



UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
CAMPUS CURITIBA

GERÊNCIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
INFORMÁTICA INDUSTRIAL – CPGEI

EDERSON CICHACZEWSKI

**SISTEMA MICROPROCESSADO PARA AQUISIÇÃO DE
SINAIS E AUXÍLIO À AVALIAÇÃO CLÍNICA DE TREMOR
EM SERES HUMANOS**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**CURITIBA
SETEMBRO-2008**

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial

DISSERTAÇÃO

apresentada à UTFPR-PR

para obtenção do grau de

MESTRE EM CIÊNCIAS

por

EDERSON CICHACZEWSKI

SISTEMA MICROPROCESSADO PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS E AUXÍLIO À AVALIAÇÃO CLÍNICA DE TREMOR EM SERES HUMANOS

Banca Examinadora:

Presidente e Orientador:

Prof. Dr. JOAQUIM MIGUEL MAIA

CPGEI/UTFPR

Co-orientador:

Prof. Dr. PERCY NOHAMA

CPGEI/UTFPR

Examinadores:

Prof. Dra. ELISANGELA FERRETTI MANFFRA

PUC-PR

Prof. Dr. HELIO AFONSO GHIZONI TEIVE

HC/UFPR

Curitiba, setembro de 2008

EDERSON CICHACZEWSKI

**SISTEMA MICROPROCESSADO PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS E
AUXÍLIO À AVALIAÇÃO CLÍNICA DE TREMOR EM SERES
HUMANOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do grau de “Mestre em Ciências” - Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia

Co-Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama

Curitiba

2008

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca da UTFPR – Campus Curitiba

C568s	<p>Cichaczewski, Ederson Sistema microprocessado para aquisição de sinais e auxílio à avaliação clínica de tremor em seres humanos / Ederson Cichaczewski. – Curitiba : [s.n.], 2008. xxiii, 155 p. : il. ; 30 cm</p> <p>Orientador: Joaquim Miguel Maia Co-orientador: Percy Nohama Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Área de Concentração : Engenharia Biomédica, Curitiba, 2008 Bibliografia: p. 141-47</p> <p>1. Acelerômetros. 2. Tremor (Medicina). 3. Parkinson, Doença de. 4. Distúrbios do movimento. 5. Medição. 6. Engenharia Biomédica. I. Maia, Joaquim Miguel, orient. II. Nohama, Percy, co-orient. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Área de Concentração Engenharia Biomédica. III. Título.</p> <p>CDD 621.3</p>
-------	---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

AGRADECIMENTOS

A Deus por ter me permitido chegar até aqui e por ter me dado forças para superar todas as dificuldades.

Ao meu pai Casemiro e minha mãe Aíra pelo amor e apoio e aos meus irmãos Everton e Liliane pela compreensão da minha ausência durante a realização deste trabalho.

À minha noiva Ellen pelo carinho, incentivo e paciência nos momentos que me dediquei aos estudos.

Ao Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia pela excelente orientação no mestrado e auxílio, tanto nas questões de pesquisa e projeto, quanto na organização de tempo para a realização das atividades. Também ao meu co-orientador Prof. Dr. Percy Nohama pelo suporte prestado.

Ao Prof. Dr. Edison Novak, idealizador deste projeto, pelo incentivo e pela grandiosa ajuda desde o início, tanto com idéias como com os procedimentos junto ao Hospital de Clínicas (HC) e interseção junto ao Comitê de Ética.

Ao Prof. Dr. Hélio Teive pela cooperação para eu poder realizar testes nos pacientes voluntários do Ambulatório de Distúrbios do Movimento do HC-UFPR e pela interseção junto ao Comitê de Ética.

Ao Dr. Renato Puppi pela cooperação para eu poder realizar testes nos pacientes voluntários da Associação Paranaense dos Portadores de Parkinsonismo (APPP), assim como a todos da associação que me apoiaram, especialmente ao Dr. Miguel Reitor, à Dra. Elenise e à Dra. Helena que participaram ativamente na seleção dos voluntários.

Ao Prof. Dr. Ricardo Reis, do departamento de mecânica da UTFPR, pela colaboração para a realização do procedimento de calibração dinâmica do sistema.

Ao Prof. José Carlos da Cunha, que foi meu orientador na graduação, pelo valioso apoio e incentivo para eu realizar o mestrado e dar continuidade ao sistema de avaliação de tremor, que foi meu projeto final para monografia de conclusão do curso de Engenharia da Computação.

