânea para a qual a energia é transferida através da interface tecido-sensor. A impedância de entrada Z_x é a razão entre o fasor equivalente do esforço da variável de entrada senoidal em regime contínuo (tensão, força, pressão) pelo fasor equivalente do fluxo senoidal em regime contínuo (corrente, velocidade, fluxo).

$$Z_x = \frac{X_{d1}}{X_{d2}} \quad (6.1)$$

A grandeza P é a taxa de tempo da transferência de energia do meio medido.

$$P = X_{d1} \cdot X_{d2} = \frac{X_{d1}^2}{Z_x} = Z_x \cdot X_{d2}^2 \quad (6.2)$$

Para o projeto em questão, não há necessidade de se preocupar com a impedância de entrada, pois as medidas são feitas totalmente sem contato entre o paciente e o equipamento.

6.3 - CONCLUSÃO

Do exposto pode-se dizer que o protótipo apresenta resultados satisfatórios em relação aos objetivos propostos.

A utilização de matrizes de calibração atualizadas melhoram o desempenho do sistema quando se deseja determinar as coordenadas do ponto no espaço. Porém o que ficou determinado pelos ensaios realizados, é o fato, de que mesmo utilizando-se matrizes de calibração não-atualizadas, os valores obtidos na determinação de pequenos deslocamentos, a precisão é bastante boa.

Pelos dados contidos Tabela 6.22 foi determinada a imprecisão na determinação das coordenadas no espaço do ponto (15;20;20)mm, sendo que o valor obtido foi de 0,5316mm, o que representa um valor bastante diferente do valor obtido para o deslocamento, o que confirma a afirmativa, de que o instrumento serve para medir deslocamentos com uma precisão de décimos de milímetros, e que para determinação de posição, a precisão obtida é menor.

No capítulo VII serão apresentados diversos exemplos mostrando diferentes tipos de deslocamentos, com a finalidade de avaliar de forma mais ampla, o comportamento do sistema.

CAPÍTULO VII

RESULTADOS OBTIDOS

7.1 - INTRODUÇÃO

Neste capítulo serão apresentados alguns exemplos obtidos durante a realização deste trabalho, utilizando para tanto matrizes de calibração compostas de 216 elementos.

A apresentação dos dados será feita de uma forma sistemática, apresentando inicialmente um ponto fixo, o qual foi adequadamente identificado pelo sistema, depois será mostrado o deslocamento somente na direção X, logo após o deslocamento somente na direção Y e depois um deslocamento na direção Z. A partir daí serão apresentados deslocamentos nas duas direções, XY, XZ e YZ, finalizando com deslocamentos nas 3 direções.

Os resultados foram resumidos através de tabelas, nas quais a primeira coluna discrimina os eixos, a segunda coluna representa a posição definida nos parafusos micrométricos no início da aquisição e no final da aquisição; sendo que quando houver apenas um valor significa que não houve deslocamento no respectivo eixo. A terceira coluna representa a média dos dez primeiros valores calculados na aquisição e a quarta coluna, a média dos dez últimos valores calculados através da aquisição. A quinta coluna representa o deslocamento calculado, ou seja a diferença entre o valor final e o valor inicial calculados pelo software; e a sexta e última coluna mostram a diferença entre o deslocamento calculado e o deslocamento definido pelos parafusos, que representa a imprecisão da medida em cada direção. A raiz quadrada da soma dos quadrados das imprecisões em cada direção, é a imprecisão em 3D.

A apresentação gráfica dos resultados foi sistematizada através de cores distintas para cada caso. Nos gráficos de deslocamento em função do tempo foi utilizada a cor azul para o deslocamento no eixo X, a cor vermelha para o deslocamento no eixo Y e a cor verde para o deslocamento no eixo Z. Nos gráficos em 3D, foi utilizada a cor azul, para deslocamentos somente do eixo X, a cor vermelha, para deslocamentos somente no eixo Y e a cor verde, somente para deslocamentos no eixo Z; para deslocamentos em 2 eixos (X-Y, X-Z e Y-Z) foi utilizada a cor magenta, e para deslocamentos nos 3 eixos, foi utilizada a cor amarelo-ouro.

Os dados obtidos foram gravados em arquivos, os quais receberam denominação, que de alguma forma, permitem identificar a data segundo a qual, os testes foram realizados e os mesmos estão disponíveis em disquete ou CD. Serão apresentados, para cada conjunto de dados, apenas os

dados relevantes, devido a quantidade de elementos ser muito grande (1.000 ou 2.000 pontos, dependendo da aquisição realizada) e também através de gráficos em 3D.

7.2 - RESULTADOS OBTIDOS

7.2.1 - PONTO FIXO

Neste exemplo definiu-se no parafuso micrométrico a posição desejada, e para tanto se optou pelo ponto com coordenadas X=12mm, Y=16mm e Z=18mm. Os valores obtidos neste ensaio podem ser vistos na Tabela 7.1

Tabela 7.1 – Ponto fixo.

Eixo	Parafuso (mm)	Valor inicial (mm)	Valor final (mm)	Deslocamento(mm)	Imprecisão(mm)
X	12	12,0477	12,0493	0,0016	0,0016
Y	16	16,0431	16,0422	-0,0009	0,0009
Z	18	18,2284	18,2408	0,0124	0,0124

A imprecisão em 3D para este ensaio é de 0,0125mm

As Figuras 7.1 a 7.6, representam de forma gráfica este ensaio.

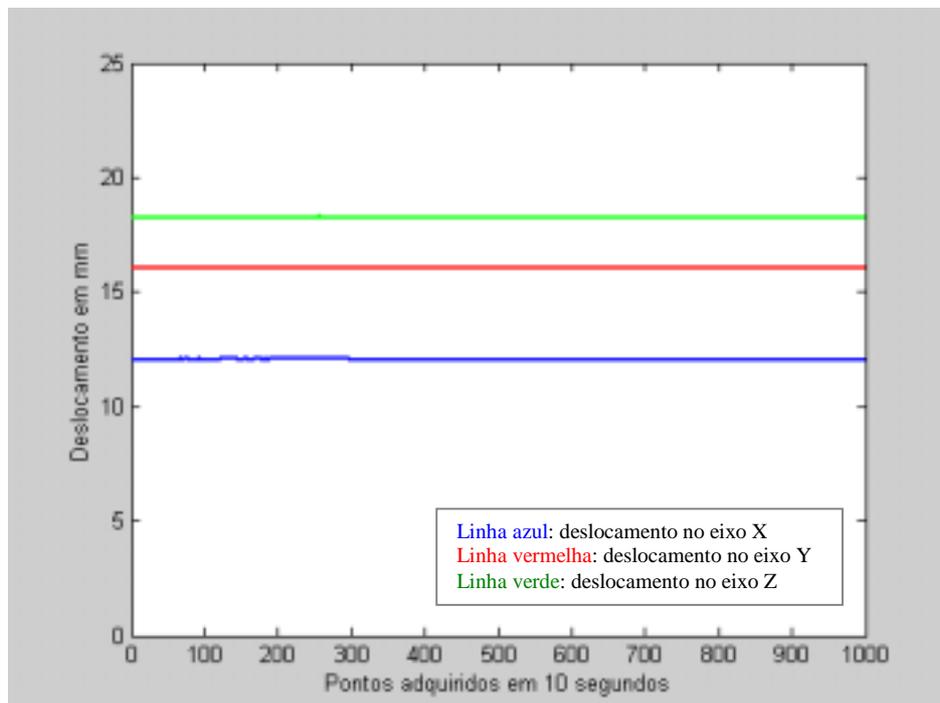


Figura 7.1 - Deslocamento do magneto na direção X Y Z em função do tempo (Ponto fixo).

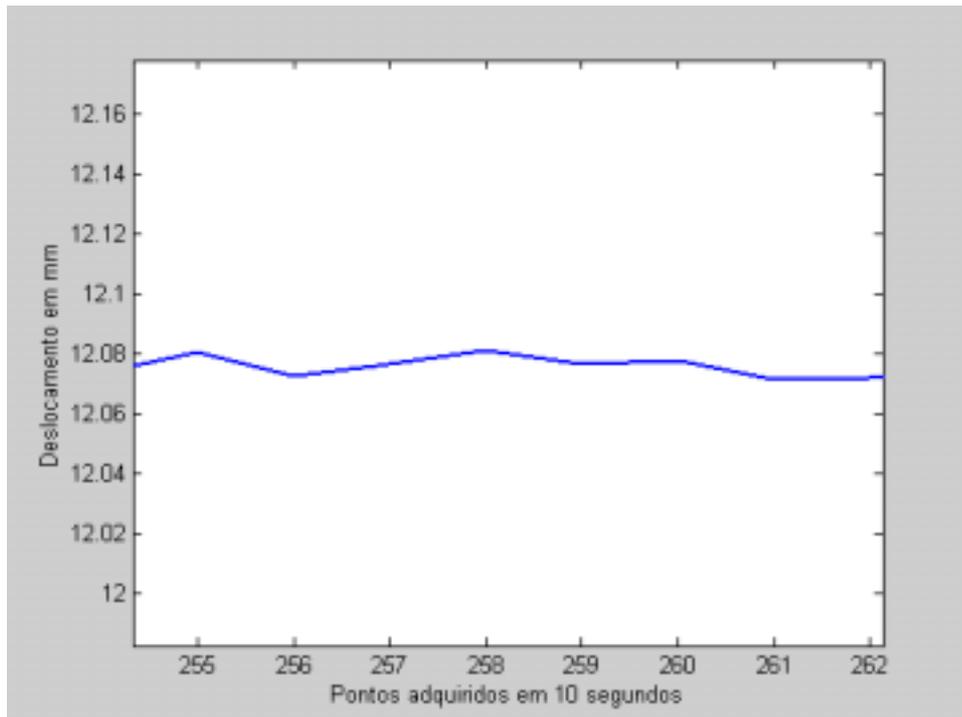


Figura 7.2 - Detalhe do ruído no deslocamento no eixo X.

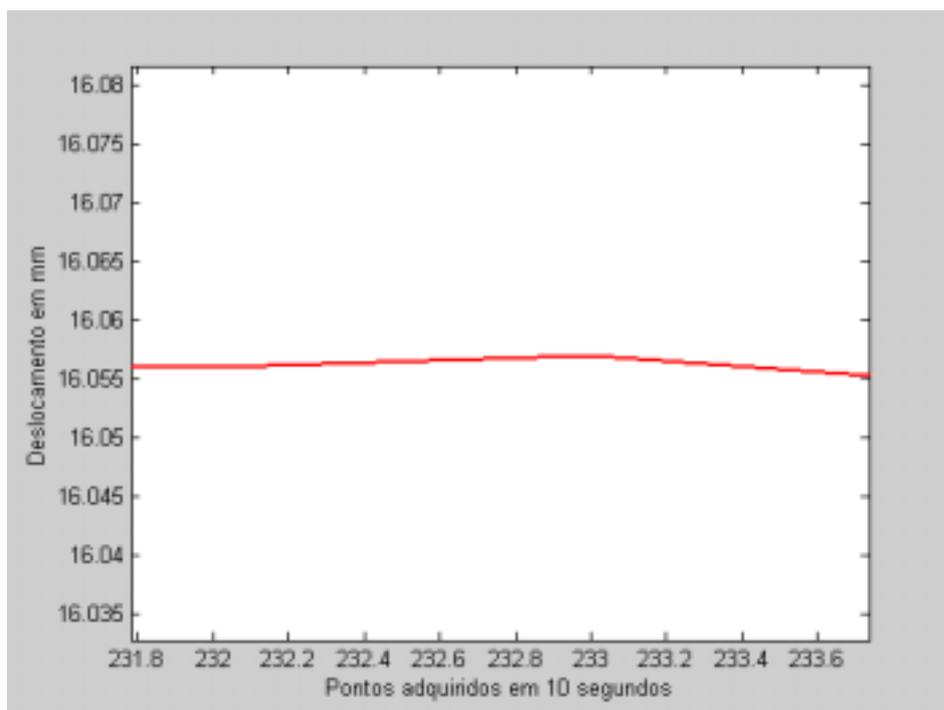


Figura 7.3 - Detalhe do ruído no deslocamento no eixo Y.

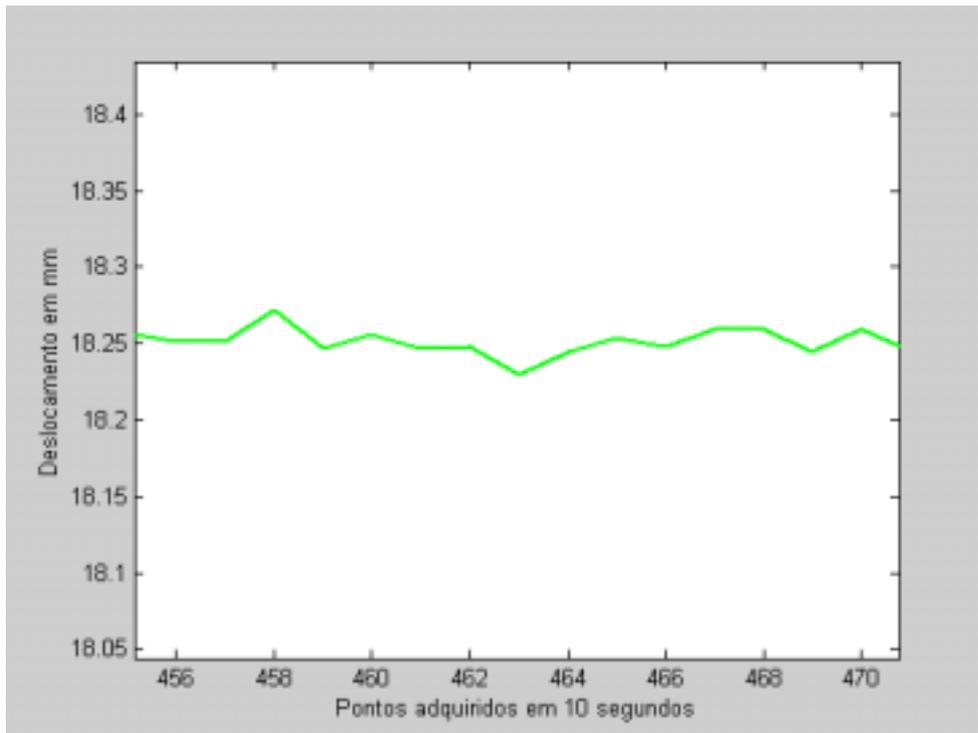


Figura 7.4 - Detalhe do ruído no deslocamento no eixo Z.

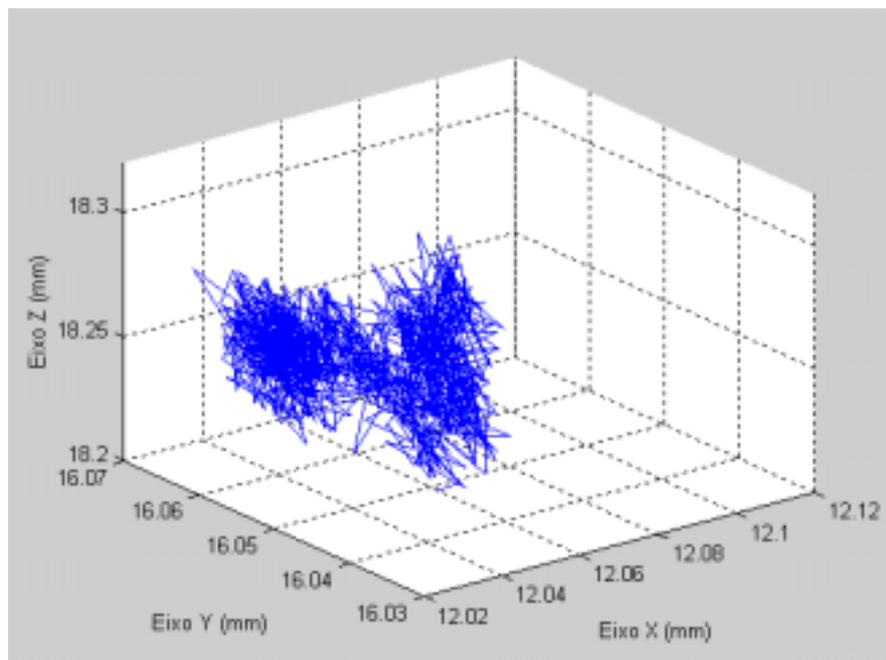


Figura 7.5 - Ponto fixo – escala ampliada.

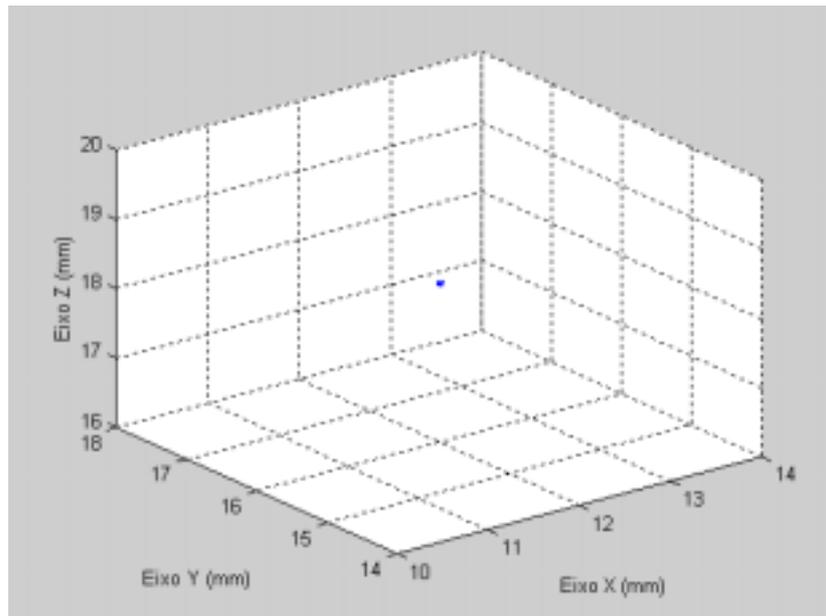


Figura 7.6 - Ponto fixo.

7.2.2 - DESLOCAMENTO NA DIREÇÃO X

O deslocamento na direção X foi feito movimentando-se o parafuso micrométrico entre o ponto 22 mm em direção ao ponto 0mm mantendo-se o parafuso na direção de Y (fixo) em 16mm, e o parafuso na direção Z (fixo) em 18mm.

O caminho percorrido pelo parafuso foi de 6,6mm, no tempo fixado para a aquisição que foi de 10 segundos. Os valores obtidos estão na Tabela 7.2.

Tabela 7.2 – Deslocamento no eixo X.

Eixo	Parafuso (mm)	Valor inicial (mm)	Valor final (mm)	Deslocamento(mm)	Imprecisão(mm)
X	22 ⇔ 15,4 (6,6)	22,1907	15,6502	-6,5405	-0,0595
Y	16	16,0250	16,0573	0,0323	0,0323
Z	18	16,4393	16,3649	-0,0744	-0,0744

A imprecisão, considerando o deslocamento nas três direções, é de 0,10mm.

A Figura 7.7 mostra o deslocamento nas três direções no tempo; e as Figura 7.8 e 7.9 apresentam o deslocamento no espaço variando apenas os limites dos eixos.

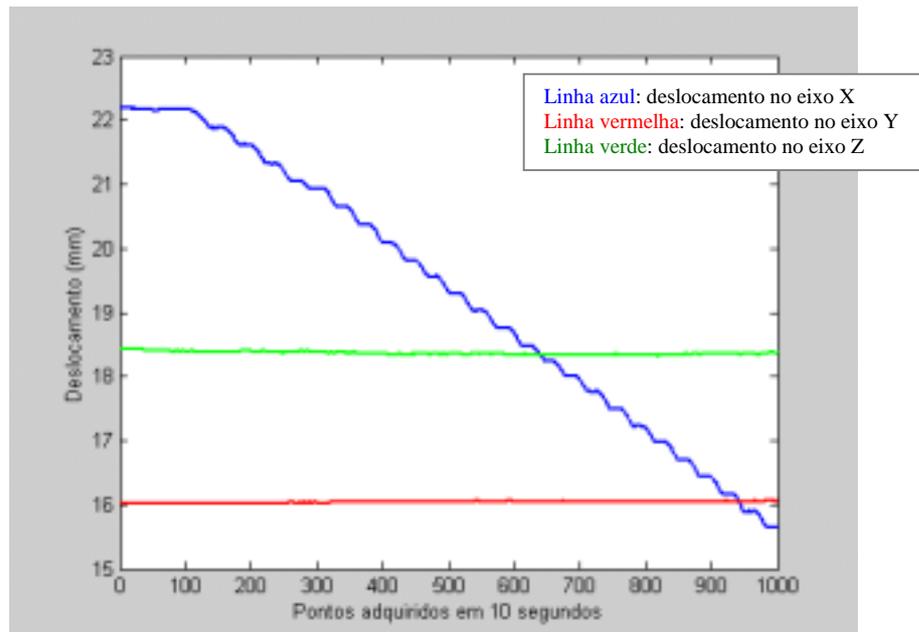


Figura 7.7 - Deslocamento do magneto na direção X em função do tempo.

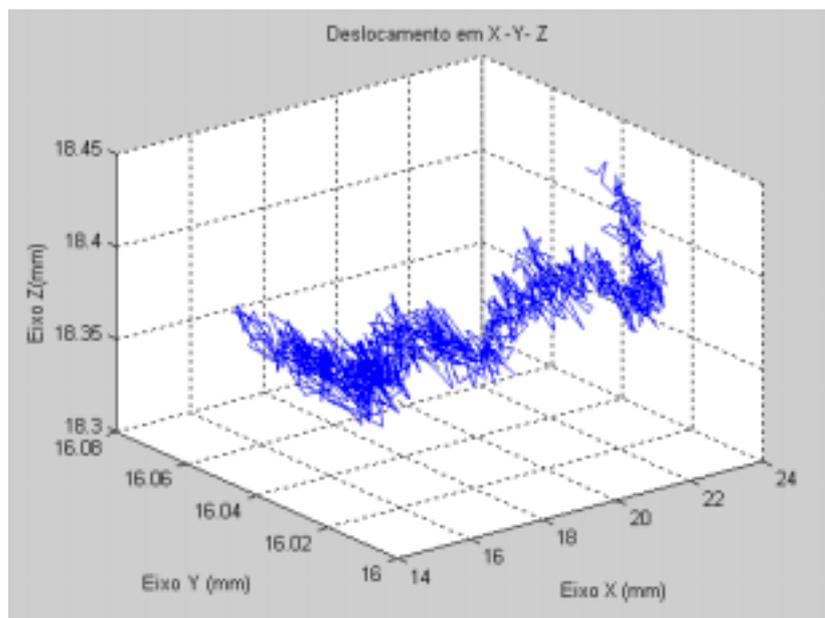


Figura 7.8 - Deslocamento na direção X em 3D - escala ampliada.

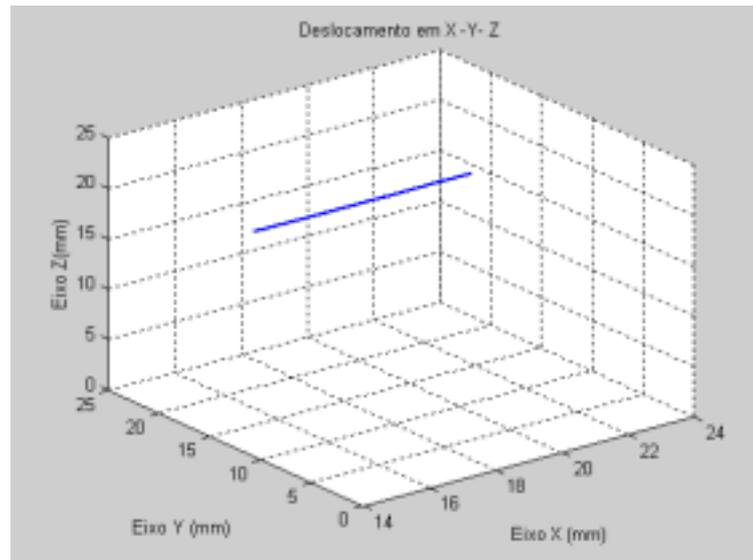


Figura 7.9 - Deslocamento na direção X em 3D.

7.2.3 - DESLOCAMENTO NA DIREÇÃO Y

O deslocamento na direção Y foi feito movimentando-se o parafuso micrométrico entre o ponto 20 mm em direção ao ponto 0mm, mantendo-se o parafuso na direção de X (fixo) em 15mm, e o parafuso na direção Z (fixo) em 18mm.

No final da aquisição, o valor lido no parafuso foi de 15,3mm, pois foi feita movimentação do parafuso manualmente no tempo de 10 segundos.

Os valores obtidos neste ensaio podem ser vistos na Tabela 7.3.

Tabela 7.3 – Deslocamento no eixo Y.

Eixo	Parafuso (mm)	Valor inicial (mm)	Valor final (mm)	Deslocamento(mm)	Imprecisão(mm)
X	15	15,0128	14,9401	-0,0727	-0,0727
Y	20 \Rightarrow 15,3 (4,7)	20,0002	15,4296	-4,5706	-0,1294
Z	18	18,2658	18,0809	-0,1849	-0,1849

A imprecisão total para este ensaio, considerando as três direções é de 0,23 mm.

A Figuras 7.10 a 7.12 ilustram o resultado deste ensaio.

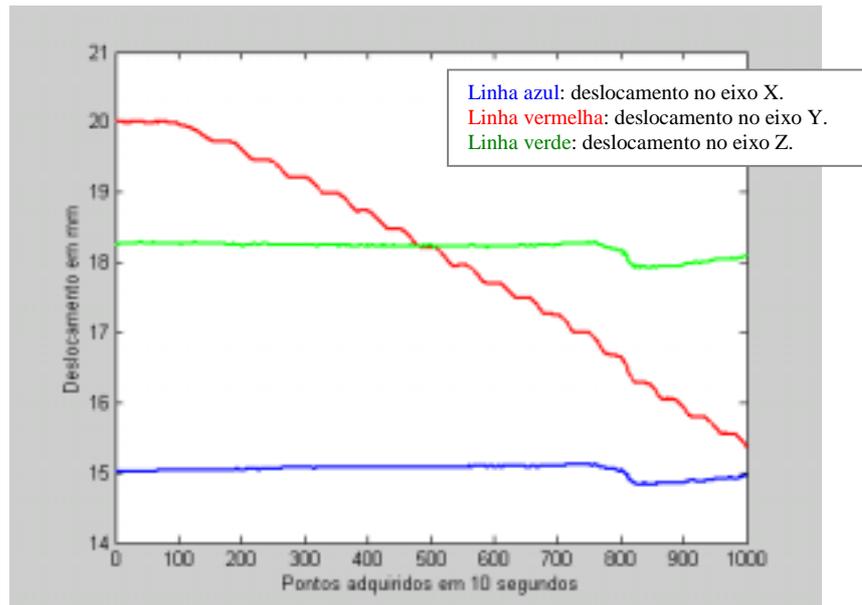


Figura 7.10 - Deslocamento do magneto na direção Y em função do tempo.

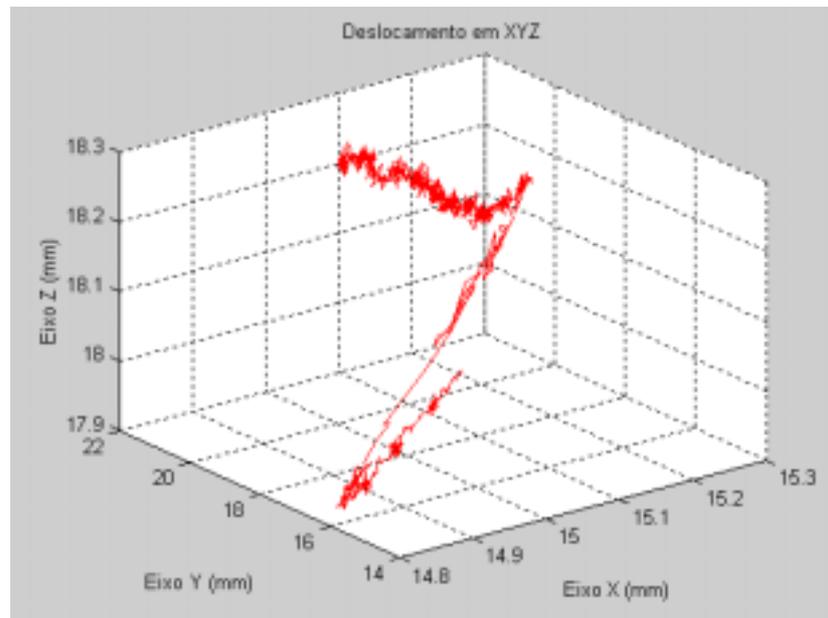


Figura 7.11 - Deslocamento na direção Y em 3D.

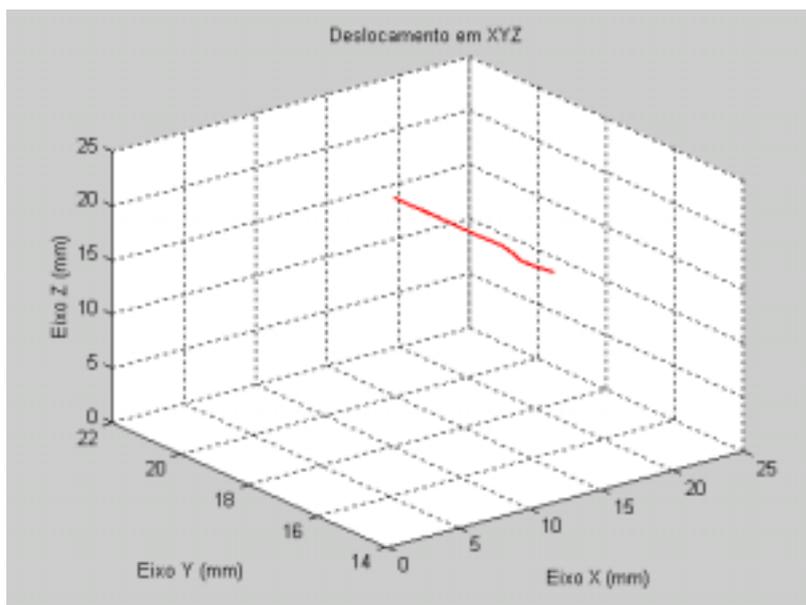


Figura 7.12 - Deslocamento na direção Y em 3D.

7.2.4 - DESLOCAMENTO NA DIREÇÃO Z

O deslocamento na direção Z foi feito movimentando-se o parafuso micrométrico entre o ponto 18 mm em direção ao ponto 0mm, mantendo-se o parafuso na direção de X (fixo) em 15mm, e o parafuso na direção Y (fixo) em 20mm.

O parafuso no eixo Z variou entre 18mm e 14mm, percorrendo, portanto 4mm no tempo fixado para a aquisição de 10 segundos.

Os valores calculados pelo software podem ser vistos na Tabela 7.4 A Figura 7.13 mostra o deslocamento na direção X em traço azul, o deslocamento na direção Y em traço vermelho e o deslocamento na direção Z em verde.

Tabela 7.4 – Deslocamento no eixo Z.

Eixo	Parafuso (mm)	Valor inicial (mm)	Valor final (mm)	Deslocamento(mm)	Imprecisão(mm)
X	15	15,0060	15,0949	0,0088	0,0088
Y	20	19,9776	20,0047	0,0281	0,0281
Z	18 ⇒ 14 (4)	18,4746	14,1342	-4,3404	0,3404

A imprecisão deste resultado foi de 0,34mm.

As Figuras 7.13, 7.14 e 7.15 apresentam graficamente este deslocamento.

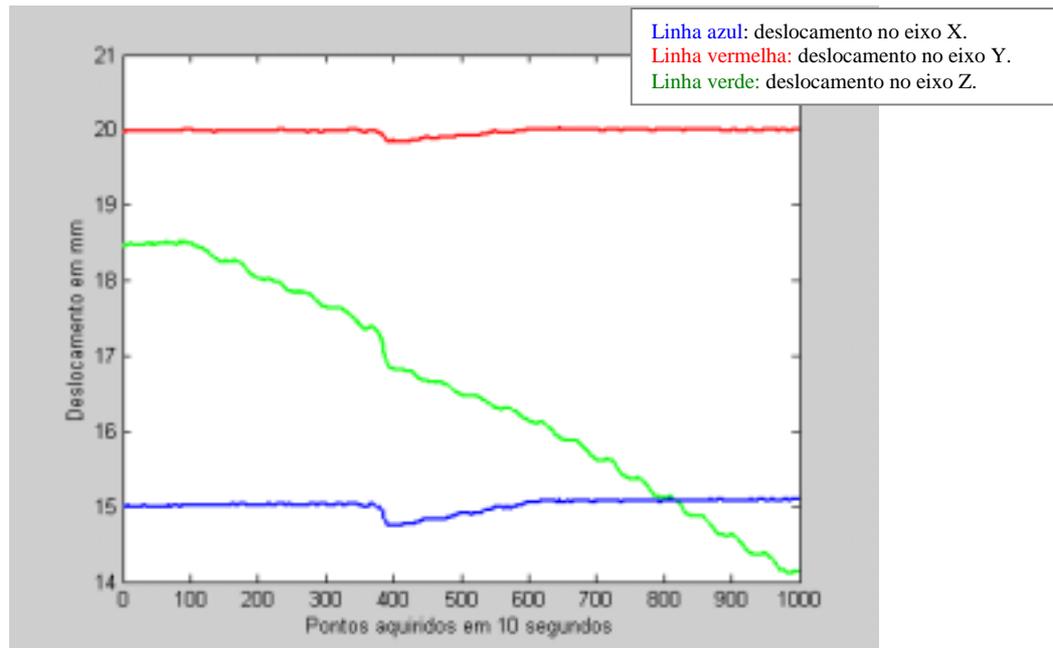


Figura 7.13 - Deslocamento do magneto na direção Z em função do tempo.

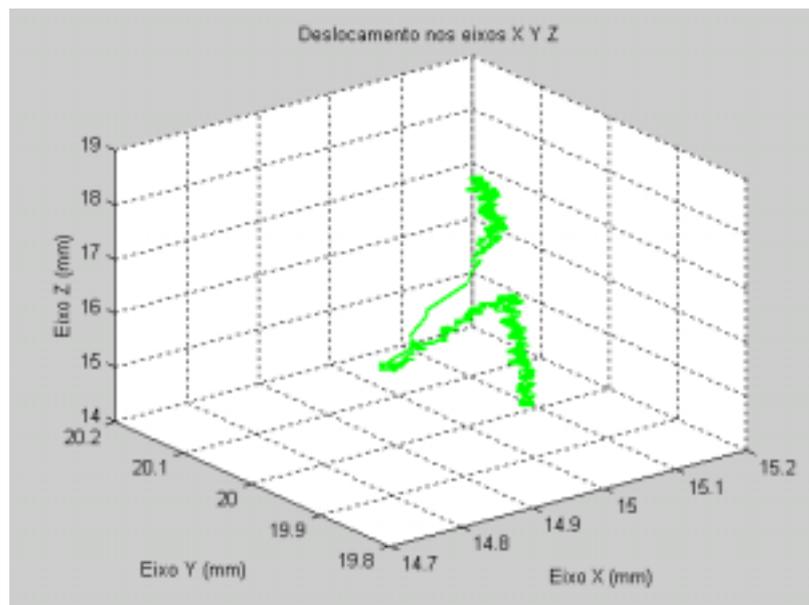


Figura 7.14 - Deslocamento na direção Z em 3D.

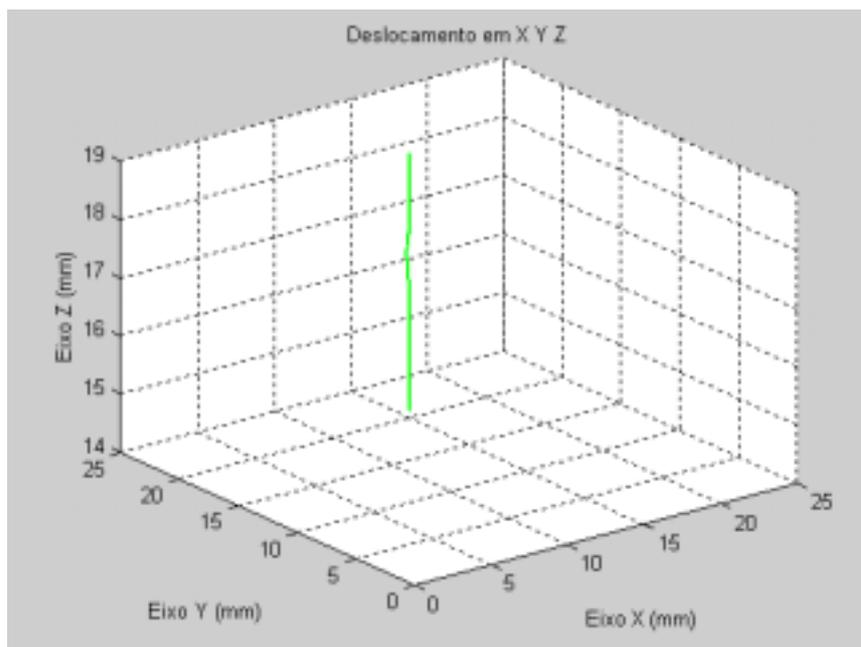


Figura 7.15 - Deslocamento na direção Z em 3D.

A Figura 7.14 apresenta, em detalhes o ruído do sistema, sendo que a oscilação observada na figura deve-se a uma batida na superfície (mesa comum) onde estava disposto o equipamento. A Figura 7.15 é a mesma Figura 7.14, com os limites dos eixos X e Y modificados.

7.2.5 - DESLOCAMENTO EM DUAS DIREÇÕES (X – Y)

Neste exemplo foi utilizada a aquisição de 20.000 pontos, sendo que, a cada 10 pontos adquiridos, foi feita a média entre eles e se tomava este valor médio, como sendo o valor real medido. Isto pode ser feito porque a taxa de aquisição utilizada foi de 1.000 amostras por segundo o que garantia a total reprodução do movimento, dado que a máxima frequência que se pretende utilizar no trabalho é de 1Hz, ou seja 1 ciclo por segundo. A utilização da média dos últimos 10 pontos adquiridos foi uma forma de se minimizar os efeitos de ruídos no sistema

O movimento, para ilustrar este exemplo, iniciou pelo deslocamento do parafuso no eixo X, logo após parou-se este movimento e moveu-se o parafuso na direção Y, e em seguida foram movimentados simultaneamente os dois parafusos. Salienta-se que esta aquisição foi feita para ilustrar o comportamento do equipamento, não se preocupando em marcar o tempo de cada um dos movimentos, nem mesmo calcular as imprecisões das medidas.

A Tabela 7.6 mostra, resumidamente, os valores calculados.

Tabela 7.5 – Deslocamento nos eixos X e Y.

Eixo	Parafuso (mm)	Valor inicial (mm)	Valor final (mm)	Deslocamento(mm)	Imprecisão(mm)
X	15	15,1721	9,4300	5,7421	
Y	20	20,3718	16,3705	4,0013	
Z	15	14,9078	15,0301	0,1223	

A Figura 7.16 apresenta o deslocamento nas três direções no tempo; as Figuras 7.17, 7.18 e 7.19, apresentam, em detalhe, a variação do sinal (ruído) nos eixos X, Y e Z respectivamente, e a Figura 7.20 mostra o deslocamento em 3D.

Salienta-se que não foram calculadas as imprecisões das medidas, pois o movimento foi feito aleatoriamente e não se anotou o valor do colarinho no final do ensaio, servindo este ensaio para analisar o comportamento do sistema a este tipo de movimento e visualizar o sinal adquirido.

As Figuras 7.16 a 7.20 ilustram este ensaio.

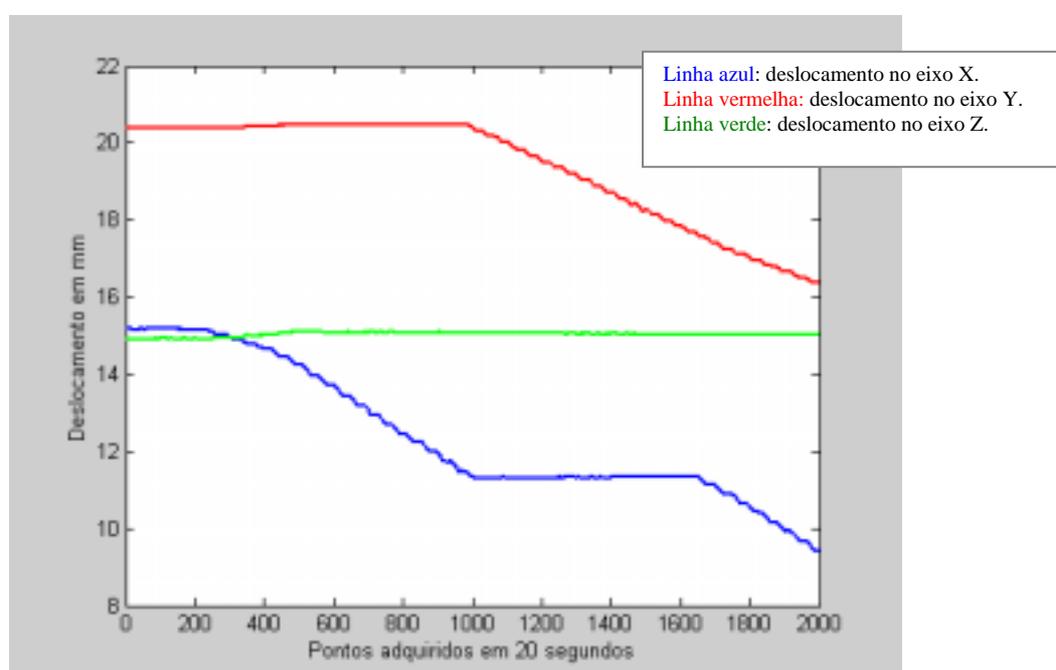


Figura 7.16 - Deslocamento do magneto na direção X Y em função do tempo.

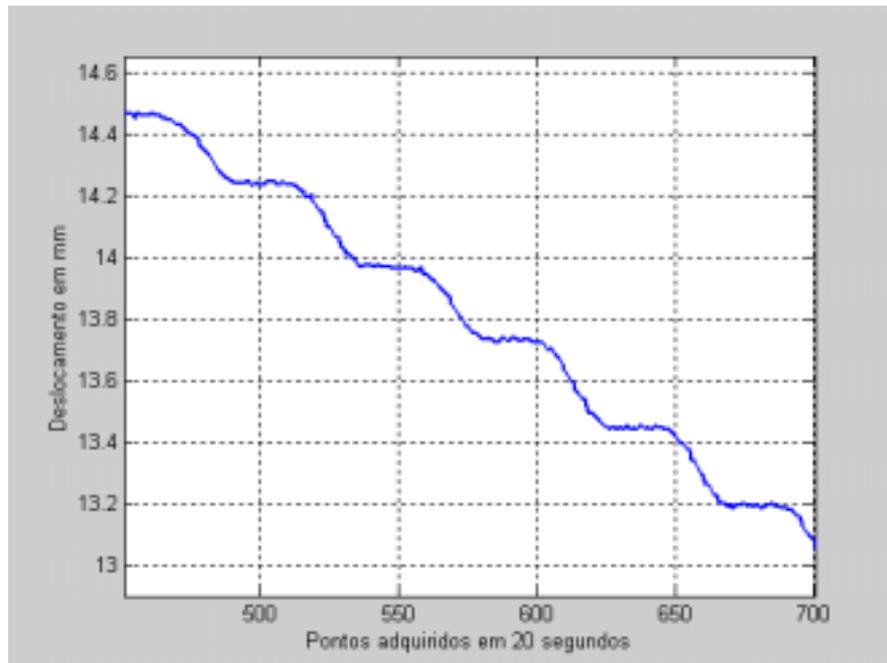


Figura 7.17 - Detalhe do ruído no deslocamento no eixo X.

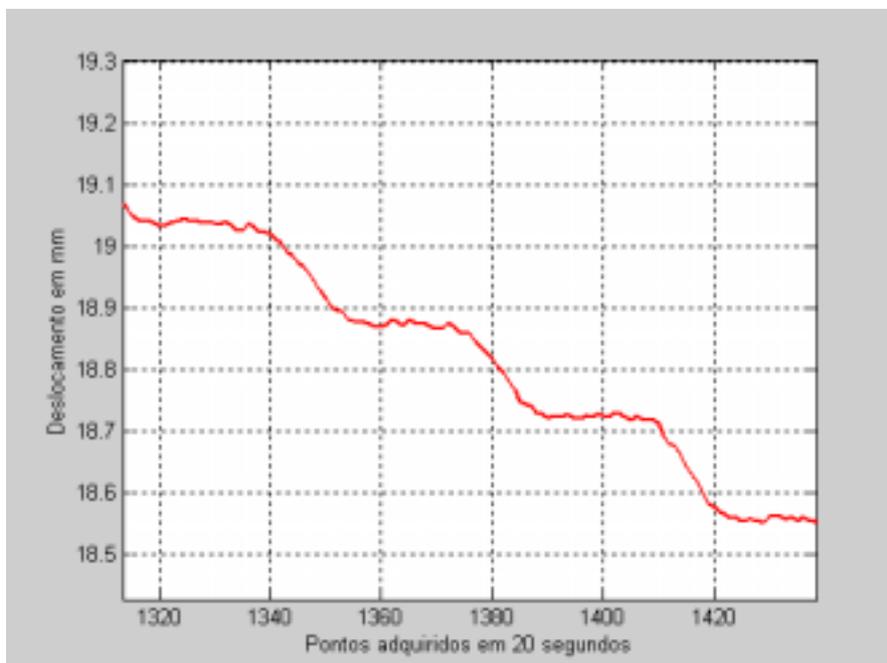


Figura 7.18 - Detalhe do ruído no deslocamento no eixo Y.

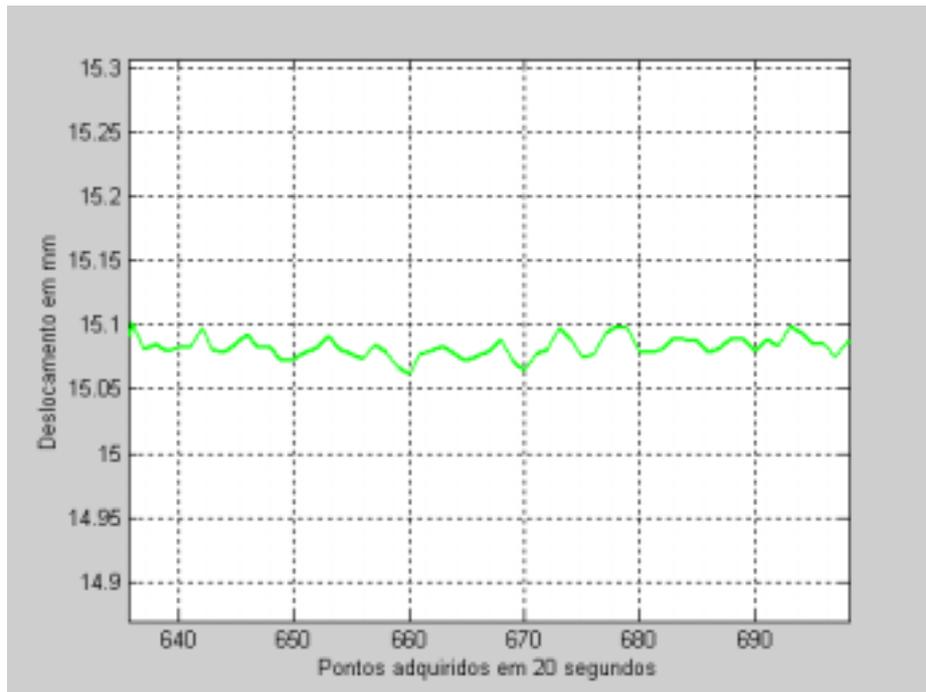


Figura 7.19 - Detalhe do ruído no deslocamento no eixo Z.

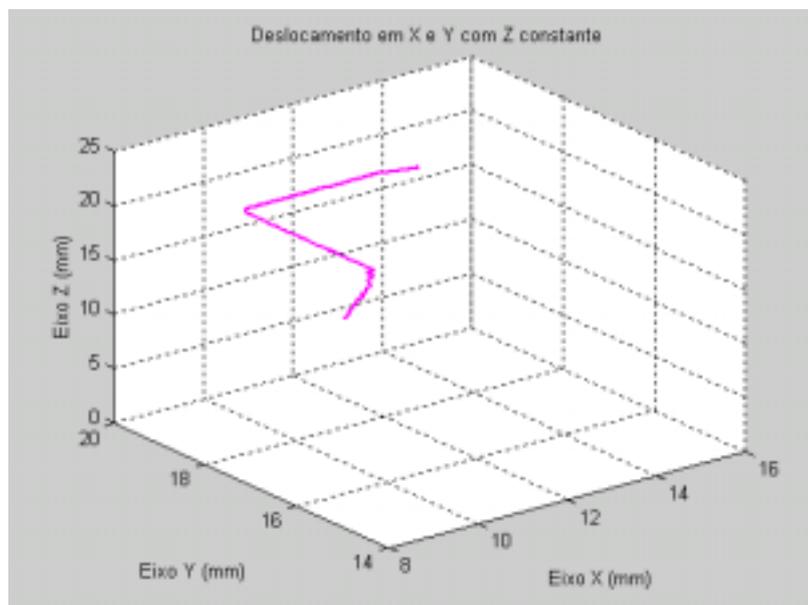


Figura 7.20 - Deslocamento primeiramente em X e depois em Y com Z constante.