A todos os voluntários pela imprescindível contribuição para os resultados obtidos.

Aos diretores da empresa Micromed Biotecnologia que flexibilizaram meu horário de trabalho para eu poder realizar os testes do sistema no HC e na APPP.

Às instituições HC-UFPR, APPP e UTFPR pelos recursos disponibilizados.

Aos demais professores, colegas de mestrado, amigos e a todos que direta ou indiretamente contribuíram e me apoiaram durante o mestrado.

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	iii
SUMÁRIO	v
LISTA DE FIGURAS	ix
LISTA DE TABELAS	xv
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	xvii
RESUMO	xxi
ABSTRACT	xxiii
CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	1
1.1 MOTIVAÇÕES	1
1.2 OBJETIVOS	3
1.2.1 Objetivo Geral.....	3
1.2.2 Objetivos Específicos.....	3
1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO.....	3
CAPÍTULO 2 - REVISÃO DA LITERATURA	5
2.1 TREMORES	5
2.1.1 Tremor Essencial.....	9
2.1.2 Doença de Parkinson.....	11
2.2 PRINCÍPIO E SISTEMAS PARA MEDIÇÃO DO TREMOR	16
2.3 TÓPICOS TEÓRICOS	24
2.3.1 Transdutor de Aceleração	24
2.3.2 Processamento Analógico	26
2.3.3 Processamento Digital.....	31
2.3.3.1 Filtro FIR e IIR	31
2.3.3.2 Transformada Rápida de Fourier	33

CAPÍTULO 3 - METODOLOGIA.....	35
3.1 ESPECIFICAÇÃO E REQUISITOS.....	37
3.2 PROJETO DO HARDWARE	38
3.2.1 Acelerômetros	39
3.2.1.1 Calibração Estática	41
3.2.1.2 Calibração Dinâmica	43
3.2.1.3 Acoplamento dos Acelerômetros para Medição do Tremor.....	45
3.2.2 Filtro Passa-Faixa (DC <i>Blocking</i> + <i>Anti-Aliasing</i>).....	48
3.2.3 Multiplexação.....	52
3.2.4 Amplificação.....	53
3.2.5 Somador de Nível DC.....	56
3.2.6 Microcontrolador com Conversor A/D	58
3.2.7 Isolação Elétrica.....	60
3.2.8 Protótipo do Hardware.....	62
3.3 PROJETO DO SOFTWARE.....	64
3.3.1 Estrutura do Banco de Dados.....	64
3.3.2 Interface do Software.....	65
3.3.3 Processamento dos Sinais	72
3.3.3.1 Filtro Passa-Baixas FIR.....	73
3.3.3.2 Filtro Passa-Altas IIR	77
3.3.3.3 Transformada Rápida de Fourier.....	80
3.3.3.4 Soma Vetorial dos Eixos	81
3.3.3.5 Valor RMS.....	82
3.3.4 Considerações Gerais sobre o Software.....	83
3.4 PROTOCOLO EXPERIMENTAL.....	85
CAPÍTULO 4 - RESULTADOS	87
4.1 PROTÓTIPO	87
4.2 CALIBRAÇÃO	89
4.2.1 Calibração Estática.....	89
4.2.2 Calibração Dinâmica.....	90
4.3 TESTES EM SERES HUMANOS.....	104
4.3.1 Exemplos de Resultados Apresentados pelo Software	105
4.3.1.1 Voluntários com Tremor Essencial	105

4.3.1.2	Voluntários com Doença de Parkinson	108
4.3.1.3	Voluntários Hígidos.....	111
4.3.2	Resultados dos Grupos Avaliados.....	114
4.3.2.1	Critério de Identificação da Frequência dos Tremores.....	114
4.3.2.2	Grupo com Tremor Essencial	115
4.3.2.3	Grupo com Doença de Parkinson	118
4.3.3	Testes de Repetibilidade	127
CAPÍTULO 5 - DISCUSSÕES E CONCLUSÕES		131
5.1	ANÁLISE DOS RESULTADOS	131
5.1.1	Protótipo e Calibração.....	131
5.1.2	Testes em Voluntários.....	133
5.1.2.1	Voluntários Portadores de Tremor Essencial	135
5.1.2.2	Voluntários Portadores de Doença de Parkinson	136
5.1.2.3	Voluntários Hígidos.....	138
5.1.2.4	Testes de Repetibilidade.....	139
5.2	CONCLUSÕES	139
5.3	TRABALHOS FUTUROS	140
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS		141
APÊNDICE 1 - DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO ELETRÔNICO.....		149
APÊNDICE 2 - TERMO DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA DO HC-UFPR...		151
APÊNDICE 3 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO		153
APÊNDICE 4 - CADASTRO NA ASSOCIAÇÃO PARANAENSE DE PORTADORES DE PARKINSONISMO.....		155

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Escrita de um doente com tremor essencial (Adaptado de Vieira, 2005).	10
Figura 2 - Espirais de Arquimedes desenhadas por um doente com tremor essencial (Adaptado de Vieira, 2005).....	10
Figura 3 - Espirais de Arquimedes desenhadas por uma pessoa normal (Adaptado de Vieira, 2005).	10
Figura 4 - Equipamento ActiGraph (Adaptado de ACTIGRAPH, 2008).....	18
Figura 5 - Equipamento CATSYS 2000 (Adaptado de DPD, 2008).	18
Figura 6 - Equipamento Stressometer Comby TM com o sensor de aceleração (Adaptado de TNR, 2008).	19
Figura 7 - Tremometer System (Adaptado de US NEUROLOGICALS, 2008).....	19
Figura 8 - Eixo das abcissas apresentando o número das amostras e o intervalo de tempo entre estas; eixo das ordenadas apresentando os níveis de quantização (Adaptado de ANALOG DEVICES, 2007).....	27
Figura 9 - Casos de reconstituição de uma senóide amostrada em diferentes frequências: de 1 a 3: $f_s \geq 2f_a$ sendo possível reconstruir o sinal original e em 4: $f_s < 2f_a$ ocorrendo o fenômeno de aliasing (Adaptado de ANALOG DEVICES, 2007).....	28
Figura 10 – Resposta em frequência de um filtro passa-baixas, em que f_a é a frequência de corte, f_s é a frequência de amostragem e $f_s/2$ é a frequência onde a atenuação do sinal é máxima para a faixa dinâmica DR desejada (Adaptado de ANALOG DEVICES, 2007).	29
Figura 11 – Em (a) a ordem do filtro garante a faixa dinâmica total; em (b) a ordem do filtro é insuficiente para garantir toda a faixa dinâmica (Adaptado de ANALOG DEVICES, 2007).	29
Figura 12 - Características da magnitude de um filtro praticamente realizável, onde δ_1 é o ripple na banda de passagem, δ_2 é o ripple na banda de corte, ω_p é a frequência da borda da banda de passagem e ω_s é a frequência da borda da banda de corte (Adaptado de PROAKIS e MANOLAKIS, 1996).....	32
Figura 13 - Orientação do acelerômetro no dedo.....	36
Figura 14 - Orientação do acelerômetro no antebraço.....	36
Figura 15 - Orientação do acelerômetro na perna.....	36
Figura 16 - Orientação do acelerômetro na cabeça.....	36