7.2.6 - DESLOCAMENTO EM DUAS DIREÇÕES (X- Y) SIMULTANEAMENTE

Para este exemplo, fixou-se o parafuso do eixo Z na posição 15mm e iniciou-se o movimento simultâneo nos eixos X=10mm em direção a posição X=0mm e o parafuso no eixo Y=15mm em direção a posição Y=25mm.

Os resultados podem ser observados na Tabela 7.6.

Tabela 7.6 – Deslocamento nos eixos X e Y simultaneamente.

Eixo	Parafuso (mm)	Valor inicial (mm)	Valor final (mm)	Deslocamento(mm)	Imprecisão(mm)
X	10 ⇒ 0	10,2236	0,3034	-9,9202	-0,0798
Y	15 ⇒ 22,4 (7,4)	15,4586	22,9870	7,5284	0,1284
Z	15	14,9994	14,8234	-0,1760	-0,1760

A imprecisão das medidas considerando o deslocamento nas três dimensões é de 0,23mm.

O resultado gráfico do deslocamento obtido, pode ser observado nas Figuras 7.21 a 7.25.

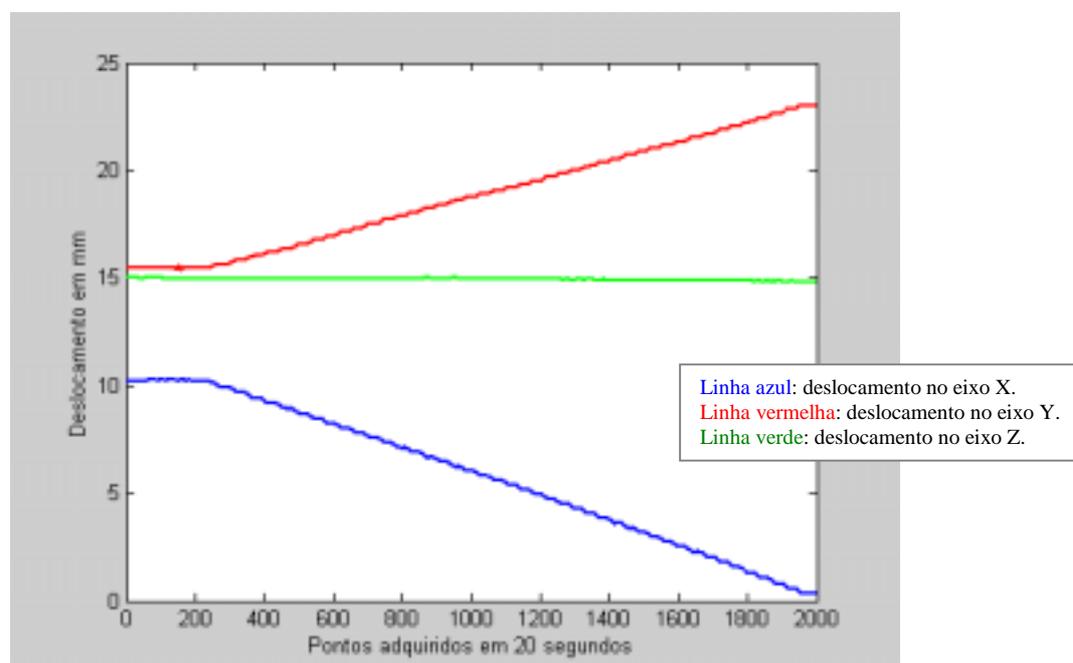


Figura 7.21 - Deslocamento simultâneo do magneto na direção X Y em função do tempo.

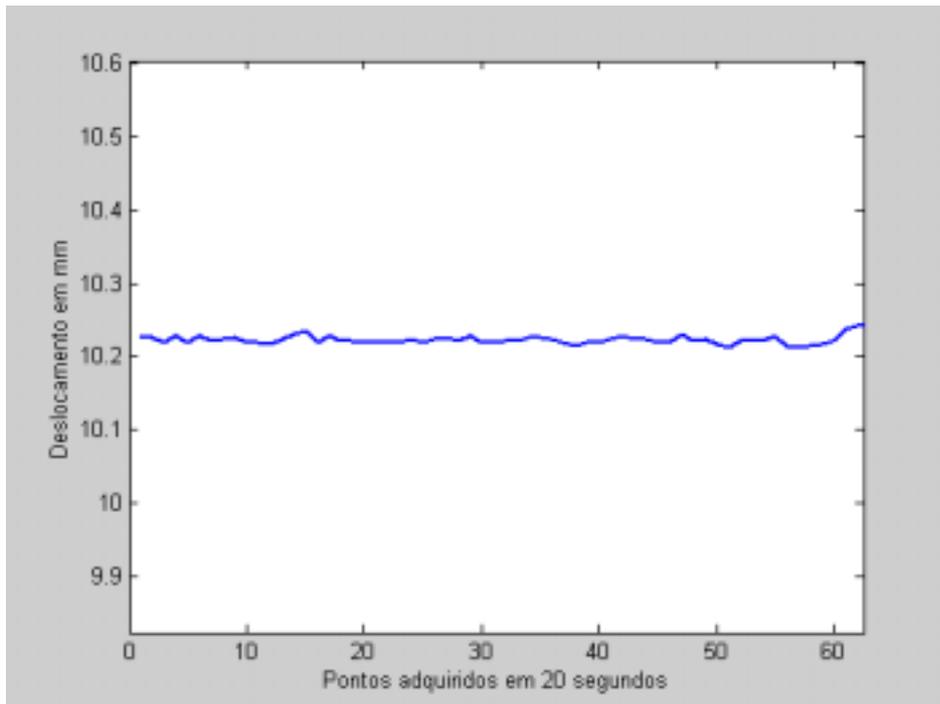


Figura 7.22 - Detalhe do ruído no eixo X.

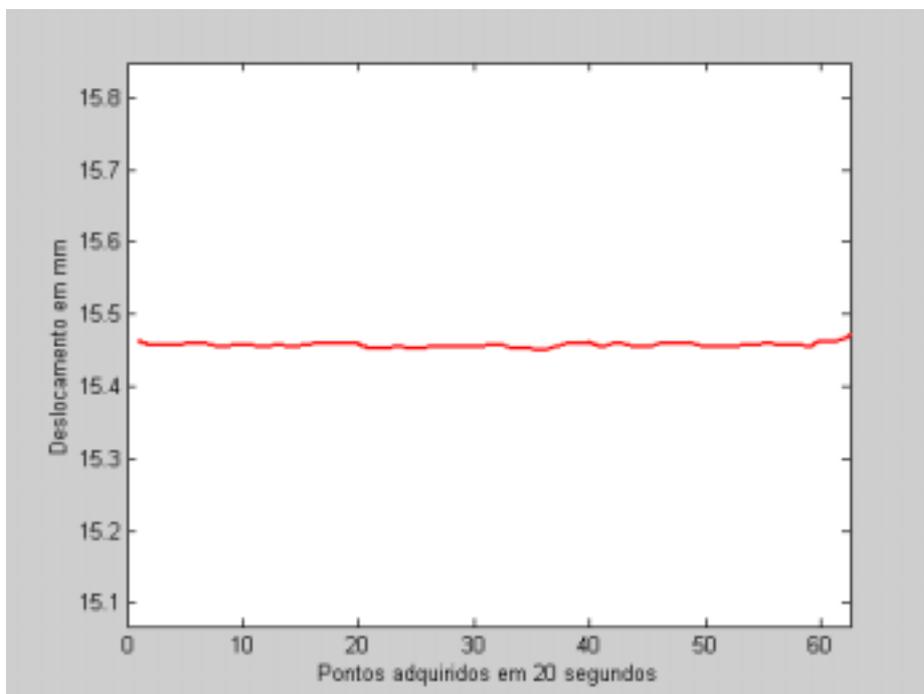


Figura 7.23 - Detalhe do ruído no eixo Y.

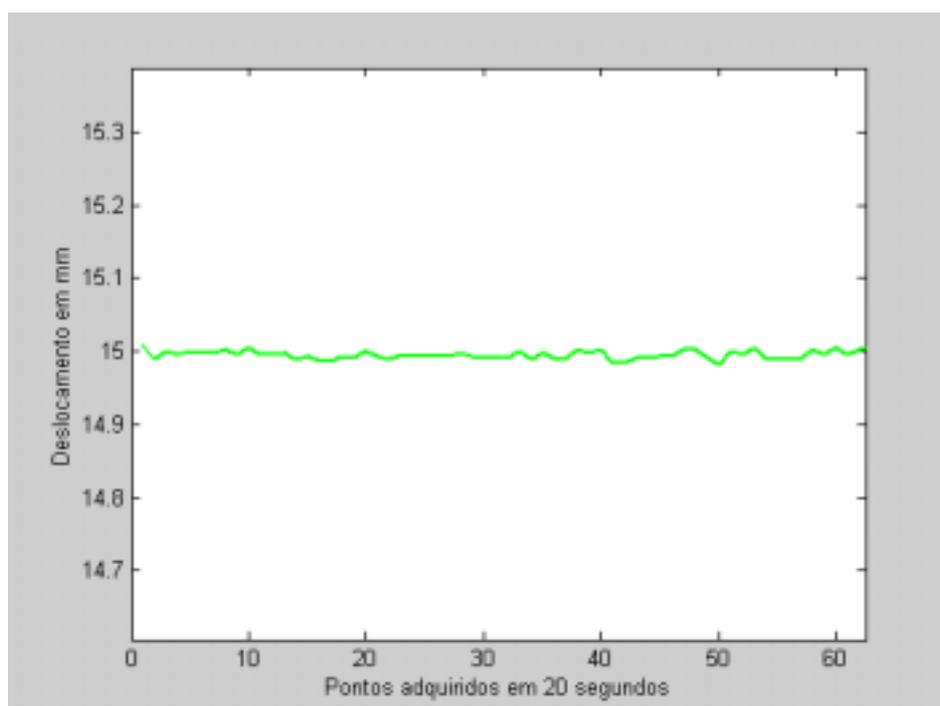


Figura 7.24 - Detalhe do ruído no eixo Z.

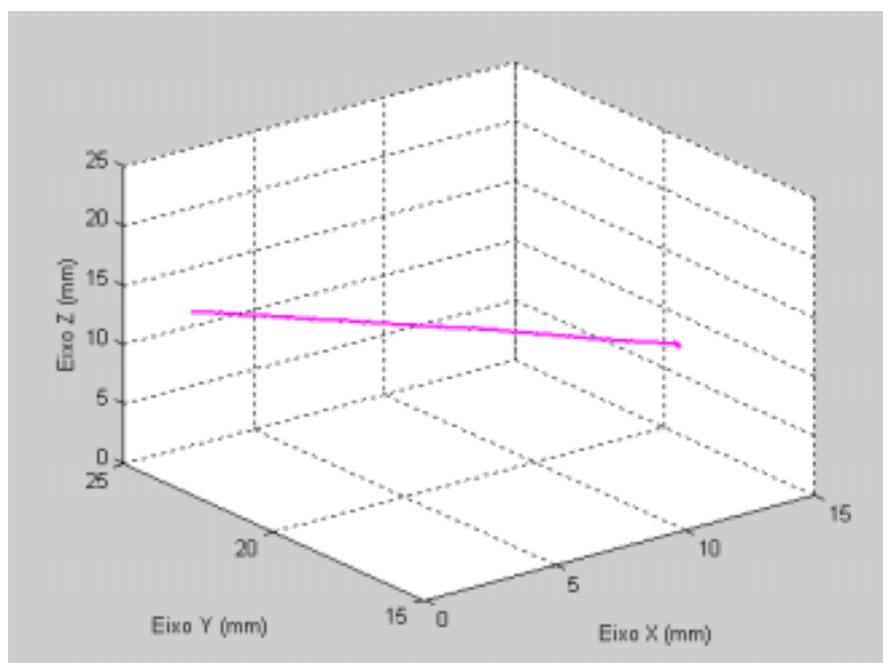


Figura 7.25 - Deslocamento na direção X Y em 3D.

7.2.7 - DESLOCAMENTO EM DUAS DIREÇÕES (X – Z)

Neste exemplo foi utilizada a aquisição de 20.000 pontos, da mesma forma que a aquisição na direção XY, ou seja, a cada 10 pontos adquiridos foi tomada a média entre eles e se usava este valor médio, como sendo o valor real medido.

O movimento para ilustrar este exemplo iniciou pelo deslocamento do parafuso no eixo X, logo após parou-se este movimento e moveu-se o parafuso na direção Z, e em seguida foram movimentados simultaneamente os dois parafusos. Salienta-se que esta aquisição foi feita para ilustrar o comportamento do equipamento, não se preocupando em marcar o tempo de cada um dos movimentos, e nem determinar as imprecisões das medidas, pois não foi anotado o valor de colarinho dos parafusos. A Tabela 7.7 apresenta os resultados obtidos.

Tabela 7.7 – Deslocamento nos eixos X e Z.

Eixo	Parafuso (mm)	Valor inicial (mm)	Valor final (mm)	Deslocamento(mm)	Imprecisão(mm)
X	0	-0,1467	4,5924	4,7391	
Y	15	15,4297	15,5124	0,0827	
Z	15	15,0961	9,6911	5,4050	

Convém salientar, que o gráfico em azul representa o deslocamento no eixo X, o gráfico em vermelho o deslocamento no eixo Y, e o gráfico em verde o deslocamento no eixo Z.

O resultado deste ensaio pode ser visto nas Figuras 7.26 e 7.27.

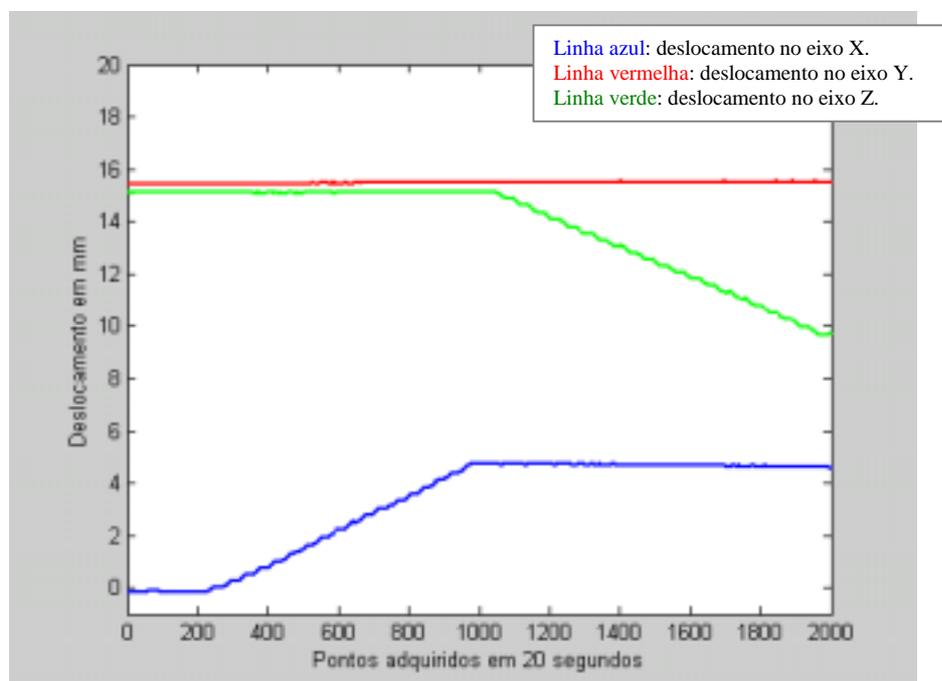


Figura 7.26 - Deslocamento do magneto na direção X Z em função do tempo.

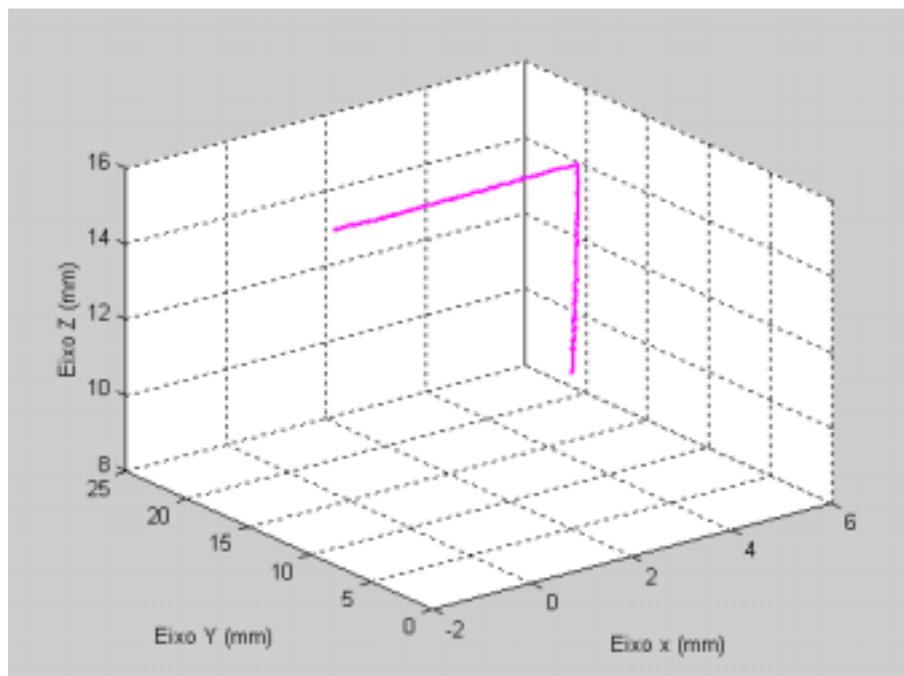


Figura 7.27 - Deslocamento na direção X Z em 3D.

7.2.8 - DESLOCAMENTO EM DUAS DIREÇÕES (X – Z) SIMULTANEAMENTE

Para este exemplo, fixou-se o parafuso do eixo Y na posição 15mm, e iniciou-se o movimento simultâneo nos eixos X= 5mm em direção a posição X=12mm e o parafuso no eixo Z=5mm em direção a posição Z=12mm, procurando-se realizar o movimento conjuntamente, sendo que um parafuso estava sendo manipulado com a mão direita e o outro com a mão esquerda. Os resultados estão disponíveis na Tabela 7.8.

Tabela 7.8 – Deslocamento nos eixos X e Z simultaneamente.

Eixo	Parafuso (mm)	Valor inicial (mm)	Valor final (mm)	Deslocamento(mm)	Imprecisão(mm)
X	5 ⇒ 12,1 (7,1)	4,8149	12,0485	7,2336	0,1336
Y	15	15,2532	15,3607	0,1075	0,1075
Z	5 ⇒ 12 (6,9)	5,1313	11,8600	6,7287	-0,1713

A imprecisão em 3D, para este ensaio, foi de 0,24mm.

O resultado do deslocamento obtido pode ser observado nas Figuras 7.28 e 7.29

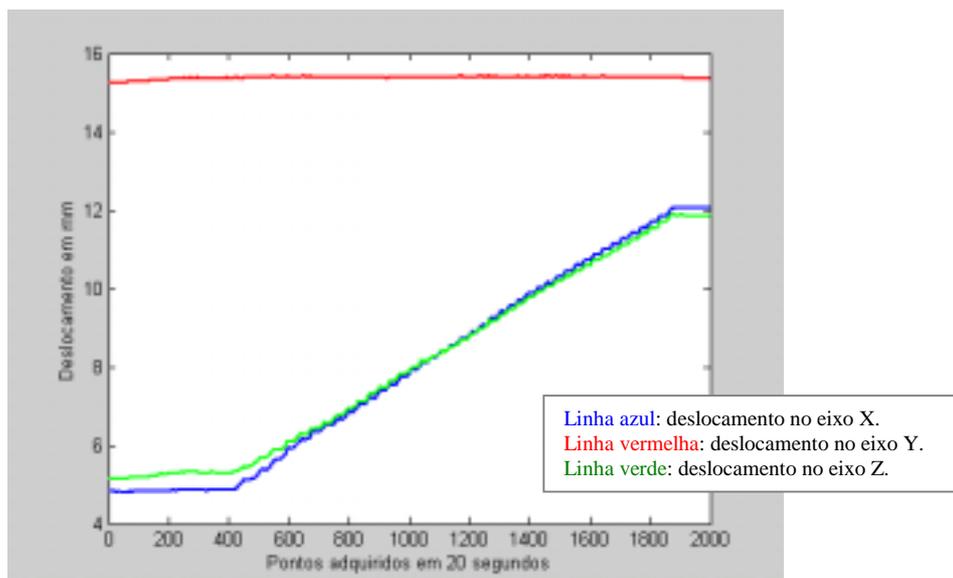


Figura 7.28 - Deslocamento simultâneo do magneto em X Z em função do tempo.

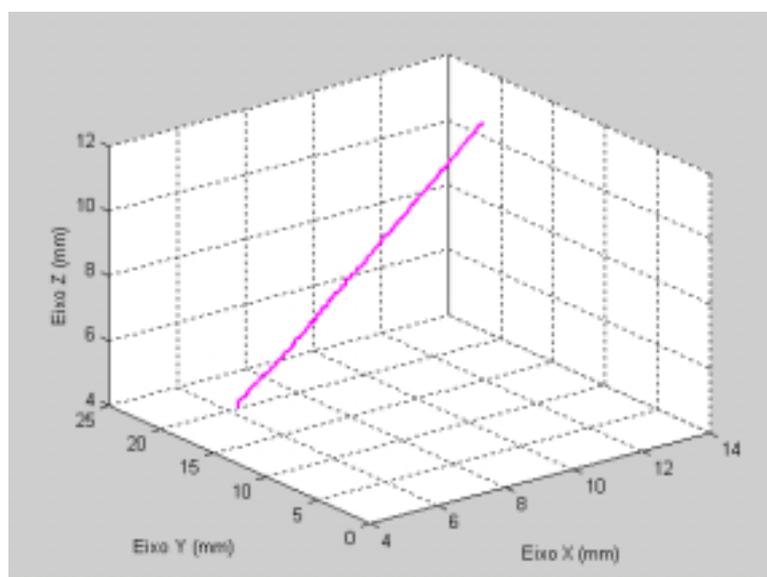


Figura 7.29 - Deslocamento na direção X Z simultaneamente em 3D.

7.2.9 - DESLOCAMENTO EM DUAS DIREÇÕES (Y – Z)

A metodologia utilizada continua a mesma, ou seja faz-se a aquisição de 20.000 pontos sendo que a cada 10 pontos adquiridos é feita a média entre eles e se toma este valor médio, como sendo o valor real medido.

O movimento iniciou-se pelo deslocamento do parafuso no eixo Z em direção crescente, logo após cessou-se este movimento e iniciou-se o movimento do parafuso na direção Y em valores também crescentes, e em seguida foi retornado este movimento no eixo Y e finalmente foi retornado o parafuso no eixo Z, porém não foi anotado o valor de colarinho dos parafusos neste movimento, não sendo possível determinar a imprecisão da medida. Este ensaio serve para

ilustrar o comportamento do sistema. Os valores obtidos para este ensaio estão Tabela 7.9 e o detalhamento deste movimento pode ser observado nas Figuras 7.30 e 7.31.

Tabela 7.9 – Deslocamento nos eixos Y e Z.

Eixo	Parafuso (mm)	Valor inicial (mm)	Valor final (mm)	Deslocamento(mm)	Imprecisão(mm)
X	10	10,0099	9,9952	-0,0147	
Y	15	15,2510	16,7510	1,5000	
Z	10	10,1693	10,6792	0,5099	

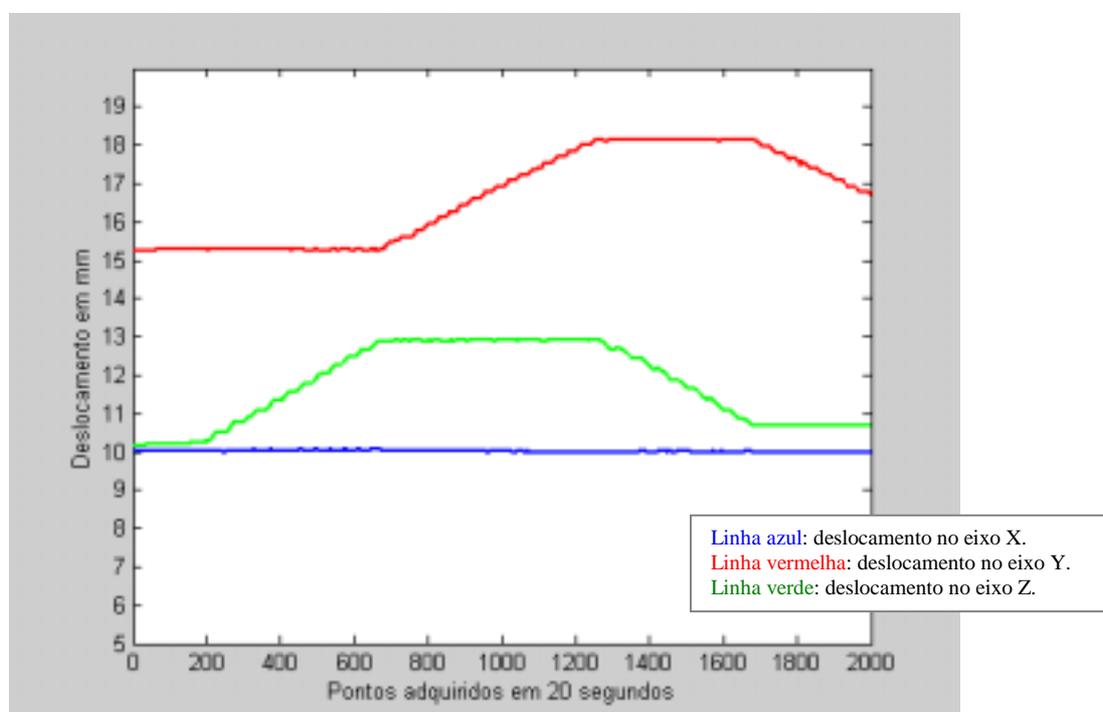


Figura 7.30 - Deslocamento do magneto na direção Y Z em função do tempo.

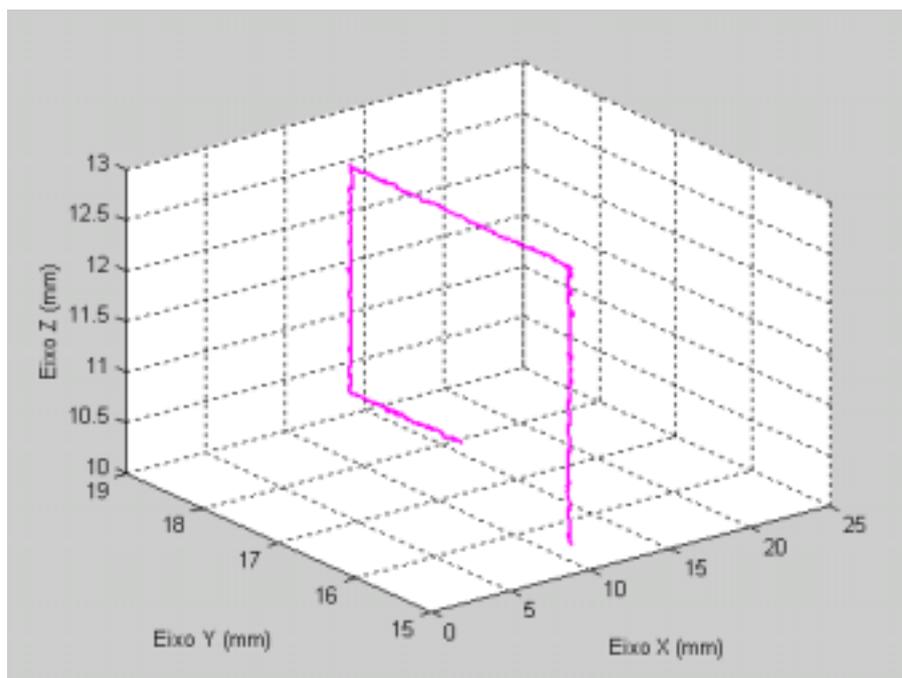


Figura 7.31 - Deslocamento na direção Y Z em 3D.

7.2.10 - DESLOCAMENTO EM DUAS DIREÇÕES (Y – Z) SIMULTANEAMENTE

Para este exemplo, manteve-se o parafuso do eixo X na posição 10mm, e iniciou-se o movimento simultâneo nos eixos Y= 20mm em direção a posição Y=10mm e o parafuso no eixo Z=5mm em direção a posição Z=15mm, procurando-se realizar o movimento conjuntamente, sendo que um parafuso estava sendo manipulado com a mão direita e o outro com a mão esquerda. Os valores deste ensaio, podem ser vistos na Tabela 7.10.

Tabela 7.10 – Deslocamento nos eixos Y e Z simultaneamente.

Eixo	Parafuso (mm)	Valor inicial (mm)	Valor final (mm)	Deslocamento(mm)	Imprecisão(mm)
X	10	9,8202	10,1210	0,3008	0,3008
Y	20 ⇨ 10,8 (9,2)	20,1662	10,8643	-9,3019	0,1019
Z	5 ⇨ 13,2 (8,3)	5,1201	13,5468	8,4267	0,1267

A imprecisão em 3D é de 0,34mm.

As Figuras 7.32 e 7.33, ilustram graficamente este ensaio. A Figura 7.32 apresenta o deslocamento no tempo, sendo que o gráfico em azul é o deslocamento em X, o gráfico em vermelho é o deslocamento em Y e o gráfico verde, o deslocamento em Z. A Figura 7.33 mostra o deslocamento no espaço.

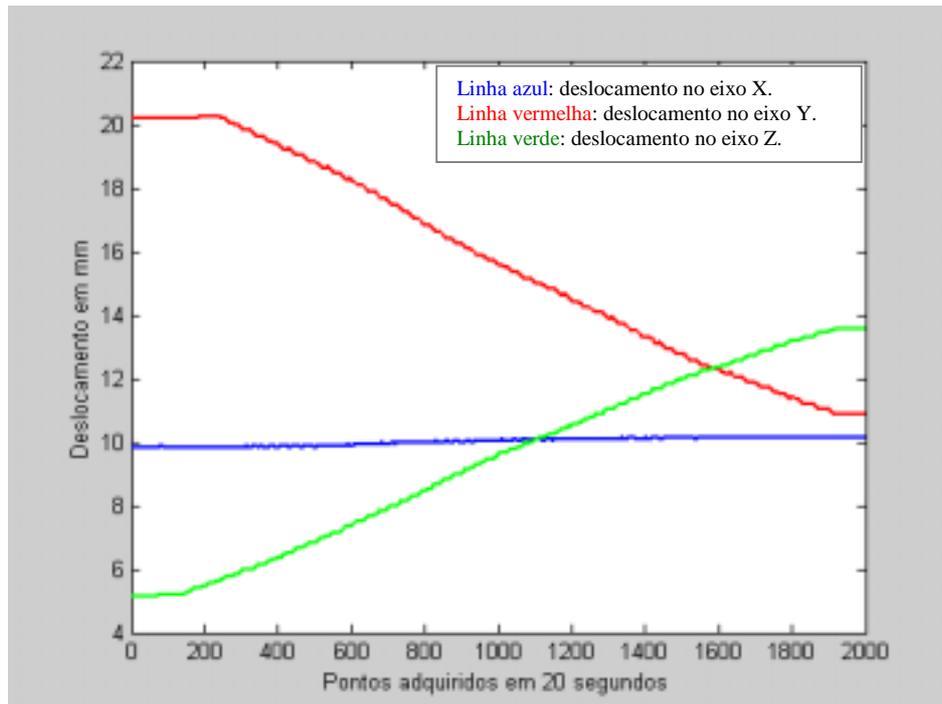


Figura 7.32 - Deslocamento simultâneo do magneto em Y Z em função do tempo.

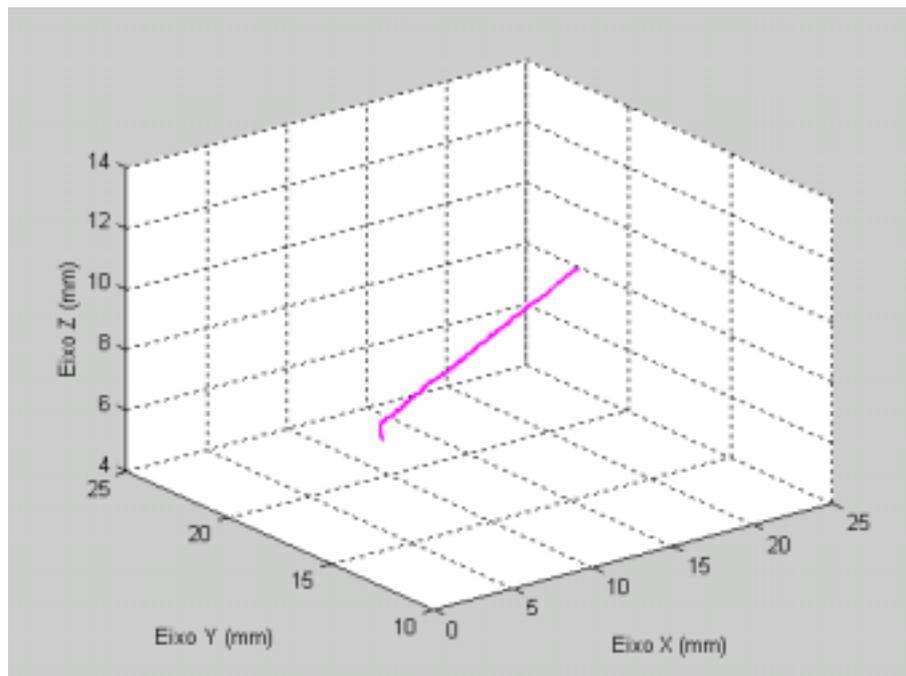


Figura 7.33 - Deslocamento simultâneo do magneto em Y Z em 3D.

7.2.11 - DESLOCAMENTO EM 3 DIREÇÕES (X Y Z)

Este exemplo apresenta o resultado do deslocamento nas três direções separadamente. Iniciou-se variando o parafuso na direção X, depois o parafuso na direção Y e finalmente o parafuso na

direção Z, num tempo de aquisição de 20 segundos e taxa de aquisição de 1.000 pontos por segundo, da mesma forma que os exemplos de deslocamento em duas direções.

Conforme pode ser observado nas Figuras 7.34 e 7.35, o deslocamento iniciou-se com o movimento em X que variou entre aproximadamente 15 e 11mm, o movimento em Y variou, entre 15 a 13mm e o movimento em Z de 15 a 12 mm. Na Tabela 7.11 estão representados os valores obtidos neste ensaio.

Tabela 7.11 – Deslocamento nos eixos X, Y e Z.

Eixo	Parafuso (mm)	Valor inicial (mm)	Valor final (mm)	Deslocamento(mm)	Imprecisão(mm)
X	15 ⇔ 11,1 (3,9)	15,1245	11,0945	4,0300	0,13
Y	15 ⇔ 13,2 (1,8)	15,2592	13,4090	1,8502	0,05
Z	15 ⇔ 12,7 (2,3)	15,0353	12,4699	2,5654	0,26

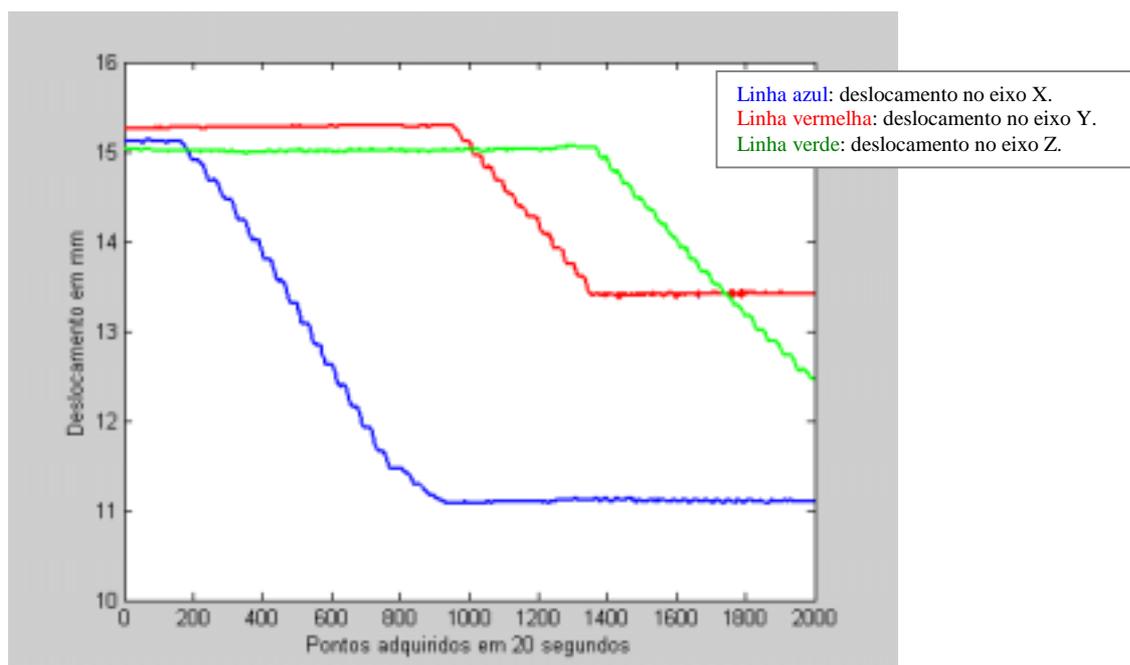


Figura 7.34 - Deslocamento simultâneo do magneto em X Y Z em função do tempo.

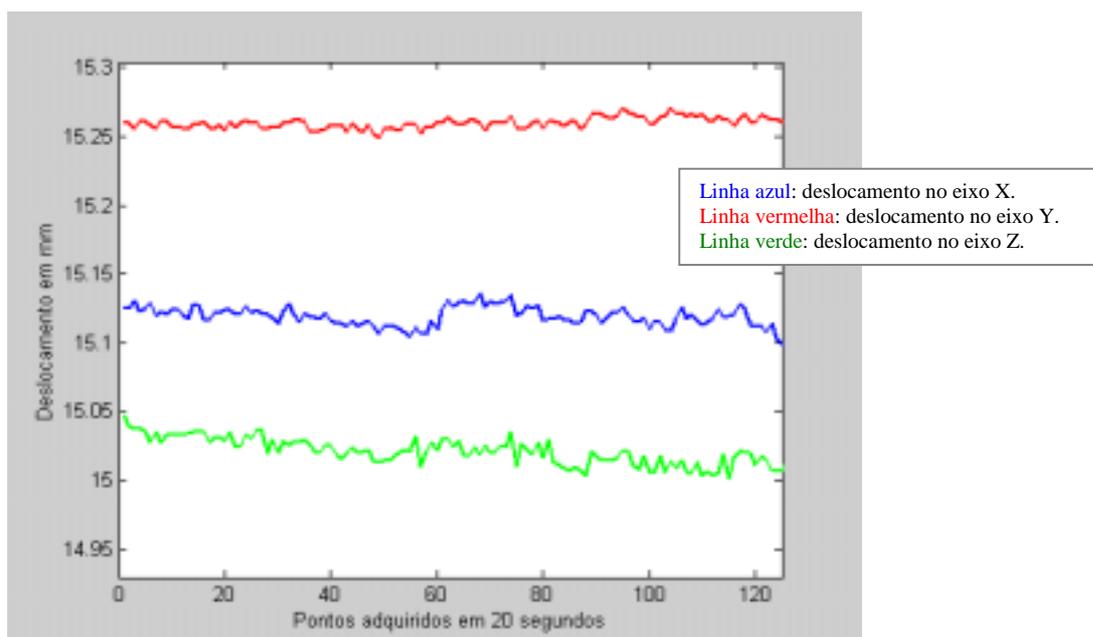


Figura 7.35 - Detalhe do ruído nos deslocamentos em X Y Z.

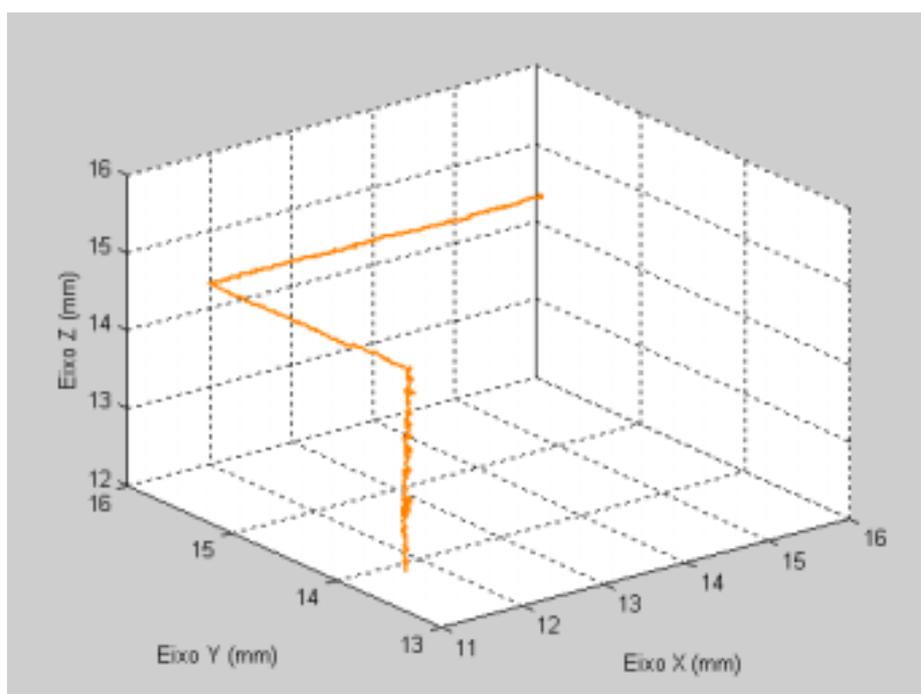


Figura 7.36 - Deslocamento do magneto em X Y Z em 3D.

7.2.12 - MOVIMENTOS DIVERSOS

7.2.12.1 - Deslocamento com parafusos nos eixos X e Z com movimentos repetitivos de ir e vir

Este exemplo foi feito girando quatro voltas o parafuso no eixo X (correspondendo a 2 mm) em sentido decrescente (horário), em seguida o mesmo procedimento em relação ao parafuso no eixo Z, após, foi retornado o parafuso no eixo X para a posição inicial.

Os valores iniciais e finais deste ensaio estão na Tabela 7.12.

Tabela 7.12 – Deslocamento de “ir e vir” nos eixos X e Z.

Eixo	Parafuso (mm)	Valor inicial (mm)	Valor final (mm)	Deslocamento(mm)	Imprecisão(mm)
X	15 ⇔ 13 ⇔ 15	15,1519	14,9714	0,1805 (*)	0,1805
Y	20	20,1383	20,1991	0,0608	0,0608
Z	20 ⇔ 18	20,3580	18,5067	1,8513	0,1487

Na Tabela 7.12 são apresentados apenas os valores inicial e final do ensaio, por isso, ao se andar 2mm para frente e 2mm para trás, o deslocamento deveria ser igual a zero (considerando o deslocamento como a diferença entre o valor final e o inicial), portanto o valor de 0,1805, representa o deslocamento e também a imprecisão da medida no eixo X. A imprecisão neste ensaio foi de 0,24mm.

As Figuras 7.37 e 7.38 representam graficamente este ensaio.

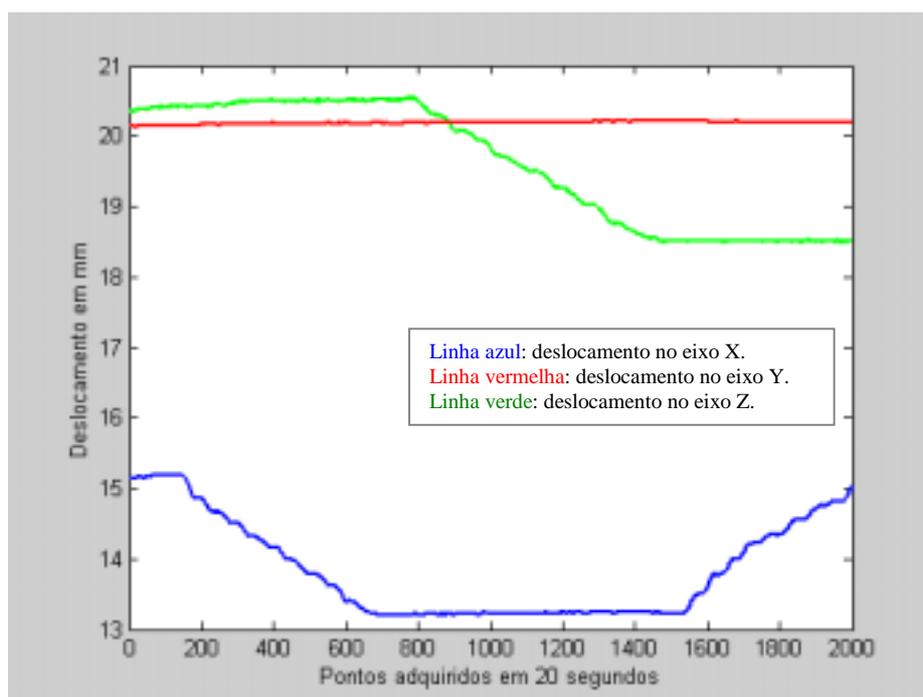


Figura 7.37 - Deslocamento do magneto nos eixos X e Z no tempo.

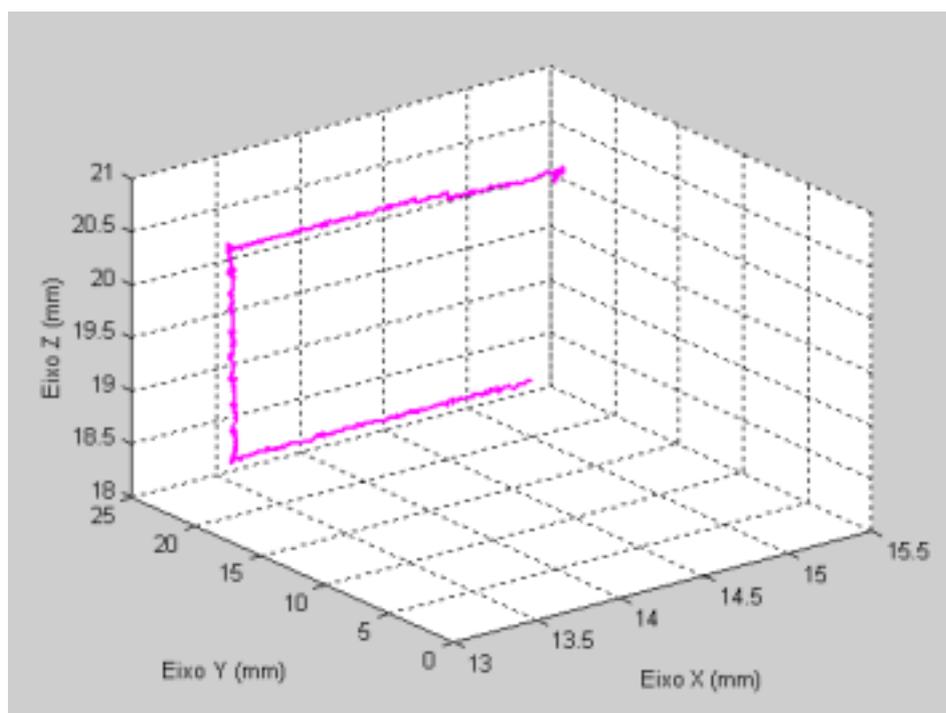


Figura 7.38 - Deslocamento nos eixos X e Z em 3D.

7.2.12.2 -Deslocamento de 1mm em cada eixo e tentar retornar ao ponto inicial

O movimento iniciou pelo eixo X deslocando-se o parafuso da posição 15mm para a posição de 14mm, em seguida movimentou-se o parafuso do eixo Z deslocando-o da posição 20mm para a posição 19mm, logo após movimentou-se o parafuso do eixo Y da posição 20mm para a posição 19mm; em seguida movimentou-se novamente o parafuso do eixo X retornando-o para a posição inicial (15mm); e o mesmo foi feito em relação ao parafuso do eixo Z, retornando-o a posição 20mm. Neste exemplo, em função do tempo de aquisição utilizado e da velocidade do movimento não foi possível retornar o parafuso do eixo Y ao ponto de partida.