Figura 17 - Ilustração do equipamento.....	39
Figura 18 - Diagrama em blocos simplificado do hardware do sistema desenvolvido.....	39
Figura 19 - Posições dos acelerômetros usadas para a calibração estática; os desenhos correspondem ao formado do componente; a visão frontal apresenta as saídas em g e em volts de cada eixo de um acelerômetro com sensibilidade de 800 mV/g de eixos X e Y; a visão lateral idem para um acelerômetro de eixos X e Z, considerando somente o eixo Z sob ação da gravidade (Adaptado de FREESCALE, 2006a e FREESCALE, 2006c).	42
Figura 20 - Orientação dos eixos dos acelerômetros MMA6260 e MMA6270, vista superior do componente (Adaptado de FREESCALE, 2006a).	43
Figura 21 – Orientação do eixo X em vista superior (a) e do eixo Z em vista lateral (b) do acelerômetro MMA6280 (Adaptado de FREESCALE, 2006c).....	43
Figura 22 - Indicação da colocação das fitas de fixação dos sensores nos dedos e no antebraço.	46
Figura 23 - Indicação da colocação da fita para fixação do sensor na cabeça.	46
Figura 24 - Indicação da colocação das fitas de fixação dos sensores nas pernas.	47
Figura 25 - Projeto do layout da PCI de adaptação do sensor.....	47
Figura 26 – Diagrama esquemático do filtro passa-altas de 1ª ordem.	48
Figura 27 – Diagrama esquemático do filtro passa-baixas passivo de 3 estágios.....	49
Figura 28 – Diagrama esquemático do filtro passa-faixa <i>anti-aliasing</i>	50
Figura 29 - Resposta em frequência e fase do filtro passa-faixa.....	51
Figura 30 - Conexões do multiplexador dos canais dos acelerômetros.	53
Figura 31 - Configuração inversora do amplificador operacional.	54
Figura 32 - Configuração final da etapa de amplificação.	55
Figura 33 - Resposta em frequência e fase para a saída do amplificador em 1x, a linha mais clara representa a resposta antes e a linha mais escura a resposta após o amplificador. ..	55
Figura 34 - Resposta em frequência e fase para a saída do amplificador em 2x, a linha mais clara representa a resposta antes e a linha mais escura a resposta após o amplificador. ..	56
Figura 35 - Esquema de configuração do regulador LM317 (Adaptado de ST MICROELECTRONICS, 2005).	57
Figura 36 - Somador de nível DC.	57
Figura 37 - Frequência e fase do sinal que vai para o conversor A/D, a linha mais clara representa a resposta antes e a linha escura a resposta após o somador de nível DC.	58
Figura 38 - Diagrama em blocos do sistema de isolamento elétrico.....	61
Figura 39 - Fluxograma do firmware implementado no microcontrolador.	63

Figura 40 - Conexão entre as tabelas do banco de dados.....	65
Figura 41 - Caminho para o software acessar o banco de dados MySQL.....	65
Figura 42 - Tela principal do software.....	66
Figura 43 - Tela de avaliação.....	67
Figura 44 - Tela de cadastro do paciente.....	67
Figura 45 - Tela de cadastro do médico.....	68
Figura 46 - Tela de monitoração do tremor: há um conjunto de gráficos de amplitude e frequência para cada sensor e a indicação da posição de colocação dos mesmos.....	70
Figura 47 - Tela de histórico de avaliações e monitorações.....	71
Figura 48 - Fluxograma do software de controle do sistema.....	72
Figura 49 - Resposta em frequência do filtro FIR passa-baixas.....	75
Figura 50 - Resposta em fase do filtro FIR passa-baixas.....	76
Figura 51 - Resposta em frequência otimizada do filtro FIR passa-baixas.....	77
Figura 52 - Resposta em frequência do filtro IIR.....	79
Figura 53 - Resposta em fase do filtro IIR.....	79
Figura 54 - Resposta ao impulso do filtro IIR.....	79
Figura 55 - Exemplo do espectro de frequências de um sinal de tremor.....	81
Figura 56 - Vetores em uma soma vetorial.....	82
Figura 57 - Exemplo do gráfico de amplitude de um sinal de tremor.....	83
Figura 58 - Exemplo do resultado final do processamento dos eixos de um sensor.....	83
Figura 59 - Protótipo final do projeto.....	87
Figura 60 - Placa PCI do projeto montada.....	88
Figura 61 - Montagem dos sensores: (a) sensor de 1,5 g XY; (b) sensor de 6 g XY; (c) sensor de 1,5 g XZ.....	88
Figura 62 - Acelerômetros acoplados ao sistema mecânico para calibração dinâmica.....	91
Figura 63 - Detalhe da colocação dos sensores na máquina.....	91
Figura 64 - Resposta do sensor 1 para deslocamento constante.....	92
Figura 65 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo Y do sensor 1.	92
Figura 66 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada ao eixo X do sensor 1.	92
Figura 67 - Resposta do sensor 2 para deslocamento constante.....	92
Figura 68 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo Y do sensor 2.	93