A Tabela 7.13 apresenta os resultados obtidos.

Tabela 7.13 – Deslocamento de “ir e vir” de 1mm nos eixos X e Z e de “ir” 1mm no eixo Y.

Eixo	Parafuso (mm)	Valor inicial (mm)	Valor final (mm)	Deslocamento(mm)	Imprecisão(mm)
X	15 ⇒ 14 ⇒ 15	15,0997	15,1370	0,0373	0,0373
Y	20 ⇒ 19	20,1421	19,1974	-0,9447	-0,0553
Z	20 ⇒ 19 ⇒ 20	20,5554	20,5681	0,0127	0,0127

A imprecisão deste ensaio em 3D é de 0,06mm.

As Figuras 7.39 e 7.40 representam estes deslocamentos no tempo e no espaço, respectivamente.

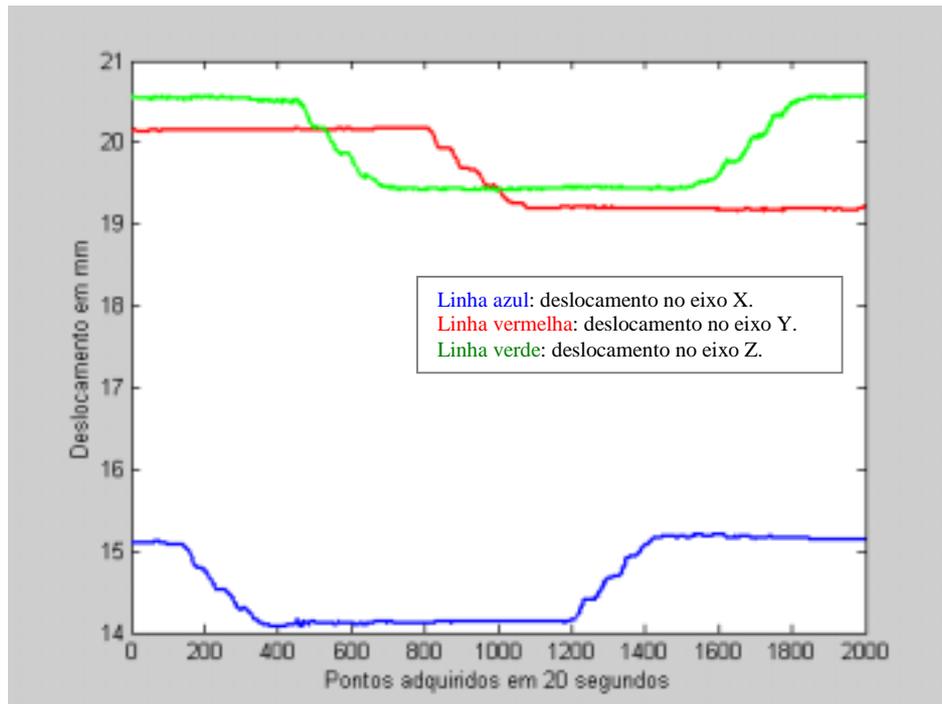


Figura 7.39 - Movimento de 1mm do magneto nos eixos X Y Z no tempo.

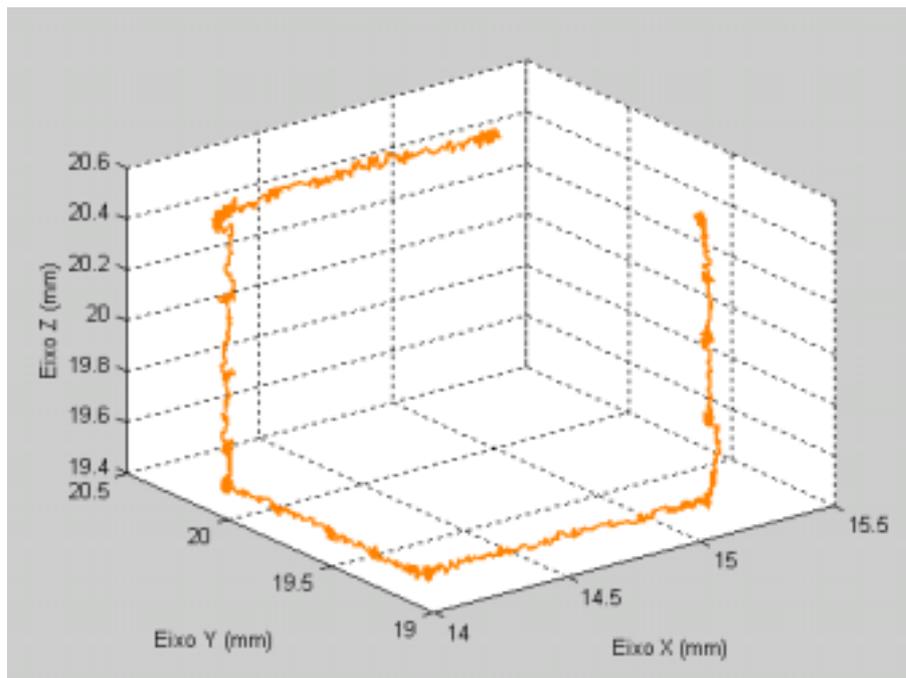


Figura 7.40 - Movimento de 1mm do magneto nos 3 eixos em 3D.

7.2.12.3 -Deslocamento de 1mm em cada eixo e depois retornar ao ponto inicial

O movimento iniciou pelo eixo X deslocando-se o parafuso da posição 15mm para a posição de 14mm, em seguida movimentou-se o parafuso do eixo Z deslocando-o da posição 20mm para a posição 19mm, logo após movimentou-se o parafuso do eixo Y da posição 20mm para a posição

19mm; em seguida inverteu-se o movimento dos parafusos, retornando-os a posição inicial na mesma ordem de deslocamento, ou seja, primeiro o eixo X, depois o eixo Z e por último o eixo Y.

A Tabela 7.14 apresenta os resultados obtidos no ensaio.

Tabela 7.14– Deslocamento de “ir e vir” de 1mm nos eixos X ,Y e Z.

Eixo	Parafuso (mm)	Valor inicial (mm)	Valor final (mm)	Deslocamento(mm)	Imprecisão(mm)
X	15 ⇒ 14 ⇒ 15	15,1200	15,1801	0,0601	0,0601
Y	20 ⇒ 19 ⇒ 20	20,1482	20,3221	0,1739	0,1739
Z	20 ⇒ 19 ⇒ 20	20,7403	20,7557	0,0154	0,0154

A imprecisão das medidas em 3D é de 0,18mm.

A Figura 7.41 apresenta este deslocamento no tempo para os três eixos, e a Figura 7.42 apresenta o deslocamento em 3D.

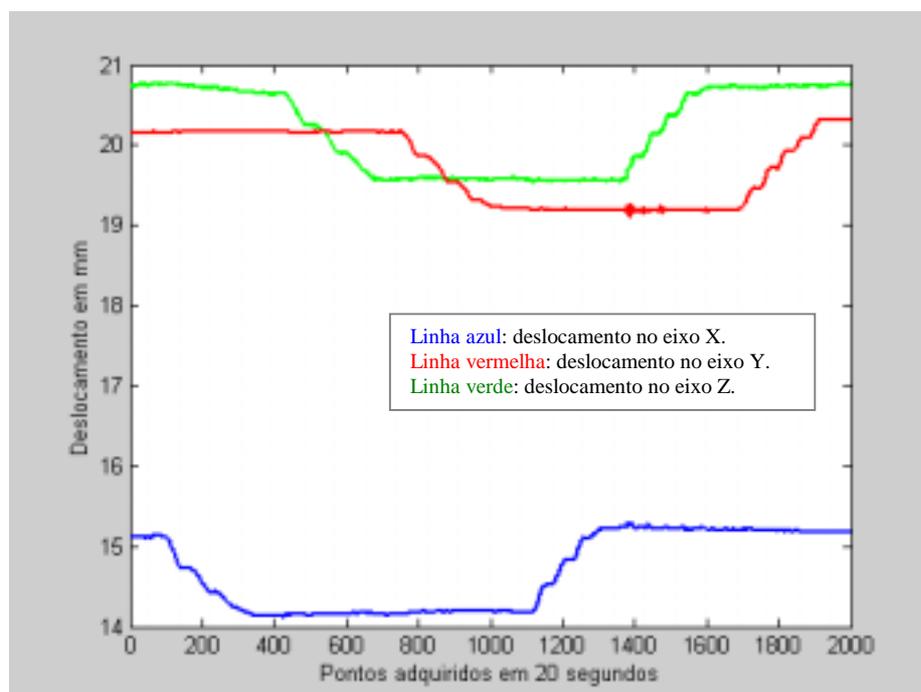


Figura 7.41 - Deslocamento de 1mm do magneto nos eixos X Y Z no tempo com retorno ao ponto de partida.

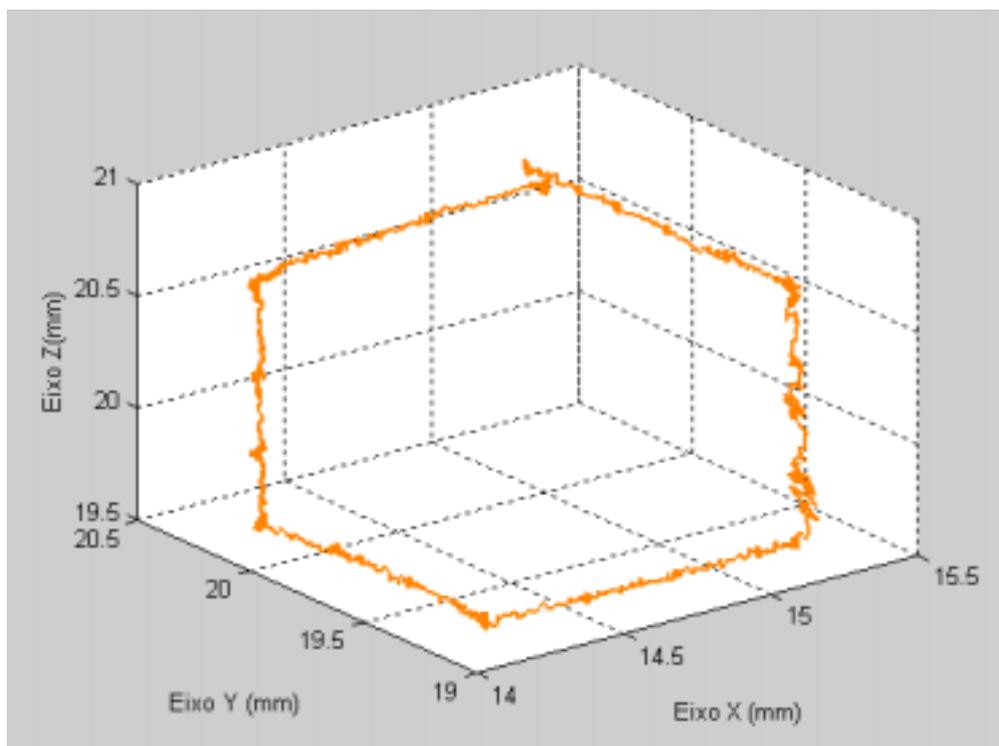


Figura 7.42 - Deslocamento de 1mm nos eixos X Y Z retornando ao ponto de partida em 3D.

7.2.12.4 -Deslocamento manual (sem parafusos) no eixo Z – movimento de subida e descida

O deslocamento foi obtido movimentando-se com a mão o eixo Z na torre de calibração, com o objetivo de obter um movimento mais rápido que o obtido através do movimento girando os parafusos micrométricos. O movimento consistia em subir e descer o eixo Z.

O ponto de partida definido pelos parafusos era (15;20;20)mm, sendo que os valores calculados pelo programa podem ser vistos na Tabela 7.15.

Tabela 7.15– Deslocamento manual do magneto no eixo Z.

Eixo	Parafuso (mm)	Valor inicial (mm)	Valor final (mm)	Deslocamento(mm)	Imprecisão(mm)
X	15	15,2421	15,2506	0,0094	0,0094
Y	20	20,3000	20,3124	0,0124	0,0124
Z	20	20,0508	20,1016	0,0508	0,0508

Como o magneto era deslocado e voltava para o ponto de origem, a diferença entre o valor final e o valor inicial é a imprecisão da medida e vale 0,05mm, considerando as medidas nos três eixos.

A Figuras 7.43 apresenta o deslocamento nas três direções, em função do tempo, e a Figura 7.44 mostra o mesmo deslocamento em 3D.

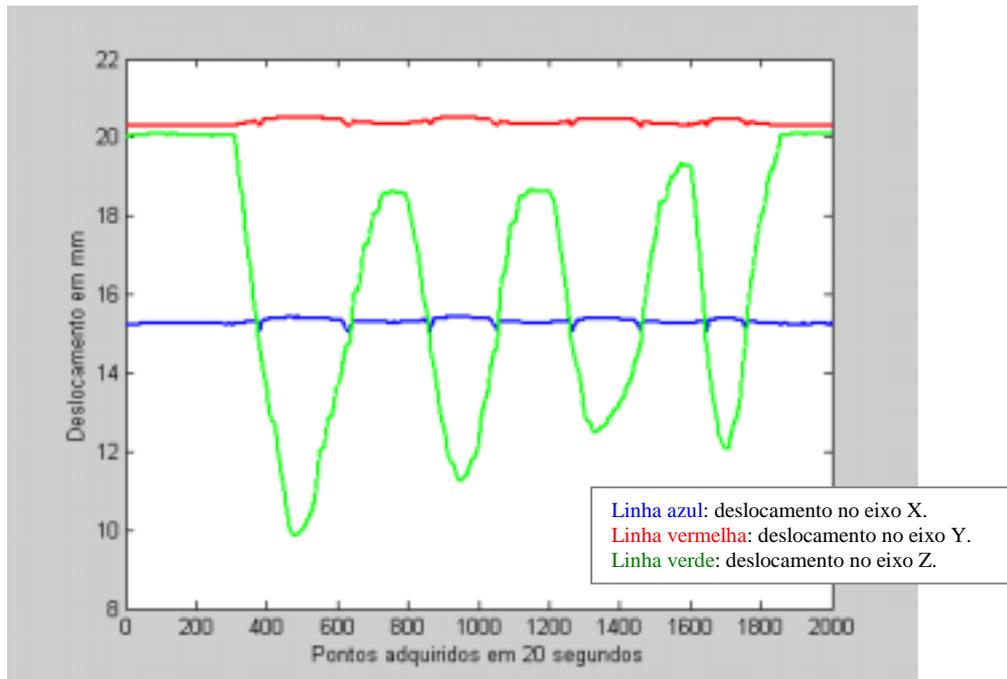


Figura 7.43 - Deslocamento manual do magneto em movimentos de ir e vir sob parafuso no eixo Z.

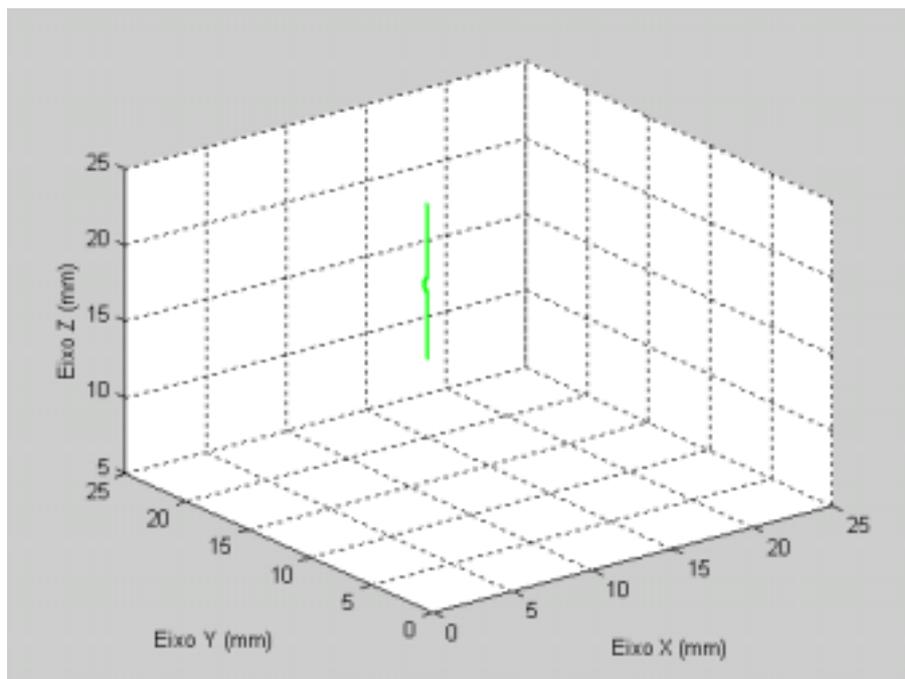


Figura 7.44 - Deslocamento manual do magneto em movimentos de ir e vir sob parafuso no eixo Z em 3D.

7.2.12.5 - Deslocamento de 5mm somente no eixo X

Neste exemplo os parafusos estavam na posição inicial (20;20;20)mm e girou-se o parafuso do eixo X até a posição X=15mm, ou seja foram dadas 10 voltas no parafuso micrométrico no eixo

X, mantendo-se os outros dois parafusos fixos. O resultado deste ensaio está mostrado na Tabela 7.16.

Tabela 7.16– Deslocamento de 5mm no eixo X.

Eixo	Parafuso (mm)	Valor inicial (mm)	Valor final (mm)	Deslocamento(mm)	Imprecisão(mm)
X	20 ⇒ 15	20,1547	15,1585	-4,9962	-0,0038
Y	20	20,1050	20,1622	0,0572	0,0572
Z	20	20,0818	20,2946	0,2128	0,2128

A imprecisão em X onde efetivamente ocorreu o deslocamento é bastante pequena (0,0038mm), porém quando se calcula a imprecisão em 3D, o valor obtido é de 0,22mm devido, praticamente, a variação em Z.

A Figura 7.45 apresenta o deslocamento nos eixos X (azul), Y (vermelho) e Z (verde) no tempo, e a Figura 7.46, o mesmo deslocamento em 3D.

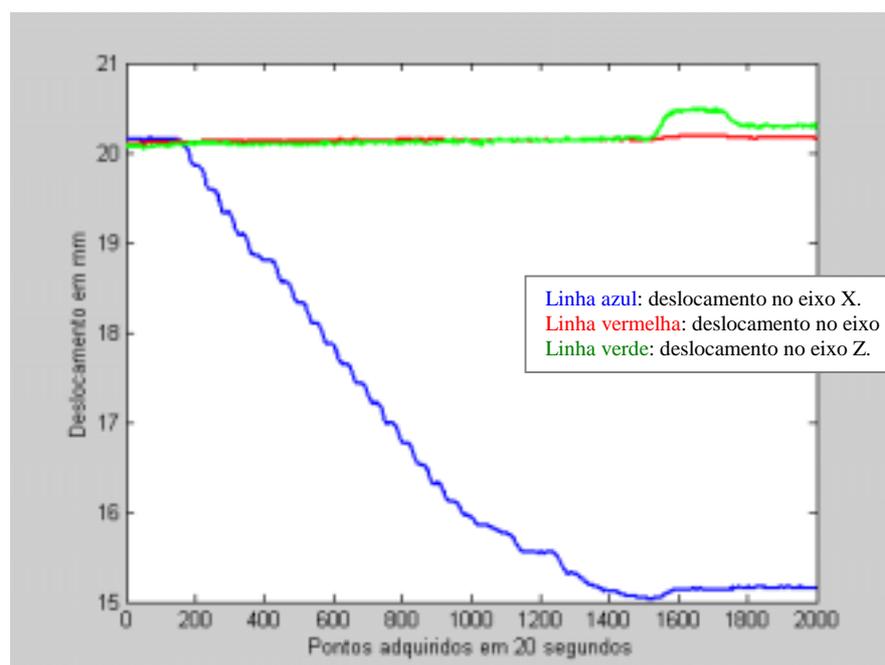


Figura 7.45 - Deslocamento do magneto de 5mm no eixo X.

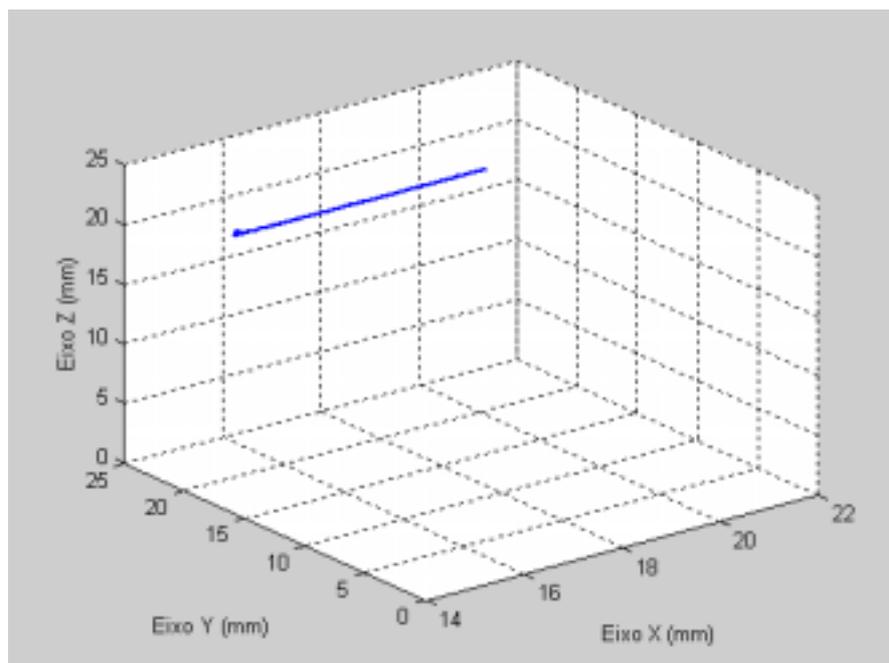


Figura 7.46 - Deslocamento do magneto de 5mm no eixo X em 3D.

Conforme pode ser comprovado através dos exemplos apresentados, a imprecisão do sistema varia conforme o caso estudado, sendo necessário, portanto, ensaios repetitivos para se obter uma média dessa grandeza, o que será abordado na seção 7.3 deste .

7.3 - DETERMINAÇÃO DA IMPRECISÃO

Para a determinação da imprecisão das medidas, foram feitos 5 (cinco) ensaios entre o ponto de coordenadas (0;0;0)mm e o ponto de coordenadas (25;25;25)mm com variação de 1 em 1mm. A cada posição dos parafusos era feita a aquisição dos dados sendo possível determinar qual o deslocamento calculado pelo programa, bem como a imprecisão da medida em qualquer posição do deslocamento.

Salienta-se que a aquisição foi feita de forma estática, ou seja, primeiramente definia-se o ponto através dos colarinhos dos parafusos e depois se fazia a aquisição.

As Tabelas 7.17 a 7.21 foram extraídas diretamente do Matlab, sendo que a primeira linha corresponde ao ponto com coordenadas (0;0;0)mm, a segunda linha ao ponto com (1;1;1)mm e assim por diante, sendo a última linha o ponto de coordenadas (25;25;25)mm.

As três primeiras colunas são os valores calculados para as posições de X, Y e Z, respectivamente, as próximas três colunas representam o deslocamento nos eixos X, Y e Z, ou seja; a diferença entre a linha (i+1) e a linha (i) respectivamente aos três eixos; nas próximas três

colunas está representada a diferença entre o valor de deslocamento indicado no colarinho dos parafusos micrométricos (1mm) e o valor obtido pelo programa; e a última coluna representa o valor da imprecisão, considerando o deslocamento nos três eixos. Todos os valores estão em milímetros.

Tabela 7.17 – Resultados do Ensaio 1.

Valor calculado			Deslocamento			Imprecisão			
X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	3D
0.1711	-0.5415	2.0157	0.9676	1.1063	1.1247	-0.0324	0.1063	0.1247	0.1671
1.1387	0.5648	3.1404	0.9361	1.0644	1.0496	-0.0639	0.0644	0.0496	0.1034
2.0748	1.6292	4.1900	0.9925	1.0244	1.0802	-0.0075	0.0244	0.0802	0.0842
3.0673	2.6536	5.2702	1.0280	1.0149	1.0598	0.0280	0.0149	0.0598	0.0677
4.0953	3.6685	6.3300	0.9673	0.9807	0.9869	-0.0327	-0.0193	-0.0131	0.0402
5.0626	4.6492	7.3169	0.9986	1.0468	1.0342	-0.0014	0.0468	0.0342	0.0580
6.0612	5.6960	8.3511	0.9967	1.0274	1.0134	-0.0033	0.0274	0.0134	0.0307
7.0579	6.7234	9.3646	1.0197	0.9946	0.9758	0.0197	-0.0054	-0.0242	0.0317
8.0776	7.7180	10.3404	0.9864	0.9809	0.9611	-0.0136	-0.0191	-0.0389	0.0454
9.0640	8.6990	11.3015	1.0009	1.0083	1.0062	0.0009	0.0083	0.0062	0.0103
10.0649	9.7072	12.3077	0.9487	0.9962	1.0136	-0.0513	-0.0038	0.0136	0.0532
11.0136	10.7034	13.3212	1.0096	0.9819	0.9640	0.0096	-0.0181	-0.0360	0.0414
12.0233	11.6854	14.2852	0.9590	0.9791	0.9619	-0.0410	-0.0209	-0.0381	0.0597
12.9822	12.6645	15.2472	0.9549	0.9864	1.0649	-0.0451	-0.0136	0.0649	0.0802
13.9371	13.6509	16.3120	1.0170	0.9801	0.9619	0.0170	-0.0199	-0.0381	0.0462
14.9542	14.6310	17.2740	0.9753	0.9673	1.0470	-0.0247	-0.0127	0.0470	0.0546
15.9294	15.6183	18.3210	0.9885	0.9677	1.0454	-0.0115	-0.0323	0.0454	0.0569
16.9180	16.5860	19.3663	1.1184	1.0814	1.1842	0.1184	0.0814	0.1842	0.2336
18.0363	17.6674	20.5505	0.9186	0.8944	0.9920	-0.0814	-0.1056	-0.0080	0.1336
18.9549	18.5618	21.5425	1.0337	0.9834	0.8733	0.0337	-0.0166	-0.1267	0.1321
19.9886	19.5451	22.4158	0.9803	0.9826	1.0717	-0.0197	-0.0174	0.0717	0.0763
20.9688	20.5277	23.4875	1.1224	1.0014	1.2066	0.1224	0.0014	0.2066	0.2401
22.0912	21.5292	24.6941	1.1017	1.0168	1.2851	0.1017	0.0168	0.2851	0.3031
23.1929	22.5459	25.9791	1.0245	1.0339	1.0696	0.0245	0.0339	0.0696	0.0812
24.2175	23.5798	27.0487	0.9719	1.0398	0.5217	-0.0281	0.0398	-0.4783	0.4808
25.1893	24.6197	27.5703							

Tabela 7.18 – Resultados do Ensaio 2.

Valor calculado			Deslocamento			Imprecisão			
X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	3D
0.1833	-0.7352	1.7604	0.9787	1.1265	1.2034	-0.0213	0.1265	0.2034	0.2404
1.1620	0.3913	2.9638	0.9310	1.0478	1.0891	-0.0690	0.0478	0.0891	0.1224
2.0930	1.4391	4.0529	0.9609	1.0167	1.0273	-0.0391	0.0167	0.0273	0.0505
3.0540	2.4558	5.0802	1.0201	0.9617	0.9955	0.0201	-0.0383	-0.0045	0.0435
4.0740	3.4175	6.0757	0.9742	1.0197	1.0561	-0.0258	0.0197	0.0561	0.0649
5.0483	4.4372	7.1318	0.9880	1.0121	1.0172	-0.0120	0.0121	0.0172	0.0242
6.0362	5.4494	8.1490	0.9889	1.0610	1.0506	-0.0111	0.0610	0.0506	0.0800
7.0251	6.5104	9.1996	1.0026	1.0283	0.9967	0.0026	0.0283	-0.0033	0.0286
8.0277	7.5386	10.1963	0.9228	0.9803	0.9826	-0.0772	-0.0197	-0.0174	0.0816
8.9504	8.5189	11.1789	1.0286	1.0342	1.0242	0.0286	0.0342	0.0242	0.0507
9.9790	9.5531	12.2031	0.9810	0.9926	0.9470	-0.0190	-0.0074	-0.0530	0.0568
10.9600	10.5457	13.1501	0.9325	1.0112	1.0787	-0.0675	0.0112	0.0787	0.1043
11.8925	11.5569	14.2288	0.9996	0.9914	1.0409	-0.0004	-0.0086	0.0409	0.0418
12.8921	12.5483	15.2697	0.9877	0.9548	0.9960	-0.0123	-0.0452	-0.0040	0.0470
13.8798	13.5031	16.2657	0.9072	0.9532	0.9927	-0.0928	-0.0468	-0.0073	0.1042
14.7870	14.4563	17.2584	0.9708	0.9863	1.0695	-0.0292	-0.0137	0.0695	0.0766
15.7579	15.4425	18.3279	0.9478	0.9512	1.0119	-0.0522	-0.0488	0.0119	0.0725
16.7056	16.3937	19.3398	1.0371	1.0203	0.9988	0.0371	0.0203	-0.0012	0.0423
17.7427	17.4140	20.3386	0.9875	0.9939	1.0903	-0.0125	-0.0061	0.0903	0.0914
18.7302	18.4079	21.4289	1.0650	1.0105	1.0410	0.0650	0.0105	0.0410	0.0776
19.7953	19.4183	22.4699	1.0872	1.0266	1.3317	0.0872	0.0266	0.3317	0.3440
20.8825	20.4449	23.8016	0.9905	1.0187	1.0863	-0.0095	0.0187	0.0863	0.0888
21.8729	21.4636	24.8879	1.2094	0.9979	0.9832	0.2094	-0.0021	-0.0168	0.2101
23.0823	22.4616	25.8712	1.0819	1.0518	1.3671	0.0819	0.0518	0.3671	0.3797
24.1642	23.5133	27.2383	0.7465	1.0281	-0.2988	-0.2535	0.0281	-0.7012	0.7462
24.9107	24.5414	26.9395							

Tabela 7.19 – Resultados do Ensaio 3.

Valor calculado			Deslocamento			Imprecisão			
X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	3D
0.4248	-0.8373	1.6948	0.9187	1.1137	1.1654	-0.0813	0.1137	0.1654	0.2166
1.3435	0.2764	2.8602	0.9647	1.0343	1.0334	-0.0353	0.0343	0.0334	0.0595
2.3082	1.3106	3.8937	0.9701	1.0491	1.1375	-0.0299	0.0491	0.1375	0.1490
3.2784	2.3598	5.0312	0.9835	1.0668	1.0895	-0.0165	0.0668	0.0895	0.1129
4.2618	3.4266	6.1207	0.9965	1.0095	1.0447	-0.0035	0.0095	0.0447	0.0458
5.2583	4.4361	7.1653	0.9759	1.0281	1.0177	-0.0241	0.0281	0.0177	0.0410
6.2343	5.4642	8.1830	0.9530	1.0686	1.0706	-0.0470	0.0686	0.0706	0.1091
7.1873	6.5328	9.2536	1.0037	1.0355	1.0416	0.0037	0.0355	0.0416	0.0548
8.1910	7.5682	10.2952	0.9303	1.0024	1.0082	-0.0697	0.0024	0.0082	0.0702
9.1213	8.5706	11.3033	0.9992	1.0378	1.0459	-0.0008	0.0378	0.0459	0.0595
10.1205	9.6085	12.3492	0.9811	1.0098	1.0152	-0.0189	0.0098	0.0152	0.0261
11.1016	10.6182	13.3644	1.0339	1.0259	1.0204	0.0339	0.0259	0.0204	0.0473
12.1355	11.6441	14.3849	0.9473	0.9575	0.9841	-0.0527	-0.0425	-0.0159	0.0696
13.0828	12.6016	15.3689	0.9649	0.9948	1.0900	-0.0351	-0.0052	0.0900	0.0967
14.0477	13.5964	16.4589	0.9689	0.9852	1.0236	-0.0311	-0.0148	0.0236	0.0417
15.0166	14.5816	17.4825	0.9943	0.9757	1.0570	-0.0057	-0.0243	0.0570	0.0622
16.0109	15.5574	18.5395	0.9598	0.9659	1.1201	-0.0402	-0.0341	0.1201	0.1311
16.9707	16.5233	19.6595	0.9719	0.9700	0.9336	-0.0281	-0.0300	-0.0664	0.0781
17.9426	17.4932	20.5931	0.9541	0.9842	1.2375	-0.0459	-0.0158	0.2375	0.2424
18.8967	18.4775	21.8306	1.0834	0.9912	1.0532	0.0834	-0.0088	0.0532	0.0993
19.9801	19.4687	22.8838	1.0088	0.9710	1.0451	0.0088	-0.0290	0.0451	0.0544
20.9890	20.4397	23.9289	1.0651	1.0070	0.9048	0.0651	0.0070	-0.0952	0.1156
22.0541	21.4467	24.8337	1.1632	1.0136	1.4232	0.1632	0.0136	0.4232	0.4538
23.2173	22.4603	26.2569	0.9964	1.0053	1.1944	-0.0036	0.0053	0.1944	0.1945
24.2138	23.4656	27.4514	0.8670	0.9600	-0.0145	-0.1330	-0.0400	-0.9855	0.9952
25.0808	24.4257	27.4369							

Tabela 7.20 – Resultados do Ensaio 4.

Valor calculado			Deslocamento			Imprecisão			
X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	3D
0.5054	-1.4051	1.0301	0.9040	1.1203	1.2330	-0.0960	0.1203	0.2330	0.2793
1.4094	-0.2848	2.2631	0.9158	1.1379	1.1882	-0.0842	0.1379	0.1882	0.2480
2.3252	0.8531	3.4513	0.9417	1.0632	1.1645	-0.0583	0.0632	0.1645	0.1856
3.2670	1.9163	4.6158	0.9216	1.1160	1.1775	-0.0784	0.1160	0.1775	0.2261
4.1886	3.0323	5.7933	0.9303	1.0680	1.0945	-0.0697	0.0680	0.0945	0.1357
5.1189	4.1003	6.8878	0.9705	1.0623	1.0777	-0.0295	0.0623	0.0777	0.1039
6.0894	5.1626	7.9655	1.0483	1.0701	1.1058	0.0483	0.0701	0.1058	0.1358
7.1377	6.2327	9.0713	0.8753	0.9821	0.9818	-0.1247	-0.0179	-0.0182	0.1273
8.0130	7.2148	10.0531	0.9331	1.0889	1.0412	-0.0669	0.0889	0.0412	0.1187
8.9460	8.3037	11.0944	0.9903	0.9635	0.9954	-0.0097	-0.0365	-0.0046	0.0381
9.9363	9.2672	12.0898	0.9803	1.0259	1.0297	-0.0197	0.0259	0.0297	0.0441
10.9166	10.2931	13.1195	0.9416	1.0155	1.0504	-0.0584	0.0155	0.0504	0.0787
11.8582	11.3086	14.1698	0.9852	1.0030	1.0312	-0.0148	0.0030	0.0312	0.0347
12.8434	12.3116	15.2011	0.9450	1.0035	1.0430	-0.0550	0.0035	0.0430	0.0699
13.7884	13.3150	16.2441	0.9604	1.0053	1.0469	-0.0396	0.0053	0.0469	0.0616
14.7488	14.3203	17.2910	0.9920	0.9838	1.0046	-0.0080	-0.0162	0.0046	0.0187
15.7408	15.3041	18.2956	0.9925	1.0234	1.1740	-0.0075	0.0234	0.1740	0.1757
16.7333	16.3275	19.4696	1.0146	0.9848	1.0780	0.0146	-0.0152	0.0780	0.0808
17.7480	17.3122	20.5477	0.9777	0.9982	1.0729	-0.0223	-0.0018	0.0729	0.0763
18.7256	18.3104	21.6206	0.9996	1.0071	1.1046	-0.0004	0.0071	0.1046	0.1048
19.7252	19.3175	22.7252	1.0845	1.0020	1.2621	0.0845	0.0020	0.2621	0.2754
20.8097	20.3195	23.9873	1.0290	1.0000	1.0814	0.0290	0.0000	0.0814	0.0864
21.8387	21.3195	25.0687	1.1068	1.0095	1.1543	0.1068	0.0095	0.1543	0.1879
22.9455	22.3290	26.2230	1.1360	1.0335	1.0126	0.1360	0.0335	0.0126	0.1407
24.0815	23.3625	27.2356	0.7855	1.0265	0.2318	-0.2145	0.0265	-0.7682	0.7980
24.8670	24.3890	27.4674							

Tabela 7.21 – Resultados do Ensaio 5.

Valor calculado			Deslocamento			Imprecisão			
X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	3D
0.4739	-0.7968	0.8074	0.9939	1.1257	1.1474	-0.0061	0.1257	0.1474	0.1938
1.4679	0.3289	1.9548	0.9343	1.0874	1.1341	-0.0657	0.0874	0.1341	0.1730
2.4022	1.4163	3.0889	0.9352	1.0475	1.1209	-0.0648	0.0475	0.1209	0.1452
3.3374	2.4638	4.2098	0.9477	1.0457	1.1126	-0.0523	0.0457	0.1126	0.1323
4.2851	3.5095	5.3224	0.9826	1.0236	1.0147	-0.0174	0.0236	0.0147	0.0328
5.2677	4.5331	6.3371	0.9438	1.0456	1.0064	-0.0562	0.0456	0.0064	0.0727
6.2115	5.5787	7.3435	0.9825	1.0588	1.0854	-0.0175	0.0588	0.0854	0.1051
7.1939	6.6375	8.4289	0.9523	0.9706	0.9532	-0.0477	-0.0294	-0.0468	0.0730
8.1462	7.6082	9.3821	0.9821	1.0023	0.9950	-0.0179	0.0023	-0.0050	0.0187
9.1284	8.6105	10.3771	0.9642	1.0096	1.0215	-0.0358	0.0096	0.0215	0.0428
10.0926	9.6201	11.3986	0.9524	1.0162	1.0064	-0.0476	0.0162	0.0064	0.0507
11.0449	10.6364	12.4050	1.0011	0.9932	1.0146	0.0011	-0.0068	0.0146	0.0161
12.0461	11.6296	13.4196	0.9533	0.9663	0.9829	-0.0467	-0.0337	-0.0171	0.0601
12.9994	12.5958	14.4025	0.9990	0.9591	1.0697	-0.0010	-0.0409	0.0697	0.0808
13.9983	13.5550	15.4722	0.8292	0.9569	0.9117	-0.1708	-0.0431	-0.0883	0.1971
14.8275	14.5119	16.3838	1.0587	1.0357	1.1780	0.0587	0.0357	0.1780	0.1908
15.8862	15.5476	17.5618	1.0168	0.9892	1.0838	0.0168	-0.0108	0.0838	0.0861
16.9030	16.5368	18.6456	0.9795	0.9822	1.0735	-0.0205	-0.0178	0.0735	0.0784
17.8825	17.5190	19.7191	1.0217	0.9912	1.1727	0.0217	-0.0088	0.1727	0.1743
18.9042	18.5102	20.8918	1.0187	0.9723	1.0487	0.0187	-0.0277	0.0487	0.0591
19.9228	19.4825	21.9405	1.0267	0.9916	1.1998	0.0267	-0.0084	0.1998	0.2018
20.9496	20.4741	23.1403	1.0151	0.9926	1.0164	0.0151	-0.0074	0.0164	0.0235
21.9647	21.4667	24.1567	1.1048	1.0163	1.1475	0.1048	0.0163	0.1475	0.1817
23.0694	22.4830	25.3042	1.0301	1.0123	0.0101	0.0301	0.0123	-0.9899	0.9904
24.0995	23.4953	25.3143	0.7911	0.9888	-0.0849	-0.2089	-0.0112	-0.9151	0.9387
24.8906	24.4841	25.2294							

Para a determinação da imprecisão das medidas em cada eixo e também em 3D, os dados foram organizados de forma a ficarem distribuídos conforme o eixo considerado, ou seja, os valores das imprecisões, da média e do desvio padrão para o eixo X, estão numa tabela, bem como as imprecisões, a média e o desvio padrão para o eixo Y estão em outra tabela, e assim sucessivamente para o eixo Z e para os valores de imprecisão em 3D.

As cinco primeiras colunas da Tabelas 7.22 apresentam o resultado das imprecisões nos cinco ensaios realizados, na determinação do deslocamento no eixo X. Na sexta coluna é mostrado o valor médio dessas imprecisões, e na sétima e última coluna, aparece o desvio padrão das imprecisões das medidas no eixo X.

Convém salientar, que as imprecisões consideradas se referem a deslocamentos de 1mm entre os pontos de coordenadas (0;0;0) e (25;25;25)mm. A diferença entre o valor calculado para o ponto (1;1;1) e o ponto (0;0;0), é o deslocamento calculado, e a diferença entre 1mm e este valor obtido, corresponde à primeira linha da tabela, e assim sucessivamente.

Tabela 7.22 – Imprecisão das medidas no eixo X.

Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3	Ensaio 4	Ensaio 5	Média	Desvio
-0.0324	-0.0213	-0.0813	-0.0960	-0.0061	-0.0474	0.0391
-0.0639	-0.0690	-0.0353	-0.0842	-0.0657	-0.0636	0.0177
-0.0075	-0.0391	-0.0299	-0.0583	-0.0648	-0.0399	0.0230
0.0280	0.0201	-0.0165	-0.0784	-0.0523	-0.0198	0.0457
-0.0327	-0.0258	-0.0035	-0.0697	-0.0174	-0.0298	0.0248
-0.0014	-0.0120	-0.0241	-0.0295	-0.0562	-0.0246	0.0207
-0.0033	-0.0111	-0.0470	0.0483	-0.0175	-0.0061	0.0346
0.0197	0.0026	0.0037	-0.1247	-0.0477	-0.0293	0.0591
-0.0136	-0.0772	-0.0697	-0.0669	-0.0179	-0.0491	0.0307
0.0009	0.0286	-0.0008	-0.0097	-0.0358	-0.0034	0.0231
-0.0513	-0.0190	-0.0189	-0.0197	-0.0476	-0.0313	0.0166
0.0096	-0.0675	0.0339	-0.0584	0.0011	-0.0162	0.0444
-0.0410	-0.0004	-0.0527	-0.0148	-0.0467	-0.0311	0.0225
-0.0451	-0.0123	-0.0351	-0.0550	-0.0010	-0.0297	0.0225
0.0170	-0.0928	-0.0311	-0.0396	-0.1708	-0.0634	0.0716
-0.0247	-0.0292	-0.0057	-0.0080	0.0587	-0.0018	0.0353
-0.0115	-0.0522	-0.0402	-0.0075	0.0168	-0.0189	0.0275
0.1184	0.0371	-0.0281	0.0146	-0.0205	0.0243	0.0589
-0.0814	-0.0125	-0.0459	-0.0223	0.0217	-0.0281	0.0384
0.0337	0.0650	0.0834	-0.0004	0.0187	0.0401	0.0341
-0.0197	0.0872	0.0088	0.0845	0.0267	0.0375	0.0472
0.1224	-0.0095	0.0651	0.0290	0.0151	0.0444	0.0513
0.1017	0.2094	0.1632	0.1068	0.1048	0.1372	0.0478
0.0245	0.0819	-0.0036	0.1360	0.0301	0.0538	0.0554
-0.0281	-0.2535	-0.1330	-0.2145	-0.2089	-0.1676	0.0893

Tabela 7.23 – Imprecisão das medidas no eixo Y.

Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3	Ensaio 4	Ensaio 5	Média	Desvio
0.1063	0.1265	0.1137	0.1203	0.1257	0.1185	0.0085
0.0644	0.0478	0.0343	0.1379	0.0874	0.0744	0.0407
0.0244	0.0167	0.0491	0.0632	0.0475	0.0402	0.0191
0.0149	-0.0383	0.0668	0.1160	0.0457	0.0410	0.0576
-0.0193	0.0197	0.0095	0.0680	0.0236	0.0203	0.0315
0.0468	0.0121	0.0281	0.0623	0.0456	0.0390	0.0193
0.0274	0.0610	0.0686	0.0701	0.0588	0.0572	0.0173
-0.0054	0.0283	0.0355	-0.0179	-0.0294	0.0022	0.0285
-0.0191	-0.0197	0.0024	0.0889	0.0023	0.0110	0.0449
0.0083	0.0342	0.0378	-0.0365	0.0096	0.0107	0.0297
-0.0038	-0.0074	0.0098	0.0259	0.0162	0.0082	0.0138
-0.0181	0.0112	0.0259	0.0155	-0.0068	0.0055	0.0177
-0.0209	-0.0086	-0.0425	0.0030	-0.0337	-0.0206	0.0184
-0.0136	-0.0452	-0.0052	0.0035	-0.0409	-0.0203	0.0217
-0.0199	-0.0468	-0.0148	0.0053	-0.0431	-0.0239	0.0215
-0.0127	-0.0137	-0.0243	-0.0162	0.0357	-0.0062	0.0239
-0.0323	-0.0488	-0.0341	0.0234	-0.0108	-0.0205	0.0280
0.0814	0.0203	-0.0300	-0.0152	-0.0178	0.0077	0.0453
-0.1056	-0.0061	-0.0158	-0.0018	-0.0088	-0.0276	0.0439
-0.0166	0.0105	-0.0088	0.0071	-0.0277	-0.0071	0.0160
-0.0174	0.0266	-0.0290	0.0020	-0.0084	-0.0052	0.0211
0.0014	0.0187	0.0070	0.0000	-0.0074	0.0040	0.0097
0.0168	-0.0021	0.0136	0.0095	0.0163	0.0108	0.0078
0.0339	0.0518	0.0053	0.0335	0.0123	0.0273	0.0186
0.0398	0.0281	-0.0400	0.0265	-0.0112	0.0086	0.0333

Tabela 7.24 – Imprecisão das medidas no eixo Z.

Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3	Ensaio 4	Ensaio 5	Média	Desvio
0.1247	0.2034	0.1654	0.2330	0.1474	0.1748	0.0435
0.0496	0.0891	0.0334	0.1882	0.1341	0.0989	0.0633
0.0802	0.0273	0.1375	0.1645	0.1209	0.1061	0.0536
0.0598	-0.0045	0.0895	0.1775	0.1126	0.0870	0.0670
-0.0131	0.0561	0.0447	0.0945	0.0147	0.0394	0.0410
0.0342	0.0172	0.0177	0.0777	0.0064	0.0306	0.0281
0.0134	0.0506	0.0706	0.1058	0.0854	0.0652	0.0353
-0.0242	-0.0033	0.0416	-0.0182	-0.0468	-0.0102	0.0329
-0.0389	-0.0174	0.0082	0.0412	-0.0050	-0.0024	0.0299
0.0062	0.0242	0.0459	-0.0046	0.0215	0.0186	0.0192
0.0136	-0.0530	0.0152	0.0297	0.0064	0.0024	0.0321
-0.0360	0.0787	0.0204	0.0504	0.0146	0.0256	0.0430
-0.0381	0.0409	-0.0159	0.0312	-0.0171	0.0002	0.0341
0.0649	-0.0040	0.0900	0.0430	0.0697	0.0527	0.0358
-0.0381	-0.0073	0.0236	0.0469	-0.0883	-0.0126	0.0531
0.0470	0.0695	0.0570	0.0046	0.1780	0.0712	0.0645
0.0454	0.0119	0.1201	0.1740	0.0838	0.0870	0.0634
0.1842	-0.0012	-0.0664	0.0780	0.0735	0.0536	0.0942
-0.0080	0.0903	0.2375	0.0729	0.1727	0.1131	0.0946
-0.1267	0.0410	0.0532	0.1046	0.0487	0.0242	0.0880
0.0717	0.3317	0.0451	0.2621	0.1998	0.1821	0.1225
0.2066	0.0863	-0.0952	0.0814	0.0164	0.0591	0.1102
0.2851	-0.0168	0.4232	0.1543	0.1475	0.1987	0.1650
0.0696	0.3671	0.1944	0.0126	-0.9899	-0.0692	0.5323
-0.4783	-0.7012	-0.9855	-0.7682	-0.9151	-0.7697	0.1983

Tabela 7.25 – Imprecisão das medidas em 3D.

Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3	Ensaio 4	Ensaio 5	Média	Desvio
0.1671	0.2404	0.2166	0.2793	0.1938	0.2194	0.0431
0.1034	0.1224	0.0595	0.2480	0.1730	0.1413	0.0723
0.0842	0.0505	0.1490	0.1856	0.1452	0.1229	0.0544
0.0677	0.0435	0.1129	0.2261	0.1323	0.1165	0.0707
0.0402	0.0649	0.0458	0.1357	0.0328	0.0639	0.0419
0.0580	0.0242	0.0410	0.1039	0.0727	0.0599	0.0305
0.0307	0.0800	0.1091	0.1358	0.1051	0.0921	0.0396
0.0317	0.0286	0.0548	0.1273	0.0730	0.0631	0.0402
0.0454	0.0816	0.0702	0.1187	0.0187	0.0669	0.0377
0.0103	0.0507	0.0595	0.0381	0.0428	0.0403	0.0186
0.0532	0.0568	0.0261	0.0441	0.0507	0.0462	0.0121
0.0414	0.1043	0.0473	0.0787	0.0161	0.0576	0.0343
0.0597	0.0418	0.0696	0.0347	0.0601	0.0532	0.0144
0.0802	0.0470	0.0967	0.0699	0.0808	0.0749	0.0183
0.0462	0.1042	0.0417	0.0616	0.1971	0.0902	0.0646
0.0546	0.0766	0.0622	0.0187	0.1908	0.0806	0.0652
0.0569	0.0725	0.1311	0.1757	0.0861	0.1045	0.0485
0.2336	0.0423	0.0781	0.0808	0.0784	0.1027	0.0749
0.1336	0.0914	0.2424	0.0763	0.1743	0.1436	0.0672
0.1321	0.0776	0.0993	0.1048	0.0591	0.0946	0.0278
0.0763	0.3440	0.0544	0.2754	0.2018	0.1904	0.1250
0.2401	0.0888	0.1156	0.0864	0.0235	0.1109	0.0797
0.3031	0.2101	0.4538	0.1879	0.1817	0.2673	0.1151
0.0812	0.3797	0.1945	0.1407	0.9904	0.3573	0.3712
0.4808	0.7462	0.9952	0.7980	0.9387	0.7918	0.2011

O resultado das imprecisões em 3D para os 5 (cinco) ensaios realizados está mostrado na Figura 7.47, o que representa graficamente, os dados da Tabela 7.25.

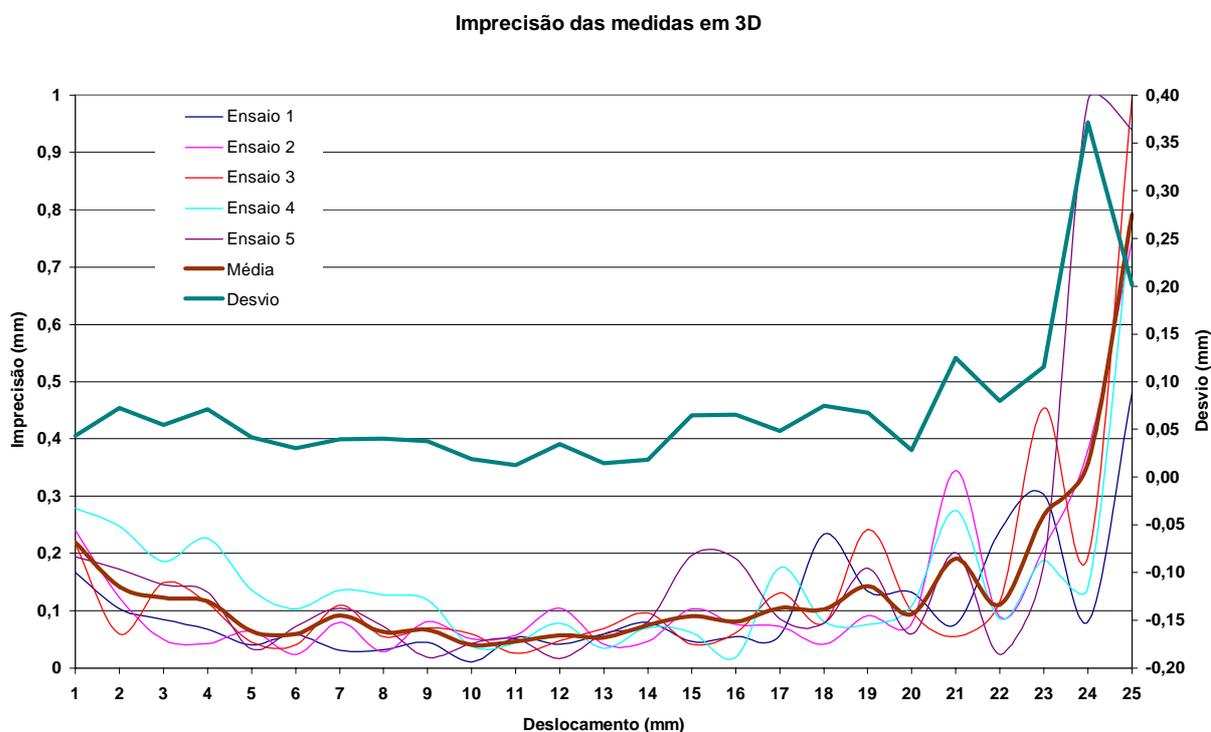


Figura 7.47 - Imprecisão das medidas em 3D – deslocamentos entre 0 e 25 mm.

Nas duas últimas linhas da Tabela 7.24 aparecem valores de imprecisão muito altos, como – 0,7012mm, 0,9899, 09151mm, totalmente distintos dos valores presentes nas outras linhas da tabela e também dos valores mostrados nas Tabelas 7.22 e 7.23. Isto se deve ao fato de que o deslocamento no eixo Z, o qual deveria ser de 25mm conforme os deslocamentos nos eixos X e Y é de apenas 23mm devido a torre de calibração não percorrer o percurso de 25mm e sim de 23mm. Isto se deve a uma questão estrutural no projeto de construção da torre.

Para uma análise correta do comportamento do equipamento deve-se deixar de considerar as duas últimas linhas das tabelas referentes a deslocamentos entre os pontos de coordenadas (23;23;23)mm e (25;25;25)mm, fato este que pode ser contornado, na necessidade de um maior deslocamento no eixo Z, substituindo a torre por outra de maior curso ou via software.

Devido ao fato da Tabela 7.25 representar a imprecisão em 3D, que foi calculada considerando-se todas as linhas das Tabelas 7.22, 7.23 e 7.24, ao se desconsiderar as duas últimas linhas da Tabela 7.24, a Tabela 7.25 também deve desconsiderá-las, ficando a Figura 7.47 da forma mostrada na Figura 7.48.

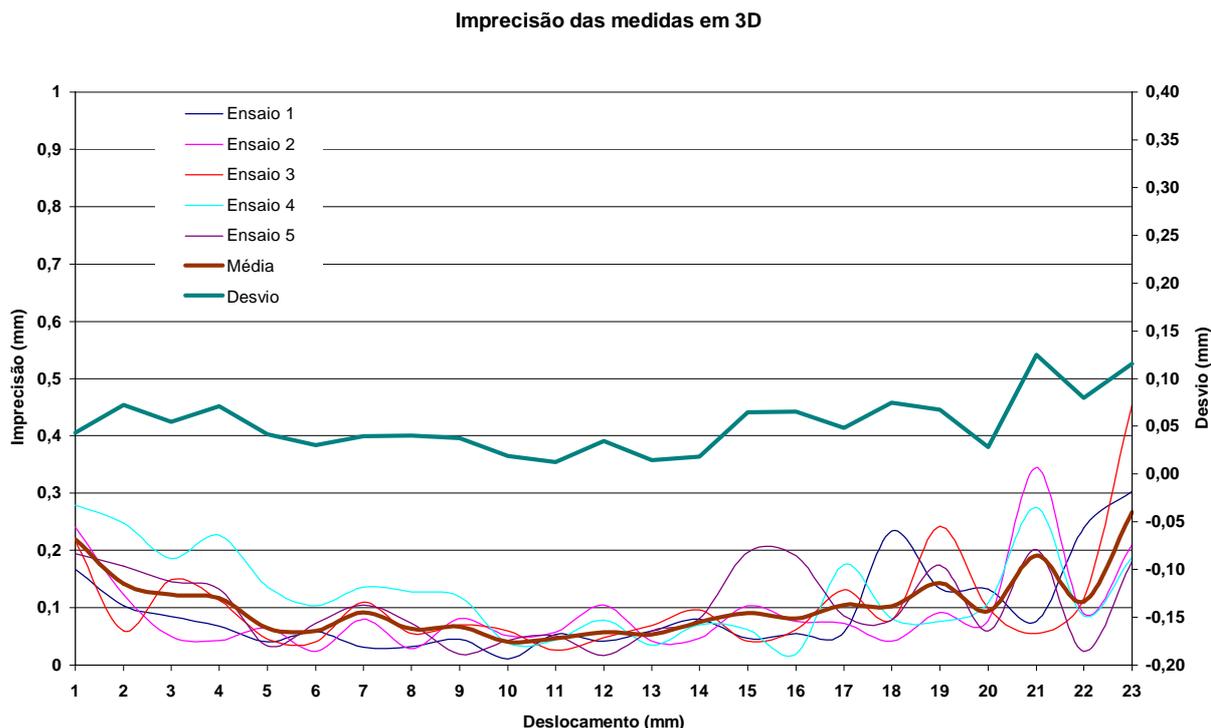


Figura 7.48 - Imprecisão das medidas em 3D – deslocamentos entre 0 e 23 mm.

7.4 - MOVIMENTO MANDIBULAR

Como curiosidade será apresentado o deslocamento executado pelo Emulador de Movimento Mandibular desenvolvido para este fim.

Para a demonstração deste movimento foi necessário subtrair do conjunto (Coroa de Sensores e Torre de Calibração) a Torre de Calibração e colocar no seu lugar o Emulador de Movimento Mandibular. Para tanto era de fundamental importância para validação das medidas, que o magneto colado no “dente do paciente” (Emulador) ficasse na mesma posição que o magneto quando na torre de calibração.

Ao se realizar os ensaios verificou-se que o resultado obtido na direção Z estava totalmente fora da zona mapeada pela torre de calibração, ou seja, o máximo movimento em Z que a calibração valida é de 23mm e o emulador executa uma abertura mínima de 34mm, não sendo possível validar as medidas em Z. Os resultados apresentados valem como demonstração de que o aparelho funciona e que necessita de pequenos ajustes para a utilização como medidor de deslocamento mandibular.

O exemplo apresentado será de uma aquisição dinâmica, de abrir e fechar a boca. A Figura 7.47 mostra a tela no momento final da aquisição, a qual totalizou 20 segundos.

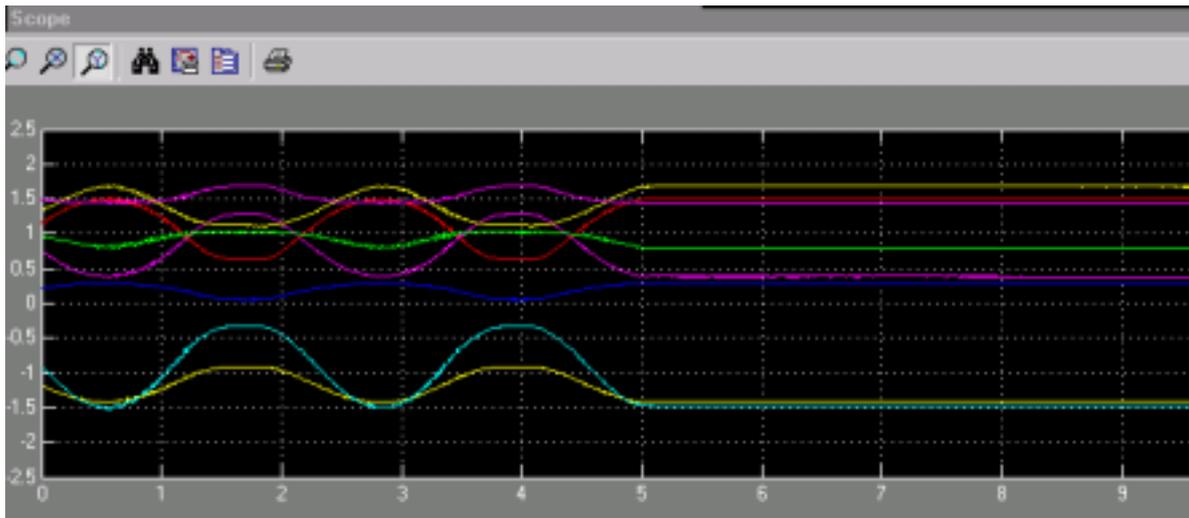


Figura 7.49 – Aquisição de dados do movimento mandibular – últimos 10 segundos.

Conforme pode ser visto na Figura 7.50, o deslocamento máximo em X (gráfico em azul) foi de 3,2mm; o deslocamento máximo (gráfico em vermelho) em Y foi de 2,8mm e, o deslocamento máximo (gráfico verde) foi de 73,0 mm. O deslocamento em Z não pode ser considerado válido, pois a matriz de calibração utilizada, valida valores de Z até 23mm. De qualquer forma, o movimento reproduzido se assemelha bastante ao movimento mandibular de um indivíduo, Nielsen *et al*, 1990.

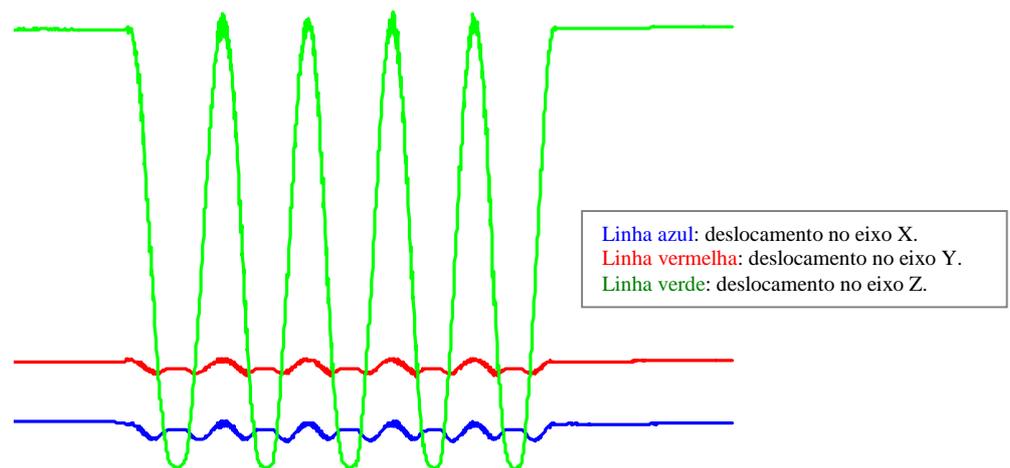


Figura 7.50 - Deslocamento no tempo.

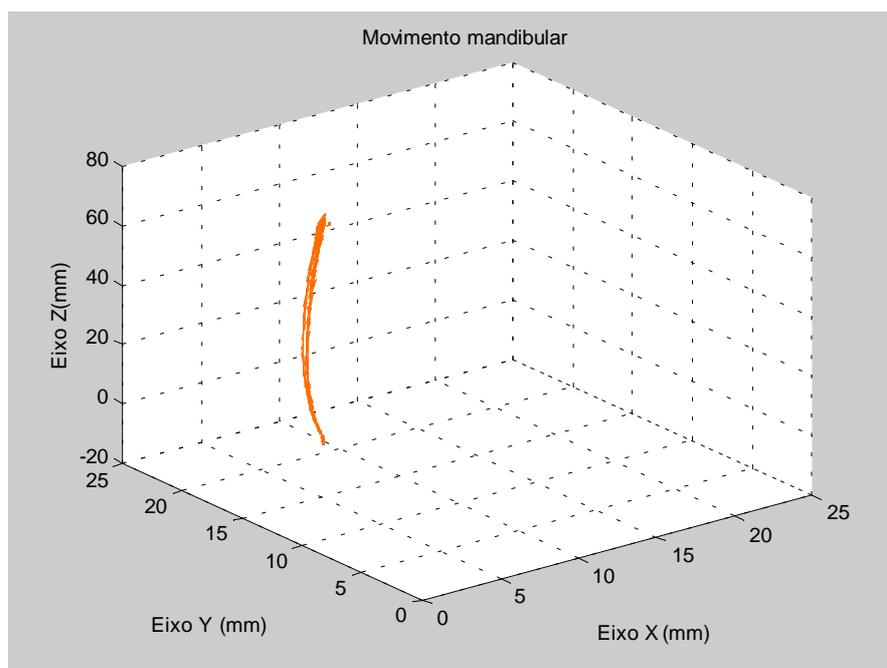


Figura 7.51 - Deslocamento em 3D.

7.5 - CONCLUSÃO

Neste foram apresentados diversos exemplos de deslocamento do magneto no plano e no espaço.

Os resultados foram apresentados através tabelas e gráficos de deslocamento no tempo e no espaço.

A determinação das imprecisões das medidas, foi consolidada, através de cinco ensaios realizados entre os pontos de coordenadas (0;0;0)mm e (25;25;25)mm, com exceção do eixo Z, que a variação efetiva está entre os pontos (2;2;2) e (25;25;25)mm.

Considerando-se o valor médio nos cinco ensaios, a maior imprecisão no eixo X foi de 0,16mm; no eixo Y de 0,11mm; no eixo Z de 0,19mm, e considerando o deslocamento nas três direções o maior valor obtido foi de 0,26mm. Convém ressaltar que estes valores foram observados sempre nas extremidades nunca no centro do cubo que representa o deslocamento no espaço.

O sensor magnetoresistivo é um elemento apropriado para medir pequenos deslocamentos com precisão na ordem de décimos de milímetros

Através destes resultados é possível afirmar que o objetivo proposto por este trabalho foi alcançado.

CAPÍTULO VIII

CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE CONTINUIDADE

8.1 - INTRODUÇÃO

Neste capítulo são apresentadas as conclusões obtidas através dos vários ensaios realizados no decorrer do desenvolvimento do trabalho, bem como algumas propostas para dar continuidade ao mesmo, visando uma possível transformação do modelo em um equipamento comercial.

Os objetivos propostos pelo trabalho foram alcançados, pois o sistema desenvolvido melhorou a precisão do sistema desenvolvido por Brusamarello, 1996, que era de 0,6mm no plano e de 1mm no espaço, para valores na ordem de 0,24mm no plano XZ (maior valor encontrado para os planos) e 0,26mm no espaço.

8.2 - CONCLUSÕES

O sensor magnetoresistivo é um elemento apropriado para medir pequenos deslocamentos com precisão na ordem de décimos de milímetros, porém não se indica sua utilização para identificação precisa de posição.

A utilização de matrizes de calibração atualizadas melhoram o desempenho do sistema quando se deseja determinar as coordenadas do ponto no espaço, porém o que ficou determinado pelos ensaios realizados é o fato de que mesmo utilizando-se matrizes de calibração não-atualizadas, a precisão é boa para os valores obtidos na determinação de pequenos deslocamentos

A determinação das imprecisões das medidas foi consolidada através de cinco ensaios realizados entre os pontos de coordenadas (0;0;0)mm e (25;25;25)mm, com exceção do eixo Z, que a variação efetiva está entre os pontos (2;2;2) e (25;25;25)mm.

Considerando-se o valor médio nos cinco ensaios, a maior imprecisão no eixo X foi de 0,16mm; no eixo Y, de 0,11mm; no eixo Z de 0,19mm.

A maior imprecisão calculada para deslocamentos no plano XY foi de 0,19mm; no plano XZ foi de 0,24mm e plano YZ o valor calculado foi de 0,21mm. Considerando o deslocamento nas três direções, o maior valor obtido foi de 0,26mm. Convém ressaltar que estes valores foram observados sempre nas extremidades nunca no centro do cubo que representa o deslocamento no espaço, o que significa 0,26mm é a máxima imprecisão obtida pelo equipamento.

Convém salientar que no sistema de coordenadas utilizado, considerando o equipamento disposto num paciente, o eixo X corresponde a deslocamentos entre esquerda e direita; eixo Y corresponde ao movimento posterior-anterior, e o eixo Z corresponde ao movimento de abrir e fechar a boca.

Considerando o objetivo secundário proposto pelo trabalho, pode-se afirmar que o valor da indução magnética no campo dos sensores para um deslocamento entre 0 e 25mm no plano varia entre 8 e 20 Gauss. Na posição mais próxima entre o imã e um dos sensores (distância=72,32mm), a indução calculada foi de 18G. Na posição mais distante (distância=107,67mm), o valor da indução calculada foi de 8G, fato que confirma os dados fornecidos pelo fabricante dos sensores (Philips) que o sensor KMZ10B mede campos cuja indução esteja entre $\pm 25G$.

É possível afirmar através destes resultados que o objetivo proposto por este trabalho foi alcançado.

8.3 - SUGESTÕES DE CONTINUIDADE

Por ser um trabalho experimental, sempre é possível aperfeiçoar o sistema, e é praticamente impossível esgotar todas as possibilidades na tentativa de acompanhar o desenvolvimento tecnológico atual. Algumas possibilidades de aperfeiçoamento do sistema estão dispostas como conclusões deste capítulo.

- Aproximação de Placas

O equipamento, denominado de Coroa de Sensores no desenvolvimento do texto, foi construído de tal forma que as placas de celeron, onde se encontram os sensores, façam com que a distância entre os mesmos seja de 40mm. É possível testar novas distâncias entre as placas e analisar os resultados obtidos.

- Mudança do ângulo entre os sensores

As placas onde se encontram os sensores têm 4 posições definidas (duas posições lineares e duas posições angulares). Na posição atual os sensores estão na maior distância possível do magneto. É possível utilizar a posição onde os sensores fiquem mais próximos do magneto, ainda mantendo a distância necessária para medida de movimentos na ATM.

- Tipos de sensores

É possível utilizar outros tipos de sensores magnetoresistivos como o sensor magnetoresistivo KMZ51 da Philips. O KMZ51 é um sensor de superfície que possui uma bobina interna para calibrar o sistema toda vez que ele é inicializado, portanto necessita de uma fonte de corrente com “clock” para alimentar esta bobina. Este sensor apresenta uma sensibilidade 4 vezes maior que o KMZ10B.

Conversor A/D

Poderia se substituir o conversor A/D 12 bits, utilizado atualmente, por um conversor A/D de 16 bits, o que melhoraria consideravelmente a precisão da medida, pois seria possível medir até 0,00762930mV, o que possibilitaria obter resultados de centésimos de milímetro.

Pode-se implementar mais de uma destas possibilidades conjuntamente, porém sendo este um trabalho na área experimental, testes terão que ser feitos para se optar pela melhor opção.

Para finalizar é importante ressaltar que os ensaios foram realizados numa sala da PUCRS, isto é, sem controle de temperatura e umidade, fato este que apesar de não poder ser quantificado neste trabalho, afeta o comportamento dos sensores magnetoresistivos. Uma sugestão para melhorar ainda mais o desempenho do equipamento é realizar as medições em ambiente com controle de temperatura e umidade.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Assumpção Bastos, J.P., “Eletromagnetismo e Cálculo de Campos, Editora da UFSC, Florianópolis, SC, 1992.
- [2] Aston, R., “Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement, Pennsylvania State University Wilkes-Barre, 1990.
- [3] Aström, K, J & Wittenmark, B., “Orthogonal Least Squares Methods and their Application to Non-linear Systems Identification”, International Journal of Control, 50, Nº 5, pp1873-1896, 1989.
- [4] Balbinot, A.; “Desenvolvimento de um Sistema para gerar e medir o período de silêncio em pacientes com problemas na articulação temporomandibular,. Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 1998.
- [5] Brusamarello, V.J., “Medição de Deslocamento no Plano e no Espaço , sem Contato, Utilizando Sensores Magnéticos, Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 1996.
- [6] Caruso, M.J.; Bratland, T.; Smith, C.; Schneider, R.; “A New Perspective on Magnetic Field Sensing”, Honeywell, Inc., www.ssec.honeywell.com, 1998.
- [7] Gallop J., “Squids, the Josephson effects and measurement”, National Physical Laboratory, Teddington, Middlesex TW11 0LW, UK, Meas. Sci. Technol 2, pág. 485-496, 1991.
- [8] Gillespy T., Richardson, M; “TMJ anatomy – The American Academy of Head , Neck and Facial Pain”,
<http://www.rad.washington.Edu/Anatomy/TMJ/TMJAnatomy.html>.
- [9] Graber, T.M., Vanarsdall Jr., R.L.. “Ortodontia Princípios e Técnicas Atuais” Guanabara Koogan, 2ª edição, 1996
- [10] Hameyer, K., Belmans, Ronnie, “Numerical Modelling and Design of Electrical Machines and Devices, WITPress Southhampton, Boston, 1999.

-
- [11] Harada K., Sunouchi Y., Sakamoto H.; “A new magnetometer using a small ring core and mos-fets”, IEEE Transactions on Magnetics, Volume 25, Número 5, pág. 3399-3401, 1989.
- [12] Hayasaki H., Nakata S., Nishima N., Okamoto A. , Minematsu K., Yamasaki Y., Nakata M., “CMDME (curved mesh diagram of mandibular excursion) method for visualization and diagnosis of mandibular movement”, Journal of Oral Rehabilitation, Número 25, 1998:
- [13] Jankelson B., Swain C.W., Crane P. F., Radke J.C.; “Kinesiometric instrumentation: a new technology”, Jada, Volume 90, pág. 834-840, Abril, 1975.
- [14] Kwon, Y.W.; Bang H., “The Finite Element Method Using Matlab , CRC Press LLC, 2000.
- [15] Longhi, L.G.S., “Modelagem Semi-física: Uma alternativa à Modelagem Empírica”, PEQ/COPPE/UFRJ, 1998
- [16] Motoyoshi Mitsuro; Sadowsky Lionel P.; Kamijo Koichiro; Fukui Mineo; Namura Schinkichi, “Studiew of Temporomandibular Joint Sounds; Part 4, Phase Relations of TMJ Sounds and Jaw Movement, J. Nihon Univ. Sch. Dent., Volume 38, Número ¾ , pág. 155-160, 1996.
- [17] Nielsen, D.D.S.; Marcel, T.; Chun ,D.; Miller, A J.; “Patterns of mandibular movements in subjects with craniomandibular disorders”, The Journal of Prosthetic dentistry, 1990.
- [18] Okeson Jeffrey P.; “Fundamentos de oclusão e desordens temporo-mandibulares”, Segunda Edição, Artes Médicas Ltda, 1992.
- [19] Pereira, L. A., 1998, “Método dos Elementos Finitos Aplicado ao Eletromagnetismo”, apostila da disciplina de Ferramentas Computacionais Aplicadas à Engenharia, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da PUCRS, 1998.
- [20] Pereira, L. A., “ Software for Teaching Electrical Machines and Eletromagnetics for Graduate and Undergraduate Courses”, IEEE International Eletric Machines and Drives Conference, Annual Meeting, Cambribdge, Massachusetts, 2001.
- [21] Pertes R.A. , Gross S.G.; “Temporomandibular disorders and orofacial pain”,

Quintessence Books.

- [22] Piehslinger Eva; Celar Ales G.; Celar Robert M., Slavicek Rudolph, , “Computerized Axiography: Principles and Methods”, The Journal of craniomandibular practice, Volume 9, Número 4, pág. 344-355 ,1991.
- [23] Prinz J. F., “Validation of a recording protocol for assessing temporomandibular sounds and a method for assessing jaw position”, Journal of Oral Rehabilitation, Número 25, pág. 321-328, 1998.
- [24] Proffit, W.R., Fields Jr, H.W., “ Ortodontia Contemporânea”, Guanabara Koogan, 2ª edição, 1995.
- [25] Revista Eletrônica Tecnologia-Informática-Automação- Nº_338_ Março, 2001.
- [26] Rohen, J.W, Yokochi, C., Anatomia Humana – Atlas Fotográfico de Anatomia e Sistêmica e Regional, Editora Manole Ltda, 2ª edição, 1989.
- [27] Schartz, M.; Shaw, L.; “Signal Precessin Discrete Spectral Analysis, Detection, and Estimation, Mc Graw-Hill, 1975.
- [28] Siegler S., Hayes R., Nicolella D., Fielding A, “A technique to investigate the three-dimensional kinesiology of the human temporomandibular joint”, The Journal of Prosthetic Dentistry, Volume 65, Número 6,pág. 833-839, 1991.
- [29] Solberg W. K.; “Disfunções e desordens temporo-mandibulares”, São Paulo, Livraria Editora Santos, 1989.
- [30] Tallents, R.H., Bruce G., Catania, J.A., “ Error Analysis of a Magnetic jaw tracking Device”, Journal of Craniomandibular Disorders: Facial & Oral Pain, Volume 5, pág.51-56, 1991.
- [31] Taub, H.; Schilling, D. L., “Principles of Communication System”, McGraw-Hill Book Company, Second Edition, 1986.
- [32] Uchiyama T., Mohri K., Itho H., Nakashima K., Ohuchi J., Sudo Y., “Car Traffic Monitoring System Using MI Sensor Built-In Disk Set on the Road”, IEEE Transactions on Magnetic, Volume 36, Número 5, pág. 3670-3672, 2000.

- [33] Waysenson B., Salomon J: “Three-dimensional recordings of envelopes of motion related to mandibular movements”, Research and Education, Número 1, pág. 53-60, Julho de 1977.
- [34] Yamamoto K., Hayashi S., Nishikawa H., Nakamura S., Mikami T., “Measurements of Dental Cast Profile and Three Dimensional Tooth Movement During Orthodontic Treatment”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Volume 38, Número 4, pág. 672-676, 1991
- [35] Webster, J.G., “Medical Instrumentation Application and Design”, Second Edition 1992.

APÊNDICE I

ELETROMAGNETISMO E CÁLCULO DE CAMPO

1.1 - INTRODUÇÃO

Os sensores magnetoresistivos utilizados na confecção do equipamento apresentado neste trabalho, são dispositivos sensíveis que medem campos magnéticos muito pequenos, que segundo o fabricante se encontram na faixa de $\pm 2\text{kA/m}$, ou seja ± 25 Gauss. O magneto utilizado para sensibilizar estes sensores é um ímã de Neodímio-Ferro-Boro de forma cilíndrica de 11mm de diâmetro e 5mm de altura e 1,1 Tesla, o qual se desloca em 3 direções em torno de um cubo de 25X25X23mm, ficando, em cada posição assumida pelo magneto, a uma distância dos sensores que varia entre aproximadamente 70mm e 110mm. Como o sensor é ligado em ponte e a sua saída é em tensão, a questão era como identificar o valor da indução magnética no próprio sensor.

A Figura 1.1a apresenta de forma esquemática o sistema de medição de deslocamento, onde os círculos em vermelho representam os sensores magnetoresistivos, o cubo em preto tracejado o espaço de deslocamento do magneto, e os retângulos em amarelo o magneto.

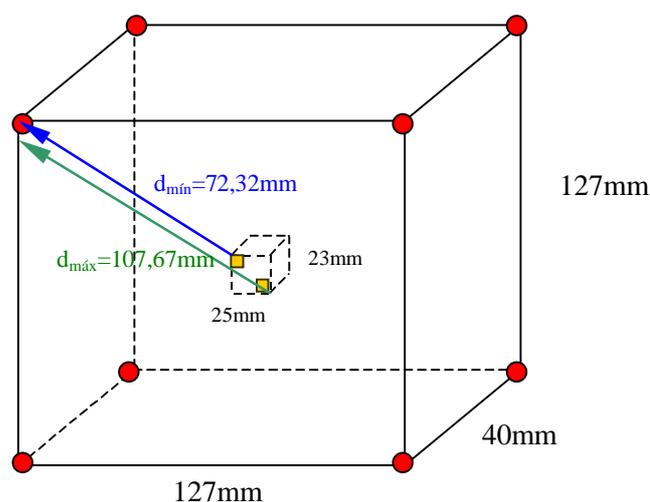


Figura 1.1a - Sistema de medição esquematizado mostrando as distâncias máximas e mínimas do magneto em relação a um dos sensores magnetoresistivos no plano.

À medida que o magneto se desloca no espaço, a intensidade do campo magnético em cada sensor varia, e o objetivo é identificar esta variação em cada sensor. Para tanto serão apresentados resultados desta variação no plano salientado que estes resultados são preliminares e que deverão ser validados em trabalhos futuros.

No deslocamento no plano, considerando a trajetória possível do magneto, a mínima distância entre cada sensor e o magneto é de 72,32mm e a máxima é de 107,67mm, conforme mostrado na Figura 1.1a.

Para a obtenção da intensidade do campo magnético do magneto que sensibiliza cada sensor, foi utilizado o software FEM2000, desenvolvido por Pereira, 2001, que utiliza para o cálculo o Método de Elementos Finitos.

A resolução das equações de Laplace e Poisson para campos eletromagnéticos através de métodos analíticos é muito difícil de ser tratada, por isto a necessidade da utilização do Método de Elementos Finitos para tal. A Figura 1.2a apresenta de forma esquemática a divisão dos métodos de análise utilizados até hoje.

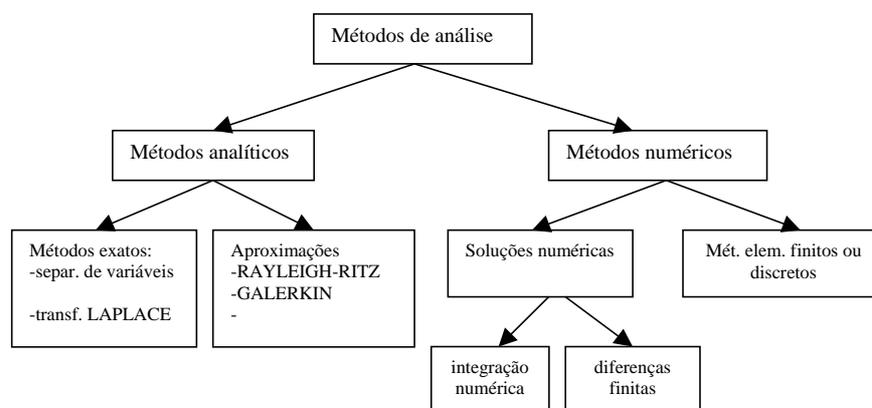


Figura 1.2a - Análise Geral de métodos de análise matemática

Os métodos analíticos permitem a solução exata das equações diferenciais, porém o método de separação de variáveis, transformadas de Laplace, ou outros métodos, podem ser aplicados somente em problemas de formulação geométrica simples. Aproximações analíticas são utilizadas quando, por se conhecer o problema que está sendo solucionado, é possível aplicar simplificações convenientes. Apesar de serem métodos indicados para problemas específicos, possuem a vantagem de se obter os resultados em menor tempo.

Os métodos de integração numérica como Runge-Kutta, Euler e outras técnicas, podem ser obtidos através de soluções diretas de sistemas de equações diferenciais parciais. O método das

diferenças finitas calcula a solução através de séries de Taylor para aproximar o valor do campo nos vértices de uma malha dentro do domínio de interesse. O método dos elementos finitos pertence aos métodos discretos e pode ser usado em diversas aplicações, sendo em muitos casos práticos, a única ferramenta capaz de fornecer uma solução aceitável, ainda que aproximada.

Para solucionar problemas utilizando o método dos elementos finitos, é necessário escolher entre:

- método dos elementos finitos (MEF ou FEM)
- método das diferenças finitas (FDM)
- método dos elementos de fronteira (BEM)
- circuito magnético equivalente (MEC)
- método de espelhamento (PMM).

O método dos elementos finitos (FEM) é bem conhecido e o mais comumente utilizado para solucionar problemas de cálculo de campos eletromagnéticos sendo portanto, o que será abordado neste Apêndice.

Neste trabalho será utilizado o FEM através do software para mapeamento de campo magnético, o qual utiliza a aproximação de funções pelo método de Galerkin. O programa realiza o cálculo de campo magnético em duas dimensões e mostra o resultado através de gráficos na tela, que permitem a verificação dos valores desejados através de coordenadas retangulares e coordenadas polares.

Para uma melhor compreensão do método utilizado pelo software é feita, no decorrer deste Apêndice, uma revisão dos fenômenos eletromagnéticos regidos pelas equações de Maxwell, uma breve explanação sobre o Método dos Elementos Finitos utilizando a aproximação de funções pelo método de Galerkin, bem como uma breve revisão dos conceitos básicos em Magnetismo.

1.2 - CONCEITOS FUNDAMENTAIS

1.2.1 - MAGNETISMO

O tratamento quantitativo dos fenômenos magnéticos originou-se com a descoberta de Coulomb da lei de atração entre polos magnéticos. Daí se tornou possível definir a unidade de polo, ou massa magnética, como a “massa magnética que provoca em uma massa idêntica, colocada à distância de 1cm, uma força repulsiva de 1 dina”.

O aspecto físico do efeito do magnetismo, pode ser materializado, ao se introduzir o conceito de linhas de força, que são linhas normais às superfícies equipotenciais que envolvem os polos magnéticos. Essas linhas representam os circuitos magnéticos que emanam ou convergem a um polo. Por definição considera-se que uma esfera de 1cm de raio envolvendo um polo magnético unitário é penetrada por 4π linhas de força, portanto cada centímetro quadrado da superfície dessa esfera é atravessado por uma linha de força.

1.2.2 - CAMPO MAGNÉTICO E INDUÇÃO MAGNÉTICA

Diz-se que existe um campo magnético em um ponto, se uma força, além de qualquer força eletrostática, é exercida sobre uma carga móvel colocada neste ponto. O campo magnético \vec{H} , tal como o campo elétrico \vec{E} é um campo de vetores e seu valor de orientação em qualquer ponto é chamado de \vec{B} , vetor indução magnética. A unidade no SI para campo magnético e indução magnética é Tesla (N/A.m).

1.2.3 - FLUXO MAGNÉTICO

O fluxo magnético Φ através de uma superfície é definido como a integral de superfície da componente normal de \vec{B} sobre a superfície. A unidade para fluxo magnético é o Weber (N.m/A)

1.2.4 - MAGNETOSTRICÇÃO

A magnetostricção abrange todas as mudanças de dimensões que sofrem os materiais ferromagnéticos quando submetidos a campos magnetizantes. Esse fenômeno recebe várias denominações como por exemplo, “efeito Joule”, quando se trata da variação do comprimento da peça, em campos transversais; “efeito Barrett”, quando for a variação do volume e “efeito Wiedemann”, quando as variações de dimensão devido a campos radiais provocam movimentos de torção.

Os materiais que se alongam quando submetidos a um campo magnético possuem uma magnetostricção positiva; e nestes materiais a permeabilidade aumenta devido a deformações elásticas.

1.2.5 - MATERIAIS MAGNÉTICOS

A permeabilidade μ de um meio expressa intrinsecamente sua capacidade de se mostrar mais ou menos suscetível à passagem de fluxo magnético. A definição de permeabilidade magnética

relativa de um material μ_r é a relação entre a permeabilidade μ real do meio e a permeabilidade do ar $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$ H/m, ou seja:

$$\mu_r = \frac{\mu}{\mu_0} \quad (1.1a)$$

Existem basicamente dois tipos de materiais magnéticos:

- Materiais moles:

-diamagnéticos

- paramagnéticos

- ferromagnéticos

- Materiais duros:

- ímãs-permanentes.

1.2.5.1 - Materiais moles

São materiais que, uma vez anulado o campo magnético neles aplicado, não guardam uma indução dita “remanente” significativa. São meios passivos à presença de campo magnéticos. Eles são classificados em diamagnéticos, paramagnéticos e ferromagnéticos.

Para a maioria dos átomos e íons, os efeitos magnéticos dos elétrons incluindo os devidos ao spin e ao movimento orbital, se cancelam, de modo que os átomos e íons, de uma forma geral não são magnéticos. Isto é válido para os gases raros como o néon e os íons, Materiais como estes não exibem efeitos magnéticos. Entretanto, para outros átomos e íons, os efeitos magnéticos dos elétrons não se compensam, o que faz com que eles possuam um momento magnético. Se for colocada uma amostra de N átomos, cada um deles com um momento de dipolo num campo magnético externo, todos estes dipolos elementares tenderão de ficar alinhados com o campo. A essa tendência de alinhamento se denomina Paramagnetismo. Os materiais paramagnéticos possuem um μ_r ligeiramente superior a 1, como exemplo deste tipo de material, pode-se citar o alumínio onde $\mu_r = 1,00000036$. Um exemplo deste fenômeno pode ser visto na Figura 1.1a

Michael Faraday, em 1846 descobriu que um pequeno pedaço de bismuto colocado perto do polo de um ímã bastante forte era por ele repellido. A este fenômeno ele denominou Diamagnetismo, em contraposição às substâncias paramagnéticas, que são atraídas. Os materiais diamagnéticos

são os que apresentam uma permeabilidade relativa um pouco menor do que 1, como o mercúrio, ouro, prata e cobre, sendo que este último apresenta uma permeabilidade relativa $\mu_r = 0,999991$. O Diamagnetismo é um fenômeno que está presente em todas as substâncias, mas que produz efeitos tão fracos que a sua presença fica disfarçada em substâncias cujos átomos possuem um dipolo magnético intrínseco, como é o caso das substâncias paramagnéticas e ferromagnéticas.

Para os elementos ferro, cobalto e níquel e para um grande número de ligas que contêm estes e também outros elementos, acontece um efeito especial que permite um alto grau de alinhamento dos momentos magnéticos elementares de uma amostra, apesar da tendência para a desordem devida à agitação térmica dos átomos. Nesses materiais chamados de ferromagnéticos, existe, entre átomos vizinhos, um tipo especial de interação chamado de acoplamento de troca, o qual une os seus momentos magnéticos num paralelismo rígido. Os materiais ferromagnéticos possuem um μ_r muito superior a 1. O ferro, por exemplo, com 0,2% de impurezas possui $\mu_r = 6000$. Algumas ligas de ferro chegam a apresentar um $\mu_r = 10^6$. Se este tipo de material estiver em um ambiente aquecido, e se a temperatura em questão ultrapassar um valor crítico, chamado de “Temperatura Curie”, acima da qual não há mais interação de troca, este meio passa a ter o comportamento de um material paramagnético. Cada meio possui a sua própria “Temperatura de Curie”, sendo que para o ferro, este valor é de aproximadamente 770°C (1.043 K).

As Figuras 1.3a, 1.4a e 1.5a mostram as características destes três tipos de materiais.

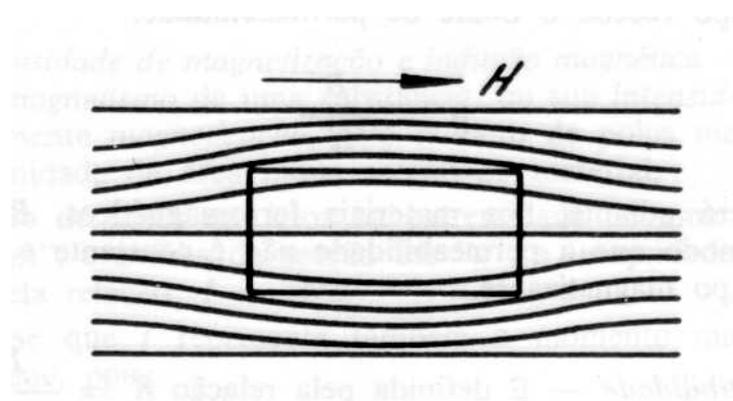


Figura 1.3a - Substâncias diamagnéticas.

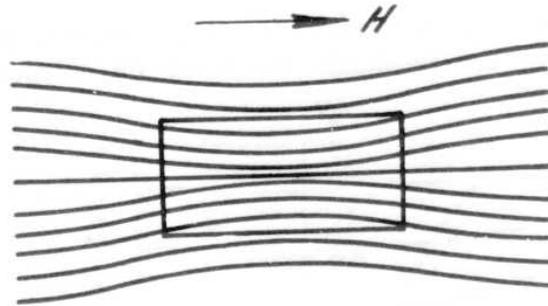


Figura 1.4a - Substâncias paramagnéticas.

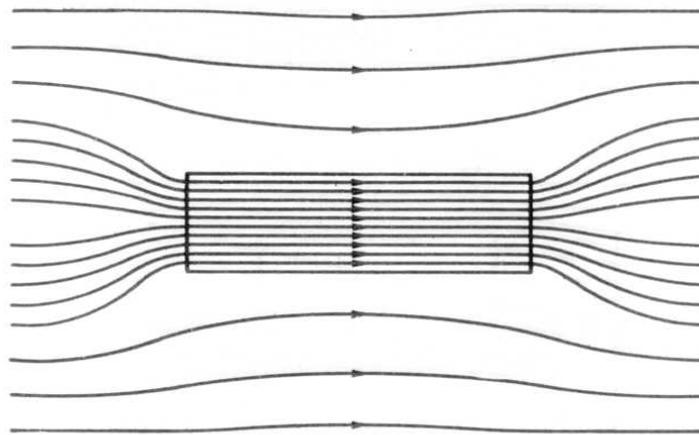


Figura 1.5a - Substâncias ferromagnéticas.

Outra característica importante deste tipo de material é o fenômeno da “saturação”, ou seja μ_r dependerá do campo $|\vec{H}|$ que estiver aplicado no material; este fenômeno, também chamado de “não-linearidade”.

Um outro conceito importante em magnetismo é o conceito de anisotropia magnética. Supondo que existam meios cuja permeabilidade magnética seja preponderante em uma certa direção, como por exemplo uma chapa de ferro com grãos-orientados de modo que o fluxo magnético flua com mais facilidade no sentido onde a permeabilidade é maior. Imaginando a existência de um campo \vec{H} tal que seus componentes H_x e H_y sejam iguais a H e sendo μ_x e μ_y as permeabilidades nas direções x e y , tem-se que:

$$B_x = \mu_x \times H \quad (1.2a)$$

e

$$B_y = \mu_y \times H \quad (1.3a)$$

Nota-se que B_x será maior que B_y , havendo portanto, uma defasagem angular entre \vec{H} e \vec{B} . Se $H_x=H_y$, \vec{H} formará um ângulo de 45° com o eixo x , no entanto \vec{B} formará um ângulo diferente de 45° pois B_x e B_y são diferentes, de onde pode-se concluir que a relação

$$\vec{B} = \mu \times \vec{H} \quad (1.4a)$$

onde μ é um escalar, não é geral, pois não satisfaz os casos acima e será necessário introduzir o conceito de “tensor de permeabilidade” que será notado sob a forma $\|\mu\|$, tal que:

$$\|\mu\| = \begin{bmatrix} \mu_x & 0 & 0 \\ 0 & \mu_y & 0 \\ 0 & 0 & \mu_z \end{bmatrix} \quad (1.5a)$$

Assim a expressão geral para o vetor indução magnética fica sendo:

$$\begin{bmatrix} B_x \\ B_y \\ B_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mu_x & 0 & 0 \\ 0 & \mu_y & 0 \\ 0 & 0 & \mu_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} H_x \\ H_y \\ H_z \end{bmatrix} \quad (1.6a)$$

Se o material é isotrópico $\mu_x=\mu_y=\mu_z=\mu$ a equação assume a forma particular $\vec{B} = \mu \times \vec{H}$. No caso foi considerado que os termos fora da diagonal principal do tensor $\|\mu\|$ são nulos, pois foi suposto que não havia interdependência de variáveis, no entanto, pode-se ter relações mais complexas e no tensor não haveria termos nulos.

Além do conceito de anisotropia, que torna complexo o estudo de materiais magnéticos, um outro fenômeno freqüente na maior parte de dispositivos eletromagnéticos, segundo o qual a permeabilidade μ não é constante, pois depende do próprio valor de \vec{H} existente no material magnético em questão. Este fenômeno é chamado de “saturação” e faz com que a relação geral de passagem entre \vec{B} e \vec{H} passe a ser:

$$\vec{B} = \|\mu(H)\|\vec{H} \quad (1.7a)$$

1.2.5.2 - Materiais duros

Os materiais considerados materiais duros, são os ímãs permanentes, pois os mesmos guardam uma indução “remanente” significativa, após o campo magnético externo ser extinto.

Supondo que o circuito magnético da Figura 1.6a seja constituído por um material ferromagnético com alta permeabilidade. No entreferro do circuito é colocado um material duro que não tenha sido submetido a nenhum campo magnético.

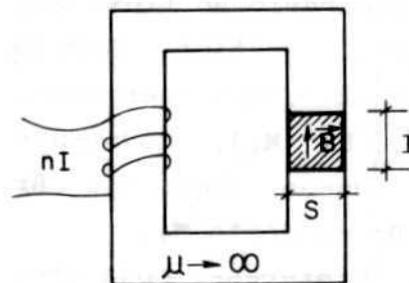


Figura 1.6a - Magneto no entreferro.

O campo H criado no ímã, é proporcional a corrente e ao número de espiras (nI) e inversamente proporcional ao comprimento l do entreferro. A indução magnética B no ímã é proporcional ao fluxo magnético Φ , pois B é igual a relação entre o fluxo magnético e a área S pelo qual este incide.

As etapas no ciclo de funcionamento do ímã podem ser observadas na Figura 1.7a.

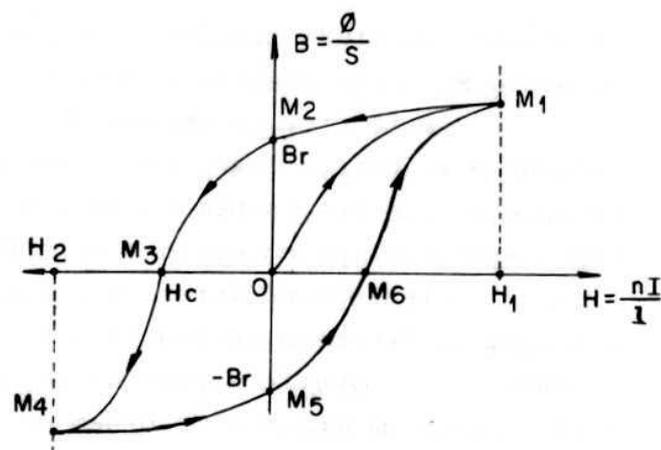


Figura 1.7a - Ciclo de funcionamento de um ímã.

Agindo sobre a corrente I , faz-se o campo H passar de 0 a H_I . A curva percorrida será OM_1 , chamada de curva de “primeira imantação”. Ao se diminuir a corrente até zero, ou seja fazendo o campo H variar de H_I até zero (trecho M_1 a M_2 na Figura 1.7a), observa-se que o imã guarda uma imantação remanente considerável, indicada como B_r na Figura 1.7a.

Ao se fazer a corrente circular no sentido contrário, fazendo o campo H passar de zero a H_c (trecho M_2 a M_3), observa-se que o fluxo do imã é idêntico em módulo, mas contrário ao fluxo gerado pela bobina; não há fluxo no circuito magnético e a indução $B=0$. Se continuasse o ciclo (M_3, M_4, M_5), novamente seria criado um fluxo magnético, porém a indução remanente B_r no ponto M_5 , teria sentido contrário a indução remanente B_r no ponto M_2 .

Quando a curva “ideal” de B vs H é utilizada, o valor para os três pontos sob a curva, mais referenciados na literatura são:

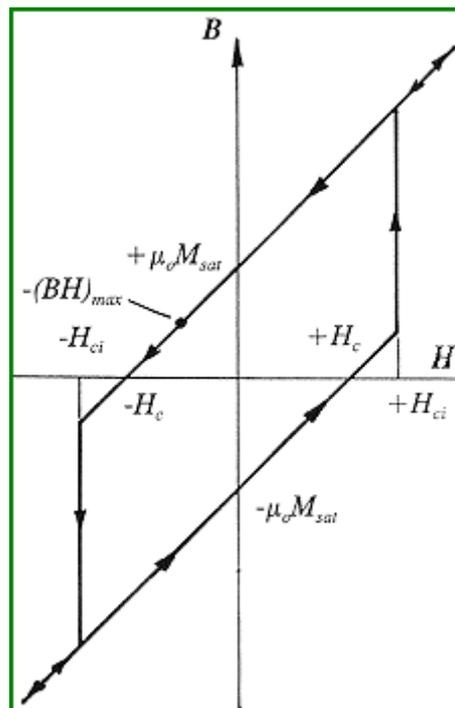


Figura 1.8a - Curva ideal de magnetização de um magneto.

Remanência magnética - B_r : é o ponto sob o eixo positivo de B , onde H é nulo, ou seja, mesmo sem o campo magnético, o imã mantém um valor de indução, igual a B_r .

Coercividade - H_c : é o ponto sobre o eixo negativo de H , onde o valor de B é nulo, ou seja é o valor de campo $-H_c$ (força de magnetização) necessário para fazer a densidade de fluxo B cair a zero.

Produto de energia máxima - $(\mathbf{BH})_{\max}$: é o ponto, no segundo quadrante, sobre a curva \mathbf{B} vs \mathbf{H} na qual o produto de B e H para o magneto é maximizada. Para a curva “ideal” da Figura 1.6a está localizada exatamente na metade da linha do segundo quadrante, cujo valor é:

$$-(BH)_{\max} = \mu_0 \left(\frac{M_{\text{sat}}}{2} \right)^2 \quad (1.8a)$$

Os materiais magnéticos possuem pequenas regiões (de ordem de 10^{-3} à 10^{-6} m) chamadas de “domínios de Weiss”, compostas por várias moléculas. Inicialmente, estes domínios possuem campos magnéticos em todas as direções, porém quando se aplica um forte campo externo H , os campos dos domínios tendem a se alinhar com o campo externo. Uma vez que H é extinto nos materiais duros, os campos dos domínios tenderão a se manter na mesma situação de alinhamento. A ação conjunta dos domínios de Weiss formará a indução remanente do imã.

Um imã é definido por sua curva no segundo quadrante, conforme mostra a Figura 1.9a. Esta curva, em geral, fornecida pelo fabricante, indica a indução remanente B_r , o campo coercitivo H_c bem como a própria forma da mesma entre estes dois pontos. Seu objetivo é definir como a indução do imã varia em função do campo existente em seu interior.

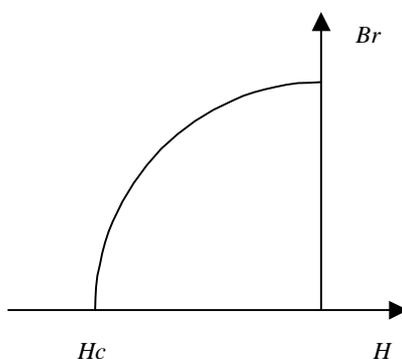


Figura 1.9a - Curva de definição de um magneto no segundo quadrante.

A curva de magnetização de um imã é no segundo quadrante, devido ao fato de que o campo externo H_i tem sentido oposto ao caminho de circulação H_e , e como há conservação de fluxo, a indução magnética B_i e B_e estão obrigatoriamente no mesmo sentido, em relação ao caminho de circulação. Além disso, como no ar B e H possuem a mesma direção e sentido, constata-se que a permeabilidade aparente do imã é negativa, visto que $H < 0$ e $B > 0$, daí a curva no segundo quadrante.

1.2.5.3 - Principais tipos de Imãs permanentes

Um imã permanente deve apresentar um elevado valor de campo coercitivo H_c , para que não seja facilmente desmagnetizado, e um elevado valor de indução remanente B_r para criar um campo magnético elevado no circuito magnético no qual está inserido.

Até 1930 utilizavam-se ligas de aços magnéticos constituídas de cromo-tungstênio ou cromo-cobalto, cujo maior problema era apresentarem um H_c muito baixo ($H_c < 20000$ A/m). Em 1940 apareceram as ligas de ALNICO (Fe+Al+Ni+Co) cujo B_r é de aproximadamente 1T e com $H_c > 50.000$ A/m.

Em 1947, com o aparecimento dos imãs de cerâmica ferrite ($\text{SrFe}_{12}\text{O}_{19}$ ou BaFe_{12}O), a utilização dos imãs se generalizou, pois estes imãs são baratos e possuem um valor elevado de H_c (100.000 A/m), embora seu B_r seja baixo ($B_r \approx 0,4\text{T}$). Os imãs de ferrite são um dos mais empregados, pois possuem características isolantes, o que os coloca como elemento preferencial para utilizações em altas frequências, pois não existirão correntes parasitas circulando nos mesmos.

Em 1974, surgiram os imãs de samário-cobalto constituídos por elementos de terras raras, que apresentaram uma revolução neste domínio pois, além de possuírem um elevado H_c , apresentam, também, um alto valor de B_r . Os imãs de samário cobalto SmCo_5 apresentam $B_r \approx 0,8\text{T}$ e $H_c \approx 600.000$ A/m e $\text{Sm}_2\text{Co}_{17}$ apresentam $B_r \approx 1\text{T}$ e $H_c \approx 600.000$ A/m. Estes imãs apresentam o inconveniente de serem caros devido a um processo complexo de fabricação e da dificuldade de obtenção de matérias primas para a confecção dos mesmos.

Outros tipos de imã utilizados atualmente são os imãs de neodímio-ferro-boro $\text{Nd}_2\text{Fe}_{14}\text{B}$, com $B_r \approx 1,2\text{T}$ e $H_c \approx 800.000$ A/m, porém estes imãs apresentam o inconveniente de perderem suas características em temperaturas relativamente baixas, em torno de -140°C , o que sob aspectos construtivos, limita a utilização dos mesmos.

A Figura 1.10a apresenta a curva $B(H)$ dos principais imãs permanentes.

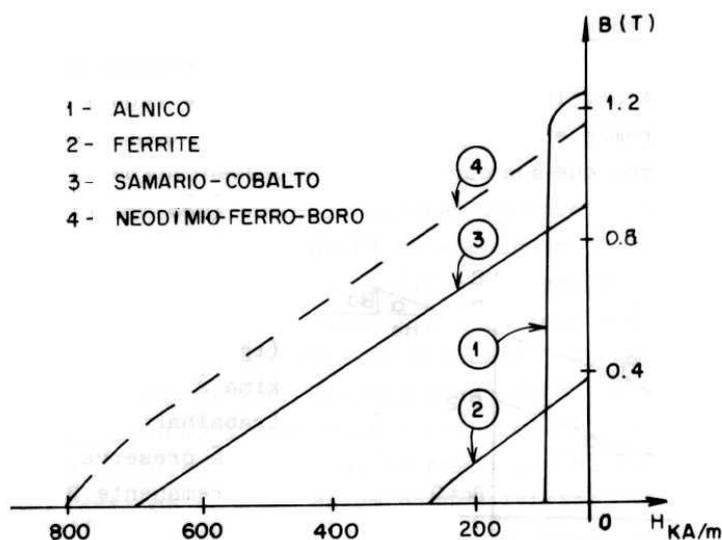


Figura 1.10a - Curva B(H) de ímãs permanentes.

O magneto utilizado para sensibilizar os sensores magnetoresistivos é de Neodímio-Ferro-Boro, com cobertura de Níquel, remanência magnética (B_r) de 11.000 Gauss (1,1 T), coercividade intrínseca (H_c) de cerca de 15.000 Oersted, Produto de Energia ($B_{hmáx}$) 42 MGOe, e apresenta a forma cilíndrica de 11mm de diâmetro e 5mm de altura .

1.3 - CÁLCULO DE CAMPO MAGNÉTICO

1.3.1 - EQUAÇÕES DE MAXWELL

Basicamente, existem dois domínios do eletromagnetismo: - o domínio das altas frequências (superiores a dezenas de kHz), que compreende o estudo das ondas eletromagnéticas e a propagação de energia pelas mesmas e; - o domínio das baixas frequências (inferiores a dezenas de kHz), que compreende a maior parte de dispositivos eletromagnéticos como motores, relés, transformadores, etc. Este domínio, corresponde aos estados “quase-estacionários”, podendo-se estudar separadamente campos elétricos e campos magnéticos.

Esquemáticamente, pode-se dividir o eletromagnetismo, conforme Figura 1.11a

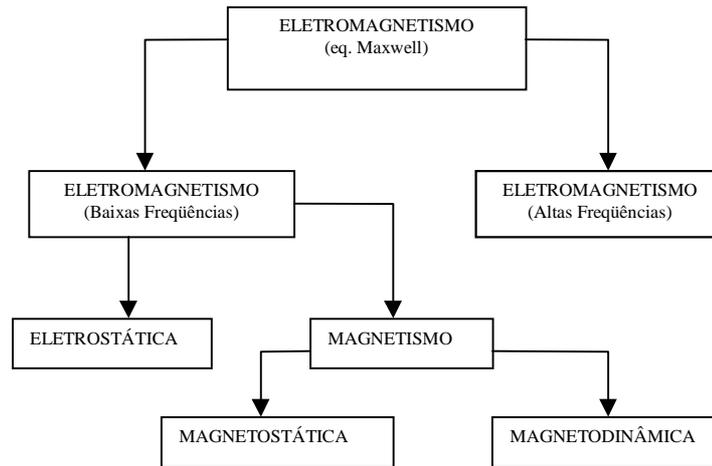


Figura 1.11a - Esquema da divisão do eletromagnetismo.

As equações de Maxwell são um grupo de equações diferenciais lineares sobre o tempo aplicadas às grandezas eletromagnéticas, as quais podem ser atribuídas as qualidades de “princípios” ou “postulados” baseados no fato de que experiências até aqui realizadas, não as contradizem.

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J} + \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (1.9a)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (1.10a)$$

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (1.11a)$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho \quad (1.12a)$$

onde:

\vec{H} : intensidade de campo magnético

\vec{J} : densidade superficial de corrente elétrica

\vec{B} : indução magnética

\vec{E} : intensidade de campo elétrico

\vec{D} : indução elétrica

ρ : densidade volumétrica de carga.

Nas expressões anteriores o operador Nabla (∇) é dado pela seguinte relação em coordenadas cartesianas:

$$\nabla = \frac{\partial}{\partial x} \cdot \vec{i} + \frac{\partial}{\partial y} \cdot \vec{j} + \frac{\partial}{\partial z} \vec{k} \quad (1.13a)$$

onde

\vec{i} , \vec{j} e \vec{k} são os vetores unitários nas direções x , y e z respectivamente. O uso deste operador é muito semelhante ao uso de um vetor; assim, operações $\nabla \times$ e $\nabla \cdot$ (rotacional e divergente) podem ser obtidas formalmente a partir do produto vetorial e do produto escalar entre ∇ e o vetor sobre o qual o operador efetua.

Entre as intensidades e as densidades de campo elétrico e magnético existem ainda as seguintes relações, válidas para materiais isotrópicos lineares:

$$\vec{B} = \mu \cdot \vec{H} \quad (1.14a)$$

$$D = \epsilon \cdot \vec{E} \quad (1.15a)$$

$$\vec{J} = \sigma \cdot \vec{E} \quad (1.16a)$$

μ - permeabilidade magnética (Henry/metro)

ϵ - permissividade elétrica (Faraday/metro)

σ - condutividade elétrica ($1/(Ohm \cdot metro)$)

μ , ϵ , e σ são grandeza escalares (constantes) para materiais lineares isotrópicos.

Por outro lado, as equações (1.14a), (1.15a) e (1.16a) seguem válidas. Neste caso existe uma independência entre o campo elétrico e o campo magnético. Para o estudo de campos magnéticos estáticos, os quais serão abordados mais adiante pelo método dos elementos finitos, necessita-se considerar apenas as seguintes equações:

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J} \quad (1.17a)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (1.18a)$$

$$\vec{B} = \mu \cdot \vec{H} \quad (1.19a)$$

As equações acima são as equações fundamentais da Magnetostática. Para a derivação do Método dos Elementos Finitos será utilizado ainda o Teorema de Green no Plano, o qual estabelece que para duas funções $u(x,y)$ e $v(x,y)$ vale a relação:

$$\iint_A \nabla^2 u(x,y) \cdot v(x,y) \cdot dA = -\iint_A \nabla u(x,y) \cdot \nabla v(x,y) \cdot dA + \oint_{L(A)} \nabla u(x,y) \cdot v(x,y) \cdot dl \quad (1.20a)$$

1.3.1.1 - Equações de Maxwell na magnetostática

Para o caso especial da Magnetostática as equações de Maxwell são:

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J} \quad (1.21a)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (1.22a)$$

$$\nabla \times \vec{E} = 0 \quad (1.23a)$$

A equação 1.21a indica quantitativamente e a qualitativamente a formação de \vec{H} a partir de \vec{J} , a qual também pode ser escrita na sua forma integral:

$$\iint_S \text{rot} \vec{H} \cdot d\vec{s} = \iint_S \vec{J} \cdot d\vec{s} \quad (1.24a)$$

Onde S é uma superfície onde \vec{H} e \vec{J} são definidos. Aplicando do teorema de Stokes, a equação 1.24a fica sendo:

$$\iint_S \text{rot} \vec{H} \cdot d\vec{s} = \oint_{L(S)} \vec{H} \cdot d\vec{l} \quad (1.25a)$$

Onde $L(S)$ é a linha que limita a superfície de S . O lado direito da equação 1.24a representa o fluxo do vetor \vec{J} através de S , o que é a corrente de condução I atravessando a seção S , obtendo-se então: .

$$\oint_{L(S)} \vec{H} \cdot d\vec{l} = I \quad (1.26a)$$

A equação 1.26a indica que a circulação de \vec{H} ao longo de um caminho $L(S)$ que envolve uma seção S é igual a corrente I atravessando esta seção. A equação 1.26a é conhecida como lei de Ampère.

A equação 1.22a representa que o fluxo magnético é conservativo, ou seja o fluxo magnético que entra num volume é igual ao fluxo magnético que sai do volume.

A equação 1.23a é um caso particular da equação 1.11a, e indica que não há formação de campo elétrico \vec{E} devido à uma variação temporal de \vec{B} , não significando que não haja campo elétrico no domínio, e sim, que não haverá formação de campo elétrico adicional devido aos dispositivos contidos neste domínio.

1.3.1.2 - Equação de Poisson no Plano

As equações de Maxwell são raramente solucionadas na forma em que estão colocadas nas expressões (1.17a) a (1.20a), pois implica encontrar uma solução (analítica ou numérica) que satisfaça as três equações simultaneamente, o que torna o processo de solução em geral mais – “difícil”, sobretudo quando se procura uma solução numérica aproximada. Neste caso, torna-se mais complicado encontrar parâmetros para a solução que satisfaçam simultaneamente as três equações, segundo um determinado critério de otimização. Desta forma, costuma-se solucionar uma equação equivalente, a qual decorre das três equações citadas. Para tanto, introduz-se uma grandeza vetorial auxiliar chamada de "Potencial Vetor", o qual em princípio não possui um significado físico (muitos autores associam um significado físico para o potencial vetor, mas isso não é essencial para a solução dos problemas físicos descritos pela equação de Poisson), servindo apenas para facilitar a solução numérica. O potencial vetor \vec{A} é definido de tal forma que a indução \vec{B} seja obtida por meio do seu rotacional:

$$\nabla \times \vec{A} = \vec{B} \quad (1.27a)$$

Por outro lado, a relação abaixo vale para qualquer função vetorial:

$$\nabla \cdot (\nabla \times \vec{A}) = 0 \quad (1.28a)$$

Assim, a definição do potencial vetor dada acima satisfaz a equação 1.22a, conforme se pode verificar:

$$\nabla \cdot \vec{B} = \nabla \cdot (\nabla \times \vec{A}) = 0 \quad (1.29a)$$

Introduzindo-se a equação (1.19a) na equação (1.27a), obtém-se:

$$\begin{aligned} \nabla \times \vec{A} = \vec{B} &= \mu \cdot \vec{H} \\ \vec{H} &= \frac{1}{\mu} \cdot \nabla \times \vec{A} \end{aligned} \quad (1.30a)$$

Introduzindo-se agora a equação (1.30a) na equação (1.17a), resulta a seguinte expressão:

$$\nabla \times \vec{H} = \nabla \times \left(\frac{1}{\mu} \cdot \nabla \times \vec{A} \right) = \vec{J} \quad (1.31a)$$

Considerando-se apenas materiais isotrópicos lineares pode-se escrever ainda:

$$\nabla \times (\nabla \times \vec{A}) = \mu \cdot \vec{J} \quad (1.32a)$$

A expressão no lado esquerdo do sinal de igualdade pode ser expandida, resultando:

$$\nabla(\nabla \cdot \vec{A}) - \nabla \times \nabla \times \vec{A} = \mu \cdot \vec{J} \quad (1.33a)$$

De acordo com a equação (1.27a) a indução \vec{B} é obtida por meio de uma operação derivação do potencial. Existe, desta forma, um determinado grau de liberdade de escolha para o potencial vetor. A fim de simplificar a expressão acima, pode-se optar por um potencial vetor que atenda a seguinte condição:

$$\nabla \cdot \vec{A} = 0 \quad (1.34a)$$

Com esta condição a equação (1.33a) se torna:

$$\nabla \times \nabla \times \vec{A} = -\mu \cdot \vec{J} \quad (1.35a)$$

A equação acima é conhecida como **Equação de Poisson** no espaço, ela descreve não apenas os fenômenos eletromagnéticos, mas também muitos outros, tais como a transmissão de calor, distribuição de temperaturas, escoamento de fluidos, etc.. Para caso o especial em que \vec{J} é igual a zero, a equação assume a uma forma conhecida como **Equação de Laplace**:

$$\nabla \times \nabla \times \vec{A} = 0 \quad (1.36a)$$

A equação de Laplace pode portanto ser considerado um caso especial da equação de Poisson, sendo que os métodos numéricos em geral procuram a solução da equação de Poisson.

Conforme mostrado, por meio da introdução do potencial vetor chega-se a uma única equação que representa as equações (1.17a) a (1.19a). O processo de solução visa assim determinar o vetor $\vec{A}(x, y, z)$, por meio do qual as grandezas eletromagnéticas de interesse possam ser obtidas.

Para o caso particular em que o campo não variar segundo uma das variáveis (em geral a variável z), obtém-se um caso bi-dimensional. O vetor densidade de corrente é perpendicular ao plano em que o campo é descrito, conforme estabelece a equação (1.27a). Sendo o campo dependente apenas das direções x e y , a densidade de corrente terá apenas componentes segundo o eixo z . O potencial vetor terá, igualmente, apenas componentes segundo o eixo z :

$$\vec{J} = J \cdot \vec{k} \quad (1.37a)$$

$$\vec{A} = A \cdot \vec{k} \quad (1.38a)$$

A e J são as amplitudes da densidade de campo e do potencial vetor respectivamente, ambos funções escalares de x e y .

No caso bi-dimensional, a equação de Poisson para a Magnetostática toma a seguinte forma:

$$\nabla \times \nabla \times A = -\mu \cdot J \quad (1.39a)$$

A última equação em geral é escrita da seguinte forma:

$$\nabla^2 A = -\mu \cdot J \quad (1.40a)$$

O operador ∇^2 é chamado de Laplaciano. Nas regiões do domínio em estudo em que J é zero, vale a equação de Laplace :

$$\nabla^2 A = 0 \quad (1.41a)$$

As expressões (1.39a) e (1.40a) representam uma equação diferencial parcial de segunda ordem, as quais descrevem problemas conhecidos como "Problemas de Valores de Contorno" ou ainda "Problemas de Potencial". Escrita de uma forma mais explícita a equação (1.40a) fica:

$$\frac{\partial^2 A}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 A}{\partial y^2} = -\mu \cdot J \quad (1.42a)$$

A determinação do campo nas direções x e y se reduz à determinação do potencial $A(x, y)$ segundo estas direções.

A solução da equação (1.41a) na forma analítica só é possível para casos com geometrias muito simples e sob certas aproximações, as quais nem sempre são justificáveis na prática, fazendo com que a solução analítica, embora possível, não possua um valor inquestionável para a grande maioria dos casos práticos. A vantagem da solução analítica é, todavia, o fato de que a influência dos parâmetros físicos e geométricos aparece explícita na solução, facilitando a sua análise. Por outro lado, o Método dos Elementos Finitos é um método de solução numérica da equação (1.41a) que pode ser aplicado para qualquer espécie de domínio, ele não fornece, entretanto, uma solução na forma analítica. Uma análise da influência dos parâmetros físicos e geométricos precisa ser obtida por variações discretas de um grande número de casos semelhantes, fato que se torna cada vez mais irrelevante a medida que computadores cada vez mais potentes e sistemas de

cálculo por elementos finitos mais sofisticados vão surgindo. Outra vantagem importante do Método dos Elementos Finitos é a possibilidade de tratamento de casos não-lineares, o que por métodos analíticos, é praticamente excluído.

A Figura 1.12a mostra um exemplo de domínio onde os fenômenos eletromagnéticos são regidos pela equação (1.40a) e (1.41a). O domínio Ω onde a solução é procurada é limitado por um contorno retangular Γ em torno da estrutura magnética. Nas regiões em que circula corrente (J diferente de zero) vale a equação de Poisson (1.40a). Por outro lado, onde não existe corrente (J igual a zero) vale a equação de Laplace (1.41a). A solução procurada para o potencial A deve, portanto, ser tal que as equações (1.40a) e (1.41a) sejam satisfeitas.

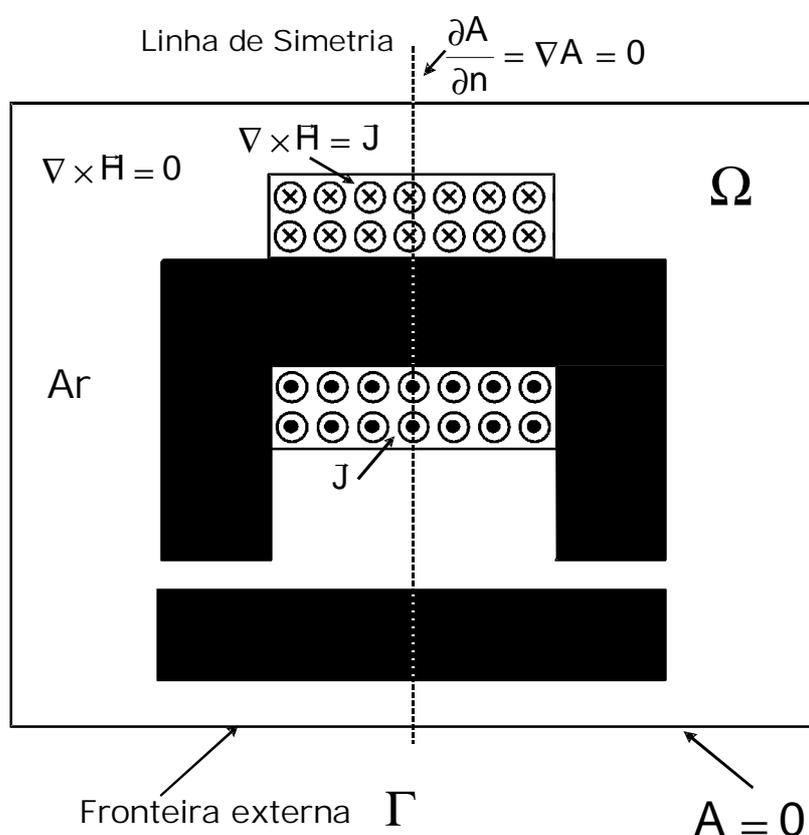


Figura 1.12a – Distribuição do campo magnético regido pela equação de Poisson e Laplace

Para se obter a solução completa da Equação de Poisson é necessária a definição das condições de contorno do problema a ser estudado.

1.3.2 - CONDIÇÕES DE CONTORNO

Como no caso de equações diferenciais ordinárias, a solução completa da Equação de Poisson depende dos valores do potencial na fronteira do domínio em estudo. Os dois tipos mais comuns de condições de contorno, também chamadas de condições de fronteira são:

1.3.2.1 - Condição de Contorno de Dirichlet

Esta condição de contorno é válida para segmentos do contorno em que o potencial é constante (em geral igual zero). Neste caso, o campo é paralelo ao segmento, conforme mostra Figura 1.13a:

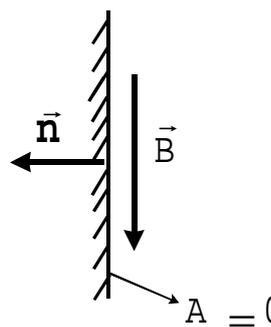
$$\begin{aligned}
 A &= cte \\
 A &= 0
 \end{aligned}
 \tag{1.43a}$$


Figura 1.13a - Condição de contorno de Dirichlet.

No exemplo mostrado na Figura 1.13a, o potencial é assumido como zero no contorno externo do domínio considerado.

1.3.2.2 - Condição de Contorno Neumann

A condição de Neumann se aplica a segmentos do contorno em que a variação do potencial na direção perpendicular ao contorno é igual a zero. Nesta caso, a indução é perpendicular ao segmento em questão:

$$\frac{\partial A}{\partial n} = \nabla A = 0
 \tag{1.44a}$$

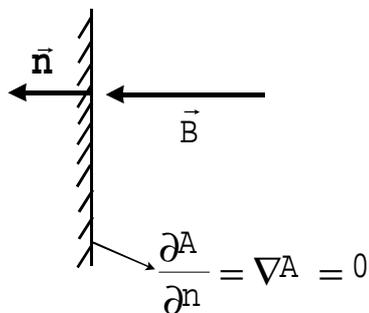


Figura 1.14a - Condição de contorno de Neumann.

1.3.2.3 - Problemas de Valores de Contorno ou Problemas de Potencial

Baseado no exposto, a descrição dos problemas de valores de contorno pode ser resumida na forma mostrada na tabela 1.1a. Eles se compõem sempre da equação de Poisson, a qual é válida para o interior do domínio Ω e das condições de contorno impostas no contorno externo Γ . A condição de Dirichlet é imposta na parte do domínio designado por Γ_1 , enquanto que a condição de Neumann é imposta no restante do domínio designado por Γ_2 . A tabela 1.1a sumariza a descrição de um problema de potencial bi-dimensional.

Tabela 1.1a - Equações de Potencial (Equações de Campo).

$\nabla^2 A = -\mu \cdot J$	sobre Ω	(1.45a)
$A = 0$	sobre Γ_1	(1.46a)
$\frac{\partial A}{\partial n} = \nabla A = 0$	sobre Γ_2 $\Gamma = \Gamma_1 \cup \Gamma_2$	(1.47a)

Uma vez definido o problema de valor de contorno que se deseja resolver, pode-se passar para a solução do mesmo por meio do Método dos Elementos Finitos (FEM ou MEF). O MEF transforma este domínio contínuo num domínio discreto, onde a solução é conhecida em pontos discretos do domínio de cálculo, por exemplo em pontos de união de uma malha triangular (nós). O método utilizado para o cálculo é o Método de Galerkin.

1.3.3 - APROXIMAÇÃO DE FUNÇÕES PELO MÉTODO DE GALERKIN

Multiplicando-se a equação de Poisson (equação 1.45a) por uma função $g(x, y)$ (ainda a definir) chamada de função teste (função peso ou função de amostragem) obtém-se a seguinte expressão:

$$\nabla^2 A \cdot g = -\mu \cdot J \cdot g \quad (1.48a)$$

Integrando-se ambos os lados da equação (1.48a) sobre o domínio Ω resulta:

$$\iint_{\Omega} \nabla^2 A \cdot g \cdot d\Omega = -\iint_{\Omega} \mu \cdot J \cdot g \cdot d\Omega \quad (1.49a)$$

Usando-se o teorema de Green para o plano, chega-se à forma seguinte:

$$\iint_{\Omega} \nabla A \cdot \nabla g \cdot d\Omega - \oint_{\Gamma} \nabla A \cdot g \cdot d\Gamma = \iint_{\Omega} \mu \cdot J \cdot g \cdot d\Omega \quad (1.50a)$$

$$\iint_{\Omega} \nabla A \cdot \nabla g \cdot d\Omega - \oint_{\Gamma_1} \nabla A \cdot g \cdot d\Gamma - \oint_{\Gamma_2} \nabla A \cdot g \cdot d\Gamma = \iint_{\Omega} \mu \cdot J \cdot g \cdot d\Omega \quad (1.51a)$$

Considerando-se as condições de contorno (equações 1.46a e 1.47a), pode-se simplificar a última expressão para a que segue:

$$\frac{\partial A}{\partial n} = \nabla A = 0 \quad \text{sobre } \Gamma_2 \quad (1.52a)$$

$$\iint_{\Omega} \nabla A \cdot \nabla g \cdot d\Omega - \oint_{\Gamma_1} \nabla A \cdot g \cdot d\Gamma = \iint_{\Omega} \mu \cdot J \cdot g \cdot d\Omega \quad (1.53a)$$

Como existe uma determinada liberdade na escolha da função $g(x, y)$ pode-se escolher $g(x, y)$ de tal forma que a seguinte condição seja satisfeita:

$$g(x, y) = 0 \quad \text{sobre } \Gamma_1 \quad (1.54a)$$

Desta forma a equação 1.51a assume a forma simplificada:

$$\iint_{\Omega} \nabla A \cdot \nabla g \cdot d\Omega = \iint_{\Omega} \mu \cdot J \cdot g \cdot d\Omega \quad (1.55a)$$

A forma da equação 1.55a é conhecida como "forma fraca" da equação de Poisson, ela pode ser considerada como uma forma alternativa para o problema de potencial. Assim, toda solução da equação original de Poisson (1.45a) é simultaneamente uma solução da equação (1.55a). O termo "fraca" se refere ao fato de que as condições impostas à uma possível solução da equação (1.54a) são menos restritivas que às impostas à equação de Poisson original, dada pela equação (1.45a). A função admissível como solução da equação (1.45a) deve ter as derivadas de segunda ordem contínuas, ao passo que uma função admissível para a solução da equação (1.55a) só precisa possuir a derivada de primeira ordem contínua. A grande vantagem que se obtém com o uso da forma fraca, equação (1.55a), é o fato de funções lineares poderem ser admitidas como solução.

As equações 1.45a e 1.55a representam as equações básicas utilizadas no MEF.

1.3.3.1 - Discretização do Domínio

O próximo passo na aplicação do MEF é a subdivisão do domínio original em uma série de subdomínios menores, este processo é chamado de discretização. Os subdomínios podem ser de uma forma geométrica qualquer, tais como triângulos, retângulo, quadriláteros, pentágonos, etc..

Pode-se também misturar subdomínios de formas geométricas distintas, tais como triângulos e retângulos. Cada subdomínio é chamado comumente de **elemento**. A forma mais simples de elemento utilizado na prática é o triângulo, ele pode aproximar domínios de formas quaisquer com boa precisão. Em cada elemento são definidos pontos característicos, nos quais a solução será determinada; a escolha das grandezas a determinar também determina parcialmente o tipo de função de aproximação que pode ser utilizado. No caso mais simples de elementos triangulares são escolhidos os três vértices dos mesmos como pontos característicos, os quais são chamados de **nós**. A Figura 1.15a mostra a divisão de um domínio bastante simples em 6 subdomínios menores.

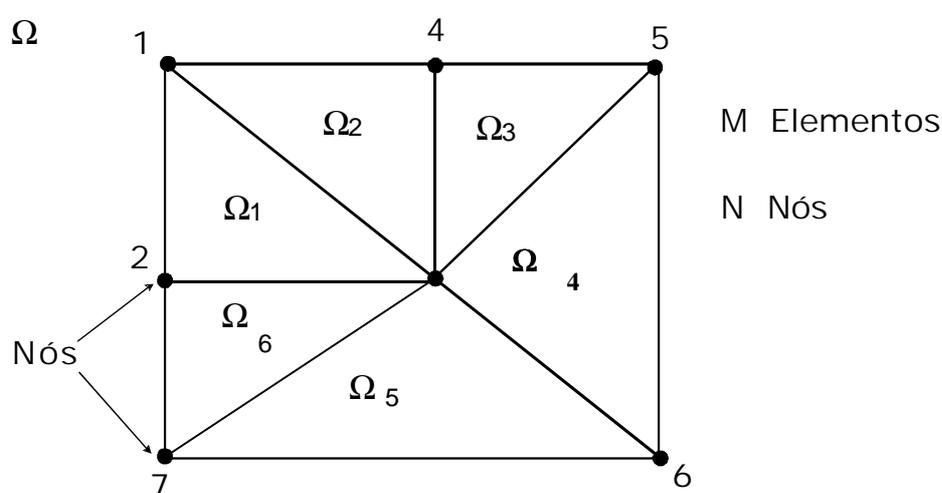


Figura 1.15a- Discretização de um domínio simples em 6 subdomínios.

Em sistemas de cálculo por elementos finitos modernos a discretização da região em estudo é feita de forma automática, a partir dos dados geométricos do domínio. O número de elementos utilizados na prática depende da natureza do domínio em estudo e do comportamento particular da solução. Em geral a precisão da solução aumenta com o número de elementos utilizados, havendo no entanto um limite para o número de elementos, a partir do qual os erros de arredondamento se acumulam de tal forma que um aumento do número de elementos não traz uma melhora na precisão. Por outro lado, a precisão da solução depende também muito fortemente do tipo da função de aproximação utilizada (função linear, função quadrática, função cúbica, exponencial, etc...), do tipo de elemento utilizado (triangular, retangular, etc.).

O domínio discretizado é comumente designado por **malha**, sendo a mesma caracterizada pelo número de nós N e elementos M (subdomínios). A Figura 1.16a mostra novamente o domínio da Figura 1.12a, após ter sido discretizado. Os elementos são em parte triângulos e em parte retângulos, havendo assim necessidade de um equacionamento diferente para cada um deles.

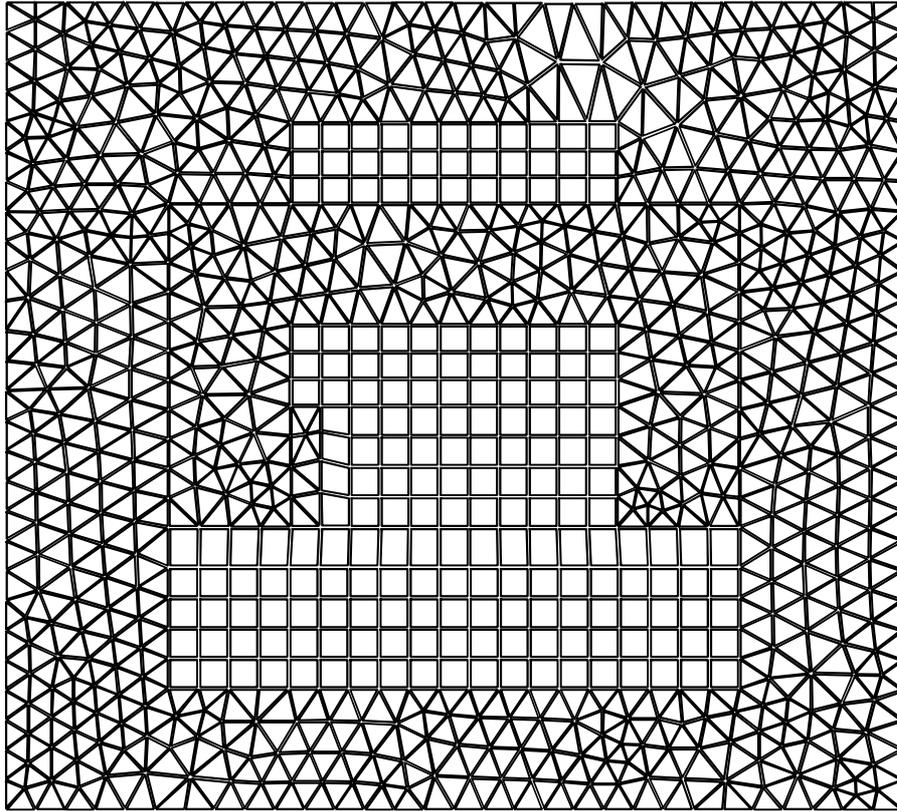


Figura 1.16a- Domínio da Figura 1.12a após ter sido discretizada (malha resultante).

1.3.3.2 - Equações Discretas

Uma vez que o domínio em estudo foi discretizado, pode-se obter as equações aproximadas válidas para cada subdomínio designado por Ω_e , chamadas de equações discretas. Considerando-se a subdivisão do domínio original em M elementos, pode-se inicialmente escrever a equação 1.55a na seguinte forma:

$$\sum_{e=1}^M \iint_{\Omega_e} \nabla A \cdot \nabla g \cdot d\Omega_e = \sum_{e=1}^M \iint_{\Omega_e} \mu \cdot J \cdot g \cdot d\Omega_e \quad (1.56a)$$

A equação 1.56a estabelece simplesmente que a integral foi dividida numa soma de integrais parciais, abrangendo todos os M elementos que compõem o domínio. A fim de avaliar as integrais na equação 1.56a, é preciso determinar a forma da solução aproximada e da função de teste $g(x, y)$. A fim de tornar a análise mais simples serão admitidas sempre funções lineares e elementos triangulares. Desta forma, de acordo com o Método de Galerkin, pode-se escrever a função de aproximação da seguinte forma:

$$A = A(x, y) \cong \bar{A}(x, y) = \sum_{j=1}^N R_j \cdot \phi_j(x, y) \quad (1.57a)$$

Esta equação vale em princípio para todo o domínio em estudo, havendo N parâmetros R_j a serem determinados para as N funções, a fim de que a solução seja conhecida. As funções $\phi_j(x, z)$ são também conhecidas como funções de base e no caso mais simples são funções lineares, as quais possuem em princípio um valor diferente de zero em todos os subdomínios. A solução aproximada é dada por uma combinação linear destas funções. Um procedimento semelhante é utilizado ao se aproximar funções periódicas por meio de séries de Fourier. A solução na forma da equação 1.57a pode ser considerada uma generalização do método de Fourier, uma vez que além de funções senoidais, podem-se utilizar polinômios, exponenciais, funções lineares, quadráticas, etc..

O Método dos Elementos Finitos caracteriza-se pela forma particular como as funções $\phi_j(x, z)$ e os parâmetros R_j são definidos:

Os parâmetros R_j são escolhidos como sendo os potenciais nos nós da malha chamados de \bar{A}_j , ou seja $R_j = \bar{A}_j$. Este procedimento é muito semelhante ao que se utiliza no Método de Interpolação de Lagrange.

As funções $\phi_j(x, y)$ são definidas de tal forma, que em cada subdomínio, apenas algumas delas são diferentes de zero, a solução dentro do elemento torna-se combinação linear destas poucas funções, sendo assim mais fácil de ser determinada. Considerando-se, por exemplo, elementos triangulares em duas dimensões, apenas três delas tem valor diferente de zero em cada elemento.

A definição das funções na forma acima traz inúmeras vantagens práticas. Pode-se utilizar a mesma forma para todas as funções, deixando-se os seus parâmetros como incógnitas. Assim, pode-se definir a solução para apenas um triângulo e em seguida estendê-la para todos os demais, simplificando o equacionamento do problema. Considerando-se o triângulo genérico mostrado na Figura 1.15a, obtém-se para a solução aproximada:

$$\bar{A}(x, y) = C_0 + C_1 \cdot x + C_2 \cdot y \quad (1.58a)$$

Impondo-se que a função $\bar{A}(x, y)$ forneça os potenciais nos nós 1, 2 e 3, obtém três equações auxiliares que permitem determinar os coeficientes C_0 , C_1 e C_2 :

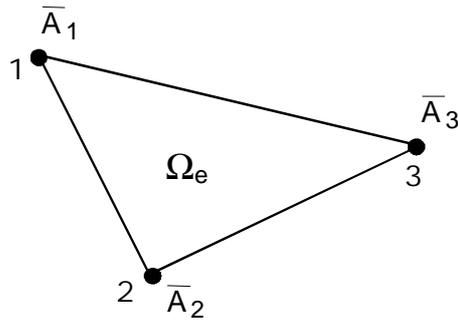


Figura 1.17a - Triângulo genérico utilizado no equacionamento.

$$\bar{A}(x_1, y_1) = \bar{A}_1 \quad (1.59a)$$

$$\bar{A}(x_2, y_2) = \bar{A}_2 \quad (1.60a)$$

$$\bar{A}(x_3, y_3) = \bar{A}_3 \quad (1.61a)$$

Os pares (x_1, y_1) , (x_2, y_2) e (x_3, y_3) são as coordenadas dos nós 1, 2 e 3. Utilizando-se das últimas 3 equações para a determinação das constantes C_0 , C_1 e C_2 chega-se à forma:

$$\bar{A}(x, y) = \sum_{j=1}^3 \bar{A}_j \cdot \phi_j(x, y) \quad (1.62a)$$

As funções $\phi_j(x, y)$ são expressas pelas equações:

$$\phi_1 = \frac{1}{D} \cdot [(x_2 \cdot y_3 - y_2 \cdot x_3) + x \cdot (y_2 - y_3) + y \cdot (x_3 - x_2)] \quad (1.63a)$$

$$\phi_2 = \frac{1}{D} \cdot [(x_3 \cdot y_1 - y_3 \cdot x_1) + x \cdot (y_3 - y_1) + y \cdot (x_1 - x_3)] \quad (1.64a)$$

$$\phi_3 = \frac{1}{D} \cdot [(x_1 \cdot y_2 - y_1 \cdot x_2) + x \cdot (y_1 - y_2) + y \cdot (x_2 - x_1)] \quad (1.65a)$$

D é dado pela expressão:

$$D = x_2 \cdot y_3 - y_2 \cdot x_3 + x_3 \cdot y_1 - y_3 \cdot x_1 + x_1 \cdot y_2 - y_1 \cdot x_2 \quad (1.66a)$$

Uma outra particularidade importante do MEF é que as próprias funções $\phi_j(x, y)$ são utilizadas como funções de teste, as quais foram designadas anteriormente por $g(x, y)$ na equação 1.54a. Assim, tanto as funções de teste como as de aproximação são idênticas na forma dentro de cada

triângulo. Com estas considerações e substituindo-se a equação 1.62a na equação 1.56a, resulta para a integral sobre um elemento Ω_e :

$$\iint_{\Omega_e} \nabla \left[\sum_{j=1}^3 \bar{A}_j \cdot \phi_j \right] \cdot \nabla \phi_i \cdot d\Omega_e = \iint_{\Omega_e} \mu \cdot J \cdot \phi_i \cdot d\Omega_e \quad i = 1,2,3, \quad (1.67a)$$

$$\sum_{j=1}^3 \bar{A}_j \cdot \iint_{\Omega_e} \nabla \phi_j \cdot \nabla \phi_i \cdot d\Omega_e = \iint_{\Omega_e} \mu \cdot J \cdot \phi_i \cdot d\Omega_e \quad i = 1,2,3 \quad (1.68a)$$

Como existem 3 funções de teste para cada triângulo, resultam, igualmente, 3 equações para cada triângulo, conforme estabelece a equação anterior. Considerando-se μ e J constante sobre o elemento pode-se escrever a equação 1.68a na forma:

$$\sum_{j=1}^3 \bar{A}_j \cdot \iint_{\Omega_e} \nabla \phi_j \cdot \nabla \phi_i \cdot d\Omega_e = \mu \cdot J \cdot \iint_{\Omega_e} \phi_i \cdot d\Omega_e \quad i = 1,2,3 \quad (1.69a)$$

Considerando-se todo o domínio pode-se ainda estabelecer uma equação global:

$$\sum_{e=1}^M \sum_{j=1}^3 \bar{A}_j \cdot \iint_{\Omega_e} \nabla \phi_j \cdot \nabla \phi_i \cdot d\Omega_e = \mu \cdot J \cdot \iint_{\Omega_e} \phi_i \cdot d\Omega_e \quad (1.70a)$$

Dada a simplicidade das funções $\phi_j(x, y)$, a avaliação da integral se torna fácil, resultando tanto no lado esquerdo como no lado direito valores constantes.

Considerando-se a equação 1.69a e variando-se os índices i e j de 1 a 3 obtém-se um sistema local de equações, onde os potenciais dos nós aparecem como incógnitas:

$$\sum_{j=1}^3 \bar{A}_j \cdot K_{ij}^e = b_i \quad i = 1,2,3 \quad (1.71a)$$

$$K_{ij}^e = \iint_{\Omega_e} \nabla \phi_j \cdot \nabla \phi_i \cdot d\Omega_e \quad i = 1, 2, 3 \quad j = 1,2,3 \quad (1.72a)$$

$$b_i^e = \iint_{\Omega_e} \mu \cdot J \cdot \phi_i \cdot d\Omega_e \quad i = 1,2,3 \quad (1.73a)$$

Na forma matricial pode-se ainda estabelecer:

$$\begin{bmatrix} K_{11}^e & K_{12}^e & K_{13}^e \\ K_{12}^e & K_{22}^e & K_{23}^e \\ K_{13}^e & K_{23}^e & K_{33}^e \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \bar{A}_1 \\ \bar{A}_2 \\ \bar{A}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} b_1^e \\ b_2^e \\ b_3^e \end{bmatrix} \quad (1.74a)$$

Considerando-se todos os elementos, obtém-se um sistema local semelhante a equação 1.74a para cada elemento, onde a matriz de coeficientes locais é simétrica. A fim de se obter a matriz global do sistema, deve-se somar todos os sistemas locais, de acordo com a equação 1.70a, obtendo-se desta forma um sistema único de equações chamado de sistema global. Os índices 1, 2 e 3 nas equações locais de cada elemento possuem uma correspondência com a numeração global dos nós, a qual vai de 1 a M . Na montagem da matriz global deve-se avaliar a contribuição de cada um dos elementos e adicioná-los à matriz global. Por exemplo, supondo-se que o elemento 1 de uma malha contendo 10 nós esteja sendo considerado e que exista a seguinte correspondência entre os nós locais e globais:

$$1 \Rightarrow 5 \quad , \quad 2 \Rightarrow 7 \quad , \quad 3 \Rightarrow 9$$

Ao ser processado o elemento em questão, a sua contribuição será adicionada à matriz global da forma esquematizada abaixo.

$$\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & K_{11}^1 & 0 & K_{12}^1 & 0 & K_{13}^1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & K_{12}^1 & 0 & K_{22}^1 & 0 & K_{23}^1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & K_{13}^1 & 0 & K_{23}^1 & 0 & K_{33}^1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \bar{A}_1 \\ \bar{A}_2 \\ \bar{A}_3 \\ \bar{A}_4 \\ \bar{A}_5 \\ \bar{A}_6 \\ \bar{A}_7 \\ \bar{A}_8 \\ \bar{A}_9 \\ \bar{A}_{10} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ b_5^1 \\ 0 \\ b_7^1 \\ 0 \\ b_9^1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (1.75a)$$

De acordo com a equação 1.75a as contribuições locais são colocadas nas linhas e colunas da matriz global dadas pelo número dos nós globais; K_{12}^1 por exemplo será colocado na linha 5 e coluna 7, K_{13}^1 na linha 5 e coluna 9, etc...