Figura 69 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo X do sensor 2.	93
Figura 70 - Resposta do sensor 3 para deslocamento constante.	93
Figura 71 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo Y do sensor 3.	93
Figura 72 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo X do sensor 3.	94
Figura 73 - Resposta do sensor 4 para deslocamento constante.	94
Figura 74 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo Y do sensor 4.	94
Figura 75 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo X do sensor 4.	94
Figura 76 - Resposta do sensor 5 para deslocamento constante.	95
Figura 77 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo Y do sensor 5.	95
Figura 78 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo X do sensor 5.	95
Figura 79 - Resposta do sensor 6 para deslocamento constante.	95
Figura 80 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo Y do sensor 6.	96
Figura 81 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo X do sensor 6.	96
Figura 82 - Resposta do sensor 7 para deslocamento constante.	96
Figura 83 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo Z do sensor 7.	96
Figura 84 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo X do sensor 7.	97
Figura 85 - Resposta do sensor 8 para deslocamento constante.	97
Figura 86 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo Z do sensor 8.	97
Figura 87 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo X do sensor 8.	97
Figura 88 - Resposta do sensor 1 para aceleração constante de 0,05 g e 0,1 g.	98
Figura 89 - Resposta do sensor 2 para aceleração constante de 0,05 g e 0,1 g.	98

Figura 90 - Resposta do sensor 3 para aceleração constante de 0,05 g e 0,1 g.....	99
Figura 91 - Resposta do sensor 4 para aceleração constante de 0,05 g e 0,1 g.....	99
Figura 92 - Resposta do sensor 5 para aceleração constante de 0,05 g e 0,1 g.....	99
Figura 93 - Resposta do sensor 6 para aceleração constante de 0,05 g e 0,1 g.....	100
Figura 94 - Resposta do sensor 7 para aceleração constante de 0,05 g e 0,1 g.....	100
Figura 95 - Resposta do sensor 8 para aceleração constante de 0,05 g e 0,1 g.....	100
Figura 96 - Relação entre freqüência aplicada e freqüência medida para o sensor 1.....	101
Figura 97 - Relação entre freqüência aplicada e freqüência medida para o sensor 2.....	101
Figura 98 - Relação entre freqüência aplicada e freqüência medida para o sensor 3.....	102
Figura 99 - Relação entre freqüência aplicada e freqüência medida para o sensor 4.....	102
Figura 100 - Relação entre freqüência aplicada e freqüência medida para o sensor 5.	102
Figura 101 - Relação entre freqüência aplicada e freqüência medida para o sensor 6.	103
Figura 102 - Relação entre freqüência aplicada e freqüência medida para o sensor 7.	103
Figura 103 - Relação entre freqüência aplicada e freqüência medida para o sensor 8.	103
Figura 104 - Aplicação do teste de repouso: à esquerda: quando não há superfície de apoio as mãos ficam sobre as pernas; e à direita: quando há uma mesa de apoio.	104
Figura 105 - Duas ocasiões do teste de tremor postural.....	104
Figura 106 - Realização do teste de tremor cinético, à esquerda o movimento de esticar o braço e à direita o movimento de retornar em direção ao nariz.....	104
Figura 107 - Teste de repouso em membro superior direito de um voluntário com TE.....	105
Figura 108 - Teste postural de um voluntário com TE em membro superior direito.....	106
Figura 109 - Teste cinético em membro superior esquerdo de um voluntário com TE.....	107
Figura 110 – Resultados de tremor de cabeça em teste de repouso de um voluntário com TE.	108
Figura 111 - Teste de repouso de um voluntário com DP com tremor nas pernas.	108
Figura 112 - Teste de repouso em membro superior direito em um voluntário com DP.....	109
Figura 113 - Teste postural em membro superior esquerdo de um voluntário com DP.	110
Figura 114 - Teste cinético em membro superior esquerdo de um voluntário com DP.....	111
Figura 115 - Teste de repouso de um voluntário hígido.	112
Figura 116 - Teste postural de um voluntário hígido.....	113
Figura 117 - Teste cinético de um voluntário hígido.	114
Figura 118 - Espectros de freqüência com identificação válida da freqüência principal, indicada pelo pico de maior amplitude.	115