Supondo ainda que para o elemento 2 exista a seguinte correspondência entre os nós globais e locais:

$$1 \Rightarrow 3 \quad , \quad 2 \Rightarrow 5 \quad , \quad 3 \Rightarrow 10$$

Ao inserir-se o elemento 2, procede-se analogamente ao feito para o elemento 1, resultando então para a matriz global:

$$\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & K_{11}^2 & 0 & K_{12}^2 & 0 & 0 & 0 & 0 & K_{13}^2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & K_{12}^2 & 0 & K_{11}^1 + K_{22}^2 & 0 & K_{12}^1 & 0 & K_{13}^1 & K_{23}^2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & K_{12}^1 & 0 & K_{22}^1 & 0 & K_{23}^1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & K_{13}^1 & 0 & K_{23}^1 & 0 & K_{33}^1 & 0 \\ 0 & 0 & K_{13}^2 & 0 & K_{23}^2 & 0 & 0 & 0 & 0 & K_{33}^2 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \bar{A}_1 \\ \bar{A}_2 \\ \bar{A}_3 \\ \bar{A}_4 \\ \bar{A}_5 \\ \bar{A}_6 \\ \bar{A}_7 \\ \bar{A}_8 \\ \bar{A}_9 \\ \bar{A}_{10} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ b_3^2 \\ 0 \\ b_5^1 + b_5^2 \\ 0 \\ b_7^1 \\ 0 \\ b_9^1 \\ b_{10}^2 \end{bmatrix} \quad (1.76a)$$

Repetindo-se o procedimento ilustrado para todos os elementos da malha obtém-se um sistema de equações lineares do tipo:

$$[\bar{A}] \cdot [K]_g = [b] \quad (1.77a)$$

Observa-se que a matriz de coeficientes $[K]_g$ é simétrica e esparsa, com poucos elementos fora da diagonal principal. O número de elementos fora da diagonal em cada linha equivale ao número de nós conectado ao nó relativo àquela linha. Estas características, em geral, são aproveitadas em termos de armazenamento e solução do sistema.

Depois de montada a matriz de coeficientes, é solucionado o sistema de equações resultante, obtendo-se os potenciais dos nós. A solução pode ser obtida tanto por meio de métodos diretos como indiretos, sendo na prática, preferidos os métodos indiretos, uma vez que a solução pode ser facilmente refinada. A introdução dos potenciais dos nós na equação 1.62a permite determinar o potencial em cada um dos elementos, tomando-se as funções de base para o mesmo elemento. Finalmente, a grandeza eletromagnética de interesse, a indução magnética \bar{B} , é obtida por meio da relação estabelecida anteriormente:

$$\bar{B}(x, y) = \nabla \times \bar{A}(x, y) \quad (1.78a)$$

Para o caso de funções de lineares resultam valores de indução constantes sobre um elemento.

A Figura 1.18a ilustra a distribuição de campo obtida pela aplicação do MEF em duas dimensões para a estrutura mostrada na Figura 1.12a.

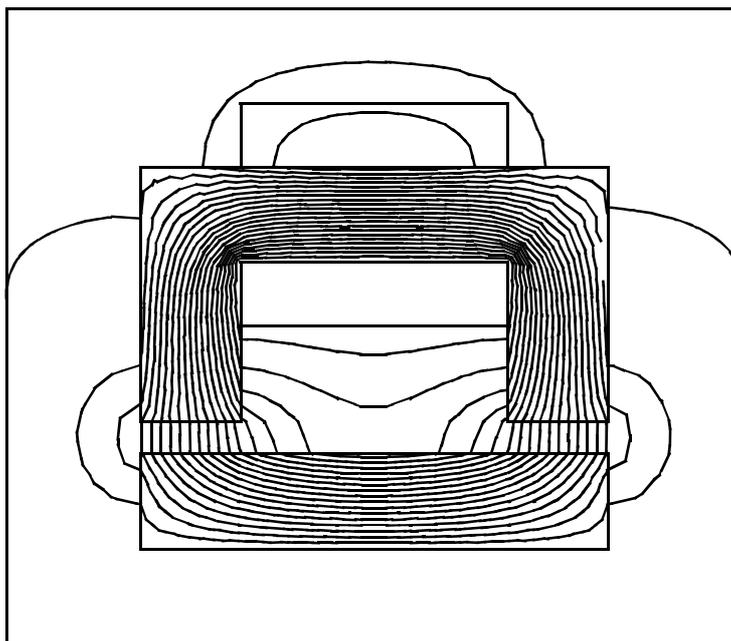


Figura 1.18a - Distribuição de campo obtida pelo MEF.

Feita esta abordagem sobre aproximação de funções pelo método de Galerkin, que é o método utilizado pelo software FEM2000 para cálculo de campo, será apresentado o cálculo do campo magnético do magneto utilizado para sensibilizar os sensores magnetoresistivos do dispositivo para medir deslocamentos no espaço.

1.4 - RESULTADOS DE CÁLCULO DE CAMPO ATRAVÉS DO FEM2000

O FEM2000 é um software de modelagem geométrica e análise de campos eletromagnéticos de dispositivos tais como máquinas elétricas, transformadores, relés, atuadores, etc. O sistema está baseado no Método dos Elementos Finitos em duas dimensões, o qual possibilita a obtenção de mapas de campo e demais grandezas eletromagnéticas com precisão e confiabilidade. Pode-se analisar geometrias complexas contendo materiais lineares e não-lineares.

A Figura 1.19a representa um fluxograma da organização geral do software FEM2000, e é uma cópia da documentação disponível no programa.

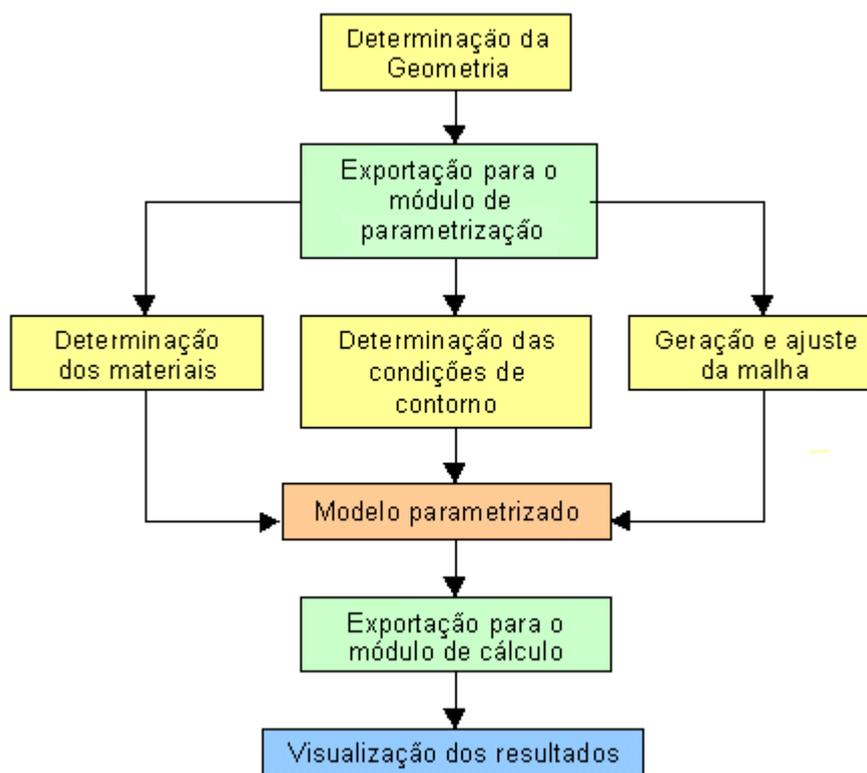


Figura 1.19a - Fluxograma do FEM2000

O software Sistemas de Cálculo por Elementos Finitos – FEM2000, é um software que trabalha em três módulos, definidos por três extensões dos arquivos, a saber:

- **.DES**
- **.DAT**
- **.MESH**

No primeiro módulo, cuja extensão é **.DES**, é definida a geometria do modelo, a qual pode ser feita através de várias funções de criação, edição e visualização disponíveis neste módulo. O desenho pode ser obtido através de pontos definidos pelo teclado ou por inserções com o mouse.

Após a definição da modelagem geométrica e exportado o arquivo para o segundo módulo, cuja extensão do arquivo é **.DAT**, passa-se para o processo de discretização do modelo, definindo-se as características dos materiais e as condições de contorno.

Após a geração da malha, deve-se exportar a mesma para o terceiro e último módulo, isto é, o módulo de cálculo e análise eletromagnética.

Nesta etapa é possível calcular as grandezas eletromagnéticas tais como fluxo magnético, indução magnética, força, etc, através de teclas de atalho dispostas na tela, permitindo, também a visualização das curvas diretamente através de toques no mouse, bem como através de pontos específicos no teclado.

A Figura 1.20a apresenta de forma esquemática a disposição do magneto em relação aos sensores magnetoresistivos, bem como a zona de fronteira onde o campo magnético é considerado nulo. Para apresentação dos resultados foi considerado o magneto no centro do quadrado formado pelos 4 sensores, cuja diagonal é de 180mm e, como zona de fronteira, um quadrado cuja diagonal é de 339,41mm, conforme mostrado na Figura 1.20a.

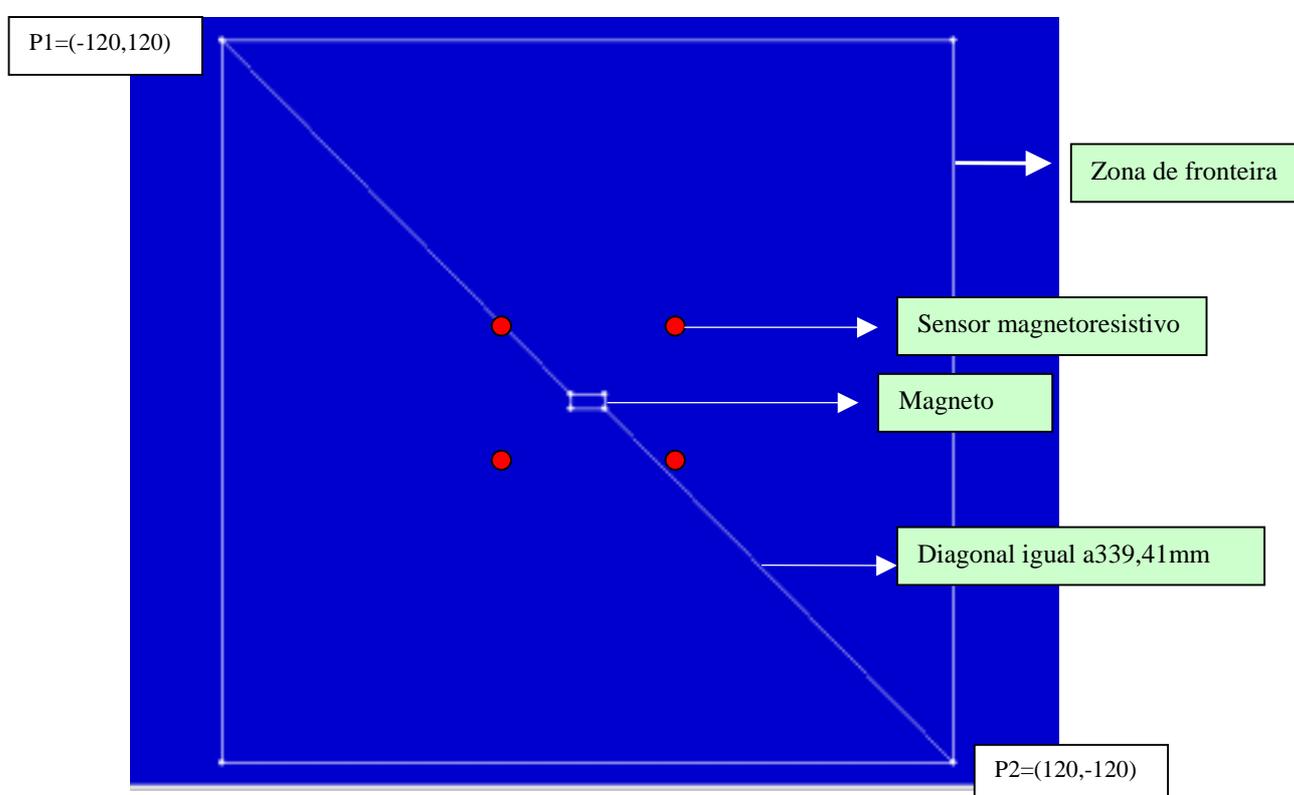


Figura 1.20a - Definição da zona de fronteira onde o campo magnético é considerado nulo.

Conforme dito anteriormente, o processo de utilização do software consiste de 3 etapas, as quais serão demonstradas a seguir.

1.4.1 - DEFINIÇÃO DA GEOMETRIA - MÓDULO*.DES

Para a primeira etapa, ou seja, a determinação da geometria do modelo, considerou-se o magneto como um retângulo de 11mm de comprimento e 5mm de altura, centrado no ponto (0,0) no sistema de referência do programa, conforme pode ser visto na Figura 1.20a.

Como o FEM2000, calcula a indução magnética num plano, considerou-se o magneto disposto no centro de um dos planos formado pelo conjunto de quatro sensores. A distância entre o magneto e cada um dos sensores, considerando o ímã no centro geométrico do equipamento, é de 90mm. Desta forma é possível determinar o valor da indução que atinge cada sensor, quando o magneto se desloca neste plano.

Como fronteira (região de potencial nulo) é considerado um quadrado cujas ordenadas das extremidades de uma das diagonais valem: $P1=(-120,120)$ e $P2=(120,-120)$, o que significa que o campo é nulo a 169,70mm de distância do centro do magneto, distâncias estas consideradas, sempre, em relação a origem. A diagonal do retângulo, onde é considerado nulo o campo magnético, é de 339,41mm

1.4.2 - DEFINIÇÃO DE MATERIAIS E CONDIÇÃO DE CONTORNO - MÓDULO*.DAT

Nesta etapa se definem as condições de contorno e as regiões onde se deseja calcular o campo.

Para os exemplo foi considerada a opção *Contorno Externo*, para a definição de que na região definida pelo quadrado de diagonal igual a 339,41mm, o campo magnético é nulo.

Feito isso, é necessário definir as características das regiões em estudo, como a permeabilidade relativa, o valor da magnetização em cada direção X e/ou Y , e a densidade de corrente, quando for o caso. Para o caso em estudo, foi considerado que a permeabilidade relativa do magneto é a mesma do ar, portanto igual a 1, e que o ímã possui magnetização de 1,1T, na direção Y , valor este fornecido pelo fabricante do magneto a *Intermag Produtos Magnéticos*.

Definidos os materiais e as condições de contorno, é gerada a malha de elementos finitos e passa-se para a terceira etapa, que é o módulo de cálculo.

Para o exemplo mostrado na Figura 1.21a, a malha gerada é a chamada malha “default”, ou seja é a malha gerada automaticamente pelo sistema e apresenta 6.482 elementos e 3.338 nós.

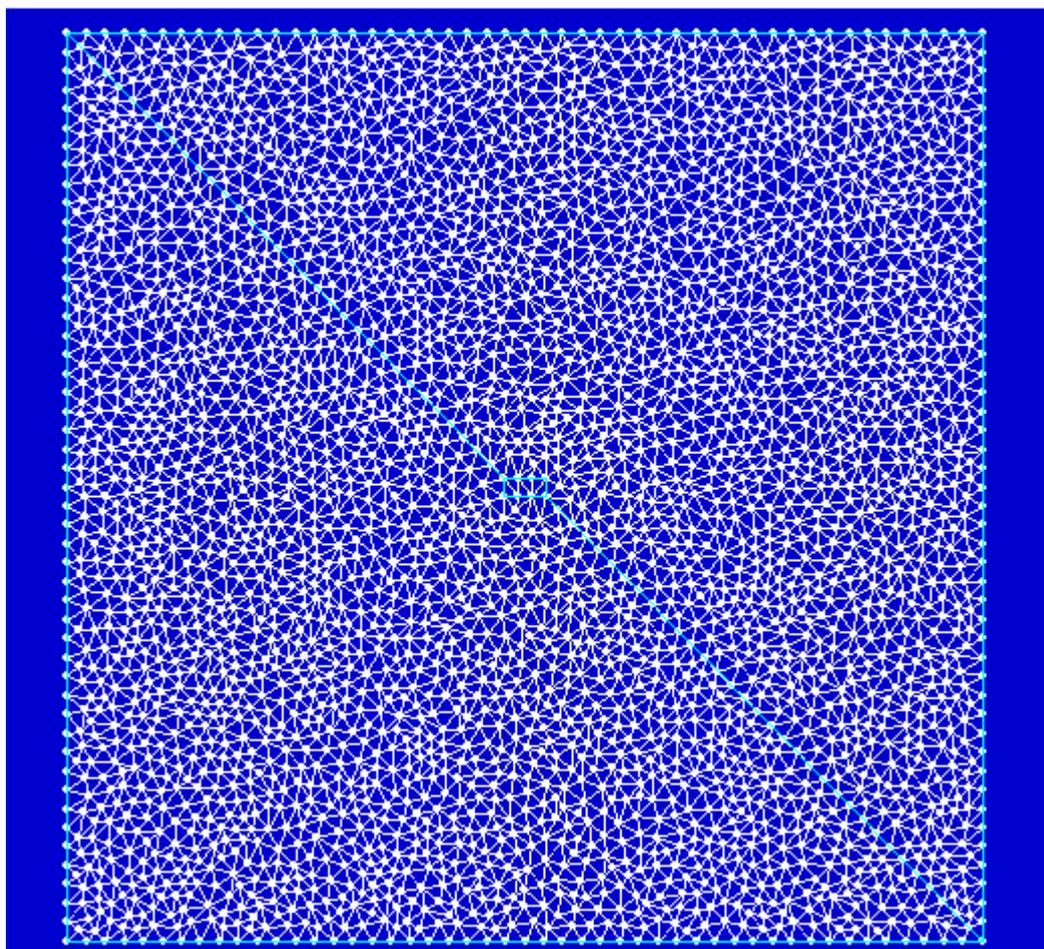


Figura 1.21a - Malha gerada

Com a finalidade de validar os resultados obtidos, realizou-se um refinamento na malha para efetuar a comparação entre os mesmos. O resultado do refinamento está apresentado na Figura 1.22a, e a malha refinada apresenta 25.928 elementos e 13.157 nós.

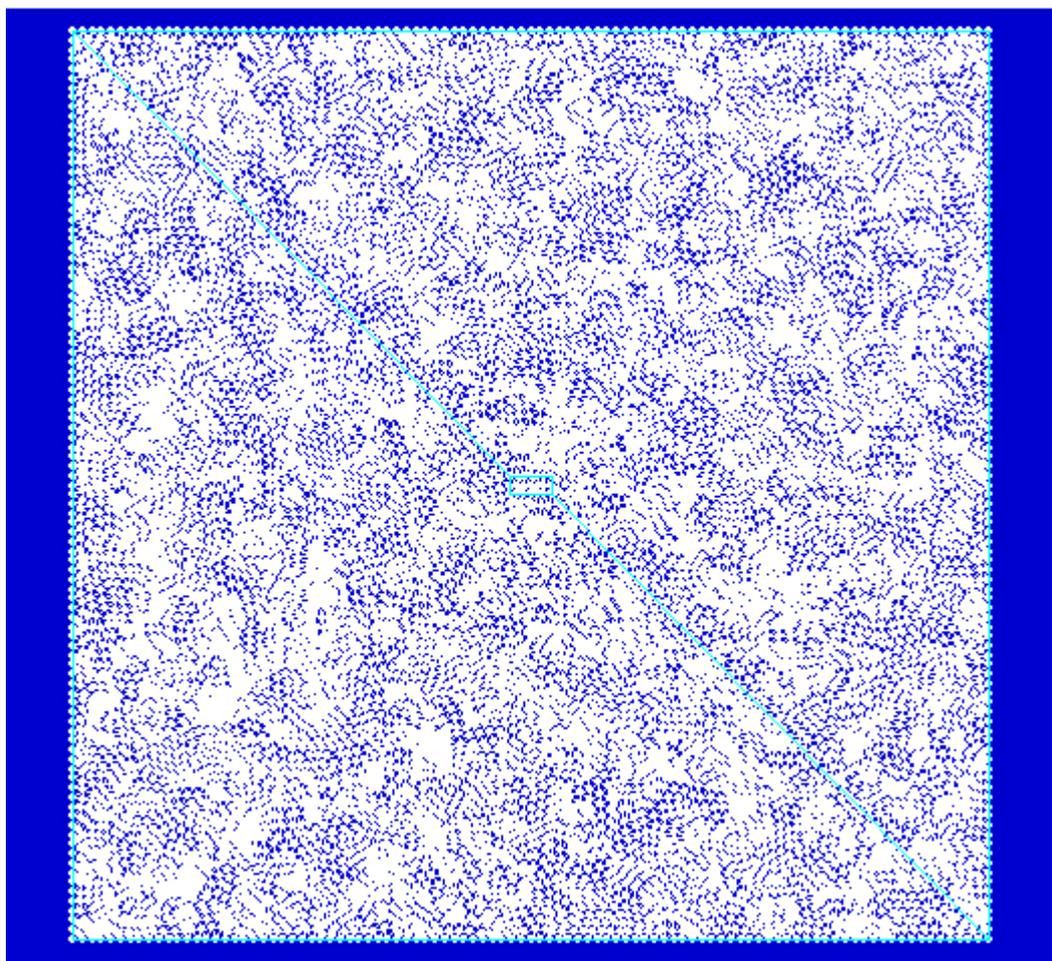


Figura 1.22a - Malha refinada –

Concluído este módulo, passa-se ao processo de cálculo das grandezas necessárias.

1.4.3 - PROCESSO DE CÁLCULO – MÓDULO *.MESH

Nesta etapa o programa oferece, após ter gerado a malha, uma variedade de opções como o cálculo da indução num determinado ponto bem como a variação da indução entre um ponto e outro desejado.

A sistemática utilizada para demonstração dos cálculos foi a determinação da indução no ponto mais próximo entre o magneto e um dos sensores (72,33mm); a determinação da indução considerando o magneto no centro geométrico dos sensores (90mm, equidistante de todos os sensores); e o valor da indução no ponto mais distante entre o magneto e um dos sensores (107,67mm), considerando que a magnetização seja na direção Y.

Os resultados apresentados foram obtidos inicialmente com a malha original e depois, com a malha já refinada. Em ambos os casos foram utilizadas 400 linhas equipotenciais.

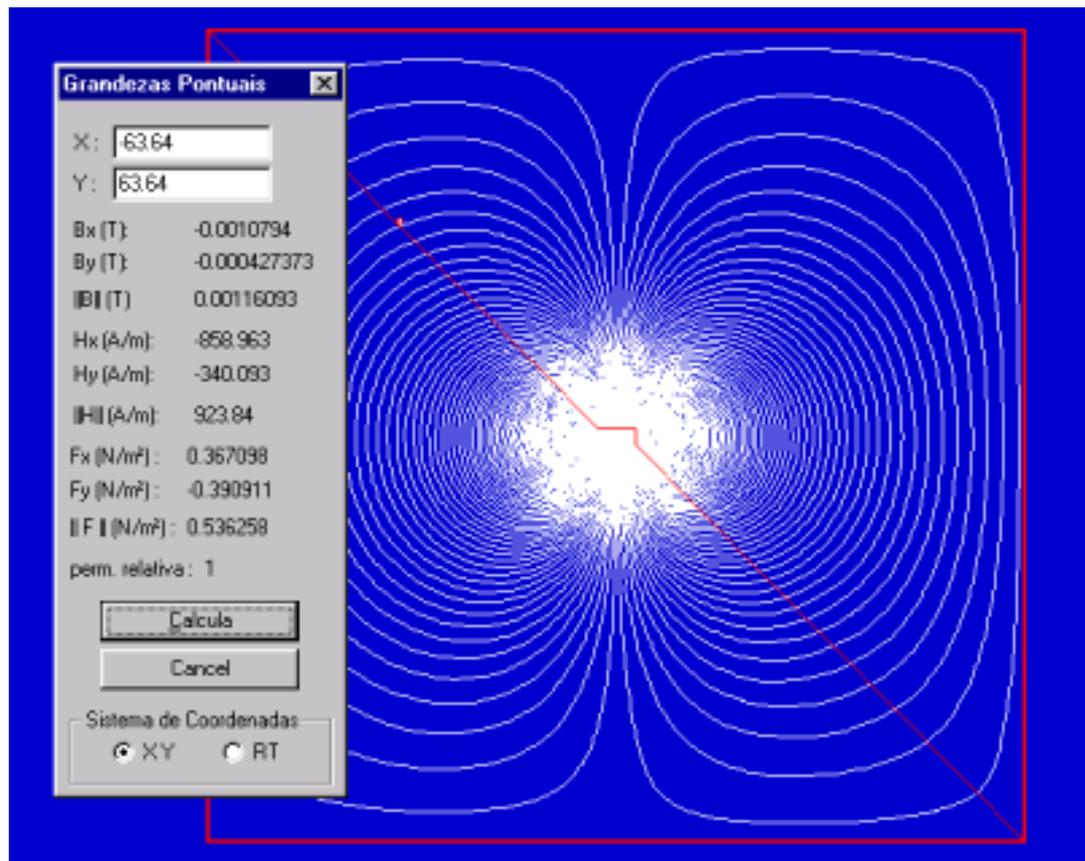


Figura 1.23a - Indução magnética a 90mm do magneto (imã no centro) – malha original.

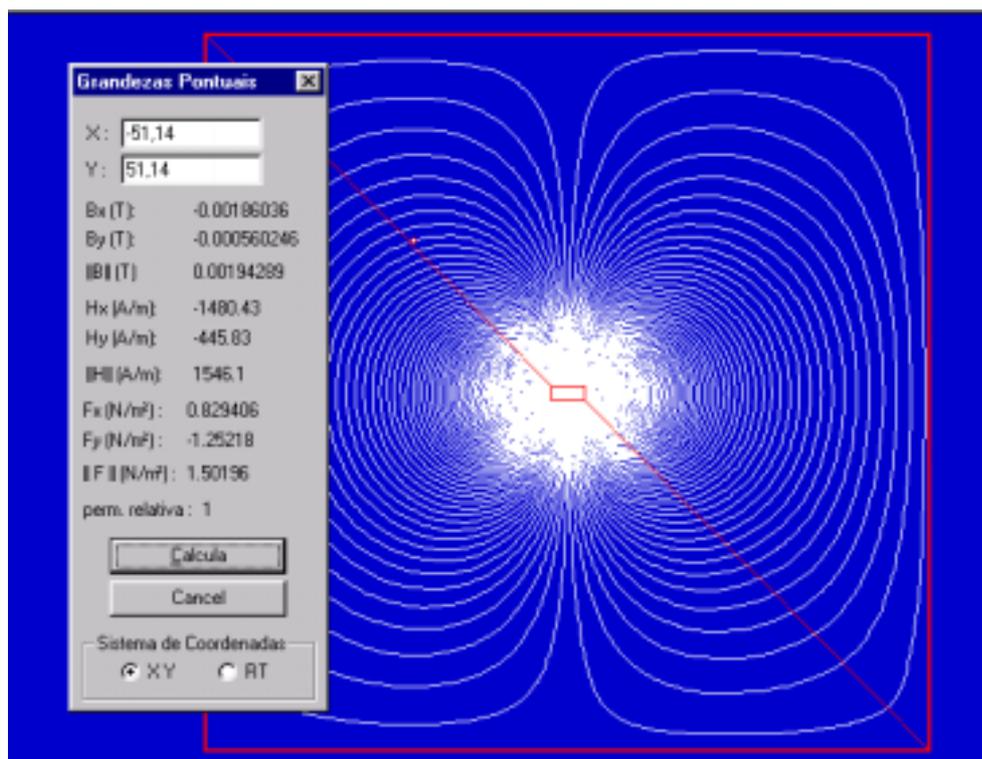


Figura 1.24a - Indução magnética a 72,33mm do magneto (imã à menor distância).

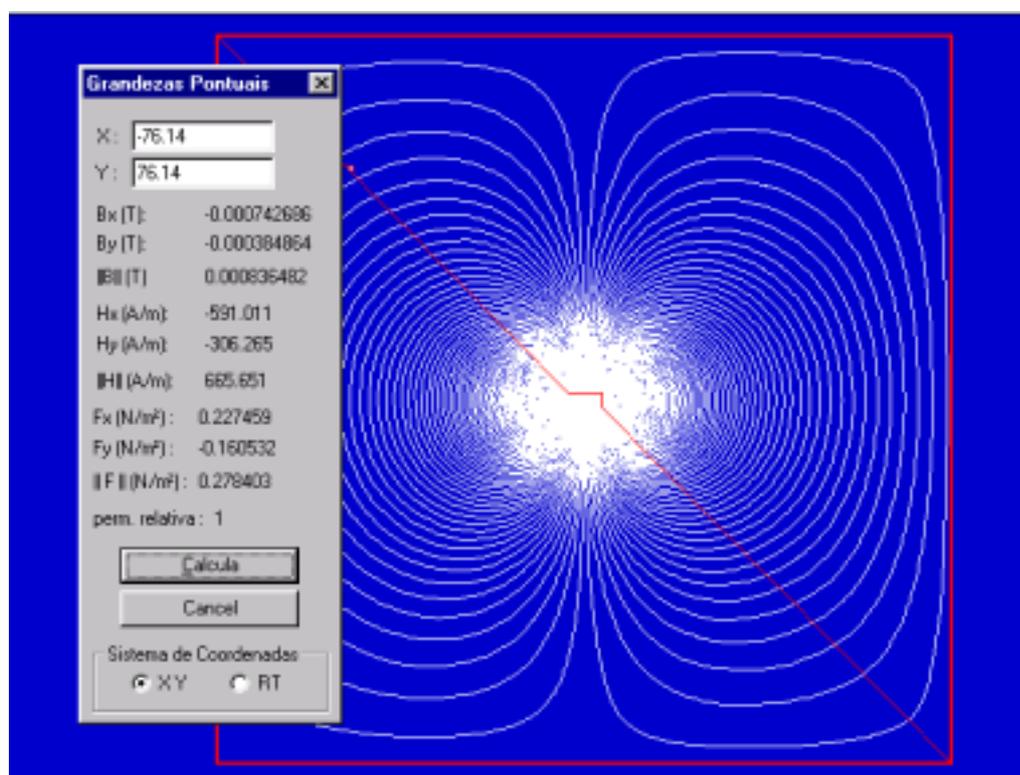


Figura 1.25a - Indução magnética a 107,67mm do magneto (imã à maior distância).

Os resultados apresentados nas Figuras 1.26a, 1.27a e 1.28a, foram obtidos através do refinamento da malha.

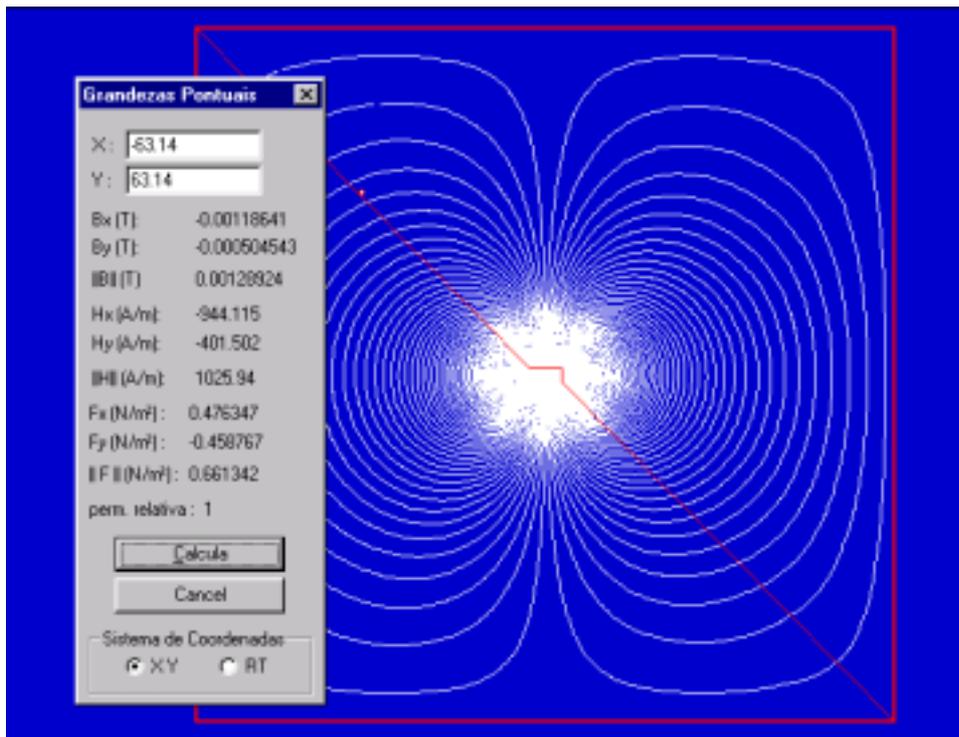


Figura 1.26a - Indução magnética a 90mm do magneto (imã no centro) – malha refinada.

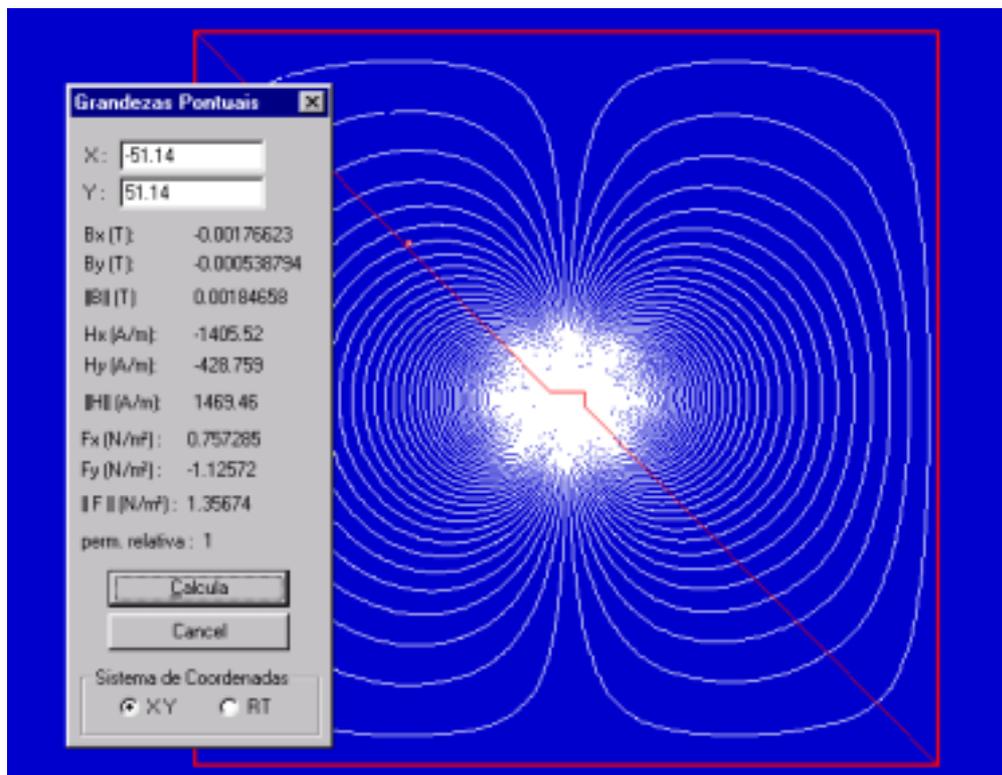


Figura 1.27a- Indução magnética a 72,33mm do magneto (imã à menor distância) - malha refinada.

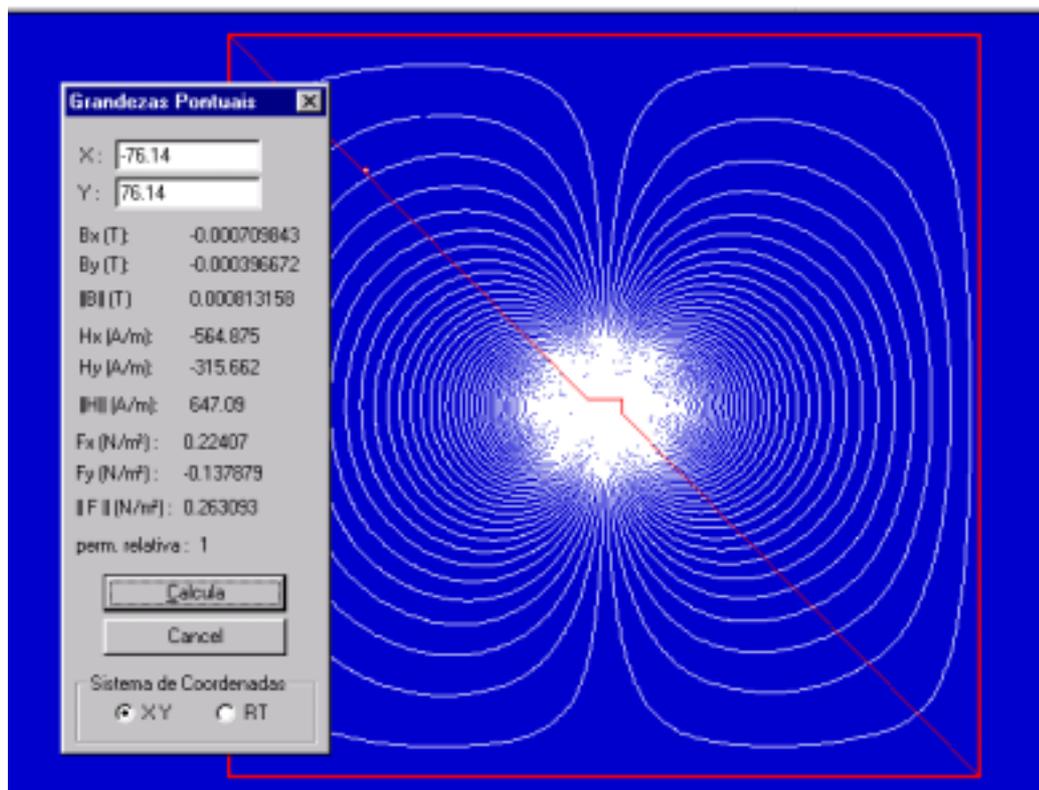


Figura 1.28a - Indução magnética a 107,67mm do magneto (ímã à maior distância) - malha refinada.

Os resultados da indução magnética para os 3 pontos caracterizados por diferentes distâncias entre o ímã e os sensores, podem ser verificados na tabela 1.2a.

Tabela 1.2a - Valores comparativos dos resultados do FEM2002.

Distâncias do ímã ao sensor	Indução Magnética \vec{B} (Tesla)	
	Malha <i>default</i>	Malha refinada
90mm	0,00116093	0,00128924
72,33mm	0,00194289	0,00184658
107,67mm	0,000836482	0,000813158

Através dos resultados obtidos pelo FEM2000, verifica-se que o campo que sensibiliza os sensores magnetoresistivo se encontra entre 8 e 20 Gauss, o que é coerente com os limites (range) fornecido pelo fabricante dos mesmos, que é de ± 25 Gauss.

A figura 1.29a apresenta a curva de variação da indução magnética que sensibiliza os sensores, quando a distância entre o magneto e o sensor varia entre 72,33mm (menor distância no plano) e 107,67mm (maior distância no plano), que atende ao objetivo secundário do trabalho, ou seja identificar o campo magnético que sensibiliza os sensores magnetoresistivos com o magneto utilizado.

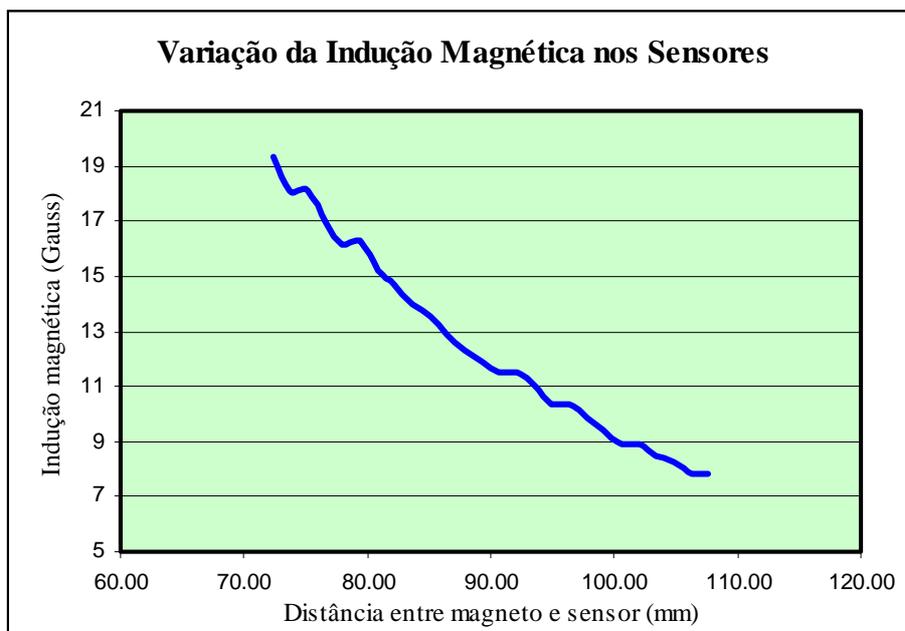


Figura 1.29a – Variação de campo magnético nos sensores magnetoresistivos

Mais uma vez é importante enfatizar que os cálculos apresentados são resultados obtidos através de mapeamento de campo no plano, os quais devem ser estendidos para a obtenção deste mapeamento no espaço. Os resultados para o mapeamento do campo magnético no espaço devem ser realizados futuramente, em trabalhos na área.

1.5 - CONCLUSÃO

Os valores de indução magnética calculados permitem afirmar que: para um deslocamento entre 0 e 25mm no plano que os sensores são sensibilizados por campos que variam entre 8 e 20, Gauss, aproximadamente. Na posição mais próxima entre o magneto e um dos sensores (distância=72,32mm), a indução calculada foi de 18G. Na posição mais distante (distância=107,67mm), o valor da indução calculada foi de 8G.

É possível fazer uma estimativa do valor do campo magnético que sensibiliza os sensores, quando o magneto se move não mais no plano (quadrado de 25X25mm) mas sim no espaço (cubo de 25X25X23mm), considerando a pergunta: - qual a maior distância possível entre o

magneto e o sensor e qual a menor? A resposta é simples. A menor distância no espaço é a menor distância no plano isto é, quando o sensor e o magneto estiverem no mesmo plano, a menor distância é 72,32mm. A maior distância no espaço é o sensor num plano e o magneto no plano mais distante do mesmo em posição diagonalmente oposta ao sensor. A distância entre os planos dos sensores é de 40mm, portanto a maior distância possível entre sensor e magneto é 114,86mm, calculado pela equação 1.79a, onde 107,67mm é a distância , no plano vertical, entre o sensor e o magneto.

$$d_{m\acute{a}x} = \sqrt{107,67^2 + 40^2} \quad (1.79a)$$

A Figura 1.30a apresenta, esquematicamente, através da linha azul, esta distância. O cubo pequeno no interior do cubo maior, representa a trajetória do magneto; o quadrado amarelo representa o magneto, e os círculos coloridos representam os oito sensores magnetoresistivos.

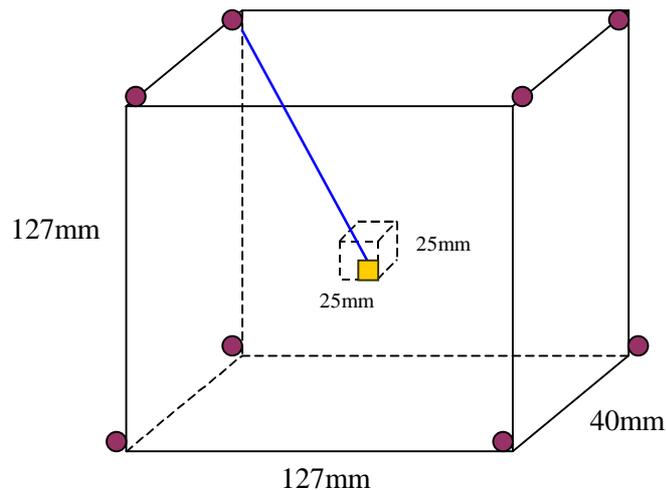


Figura 1.30a - Deslocamento do magneto no espaço.

O software FEM2000 realiza o cálculo da indução somente no plano, porém na tentativa de estimar o valor da indução a uma distância de 114,86mm no espaço, foi feito o cálculo da indução no plano a esta distância, e o valor encontrado foi de 6,98G, o que pode ser considerada uma estimativa razoável.

Finalizando pode-se dizer que apesar do campo magnético ser pequeno no campo dos sensores e considerado praticamente nulo pelos medidores de campo utilizados no meio acadêmico, os

sensores magnetoresistivos são sensibilizados por estes campos e permitem com isso a identificação de movimentos em 3D, com precisão na ordem de décimos de milímetros.

APÊNDICE II

SENSORES MAGNÉTICOS

2.1 - INTRODUÇÃO

Os sensores magnéticos são muito utilizados devido a suas características de sensoriamento sem contato, seja pela necessidade de medições em ambientes hostis ou de difícil acesso, ou mesmo por características como confiabilidade e alta sensibilidade a campos magnéticos mesmo muito pequenos.

O avanço da tecnologia juntamente com a descoberta de novos materiais e principalmente a descoberta de novas características de materiais já utilizados, permitiu uma melhora no rendimento e desempenho deste tipo de sensores, fazendo com que atualmente se tenha uma grande variedade de sensores com a mesma finalidade (medir campos magnéticos) e que podem funcionar baseados em diferentes princípios físicos.

A seguir serão apresentados os principais sensores magnéticos mostrando suas características e principais aplicações.

2.2 - SENSOR DE EFEITO HALL

Edwin Herbert Hall descobriu o “efeito Hall”, em 1879 enquanto trabalhava na sua tese de doutorado em Física na *Johns Hopkins University* em Baltimore, Estados Unidos.

O efeito Hall está relacionado com a força de Lorenz, que define a interação de uma carga q em movimento num campo magnético B . Quando um condutor é exposto a uma indução magnética transversal, os elétrons em movimento são repelidos para uma das bordas. A concentração de elétrons nessa borda causa um campo elétrico, que por sua vez forma uma força eletrostática contrária a força resultante do campo magnético, a chamada força de Lorenz. O efeito do campo elétrico somente anula o efeito do campo magnético, determinando o equilíbrio das forças. O campo elétrico transversal ao condutor causa uma diferença de potencial entre as duas bordas deste condutor, conhecida como tensão Hall, a qual varia conforme o tipo de condutor. Devido às pequenas dimensões dos condutores e especialmente à baixíssima velocidade de deslocamento dos elétrons, normalmente a tensão Hall não é mensurável na maioria dos materiais.

As aplicações técnicas do efeito Hall só se fizeram possíveis pela metade dos anos 50, com a descoberta de alguns semicondutores que possuem baixa concentração e alta mobilidade de

portadores, e nos quais a corrente não é originada através de portadores lentos se movimentando, mas de poucos portadores com alta velocidade. Dessa forma, neste tipo de semicondutores a tensão Hall é muito maior que nos metais, sendo da ordem de até 100 mV, exemplos destes são o InSb (Índio-Antimônio) e o InAs (Índio-Arsênio). Valores típicos para mobilidade dos elétrons são: InSb= $10^5 \text{ cm}^2\text{V}^{-1}\text{s}^{-1}$ e InAs= $2,26 \cdot 10^4 \text{ cm}^2\text{V}^{-1}\text{s}^{-1}$.

O coeficiente que caracteriza a eficiência da tensão Hall no material é o chamado coeficiente Hall (R_H), o qual está diretamente relacionado com a mobilidade dos portadores (μ_H) e a resistividade do material (ρ_b) pela equação

$$R_H = \mu_H \cdot \rho_b \quad (2.1a)$$

2.2.1 - TEORIA DO EFEITO HALL

Quando um pedaço de material condutor ou semicondutor conduz uma corrente na presença de um campo magnético transversal, se produz uma fem (tensão Hall) nos bornes opostos como mostra a figura 2.1a.

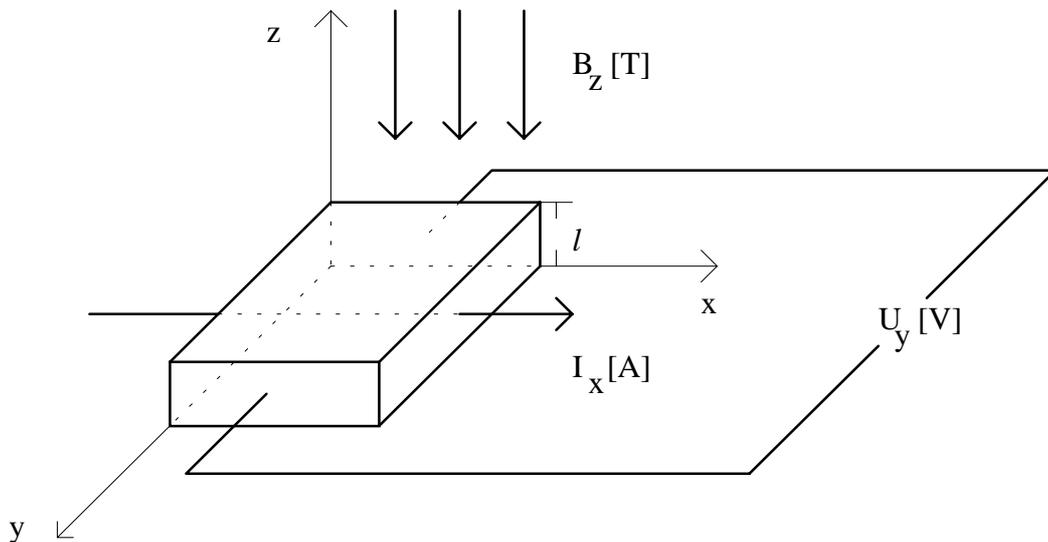


Figura 2.1a - Ilustração do Efeito Hall.

A tensão produzida é dada por:

$$U_y = \frac{R_H}{l} \cdot I_x \cdot B_z \quad (2.2a)$$

onde:

U_y - Tensão Hall [mV]

l - espessura da pastilha [mm]

R_H - coeficiente de Hall

I_x - corrente na pastilha na direção x [mA]

B_z - Indução magnética na direção z [T, tesla ou G, gauss]

O sensor Hall, em síntese, consiste de um corpo semiconductor, dois terminais para dar caminho à corrente e dois eletrodos para coletar a tensão Hall. A tensão Hall que é proporcional ao produto da corrente pela indução magnética (B) perpendicular a ela é da ordem de $7\mu V/V_s/\text{gauss}$ no silício e portanto requer amplificação deste sinal para uso prático. A tensão V_s é a tensão da fonte de alimentação.

2.2.2 - CARACTERÍSTICAS BÁSICAS

O elemento Hall é a parte básica do sensor de campo magnético e requer um condicionamento de sinal para a tensão de saída. O condicionamento de sinal eletrônico necessita de um estágio de amplificação do sinal e compensação da temperatura. A regulagem da tensão é necessária quando se trabalha com fontes irregulares de tensão.

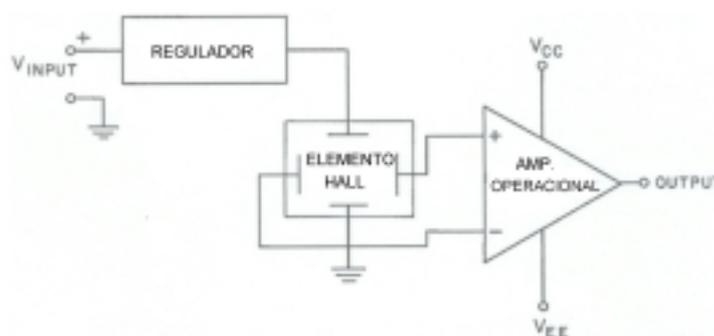


Figura 2.2a - Sensor de efeito Hall.

Se a tensão Hall é medida quando não há campo magnético presente, a tensão é zero. Entretanto se a tensão em cada terminal de saída for medida em relação à referência (terra), haverá a tensão de modo comum (common mode voltage – CMV) que não é zero e é igual nos dois terminais. Portanto a tensão que deve ser amplificada é a diferença entre estes dois terminais, a tensão Hall, sendo usado, portanto, um amplificador diferencial.

A tensão Hall é de baixa intensidade, aproximadamente $30\ \mu V$ na presença de um campo magnético de 1 Gauss, o que requer um amplificador com baixo ruído, alta impedância de entrada e ganho moderado. Um amplificador diferencial com estas características pode ser facilmente implementado.

Quando utilizado como sensor magnético, o sensor Hall pode ser considerado como um transdutor. A componente normal da indução magnética é considerada o sinal de entrada e a

tensão Hall é o próprio sinal de saída. A seguir serão apresentados os coeficientes básicos do sensor Hall, caracterizando sua operação como um transdutor de indução magnética/tensão Hall.

2.2.2.1 - Sensibilidade absoluta

É o parâmetro mais importante a ser avaliado, e define-se sensibilidade absoluta como a razão entre a tensão Hall (U_H) e a componente normal da indução magnética, considerando constantes variáveis como temperatura, frequência e corrente de excitação.

$$S_A = \frac{U_H}{B_Z} \quad (2.3a)$$

2.2.2.2 - Offset equivalente a Indução Magnética

A tensão de *offset* na saída do sensor Hall não pode ser distinguida do sinal relativo a indução magnética. Para caracterizar o erro na medida da indução magnética causada pelo *offset*, pode-se calcular a indução magnética que produziria tensão Hall igual a tensão de *offset*, ou seja:

$$B_{off} = \frac{U_{off}}{S_A} \quad (2.4a)$$

onde B_{off} é o *offset* equivalente da indução magnética.

O maior causador de *offset* em sensores Hall são as imperfeições na fabricação dos mesmos, como não uniformidade da resistividade e espessura do material. Tensões mecânicas (*stress*) na combinação com o efeito piezoresistivo também podem causar *offset*.

2.2.2.3 - Ruído equivalente de Indução Magnética

O ruído na saída do sensor Hall pode ser interpretado como o resultado de uma indução magnética equivalente atuando como ruído num dispositivo Hall.

Uma maneira coerente para descrever as propriedades do ruído de um sensor Hall é em termos de um limite de detecção. O limite de detecção é o valor da medida da relação sinal/ruído.

2.2.2.4 - Sensibilidade a fatores externos

A sensibilidade a fatores externos (*cross-sensitivity*) de um sensor magnético é uma indesejável sensibilidade a fatores externos como temperatura e pressão. A equação geral para definir a sensibilidade a um parâmetro P_c qualquer é:

$$P_c = \frac{1}{S} \frac{\partial S}{\partial P} \quad (2.5a)$$

onde P_c é o parâmetro a ser avaliado a sensibilidade externa (cross-sensitivity)

Se o parâmetro a ser avaliado é a temperatura, por exemplo, então P_c se torna T_c , que é o coeficiente de sensibilidade de temperatura. Na equação acima, S denota a sensibilidade do sensor Hall.

2.2.2.5 - Não linearidade

A não-linearidade do sensor (NL) pode ser oriunda do próprio material de que o mesmo consiste, e é definida como:

$$NL_M \approx -\alpha \cdot \mu_H^2 \cdot B^2 \quad (2.6a)$$

onde:

NL_M : não linearidade do material

α : coeficiente de não linearidade

μ_H : mobilidade dos elétrons

B : indução magnética

O coeficiente de não linearidade do material depende dos fatores da rede e são relacionados com o tempo de relaxação dos portadores

Outra fonte de não linearidade pode resultar da geometria do próprio semiconductor do qual é construído o sensor, sendo definida como

$$NL_G \approx \beta \cdot \mu_H^2 \cdot B^2 \quad (2.7a)$$

onde:

NL_G : não linearidade da geometria

β : coeficiente de não linearidade.

O coeficiente de não linearidade β oriundo da geometria do material pode variar de 0 a 0,604.

Uma outra fonte de não linearidade que pode se identificar num sensor Hall é o efeito de campo da junção (NL_{JFE}), a qual depende da estrutura do sensor e das condições de polarização, contrastando com as duas primeiras causas de não linearidade que são dependentes do quadrado do campo magnético e independentes da polarização.

A não linearidade pelo efeito de campo da junção é, na maioria das aplicações, dominante sobre as outras duas, mas usando-se técnicas adequadas de compensação, ela pode ser totalmente anulada. Uma maneira de se fazer esta compensação é utilizar um invólucro, (jaqueta que faz contato com o sensor), com uma tensão aplicada dependente do valor da tensão Hall e de polaridade invertida. No caso esta tensão aplicada anula o efeito indesejado da NL_{JFE} .

2.2.2.6 - Estabilidade

O coeficiente Hall não pode ser considerado como um parâmetro absolutamente estável, e como se sabe a sensibilidade do sensor Hall é diretamente proporcional a este coeficiente. Um exemplo disso é quando um sensor é submetido a uma tensão mecânica, devido ao efeito *piezo-Hall*, o coeficiente Hall de um sensor com semicondutor tipo n de baixa dopagem, pode variar até 2,5%.

A sensibilidade relativa do sensor Hall também depende diretamente da densidade superficial de cargas. Dessa maneira, qualquer efeito físico que venha a causar qualquer variação na densidade de portadores pode causar instabilidade.

Sensores de alta sensibilidade tendem a ser instáveis. Quanto maior a sensibilidade do sensor Hall, maior será a influência dos efeitos superficiais nele mesmo, porém com técnicas de correção, os sensores de efeito Hall podem ser estáveis.

2.2.2.7 - Função de transferência

A função de transferência de um dispositivo descreve a sua saída em termos de sua entrada, e pode ser expressa através de uma equação ou mesmo de um gráfico. Para um sensor de efeito Hall analógico a função de transferência expressa a relação entre o campo magnético de entrada (Gauss) e a tensão de saída. A função de transferência típica, para este tipo de sensor de um determinado fabricante (*Honeywell*) pode ser vista na figura 2.3a.

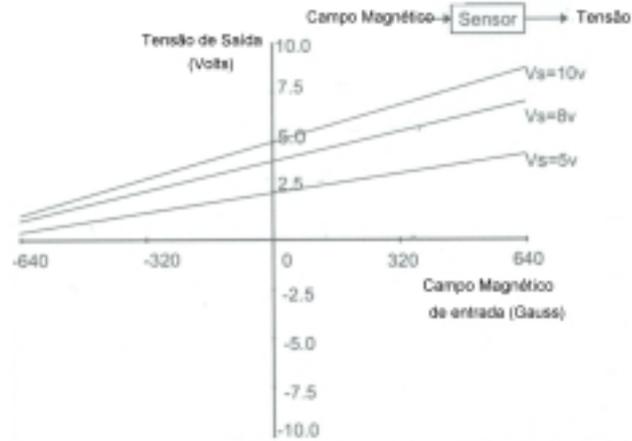


Figura 2.3a - Função de transferência – Sensor de efeito Hall analógico.

A equação abaixo é uma aproximação da função de transferência deste sensor

$$U_{out} = (6,25 \cdot 10^4 \cdot U_s) \cdot B + 0,5 \cdot U_s = Volts \quad (2.8a)$$

$$- 640 < B(Gauss) < +640 \quad (2.9a)$$

O fator $[(6,25 \cdot 10^4 \cdot U_s) \cdot B]$ na equação acima expressa a sensibilidade deste sensor, e o segundo fator $(0,5 \cdot U_s)$ expressa o offset.

2.2.3 - SENSOR DE EFEITO HALL DIGITAL

A saída do sensor de efeito Hall digital pode apresentar dois estados: *ON* ou *OFF*. O circuito analógico básico pode ser convertido em sinal digital utilizando um dispositivo de disparo, o *trigger Schmitt*, conforme figura 2.4a.

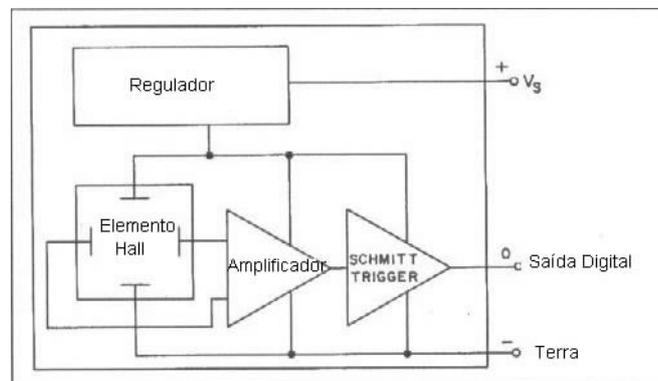


Figura 2.4a - Sensor de efeito Hall com saída digital (Honeywell).

O *trigger Schmitt* compara a saída do amplificador diferencial com uma referência definida. Quando a saída do amplificador exceder esta referência, o Schmitt trigger dispara, inversamente, quando a saída do amplificador cair abaixo da referência, o trigger desliga.

O fenômeno da histerese está incluído no *trigger* e ocorre através de duas referências distintas, as quais variam conforme o sensor estiver *ON* ou *OFF*.

2.2.3.1 - Função de transferência

A função de transferência para a saída digital de um sensor de efeito Hall, pode ser vista na figura 2.5a.

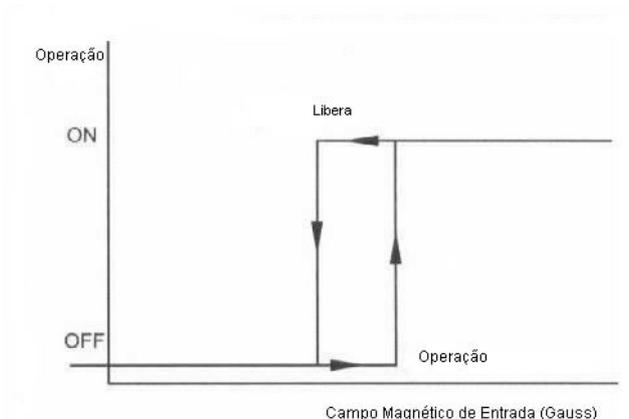


Figura 2.5a - Função de transferência de um sensor de efeito Hall com saída digital.

A principal característica da relação entrada/saída é o ponto de operação, e é importante definir bem este ponto ou o diferencial entre eles. A medida que o campo magnético aumenta, não haverá nenhuma alteração na saída do sensor até que o ponto de referência seja alcançado. Uma vez que o ponto é alcançado o sensor muda de estado. Posteriores acréscimos no valor do campo, não alterarão o estado, o mesmo vale para quando o campo magnético decresce.

Bem como nos sensores analógicos, é usado um amplificador na saída, para permitir maior flexibilidade nas aplicações. Este transistor é tipicamente um NPN.

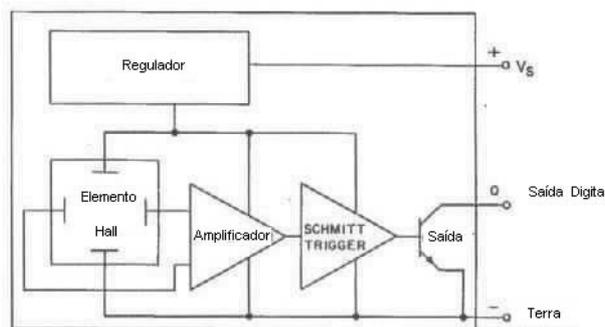


Figura 2.6a - Sensor de saída digital com transistor NPN.

2.2.3.2 - Características básicas

Os sensores com saída digital são disponíveis em dois tipos: com regulagem e sem regulagem. A maior parte dos sensores é com regulagem e utiliza fonte de alimentação entre 3,8 a 24 VDC, e servem para diversas aplicações. Sensores sem regulagem são usados em aplicações especiais e necessitam de uma fonte DC de 4,5 a 5,5V ($5 \pm 0,5V$), e devem ser usados em conjunto com circuitos lógicos.

A principal característica de entrada de um sensor digital é definir o ponto de operação, ou seja o ponto em que ele muda seu estado (*ON/OFF*), e os valores mínimo e máximo de operação. Como as características básicas do sensor variam com a temperatura e mesmo de sensor para sensor, estes valores são especificados em termos de uma faixa de operação.

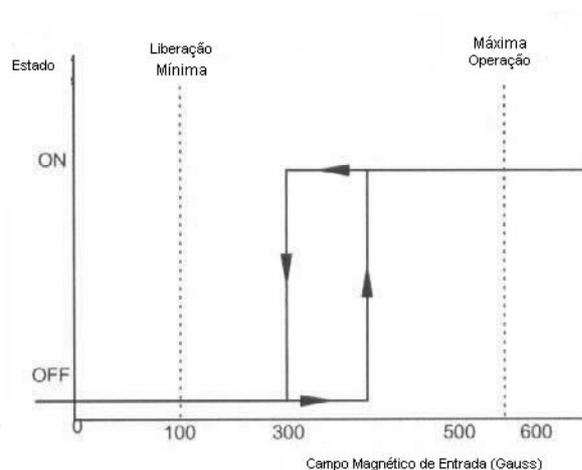


Figura 2.7a - Características de entrada para um sensor unipolar.

O gráfico da figura 2.7a é considerado unipolar, pois os limites de operação (mínimo e máximo) são positivos, isto é, só referente ao polo sul.

Um sensor bipolar tem um ponto de operação positivo (polo sul) e um ponto de operação negativo (polo norte), conforme mostra a figura 2.8a.

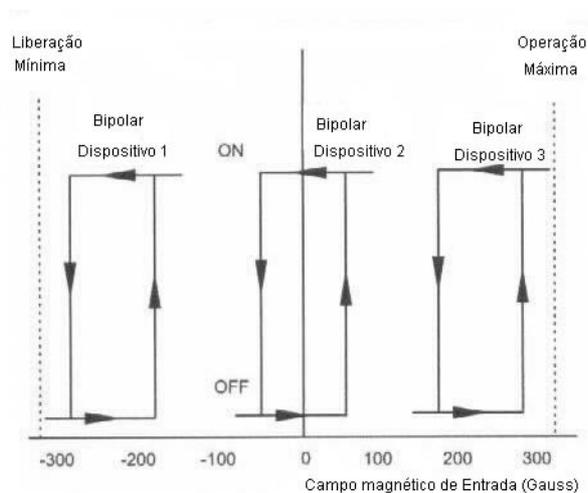


Figura 2.8a - Características de entrada para um sensor bipolar.

As características de saída de um sensor Hall digital são definidas pelas características elétricas do transistor de saída, isto inclui, tipo do transistor, corrente máxima, tensão de quebra e tempo de chaveamento.

2.2.4 - APLICAÇÕES TÍPICAS

Sensor de efeito Hall tem uma larga variedade de aplicações. Pode ser usado como magnetômetro e relacionar informação de campo magnético com deslocamento mecânico. Como campo magnético está diretamente relacionado com corrente elétrica, uma vez que a indução magnética é exatamente proporcional a corrente, a medida de corrente pode ser efetuada sem ter que abrir o circuito ou fazer qualquer contato entre o condutor e o instrumento. Ao se medir corrente é possível se medir tensão, potência e conseqüentemente até energia, o que prova que o sensor de efeito Hall é um multiplicador de quatro quadrantes.

2.3 - FLUXGATES

Um fluxgate é um sensor utilizado para medir intensidade de campo magnético que se baseia em características magnéticas não lineares de um núcleo de material ferromagnético. Trata-se de um sensor diferencial que mede a componente de campo paralela ao eixo da bobina.

Os fluxgates foram desenvolvidos em 1928 e posteriormente refinados pelos militares, para direcionamento de aeronaves de inspeção geomagnética e detecção de submarinos, na segunda guerra mundial .

Com o início da era espacial nos anos 50, o fluxgate foi adaptado para a magnetometria espacial. O primeiro satélite a carregar um fluxgate foi o *Sputinik 3*, lançado em 1958. Os fluxgates voaram em várias espaçonaves para mapear campos geomagnéticos da Terra, suas interações

com partículas solares, campo magnético lunar, campos planetários e interplanetários. Fluxgates triaxiais colocados na superfície lunar por astronautas da Appolo são responsáveis por informações sobre o campo magnético lunar.

Apesar do surgimento de novas tecnologias para sensores de campo magnético, os fluxgates continuam sendo muito utilizados em diversas áreas, devido à sua confiabilidade, relativa simplicidade, baixo custo e robustez.

Uma das propriedades que fazem do fluxgate um magnetômetro muito procurado é a faixa de medidas que podem ser feitas para um nível de ruído muito baixo.

2.3.1 - PRINCÍPIO DE OPERAÇÃO

Um fluxgate consiste de um núcleo de material magnético envolvido por uma bobina. Se a permeabilidade μ_r do material do núcleo varia, surge uma tensão entre os terminais da bobina, e esta tensão é proporcional ao número de espiras da bobina, a área da seção transversal e a variação do campo magnético na bobina.

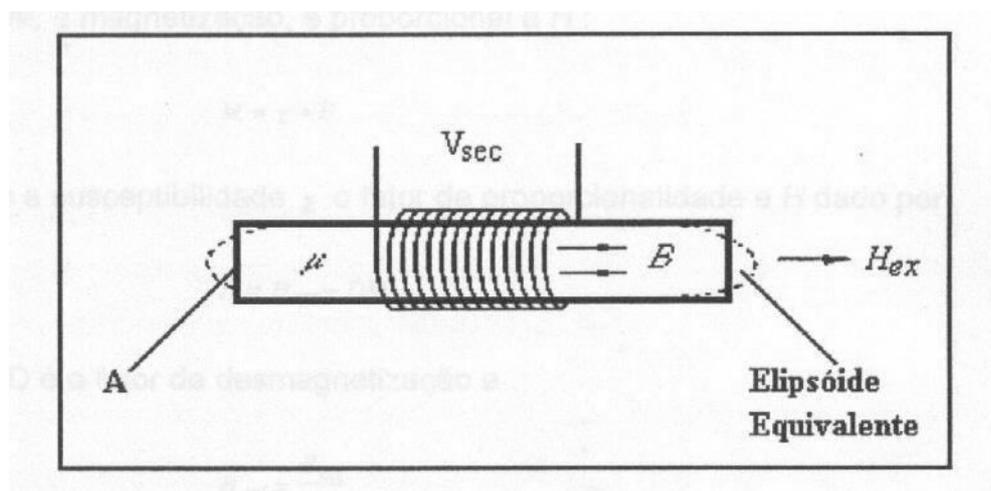


Figura 2.9a - Fluxgate básico.

O campo da terra ao longo do eixo do núcleo produz um fluxo magnético $\Phi = B \cdot A$ na área transversal A . Se a permeabilidade μ_r do material do núcleo é alterada, as mudanças de fluxo e a tensão U_{sec} são induzidas nas N espiras da bobina, onde:

$$U_{sec} = N \cdot A \cdot \frac{dB}{dt} \quad (2.10a)$$

onde o vetor indução magnética B é proporcional a B_{ext} para pequenos valores de B_{ext} , e o fator de proporcionalidade μ_a (permeabilidade efetiva) depende do material e da geometria do núcleo:

$$B = \mu_a \times B_{ex} \quad (2.11a)$$

O campo dentro do núcleo é dado por:

$$B = \mu_0(H + M) \quad (2.12a)$$

onde M , a magnetização é proporcional a H :

$$M = \chi \cdot H \quad (2.13a)$$

sendo a susceptibilidade χ o fator de proporcionalidade.

$$B = \mu_0 \cdot H \cdot (1 + \chi) \quad (2.14a)$$

Considerando que $(1+\chi)=\mu_r$, tem-se:

$$B = \mu_0 \cdot \mu_r \cdot H \quad (2.15a)$$

O campo H é dado por:

$$H = H_{ex} - DM \quad (2.16a)$$

onde D é o fator de desmagnetização e:

$$H_{ex} = \frac{B_{ex}}{\mu_0} \quad (2.17a)$$

Substituindo-se (2.16a), (2.17a) em (2.15a):

$$B = \mu_0 \cdot \mu_r \left(\frac{B_{ex}}{\mu_0} - DM \right) \quad (2.18a)$$

Operando-se com esta equação chega-se que:

$$B = \frac{\mu_r \cdot B_{ex}}{1 + D(\mu_r - 1)} \quad (2.19a)$$

Aplicando-se (2.19a) na equação geral (2.10a):

$$U_{\text{sec}} = N \cdot A \cdot \frac{d}{dt} \left[\frac{\mu_r(t) \cdot B_{\text{ex}}}{1 + D(\mu_r(t) - 1)} \right] \quad (2.20a)$$

que é a equação básica do fluxgate.

O tipo mais comum de fluxgate é chamado de dispositivo de segunda harmônica. Este dispositivo compreende duas bobinas, a primária e a secundária, dispostas em torno de um núcleo de material ferromagnético de alta permeabilidade. A indução magnética neste núcleo varia na presença de um campo magnético externo. Ao se aplicar uma tensão no enrolamento primário com uma frequência de 10 kHz, por exemplo, faz-se com que o núcleo oscile em torno do seu ponto de saturação, aparecendo um valor de tensão na saída do enrolamento secundário. Este valor de tensão é afetado por qualquer variação na permeabilidade do núcleo do fluxgate. Através de um detector de fase, o sinal de saída pode ser demodulado e através de um filtro passa-baixa obter o valor do campo magnético externo.

Os medidores de campo magnético tipo fluxgate podem medir sinais na ordem de até 10 microGauss, tendo-se cuidado no circuito para condicionamento do sinal. Podem medir tanto magnitude quanto direção do campo magnético e o limite superior da faixa de frequência é em torno de 1kHz, devido a frequência do sinal aplicado (10 kHz).

2.4 - SENSORES BASEADOS EM MATERIAL AMORFO

Materiais amorfos magnéticos são materiais que possuem algumas características como superior sensibilidade de detecção, máxima temperatura de operação, tempo de resposta, resistência a choques mecânicos e miniaturização se comparados a materiais como o *superpermalloy*, ferrites e supercondutores, materiais estes, também usados como núcleos de sensores.

Ligas de materiais amorfos utilizadas atualmente são compostas de FeCoSiB (Ferro, Cobalto, Silício, Boro) e FeNiSiB (Ferro, Níquel, Silício, Boro) e filmes finos como FeCoZr (Ferro, Cobalto, Zircônio), TbFeCo (Térbio, Ferro, Cobalto) e GdFeCo (Gadolíneo, Ferro, Cobalto) dentre outros.

2.4.1 - CARACTERÍSTICAS BÁSICAS

As principais características de materiais amorfos magnéticos para uso em sensores são:

- possuem uma estrutura bidimensional extremamente uniforme;

- são materiais elásticos que suportam tensões acima de 400 kgf/mm^2 , podendo ser utilizados na construção de grandes áreas sensoras, através de malha de fios. Pelos diâmetros encontrados, também é possível fabricar bobinas miniaturas com núcleos;
- sua resistividade elétrica é três ou quatro vezes a resistividade do *permalloy*, que juntamente com o pequeno diâmetro significa baixas perdas, dessa forma uma excitação na banda de megahertz é possível;
- a permeabilidade excede a do *permalloy*, e a faixa de ruído de rotação de magnetização de *Barkhausen* é baixo, o que significa que é possível fazer sensores de respostas rápidas e alta sensibilidade (aproximadamente 10^{-6} Oersted);
- é fácil controlar a magnetostricção (fenômeno que ocorre em alguns materiais, que quando estão sob indução magnética, a rede cristalina se deforma, alterando as dimensões deste sólido) através da composição, desta forma, podem ser fabricados sensores de tensões mecânicas e propagação de onda magnetostrictiva;

Quando se utiliza material amorfo como sensor magnético deve ser observada a temperatura de cristalização que fica entre 400°C e 500°C , sendo aconselhável operar abaixo de 200°C , e que materiais ferrosos sofrem de baixa resistência a corrosão, sendo obrigatória a adição de cromo.

Os materiais magnéticos de liga amorfa para utilização como sensores magnéticos, são divididos quanto a magnetostricção em: materiais com magnetostricção zero, e magnetostricção alta.

Materiais com magnetostricção zero (FeCoSiB) são os que apresentam módulo da constante de saturação da magnetostricção (λ) menor ou igual a 10^{-7} , e têm propriedades eletromagnéticas estáveis, como alta permeabilidade e excelente resistência a corrosão e ao manuseio, e foram primeiramente aplicados em cabeças magnéticas para áudio. Atualmente suas aplicações incluem sensores de campo magnético, sensores de corrente elétrica, sensores de deslocamento e outros.

Materiais de alta magnetostricção apresentam um efeito de magnetostricção muito sensível, e efeito inverso magnetostrictivo não encontrado em materiais cristalinos, mas suas aplicações práticas apresentaram problemas de corrosão.

2.4.2 - APLICAÇÕES

No desenvolvimento de fios amorfos, foi detectado um grande efeito de *Barkhausen*, o qual consiste do aparecimento de uma magnetização reversa no interior de um núcleo magnetizado

axialmente, chamado de “chaveamento de campo” (H^*), isto é grandes pulsos de tensão induzidos sob baixos campos magnéticos, os quais tiveram aplicações práticas como etiquetas para sensores de segurança.

Mesas digitalizadoras também são implementadas com tiras de material amorfo magnetostrictivo, onde a intensidade de propagação magnetostrictiva é controlada por um magneto.

Algumas aplicações destes sensores são baseados no *efeito Matteucci*. Originalmente o *efeito Matteucci* consiste do aparecimento de um pulso de tensão AC entre os terminais de um cilindro de alta permeabilidade quando este gira e está magnetizado por um campo aplicado paralelo ao eixo de rotação do cilindro. No entanto, a tensão *Matteucci* pode ser detectada em fio de material amorfo, mesmo sem estarem em rotação. Este efeito pode ser atribuído pelas torções sofrida pelos materiais amorfos, durante o processo de solidificação dos mesmos. Algumas mesas digitalizadoras são confeccionadas baseadas neste efeito.

Sensores de material amorfos podem ser utilizados na forma de biosensores. Por exemplo pode-se utilizar um biosensor vibracional que usa um sensor magnético para detectar através das linhas de força, as vibrações de um magneto que fica em contato com a pele.

Os sensores baseados em material amorfo também são conhecidos como:

Sensores Ressonantes

Este sensor é um circuito ressonante composto de um núcleo de material amorfo dentro de um indutor. Quando os pulsos de tensão passam pelo núcleo, estes são induzidos para a bobina. A forma destes pulsos induzidos é a mesma do circuito ressonante, porém atrasada, e seu tempo de posição corresponde as frentes inicial e final do pulso. A frequência de oscilação deste pulso depende da intensidade do campo magnético externo e sua fase inicial depende do sinal da projeção do campo magnético na fita de detecção. A medida de frequência é geralmente realizada pelo registro de um a cinco meios períodos iniciais.

Uma das vantagens deste sensor é sua capacidade de operar em temperaturas criogênicas posto que as fitas amorfas mantêm suas características de sensibilidade a temperaturas do Hélio líquido.

Sensores de vibração

O princípio de operação dos sensores de vibração é medir a deformação do campo magnético perto de uma das pontas de uma fita amorfa utilizando um sensor Hall de vibração. Este campo é determinado pelo momento magnético da tira de material amorfo, conseqüentemente o sensor mede sua magnetização, que por sua vez depende de um campo magnético externo ao longo da tira.

A amplitude do sinal do sensor Hall será determinada pela projeção do campo magnético externo no eixo longitudinal da tira amorfa. O campo magnético perto da borda da fita amorfa dá a principal contribuição para o sinal de saída, assim este sensor pode ser utilizado para medir a distribuição local do campo magnético.

O sensor consiste de uma barra de 2mm x 2mm x 60mm, onde numa das pontas existe uma tira amorfa e na outra um sensor Hall. Neste conjunto há um vibrador piezoelétrico que tem a função de excitar o sistema. As características de saída do sensor de vibração são dependentes da intensidade do campo na tira amorfa, medidas pelo sensor Hall, e também podem operar a temperatura criogênicas.

Sensores Resistivos

O princípio de operação destes sensores é medir a impedância da fita amorfa em altas frequências, a qual varia conforme a intensidade do campo magnético aplicado. Aplica-se um sinal V_{AC} de amplitude constante através da tira amorfa e mede-se a corrente resultante para se determinar a impedância (relação entre tensão e corrente).

A dependência da impedância da tira amorfa com o campo magnético faz parte das características de saída do sensor e são fornecidas pelo fabricante.

Uchiyama et al, 2000 desenvolveram um sistema para monitoração e controle de tráfego de veículos utilizando um sensor de ligas amorfas do tipo magneto-impedância (MI). O sistema consiste de dois micro-sensores MI, um microcomputador e um semicondutor (CMOS) encapsulado num só disco para ser instalado na pista de trânsito. Os sensores captam o campo disperso emitido pelo veículo. Como os sensores estão afastados um do outro de aproximadamente 20cm é possível, conforme mostra a figura 1.10, determinar a velocidade do carro dividindo-se a distância entre os sensores pelo tempo ocorrido entre a passagem do carro no sensor 1 e no sensor 2.

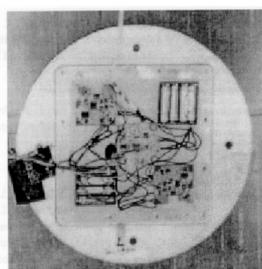
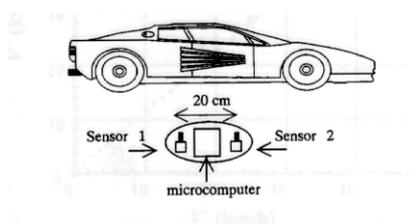


Figura 2.10a – Monitoração e Controle de tráfego com sensores MI

2.5 - SQUIDS

Os SQUIDS (Superconducting Quantum Interference Devices) são dispositivos que utilizam o fenômeno da supercondutividade juntamente com o efeito *Josephson* e o efeito Meissner para medir campos magnéticos com altos níveis de precisão.

A compreensão do funcionamento dos SQUIDS se torna melhor através da revisão de alguns conceitos, a saber:

2.5.1 - SUPERCONDUTIVIDADE

A supercondutividade foi descoberta em 1911 pelo holandês Heike Kamerlingh Onnes. Um metal a temperatura ambiente tem resistência elétrica pequena, mas não nula. Quando a temperatura diminui, a resistência do metal também diminui, até que para um determinado valor de temperatura, a resistência cai a zero. Para um fio de mercúrio, o valor da resistência cai a zero quando a temperatura atinge 4,2 Kelvins (-269°C). A temperatura na qual um material passa de condutor normal para supercondutor é chamada de “temperatura crítica”, T_c .

O fenômeno da supercondutividade foi verificado em vários metais e ligas, mas sempre em temperaturas muito baixas, mas esta limitação foi vencida em 1986, quando se começou a falar em supercondutores a “altas temperaturas”.

Em janeiro de 1986, Karl Müller e Georg Bednorz mostraram que uma cerâmica de óxido de bário, lantânio e cobre ficava supercondutora a 35K, o que teve um grande impacto entre os pesquisadores. Em pouco tempo, novos materiais com valores de T_c cada vez mais altos, foram sendo descobertos. Em 1987, Paul Chu e colaboradores apresentaram um óxido de ítrio, bário e cobre com $T_c=93\text{K}$ (-180°C) que está acima da temperatura do nitrogênio líquido, a qual está ao alcance de qualquer laboratório de Física normal. Hoje o recorde vai para um óxido de mercúrio, bário, cálcio e cobre com $T_c=134\text{K}$.

Para um material passar de condutor normal a supercondutor é necessário que seus elétrons formem “pares”, apesar da repulsão elétrica mútua que há entre eles.

A teoria de J. Bardeen, L.Cooper e R. Schieffer (teoria BCS) mostra como é possível obter esse acoplamento de elétrons aproveitando as vibrações internas do sólido, chamadas de “fonons”. Essas vibrações ou fonons, se estiverem organizadas, criam uma espécie de depressão que mantém os elétrons juntos.

Essa formação de pares assistidos por fonons é um efeito tipicamente quântico, sem analogia clássica, e só é possível em temperaturas muito baixas. Quando a temperatura aumenta a agitação dos átomos fica forte e desorganiza os fonons, quebrando os pares de elétrons e destruindo a supercondutividade. A teoria BCS, como foi proposta originalmente, não se aplica aos supercondutores a altas temperaturas; tudo indica que os spins dos elétrons e dos pares passa a ter um papel fundamental na supercondutividade desses materiais.

2.5.2 - EFEITO MEISSNER E QUANTIFICAÇÃO DO FLUXO

Um supercondutor caracteriza-se por apresentar um valor de resistência nula ($R=0$) e campo magnético dentro do material também nulo ($B=0$), em baixas temperaturas.

A descoberta em 1933 do efeito do campo magnético nulo por W. Meissner e R.Ochsenfeld, deu-se o nome de efeito Meissner. Supercondutores que apresentam um completo efeito Meissner são ditos do tipo I, são supercondutores não apenas condutores perfeitos, mas também diamagnéticos perfeitos.

A demonstração clássica do efeito Meissner consiste em fazer um ímã permanente flutuar sobre a superfície de um supercondutor. As linhas do campo magnético são impedidas de penetrarem no supercondutor e tomam um forma semelhante a que teriam se houvesse outro ímã idêntico dentro do material supercondutor (ímã “imagem”), dessa forma o ímã sofre uma repulsão que compensa seu peso e “levita” sobre o supercondutor.

A variação espacial da fase da função (forma) de onda do supercondutor $\Psi(r)$ pode ser influenciada pela aplicação de campos elétrico, magnético ou gravitacional. Para a quantificação a seguir, será considerado apenas os campos magnéticos.

É um caso básico da mecânica quântica que o momento para uma partícula num campo magnético descrito pelo potencial vetor $A(r)$ é:

$$p = p_0 + q \cdot A(r) \quad (2.21a)$$

onde p_0 é o momento quando o campo magnético é zero e q é a carga das partículas, ($q = -2e$).

O operador Hamiltoniano contribuirá, dando a seguinte forma para a equação de Schrödinger independente do tempo:

$$(1/2m)(-i\hbar\nabla - 2eA(r))^2\Psi = E\Psi \quad (2.22a)$$

Pode-se mostrar que o efeito do potencial vetor é multiplicar a função de onda de campo zero (Ψ_0) por um fator adicional $\exp(-2ieA(r) dl/\hbar)$, indo de um ponto a outro por pequenas distâncias dl . Agora a função de onda tem de assumir um simples valor e como resultado a mudança de fase em torno de qualquer caminho que permanece dentro do supercondutor deve ser trocado por $2n\pi$, onde n é um número inteiro:

$$(2e/\hbar)\int A \cdot dl = 2n\pi \quad (2.23a)$$

Considerando o contorno de integração da figura 2.11a e fazendo uma sucessão de reduções infinitesimais no comprimento total do caminho de integração, este tende a zero. Obviamente para um caminho de comprimento zero, n deve ser igual a zero. Uma vez que o caminho é incrementado por variação infinitesimais, é fácil aceitar que não existirá uma mudança brusca na fase, permitindo que n seja igual a 1. Isto só é verdadeiro para $n=0$, para todos os caminhos. O teorema de Stokes permite que esta integral de contorno seja transformada numa integral de $\nabla \times A$ sobre uma superfície S .

$$\int A \cdot dl = \int \nabla \times A \cdot dS = 0 \quad (2.24a)$$

Por definição tem-se $B = \nabla \times A$, substituindo-se na equação (1.24) tem-se:

$$\int B \cdot dS = \Phi = 0 \quad (2.25a)$$

onde B é a componente normal do fluxo magnético sobre a área dS . Este é o mecanismo quântico básico do efeito Meissner que mostra que os supercondutores, sob temperaturas críticas, excluem todo o campo magnético do seu interior.

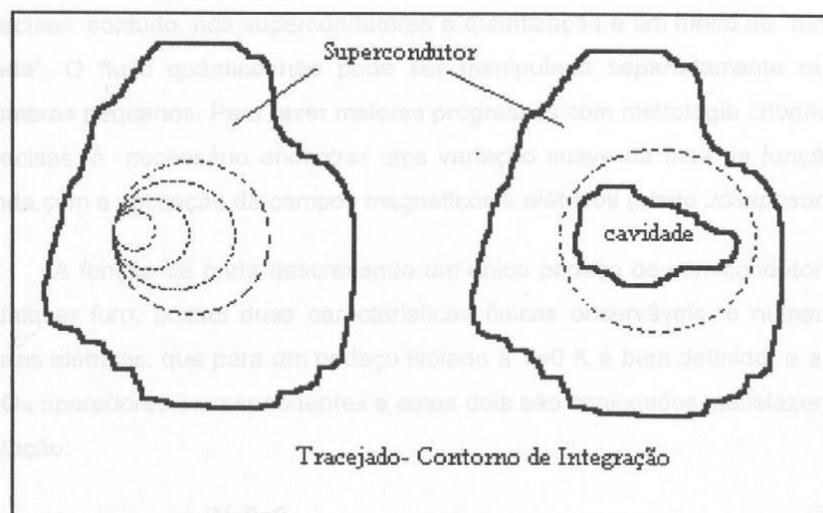


Figura 2.11a - Parte de um supercondutor mostrando contornos de integração (um inteiro e outro com uma cavidade central).

Para parte de um supercondutor com um furo no seu interior, como mostra a figura 2.11a, pode-se esperar que o campo seja expelido do interior do material, porém fazendo uma análise análoga a anterior verifica-se que não existe maneira de fazer o caminho decrementar até zero, de onde se conclui que n sempre assumirá um valor, e ainda que a componente normal do fluxo será quantizada em unidades de $h/2e$ onde h é a constante de Planck e e é a carga elétrica:

$$\Phi = \int B \cdot dS = nh/2e = n\Phi_0 \quad (2.26a)$$

O fluxo magnético é muito pequeno ($2 \cdot 10^{-5} \text{Wb}$), e a quantização é concluída por supercorrentes que se deslocam pela superfície do material.

2.5.3 - O EFEITO JOSEPHSON

Experimentalmente, o efeito Josephson se caracteriza por uma corrente crítica, abaixo da qual uma barreira de potencial, ou junção, é supercondutora. No estado supercondutor o circuito apresenta uma resistência nula, conseqüentemente, mesmo quando polarizado por uma corrente elétrica a tensão verificada nos seus terminais é nula.

A macroscópica função de onda descrevendo uma parte de um semicondutor sem qualquer furo, possui duas características físicas observáveis: o número de pares elétricos N , os quais para uma

peça isolada a $T=0$ K é bem definido; e a fase ϕ . Os operadores correspondentes a estes dois são conjugados, satisfazendo a relação:

$$[N, \phi] = 1 \quad (2.27a)$$

Assim quando N é exatamente especificado, a fase ϕ torna-se totalmente indeterminada e sem nenhum significado.

Se dois supercondutores forem fracamente acoplados, de modo a formar uma junção *Josephson*, suas funções de onda se misturarão e serão observados efeitos de tunelamento dos elétrons de um para outro condutor. Por tunelamento se entende a penetração de uma partícula através de uma barreira de potencial, isto é através de uma região proibida dentro da mecânica clássica. Todo tunelamento é um efeito quântico.

A junção de Josephson conectada a um circuito externo é equivalente a seguinte forma:

$$[Q, f] = i \cdot h \quad (2.28a)$$

onde Q é o operador para a diferença de cargas elétricas através da junção, f é o operador para o fluxo magnético total fechado na junção e suas influências no circuito, i é a corrente e h a constante de Planck.

É possível descrever o comportamento quântico de qualquer circuito com esse modelo, por exemplo um circuito ressonante LC e analogias entre osciladores elétricos e mecânicos. Nesta representação Q é análoga ao deslocamento e f pode ser substituído por variáveis clássicas.

Josephson provou que a supercorrente pode passar de um eletrodo para outro por tunelamento e que a diferença de fase da função de onda através da barreira pode se ajustar de acordo com:

$$i = i_c \text{sen}(\phi_1 - \phi_2) = i_c \text{sen}(\delta\phi) \quad (2.29a)$$

A corrente crítica i_c , determina um limite para a supercorrente. Se uma corrente maior que i_c for identificada, aparecerá uma tensão U através da junção e ao mesmo tempo uma supercorrente alternada com frequência:

$$f = \frac{2 \cdot e \cdot U}{h} \quad (2.30a)$$

Há dois regimes de comportamento para a junção de Josephson. Para baixas correntes (correntes menores que i_c) a representação utilizada é em termos de transferência coerente de um par de

elétrons de um eletrodo para outro. Para correntes que excedem i_c , tem-se uma transferência de fluxo quântico.

2.5.4 - CARACTERÍSTICAS CONSTRUTIVAS

Um SQUID consiste de um anel supercondutor interrompido por uma junção de Josephson, denominado SQUID RF, ou por duas junções de Josephson, chamado de SQUID DC. A diferença entre os dois, essencialmente, reside no modo de detecção.

Os SQUIDs RF tiveram bastante sucesso nos primeiros magnetômetros comerciais, por sua relativa facilidade de fabricação pois apresentam uma única junção. Uma modulação é aplicada ao anel excitando o circuito ressonante perto de sua frequência de ressonância (aproximadamente 20 MHz) e a energia de absorção associada com a execução do loop de histerese consome a energia armazenada no LC, fazendo a amplitude de oscilação cair. Por seu funcionamento exigir eletrônica de rádio-frequência para detecção, pode gerar interferências nas amostras a serem medidas.

Atualmente, com o desenvolvimento das técnicas de litografia é possível a confecção de diferentes tipos de junção: (supercondutor /isolante/ supercondutor), (supercondutor/ condutor/ supercondutor), etc, de alta qualidade e reprodutibilidade, fazendo com que os SQUIDs/DC sejam mais utilizados. Estes dispositivos apresentam uma configuração de um interferômetro a duas junções e podem, eventualmente, ser medidos aplicando-se uma corrente contínua (DC) de polarização e verificando-se a variação de tensão nos seus terminais, o que seria o princípio básico de operação.

Nos magnetômetros convencionais, os sistemas apresentam uma bobina de entrada (“pick-up coil”) que é conectada às bobinas de detecção, acopladas com a amostra, e uma bobina de modulação, que permite incorporar as vantagens técnicas da realimentação e da detecção síncrona. Estes sistemas estão acoplados às técnicas convencionais de magnetometria de Amostra Vibrante e de Extração. Mais recentemente o desenvolvimento de técnicas de microlitografia, permitiu integrar SQUIDs diretamente sobre as amostras e detectar, em condições de laboratório, valores prognosticados pelo princípio de incerteza de Heisenberg ($1,7 \times 10^{-34} \text{ J Hz}^{-1}$) limite de resolução intrínsecas à mecânica quântica . É interessante notar que os SQUIDs podem perceber photons em áudio-frequências.

2.5.5 - MEDIÇÃO DE CAMPOS MAGNÉTICOS COM SQUIDS

Para se medir campo magnético com SQUIDS, utiliza-se uma bobina intermediária conhecida como bobina transformadora de fluxo, ao invés de utilizar o anel (SQUID) com sensor direto de campo magnético, conforme pode ser visto na figura 2.12a.

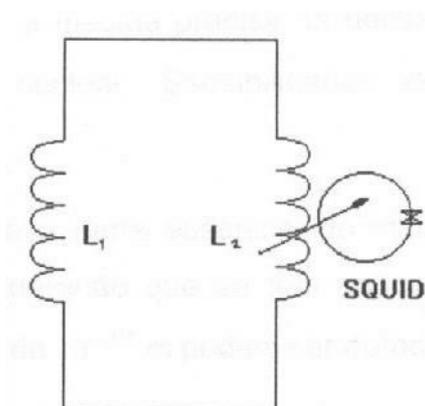


Figura 2.12a - Configuração básica do transformador de fluxo.

Um transformador inteiramente supercondutor que faz uso da propriedade resistência-zero dos supercondutores para coletar a densidade de fluxo de uma grande bobina sensora, concentrada em uma área muito pequena dentro do anel do SQUID. Uma mudança no campo B_x , causa uma mudança na corrente, que é sentida pelo anel SQUID como uma mudança no fluxo Φ_x . A máxima sensibilidade se dá quando as indutâncias dos enrolamentos primário e secundário são iguais. Um SQUID dentro de ambientes livres de interferências (ruídos) é capaz de detectar mudanças ΔB da ordem de 1fT. Este é um valor muito menor que flutuações típicas do campo magnético da terra que são da ordem de 1 nT.

Um SQUID pode medir somente mudanças de fluxo, e não o valor absoluto da densidade de fluxo. Como parte de uma medição precisa do comprimento de onda do elétron de *Compton*, foi desenvolvido um magnetômetro absoluto utilizando um SQUID que combina a alta sensibilidade do supercondutor com uma medida precisa da densidade de fluxo dada pela ressonância magnética nuclear. Foram obtidas sensibilidades da ordem de 3×10^{-11} T.

2.5.6 - MEDIÇÃO DE GRANDEZAS ELÉTRICAS UTILIZANDO SQUIDS E O EFEITO JOSEPHSON

Um SQUID pode ser facilmente convertido de um medidor de fluxo para um medidor de tensão ou corrente.

A sensibilidade para tensões diretas é extremamente alta ($<10^{-20}$ V); e a sensibilidade para a corrente de aproximadamente 10^{-13} A, sendo que para medidas desta ordem é necessário ambiente estabilizado quanto a temperatura e livre de ruídos magnéticos

2.6 - SENSORES MAGNETORESISTIVOS

Sensores magnetoresistivos são sensores que têm a propriedade de variar a resistência quando há variação do campo magnético. São sensores feitos de filmes ferromagnéticos muito finos e podem medir campos magnéticos numa faixa de 10^{-3} a 10^4 A/m (campos muito menores que os sensores de efeito Hall). Esta alta sensibilidade se deve a camada de material ferromagnético que possui uma alta magnetização interna e que pode ser facilmente rotacionada.

2.6.1 - FUNDAMENTOS DO SENSOR

Relação resistência / campo magnético

A resistividade ρ de um metal anisotrópico ferromagnético depende do ângulo α entre a magnetização interna M e a corrente I :

$$\rho(\alpha) = \rho_{\perp} + (\rho_{\parallel} - \rho_{\perp}) \cos^2 \alpha \quad (2.31a)$$

onde ρ_{\parallel} e ρ_{\perp} são respectivamente, as resistividades paralela e perpendicular a M . O quociente $(\rho_{\parallel} - \rho_{\perp}) / \rho_{\perp} = \delta\rho / \rho$ é denominado efeito magnetoresistivo e normalmente é expresso em porcentagem.

Os sensores magnetoresistivos são feitos de filmes finos de materiais ferromagnéticos por possuírem duas grandes vantagens:

- a resistência é maior que 100 ohms
- a anisotropia é uniaxial (se confeccionados corretamente).

As camadas se comportam como um domínio simples e possuem uma direção de magnetização no plano chamado de eixo fácil, que é a direção de magnetização sem a influência de campos externos.

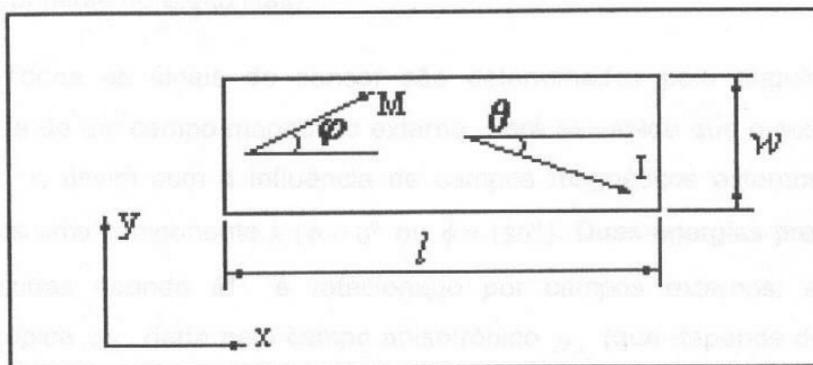


Figura 2.13a - Geometria de um sensor magnetoresistivo.

A geometria típica de um sensor magnetoresistivo apresenta um comprimento “c” de 100 mm, largura “l” de 10mm e espessura “e” de 100nm (normalmente a espessura “e” varia entre 20nm e 1μm).

Como a espessura, normalmente, é muito menor que a largura e esta, por sua vez é menor que o comprimento do sensor, a corrente I flui paralela ao eixo X , tendo-se então:

$$R = R_0 + \delta R \cdot \cos^2 \alpha \quad (2.32a)$$

onde α é o ângulo entre o eixo horizontal X e a magnetização M (horizontal é o mesmo que paralelo ao eixo X).

Com uma corrente constante I a tensão U_x será:

$$U_x = \rho_{\perp} \cdot I \cdot \left(\frac{c}{l \cdot e} \right) \left[1 + \left(\frac{\delta \rho}{\rho} \right) \cdot \cos^2 \alpha \right] \quad (2.33a)$$

onde a variação desta tensão está ligada diretamente com a variação da resistência, e da mesma forma existe uma tensão V_y , relativa a direção Y , ou seja:

$$U_y = \rho_{\perp} \cdot I \left(\frac{c}{e} \right) \left(\frac{\delta \rho}{\rho} \right) \sin \alpha \cdot \cos \alpha \quad (2.34a)$$

Chamada de efeito planar ou pseudo efeito Hall, por se parecer como efeito Hall, mas de origem física completamente diferente do efeito Hall.

Todos os sinais do sensor são determinados pelo ângulo α , o qual depende de um campo magnético externo. Assumindo que o eixo fácil é o eixo X ; sem a influência de campos magnéticos externos, a magnetização M terá somente uma componente X ($\alpha=0^\circ$ ou $\alpha=180^\circ$).

Quando a magnetização M for rotacionada por campos magnéticos externos, é necessário introduzir duas energias: - a energia anisotrópica E_k , que é dada pelo campo anisotrópico H_k (o qual depende do material e do processo que este sofreu até então); - a energia de desmagnetização E_d que depende da geometria. Esta dependência é geralmente mais complexa, mas considerando uma elipsóide, onde pode ser introduzido um campo de desmagnetização uniforme H_d , tem-se:

$$H_d \approx \left(\frac{e}{l} \right) \left(\frac{M_s}{\mu_0} \right) \quad (2.35a)$$

onde:

$$N = \frac{e}{l} = \text{fator de desmagnetização}$$

$$M_s \approx 1\text{T}$$

$$\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{ Vs/Am}$$

O campo magnético total que determina a faixa de medida dos sensores magnetoresistivos é:

$$H_0 = H_k + H_d = H_k + \left(\frac{e}{l} \right) \cdot \frac{M_s}{\mu_0} \quad (2.36a)$$

Como:

$$\text{sen } \alpha = \frac{H_y}{H_0 + \frac{H_x}{\cos \alpha}} \quad |H_y| \leq |H_0 + H_x| \quad (2.37a)$$

onde:

H_x : componente de campo na direção X

H_y : componente de campo na direção Y

No caso simples de $H_x=0$, tem-se:

$$U_x = \rho_{\perp} \cdot I \left(\frac{c}{l \cdot e} \right) \cdot \left[1 + \left(\frac{\delta_{\rho}}{\rho} \right) \cdot \left(1 - \left(\frac{H_y}{H_0} \right)^2 \right) \right] \quad (2.38a)$$

$$U_y = \rho_{\perp} \cdot I \left(\frac{c}{e} \right) \left(\frac{\delta_{\rho}}{\rho} \right) \left(\frac{H_y}{H_0} \right) \sqrt{1 - \left(\frac{H_y}{H_0} \right)^2} \quad (2.39a)$$

Para o caso de $H_x \neq 0$ e substituindo H_0 por:

$$H_0 = H_0 + \frac{H_x}{\cos \alpha} \quad (2.40a)$$

Desconsiderando a parte constante de V_x , existem duas diferenças principais entre V_x e H_y :

1^a) o sinal magnetoresistivo U_x depende do quadrado de H_y/H_0 onde a tensão Hall de U_y é linear para $H_y \ll H_0$.

2^a) a razão de seus valores máximos é c/l . Por isso a tensão Hall é muito menor, porque na maioria dos casos $c \gg l$

Será mostrado a seguir como contornar a dependência quadrática de U_x e H_y .

A equação 2.40a é apenas uma simplificação do modelo físico real, dessa forma, α tem duas soluções: $\alpha_1 < 90^\circ$ e $\alpha_2 > 90^\circ$ (com $\alpha_1 + \alpha_2 = 180^\circ$ para $H_x = 0$) de acordo com a teoria de Stoner e Wolfarth. Substituindo α por $(180^\circ - \alpha)$ isto não terá influência na tensão U_x , mas muda a tensão Hall e também a tensão da maioria dos sensores magnetoresistivos linearizados.

Desta forma uma das duas soluções precisa ser escolhida para evitar ambigüidade. Isto pode ser feito por um campo próprio H_x , um pulso curto de $|H_x| > H_k$ e de sinal correto que irá magnetizar no estado desejado. Este estado será mantido enquanto a componente X não mudar seu sinal (o valor exato é dado pelo desvio de Stoner-Wolfarth). Infelizmente, estas condições precisam ser trazidas para um comportamento não ideal das camadas, descrita na teoria ripple: o valor permitido de H_x agora está mais restrito ao valor de bloqueio da curva. É aconselhável (com exceção de $H_y \ll H_0$) introduzir um campo estável (H_{st}) na direção de X. O valor mínimo de H_{st} depende da estrutura das camadas sensitivas e tem que ser da ordem de H_k . Grandes cristais requerem um alto H_{st} , um valor insuficiente de H_{st} irá manifestar a característica de histerese do sensor.

2.6.2 - SENSORES MAGNETORESISTIVOS PHILIPS

Os sensores da família KMZ da Philips têm alta sensibilidade na detecção de campos magnéticos, larga faixa de operação de temperatura, baixo e estável “offset” (compensação) e pouca sensibilidade ao estresse mecânico, tendo portanto, facilidades de medir, tanto deslocamentos lineares quanto angulares.

Exemplos de utilização de sensores magnetoresistivos podem ser encontrados em aplicações automotivas como sensores de velocidade das rodas com ABS, gerenciamento de sistemas de

motores, como sensores de posição de chassis e medidas de posição de pedais e acelerador. Outros exemplos importantes são no uso de instrumentação e controle de equipamentos, os quais requerem sensores de posição para detectar deslocamentos de décimos de milímetros (ou até menos), e ainda em sistemas de ignição eletrônica, os quais torna possível determinar a posição angular de um motor de combustão interna com grande precisão. Finalmente, devido a sua grande sensibilidade, os sensores magnetoresistivos podem medir pequenos campos magnéticos e são ideais para aplicações em compassos eletrônicos, correção do campo da terra e detecção de tráfego.

- Princípios Operacionais

Sensores magnetoresistivos fazem uso do efeito magnetoresistivo, ou seja um material magnético, ao ser circulado por uma corrente elétrica, altera sua resistividade na presença de um campo magnético externo. As unidades utilizadas para campos magnéticos são:

$$\begin{aligned} 1\text{kA/m} &= 1.25 \text{ mTesla (no ar)} \\ 1 \text{ mT} &= 10 \text{ Gauss} \end{aligned}$$

O princípio de operação de um sensor magnetoresistivo é mostrado na figura 2.14a:

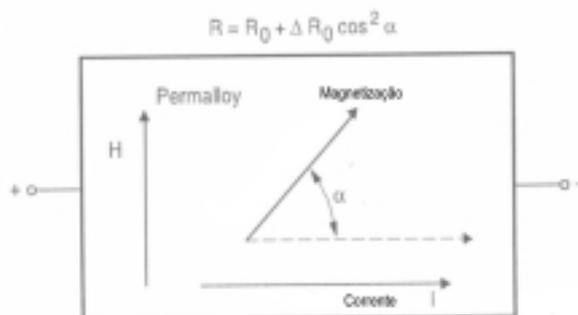


Figura 2.14a - Efeito magnetoresistivo no permalloy.

A figura 2.14a apresenta uma lâmina de um material chamado permalloy (20%Fe, 80%Ni). Considerando que não haja campo magnético externo à lâmina, o permalloy apresenta uma magnetização interna paralela ao vetor corrente. Se um campo magnético externo H é aplicado à lâmina paralelo ao plano do permalloy, mas perpendicular ao fluxo da corrente, o vetor magnetização interna do permalloy girará em torno do ângulo α . Como resultado, a resistência R do permalloy irá variar em função do ângulo α , tal que:

$$R = R_0 + \Delta R_0 \cos^2 \alpha \quad (2.41a)$$

R e R_0 são parâmetros inerentes ao material e no caso do sensor Philips são usados o Ni19Fe81, os quais apresentam alto valor de R_0 e baixa magnetostricção, e neste caso, o valor de ΔR_0 é de 3%.

Pode-se observar através da equação 2.41a que a relação entre a resistência e campo magnético é não-linear e que cada valor de R não é necessariamente associada a um único valor de H .

Os sensores da série KMZ10 possuem quatro faixas de permalloy unidas através de silicone, os quais são conectados numa ponte de Wheatstone, os quais apresentam as seguintes vantagens:

- redução do pico de temperatura;
- duplicação do sinal de saída;
- os sensores podem ser alinhados na fábrica.

São incluídos dois resistores R_T , conforme mostrado na figura 2.15a, os quais destinam-se a regulagem da compensação (offset) para o valor zero, durante o processo produtivo.

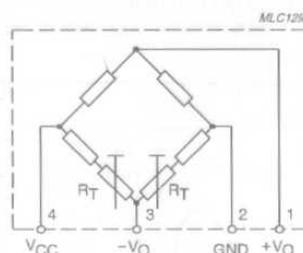


Figura 2.15a - Configuração da ponte pelos resistores R_T .

As principais características dos sensores magnetoresistivos Philips podem ser observadas através da tabela 2.1a mostrada abaixo.

Tabela 2.1a - Características principais dos sensores magnetoresistivos – Philips.

Sensor KMZ	Campo (kA/m)	U_{cc} (V)	Sensibilidade $\frac{(mV/V)}{(kA/m)}$	R_{ponte} (k Ω)	Linearização	Aplicação
10 A	-0,5 a +0,5	9	16,0	1,2	Sim	Navegação, detecção de metal, controle de tráfego
10A1	-0,05 a +0,05	9	22,0	1,3	Sim	
10B	-2 a +2	12	4,0	2,1	Sim	Med. de corrente, posição linear e angular, detecção de marca de referência
11B1	-2 a +2	12	4,0	2,1	Sim	
10C	-7,5 a +7,5	10	1,5	1,4	Sim	
41	H=100	12	2,8	2,5	Não	Medidas angulares
50	-0,2 a +0,2	8	16,0	2,0	Sim	Navegação, detecção de metal, controle de tráfego
51	-0,2 a +0,2	8	16,0	2,0	Sim	

2.6.3 - CARACTERÍSTICAS BÁSICAS

Flipping (Variação brusca)

Conforme a magnetização interna do permalloy, o sensor apresenta duas posições estáveis. Se o sensor for submetido a um campo magnético intenso (mínimo de 3kA/m), que se oponha ao alinhamento do campo interno, a magnetização pode inverter de posição e as tiras do permalloy se posicionarão no sentido oposto a que estavam (como por exemplo uma posição de '+x' para uma posição de '-x'), como pode ser visto na figura 2.16a.

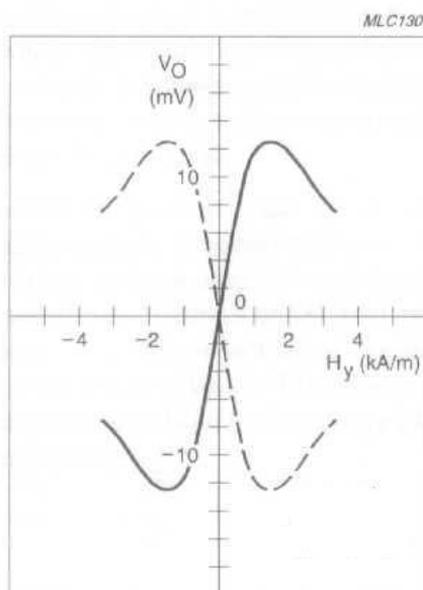


Figura 2.16a - Características do sensor Philips.

O campo necessário para promover a inversão no sensor e portanto nas suas características depende da magnitude do campo transversal H_y .

Ao se observar as curvas da figura 2.16a onde $H_y=0,5$ kA/m as características do sensor são estáveis para valores positivos de H_x e um campo reverso de aproximadamente 1kA/m é necessário para a “flippagem” ocorrer. Para um campo $H_y = 2$ kA/m no entanto, o sensor “flippará” para um campo transversal de aproximadamente 0,5kA/m.

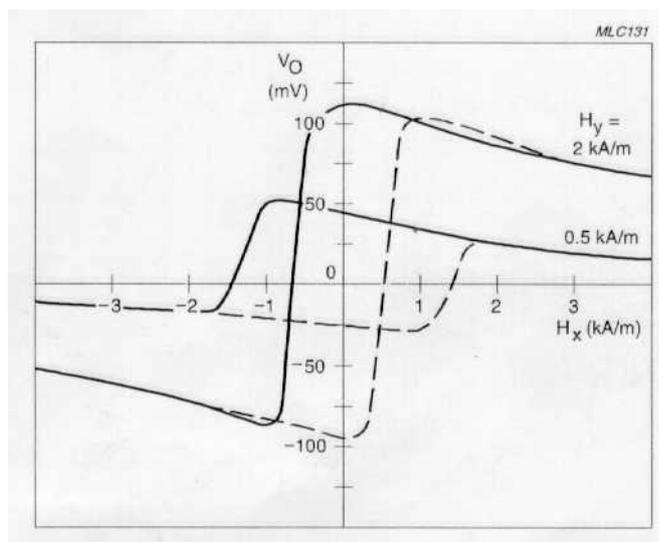


Figura 2.17a - Saída do sensor como função de um campo auxiliar H_x .

Pode-se verificar através da figura 2.17a que a “flippagem” não ocorre instantaneamente, devido ao fato que nem todas as tiras de permalloy variam com a mesma taxa, isto ilustra o efeito da histerese apresentado neste tipo de sensor

A figura 2.18a mostra a variação da resistência da ponte com a temperatura, devido aos resistores da ponte serem dependentes da temperatura.

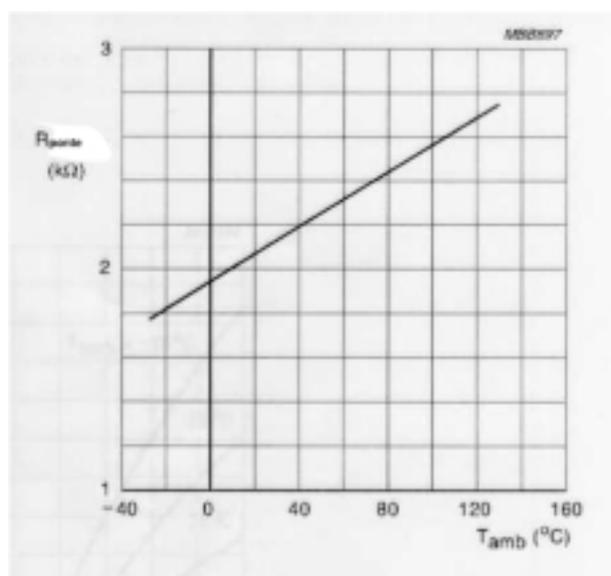


Figura 2.18a - Variação da resistência de um sensor KMZ10B com a temperatura.

Em função da variação da resistência da ponte com a temperatura, a sensibilidade do sensor também varia com a temperatura, a qual pode ser vista na figura 2.19a.

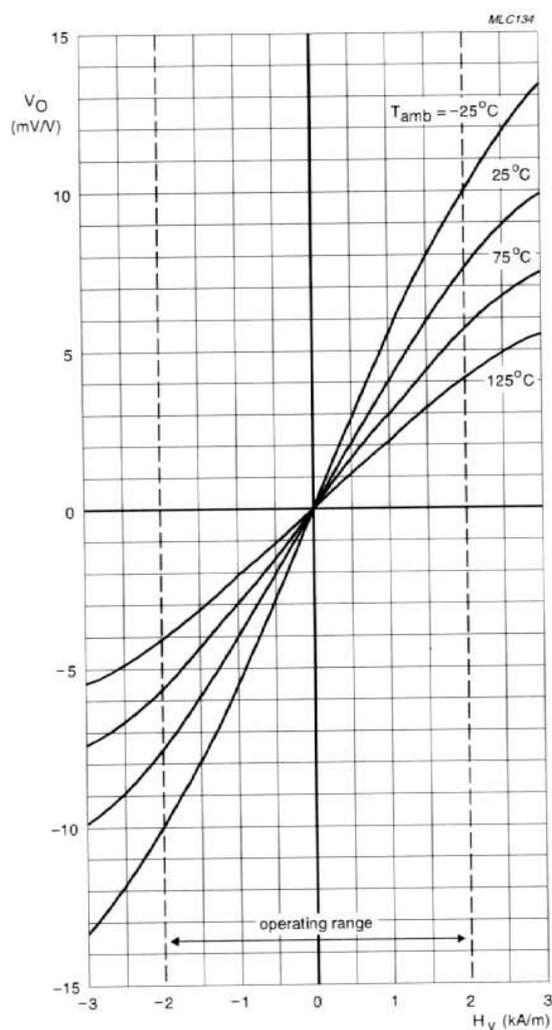


Figura 2.19a - Variação da sensibilidade do sensor KMZ10B com a temperatura.

Pela figura 2.19a pode-se ver que a sensibilidade cai com o acréscimo da temperatura. A razão para tal fato é complexa e está relacionada com a estrutura da banda de energia das tiras de permalloy.

O efeito magnetoresistivo - MR

Nos sensores empregando o efeito magnetoresistivo, o valor da resistência sobre a influência de um campo magnético varia como se movesse através de um ângulo α , conforme equação 2.41a.

Considerando que:

$$\sin^2 \alpha = \frac{H^2}{H_0^2} \quad \text{para } H \leq H_0 \quad (2.42a)$$

e

$$\sin^2 \alpha = 1 \quad \text{para } H > H_0 \quad (2.43a)$$

onde H_0 pode ser considerado como constante do material compreendendo a chamada desmagnetização e campos anisotrópicos.

Aplicando as equações (2.42a) e (2.43a) em (2.41a), obtém-se:

$$R = R_0 + \Delta R_0 \left(1 - \frac{H^2}{H_0^2} \right) \text{ para } H \leq H_0 \quad (2.44a)$$

$$R = R_0 \text{ para } H > H_0 \quad (2.45a)$$

A equação 2.44a mostra a natureza não-linear do efeito magnetoresistivo.

Linearização

O efeito magnetoresistivo pode ser linearizado através do depósito de tiras de alumínio (Barber poles) em cima das tiras de permalloy a 45° do eixo das mesmas, conforme mostra a figura 2.20a.

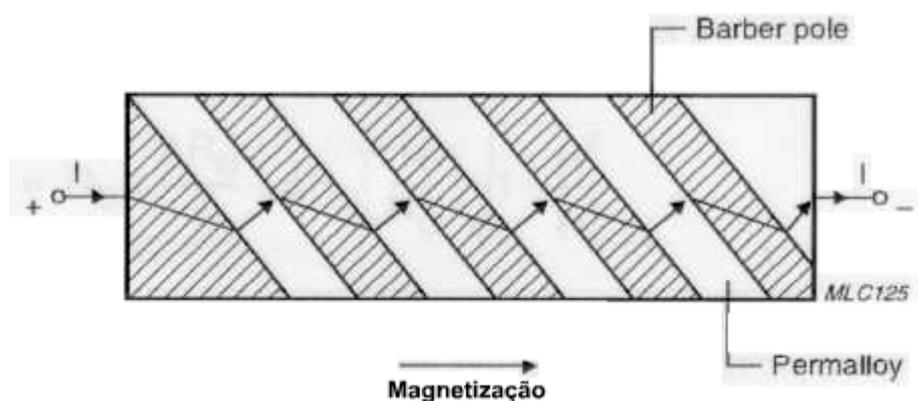


Figura 2.20a - Linearização do efeito magnetoresistivo com tiras de alumínio.

Como o alumínio tem uma condutividade bem maior que o permalloy, o efeito das tiras de alumínio é rotacionar a direção da corrente em 45° (a corrente assume a forma de dente de serra), mudando o ângulo de rotação da magnetização relativa a corrente de α para $(\alpha - 45^\circ)$.

A linearização também pode ser obtida pela utilização da ponte de Wheatstone. Num par de elementos opostos diagonalmente, as tiras de alumínio estão a $+45^\circ$ do eixo, enquanto que no outro par estão a -45° . O aumento da resistência em um dos pares de elementos devido a um campo magnético externo é compensado pelo decréscimo da resistência de igual magnitude no outro par. O resultado do balanço da ponte é uma função linear da amplitude do campo magnético externo, no plano das tiras de permalloy, normal ao eixo das mesmas.

Para os sensores que usam tiras de alumínio em ângulo de 45° as expressões para as características do sensor são:

$$R = R_0 + \frac{\Delta R_0}{2} + \Delta R_0 \left(\frac{H}{H_0} \right) \sqrt{1 - \frac{H^2}{H_0^2}} \quad (2.46a)$$

A equação (2.46a) é linear quando $H/H_0=0$

Para os sensores arranjados em um ângulo de -45° , tem-se:

$$R = R_0 + \frac{\Delta R_0}{2} - \Delta R_0 \left(\frac{H}{H_0} \right) \sqrt{1 - \frac{H^2}{H_0^2}} \quad (2.47a)$$

A equação 2.46a representa uma imagem das características mostradas na figura 2.17a. Portanto o uso de configuração em ponte de Wheatstone assegura que todo o balanço da ponte é uma função linear da amplitude de um campo magnético externo.

Pela figura 2.17a pode-se observar que a “flippagem” não é instantânea e também o efeito de histerese apresentado pelo sensor. A figura 2.17a e a figura 2.21a também mostram que a sensibilidade do sensor cai com o aumento de ‘ H_x ’. Isto também é esperado pois o momento imposto na magnetização por ‘ H_x ’ se opõe diretamente ao imposto por ‘ H_y ’ reduzindo, portanto, o grau de desbalanço e portanto o sinal de saída para um dado valor de ‘ H_y ’.

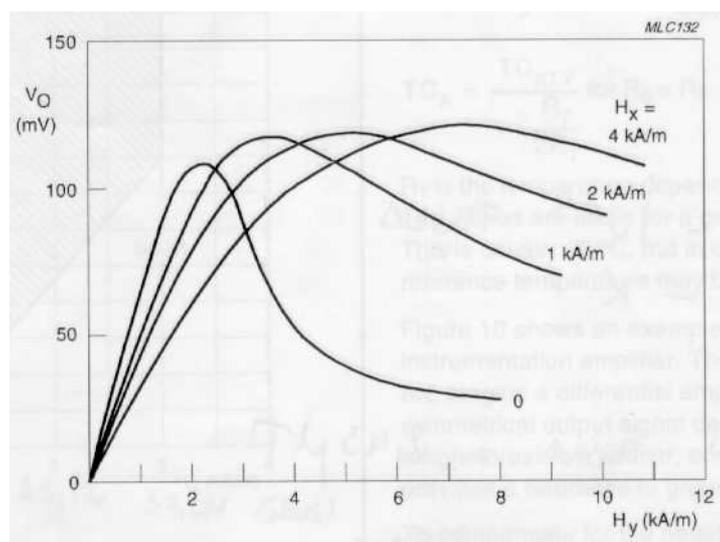


Figura 2.21a - Saída V_0 do sensor como função do campo transverso ‘ H ’ para diversos valores de campo auxiliar ‘ H_x ’.

2.6.4 - APLICAÇÕES

São várias as aplicações para este tipo de sensor, podendo-se citar algumas como: medidores de corrente elétrica, sensoriamento (bússola), detecção de tráfego, sistemas de navegação, realidade virtual, instrumentos para área médica, processamento de alimentos, sensores de posição, etc.

Como exemplo de aplicação será apresentado:

Medidor de corrente elétrica

O princípio de medição de corrente com sensor magnetoresistivo é simples. Uma corrente circulando num condutor (bobina) gera um campo magnético ao seu redor, o qual é diretamente proporcional ao valor da corrente.

A relação entre o campo magnético H e a corrente I para uma distância d é dada por:

$$H = \frac{I}{2 \cdot \pi \cdot d} \quad (2.48a)$$

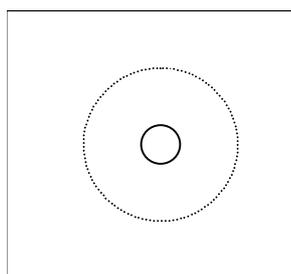


Figura 2.22a - Campo magnético num condutor.

Alguns exemplos de medida de corrente podem ser vistos na tabela 2.2a.

Tabela 2.2a - Valores para campo magnético gerado por condutor conduzindo corrente.

Exemplo	H (A/m)	H (Gauss)	Distância (mm)	Corrente
1	3,18	0,03995	0,5	10 mA
2	318	3,995	0,5	1 A
3	15,9k	199,748	10	1000 A

Há uma diferença na utilização dos sensores para medidas de correntes AC ou DC devido aos efeitos do campo geomagnético da terra. Para correntes AC os efeitos desse campo podem ser eliminados usando técnicas de filtragem, enquanto que para campos produzidos por corrente DC são necessárias técnicas de compensação, como por exemplo o uso de dois sensores.

Medidor de posição

A sensibilidade dos sensores magnetoresistivos presta-se a sistemas de medidas lineares de posição, através de simples montagens.

Quando um sensor é colocado num campo magnético permanente, geralmente ele fica exposto a campos na direção x e na direção y . Se o magneto é orientado de tal forma que o campo auxiliar na direção x é paralelo as tiras de permalloy do sensor, qualquer movimento na direção y pode ser visto como flutuação no campo transversal, o qual pode ser equacionado para a posição do magneto com respeito ao sensor.

A região de linearidade da saída senoidal do sensor é definida, de forma grosseira, pelo tamanho do magneto. Fora desta área, o campo axial produzido pelo magneto, se torna fraco e próximo dos pólos, e também troca de direção, o que pode provocar a “flippagem” no sensor.

A figura 2.23a mostra uma forma simples de montar um arranjo sensor/magneto para medidas lineares de deslocamento.

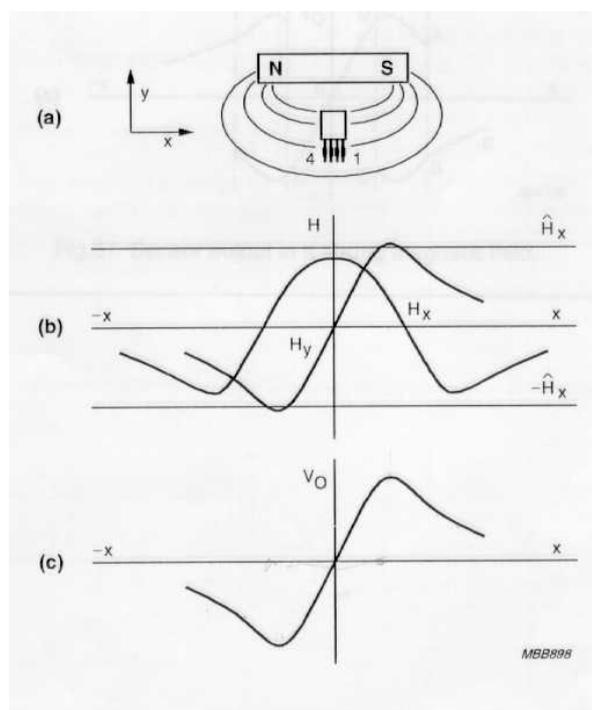


Figura 2.23a- Saída do sensor num campo magnético permanente.

Se um campo magnético muito forte for usado, ou se o sensor for colocado muito próximo ao magneto, há perigo de que o campo auxiliar exceda o valor necessário para a “flippagem”, provocando uma histerese na saída do sensor, conforme mostra a figura 2.24a.

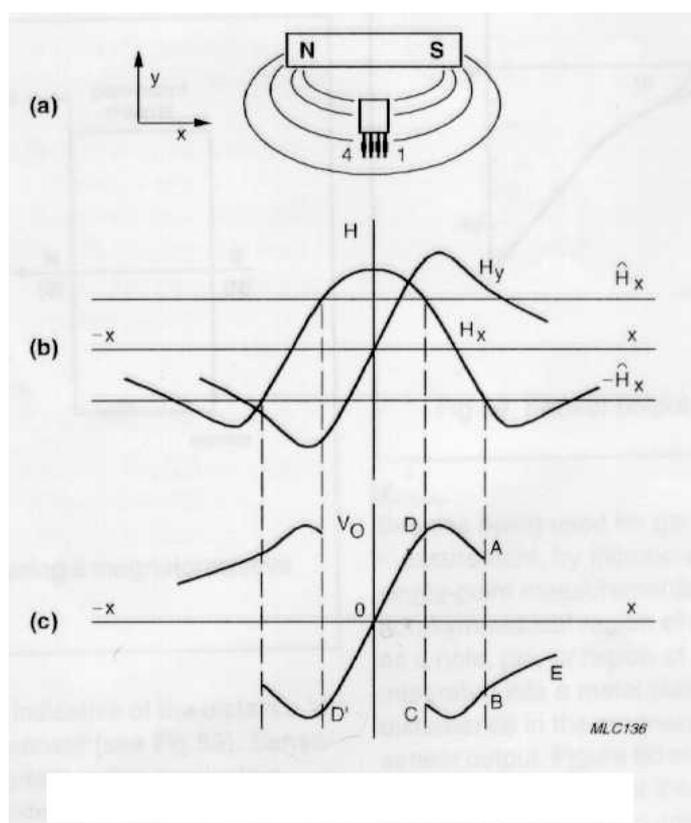


Figura 2.24a - Saída do sensor num campo magnético muito forte.

Este efeito pode ser usado como um fato positivo sob certas circunstâncias, onde campos temporários ou flutuantes possam interferir no sinal medido. Neste caso se o sensor for usado na região entre D e D', a forte intensidade do campo magnético do magneto bloqueará qualquer campo estranho.

Sensor de proximidade

Orientando-se o eixo do sensor a 45° em relação ao magneto, conforme figura 2.25a é possível utilizá-lo como um comparador, ou seja, como chave de aproximação. Nesta configuração o sensor tem uma saída negativa, para os dois eixos do magneto, os quais podem ser então passados como uma inversão na entrada de um comparador.

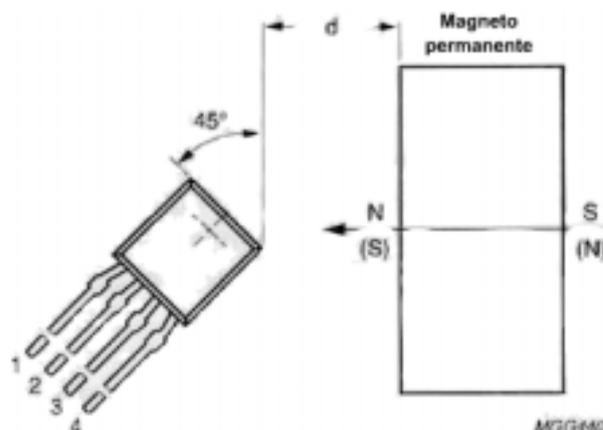


Figura 2.25a- Sensor magnetoresistivo como sensor de proximidade.

A saída resultante do sensor é indicadora da distância “d” entre o ímã e o sensor, conforme pode ser visto na figura 2.26a.

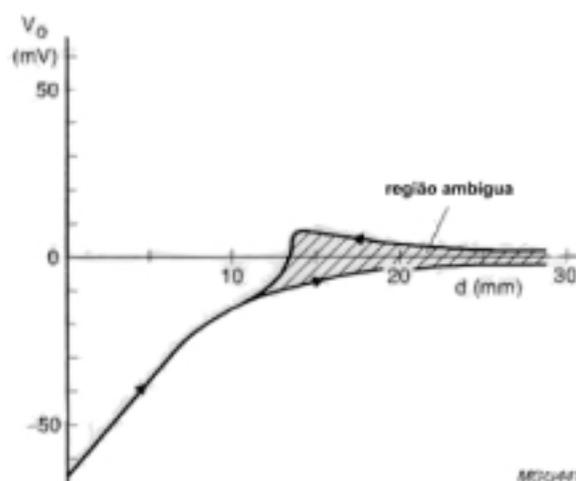


Figura 2.26a - Saída do sensor como função da distância.

Os níveis de chaveamento do sensor são muito importantes neste tipo de aplicação, pois abaixo de um certo nível, campos magnéticos externos podem provocar distúrbios no sensor produzindo resultados ambíguos.

É possível utilizar estes sensores para medir um simples ponto numa estrutura usando qualquer região não simétrica do material dentro de um alvo, tal como um furo, pino ou uma região não magnética do material dentro de um prato de estrutura metálica. O resultado da variação do campo magnético produz uma variação na saída do sensor. A figura 2.27a mostra um exemplo desta aplicação onde, por exemplo, um furo na peça passa sobre o sensor, de tal forma que a saída do sensor independe da distância entre eles.

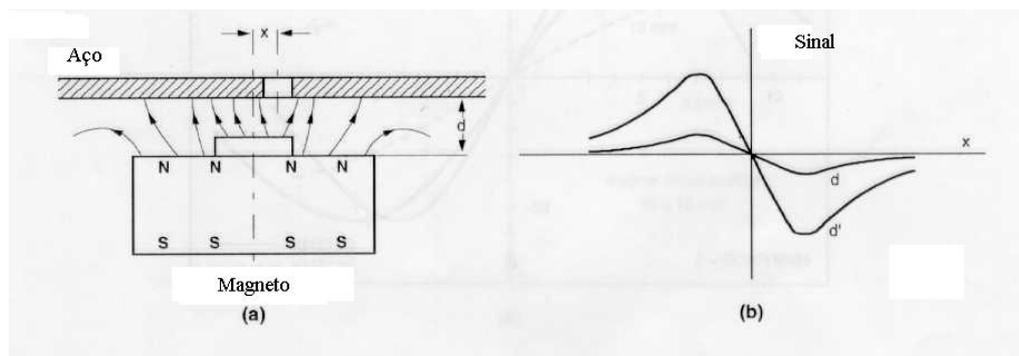


Figura 2.27a - Medida de um ponto somente com um sensor KMZ10B PHILIPS.

A vantagem desta técnica é que a distância entre o sensor e o magneto é irrelevante e independente dos efeitos da temperatura, sendo facilmente implementado.

2.6.5 - EXEMPLOS DE APLICAÇÕES DE MEDIDAS DE POSIÇÃO.

Os sensores utilizados foram os sensores Philips: KMZ10B e KMZ10C, magnetos do tipo FXD330; um de dimensões de 10X15mm, um de 4X5mm e dois magnetos juntos de 4X5mm disposto de forma a realizar um deslocamento de 10mm. Foram feitas duas montagens: uma dispoendo o magneto paralelo ao eixo do sensor e a outra com o magneto perpendicular ao eixo do mesmo.

Campo magnético paralelo ao plano do sensor

Nesta montagem o magneto e o sensor são colocados de tal forma que os pólos do magneto fiquem no plano do *chip* do sensor. Desta forma, o campo auxiliar é fornecido pelo campo axial (H_x) do imã, o qual permanece razoavelmente constante sobre a região de interesse.

A partir de uma montagem conforme figura 2.28a, os gráficos das figuras 2.29a e 2.30a mostram a saída dos sensores KMZ10B e KMZ10C em função da distância.

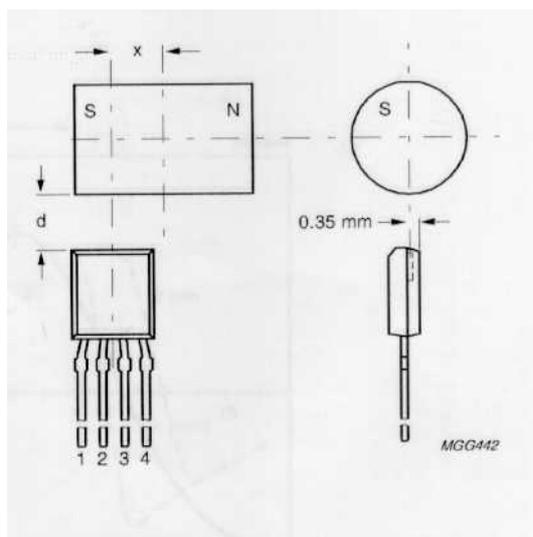


Figura 2.28a - Montagem para medida de posição com magneto FXD330.

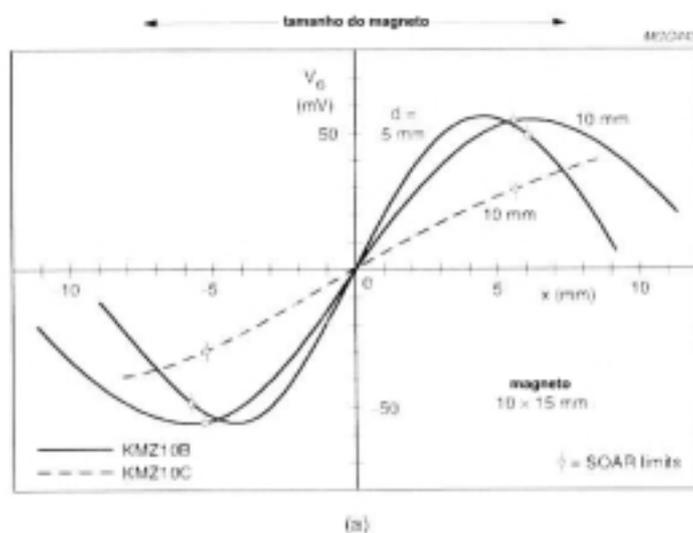


Figura 2.29a - Saída dos sensores com $d=5\text{mm}$ e imã de $10 \times 15\text{mm}$.

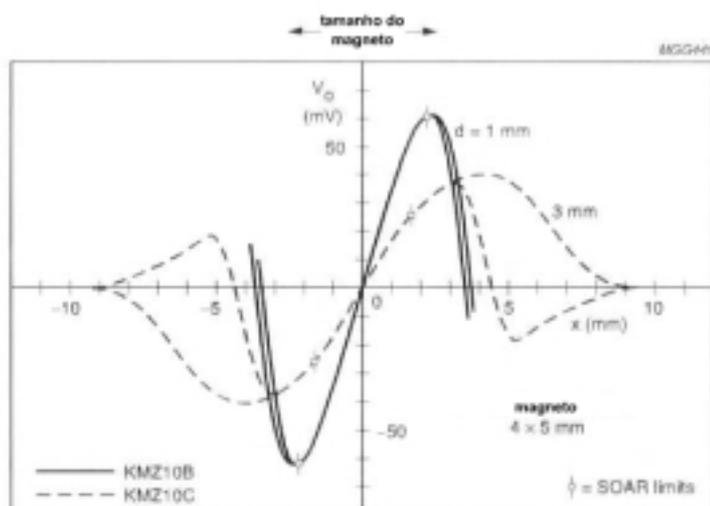


Figura 2.30a - Saída dos sensores com $d=1\text{mm}$ e imã de $4 \times 5\text{mm}$.

Pelas gráficas pode-se verificar que com o aumento da distância entre o imã e o sensor a curva de saída tende a aplanar-se. Isto ocorre devido ao fato do sensor e o imã estarem muito próximos um do outro, e o campo transversal H_y do magneto ter um efeito maior sobre o sensor, fazendo com que aumente a rotação da magnetização interna do mesmo. Sendo o gradiente da curva uma indicação direta da sensibilidade do sensor, deve-se observar, nas aplicações práticas, que o afastamento sensor/magneto é um fator importante a ser considerado.

Campo magnético perpendicular ao plano do sensor

Quando o sensor está orientado de forma que o campo magnético seja perpendicular ao plano do sensor, é impossível o imã fornecer o campo magnético auxiliar H_x . Neste caso é necessário inserir um magneto auxiliar, disposto conforme figura 2.31a.

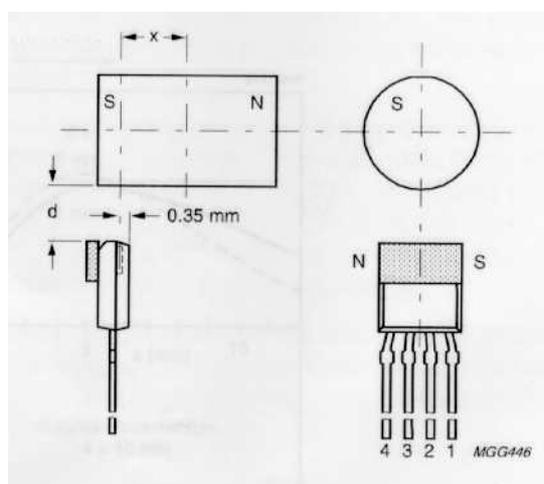


Figura 2.31a - Sensor perpendicular ao campo magnético.

A partir das mesmas montagens referentes ao sensor paralelo ao campo magnético, as figuras 2.32a e 2.33a apresentam as curvas de operação dos sensores KMZ10B e KMZ10C.

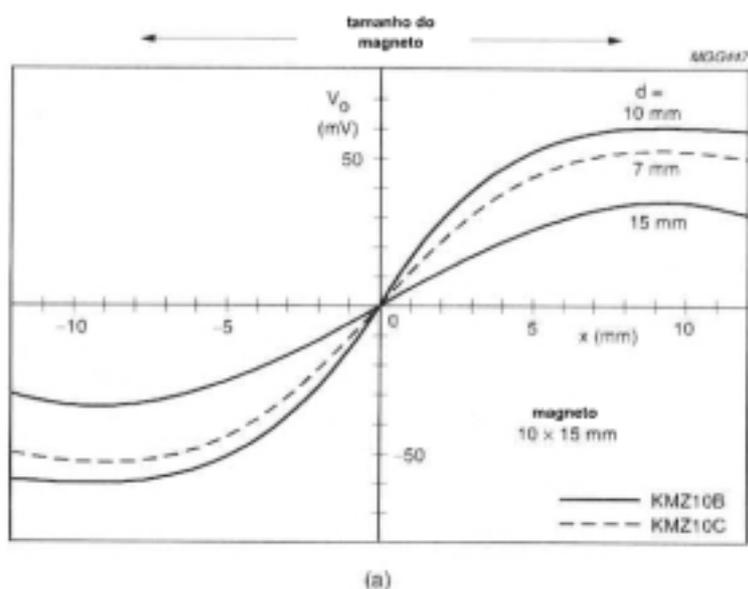


Figura 2.32a - Saída do sensor como função do deslocamento.

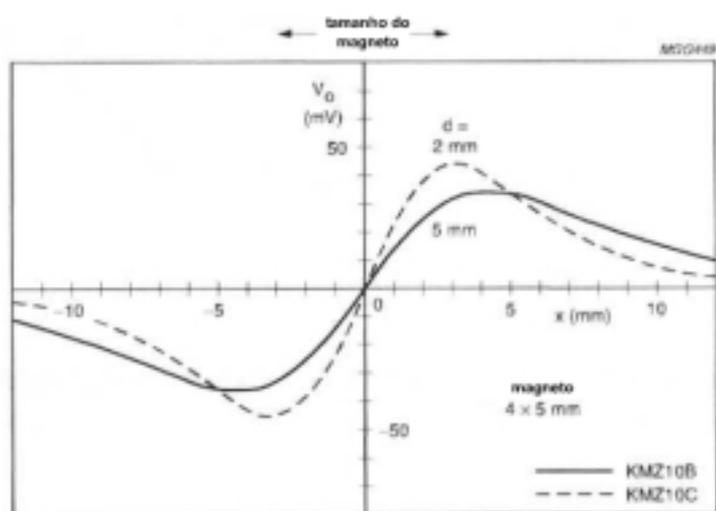


Figura 2.33a - Saída do sensor como função do deslocamento.

Comparando-se os gráficos nos dois tipos de montagem, verifica-se que quando o campo magnético é perpendicular ao plano do sensor, não aparece o fenômeno da histerese. Isto pode ser atribuído ao fato de que ao se usar o campo magnético auxiliar, se estabiliza o sensor, e também ao fato de que se o campo do ímã não atinge o sensor na direção x , não pode, obviamente, afetá-lo adversamente.

Uma característica observada, nestas curvas, é a forma como elas se modificam próximas aos pólos do magneto, podendo até reverter o valor do sinal, conforme pode ser observado para um magneto $\phi 4 \times 5 \text{ mm}$ usado com o sensor KMZ10B a uma distância de 1 mm, conforme mostra figura 2.30a. A razão para a mudança na curvatura, é que o campo magnético nos pólos do ímã é

mais forte que o campo necessário para induzir a máxima resposta do sensor, provocando, portanto, a saturação do mesmo

2.7 - CONCLUSÃO

Foram apresentados diversos tipos de sensores magnéticos, dando-se ênfase aos sensores magnetoresistivos, devido ao fato de se optar por utilizar este tipo de sensor para efetuar o trabalho.

Salienta-se que esta é uma área em contínuo desenvolvimento, possibilitando uma grande variedade de opções para desenvolvimentos de trabalhos que necessitam medidas precisas e confiáveis, e que portanto esta revisão necessita ser constantemente atualizada.

A tabela 2.3a apresenta uma comparação entre alguns tipos de sensores, quanto a detecção de campo magnético, Caruso, *et al*, 1998.

Tabela 2.3a - Comparação entre sensores magnéticos quanto a detecção de campo magnético

Sensores Magnéticos	Detecção de campo magnético (Gauss)									
	10^{-8}	10^{-6}	10^{-4}	10^{-2}	10^0	10^2	10^4	10^6	10^8	
Campo da terra				—						
Magnetoresistivo		—	—	—	—					
Fluxgate		—	—	—	—					
Efeito Hall						—	—	—		
Squid	—	—	—	—	—	—	—			