Figura 119 - Espectros de freqüência em que a freqüência apresentada pelo sistema é considerada inválida.....	115
Figura 120 - Média de freqüências para o teste de repouso em portadores de TE.....	116
Figura 121 - Média de freqüências para o teste postural em portadores de TE.	117
Figura 122 - Média de freqüências para o teste cinético em portadores de TE.	117
Figura 123 - Média de amplitudes para o teste de repouso em portadores de TE.	117
Figura 124 - Média de amplitudes para o teste postural em portadores de TE.....	118
Figura 125 - Média de amplitudes para o teste cinético em portadores de TE.	118
Figura 126 - Média de freqüência para o teste de repouso do grupo 1 com DP.	119
Figura 127 - Média de freqüência para o teste postural do grupo 1 com DP.....	120
Figura 128 - Média de freqüência para o teste cinético do grupo 1 com DP.	120
Figura 129 - Média de freqüência para o teste de repouso do grupo 2 com DP.	120
Figura 130 - Média de freqüência para o teste postural do grupo 2 com DP.....	121
Figura 131 - Média de freqüência para o teste cinético do grupo 2 com DP.	121
Figura 132 - Média de freqüência para o teste de repouso do grupo 3 com DP.	121
Figura 133 - Média de freqüência para o teste postural do grupo 3 com DP.....	122
Figura 134 - Média de freqüência para o teste cinético do grupo 3 com DP.	122
Figura 135 - Média de amplitudes para o teste de repouso do grupo 1 com DP.....	122
Figura 136 - Média de amplitudes para o teste postural do grupo 1 com DP.....	123
Figura 137 - Média de amplitudes para o teste cinético do grupo 1 com DP.	123
Figura 138 - Média de amplitudes para o teste de repouso do grupo 2 com DP.....	123
Figura 139 - Média de amplitudes para o teste cinético do grupo 2 com DP.	124
Figura 140 - Média de amplitudes para o teste cinético do grupo 2 com DP.	124
Figura 141 - Média de amplitudes para o teste de repouso do grupo 3 com DP.....	124
Figura 142 - Média de amplitudes para o teste postural do grupo 3 com DP.....	125
Figura 143 - Média de amplitudes para o teste cinético do grupo 3 com DP.	125
Figura 144 - Média de amplitudes para o teste de repouso do grupo hígido.	126
Figura 145 - Média de amplitudes para o teste postural do grupo hígido.....	126
Figura 146 - Média de amplitudes para o teste cinético do grupo hígido.	127
Figura 147 - Testes de repetibilidade em voluntário com TE no mesmo dia: a) primeiro teste; b) segundo teste; c) terceiro teste.	128
Figura 148 - Testes de repouso de um voluntário com DP em dias diferentes: a) primeiro teste; b) segundo teste 21 dias depois.	129

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Classificação dos Tremores (Adaptada de Seneviratne e King, 2003).....	6
Tabela 2 - Faixa de frequência aproximada das síndromes de tremor (Adaptada de Seneviratne e King, 2003).....	8
Tabela 3 - Características associadas a cada tipo de tremor (Adaptada de Smaga (2003) e Vieira, 2005).	8
Tabela 4 - Síntese dos equipamentos de medição de tremor encontrados na literatura.	17
Tabela 5 - Faixa dinâmica para diferentes resoluções em bits (Adaptado de ANALOG DEVICES, 2007).....	30
Tabela 6 - Forma de verificação da calibração: a diferença entre os valores de saída para os ângulos ortogonais indica a sensibilidade para acelerômetros de eixos X e Y na visão frontal; a diferença entre os valores de saída para o posicionamento do acelerômetro com a parte superior para cima e com a parte inferior para cima indica o dobro da sensibilidade do eixo Z.....	42
Tabela 7 - Lógica de chaveamento dos canais dos acelerômetros, para 3 sensores somente. .	52
Tabela 8 - Lógica de seleção de ganho dos amplificadores.	53
Tabela 9 - Configuração da porta de comunicação disponível.	62
Tabela 10 - Calibração estática do sensor 1.	89
Tabela 11 - Calibração estática do sensor 2.	89
Tabela 12 - Calibração estática do sensor 3.	89
Tabela 13 - Calibração estática do sensor 4.	89
Tabela 14 - Calibração estática do sensor 5.	90
Tabela 15 - Calibração estática do sensor 6.	90
Tabela 16 - Calibração estática do sensor 7.	90
Tabela 17 - Calibração estática do sensor 8.	90
Tabela 18 - Características do grupo de voluntários com Tremor Essencial.	116
Tabela 19 - Características dos grupos de voluntários com DP.	119
Tabela 20 - Características do grupo controle hígido.	126
Tabela 21 - Resultados dos testes de repetibilidade de um voluntário com TE.....	127
Tabela 22 - Resultados de dois testes de um voluntário com DP.	129

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D	- Analógico / Digital
ABNT	- Associação Brasileira de Normas Técnicas
ADC	- Conversor Analógico - Digital
ANVISA	- Agência Nacional de Vigilância Sanitária
AOP	- Amplificador Operacional
APPP	- Associação Paranaense dos Portadores de Parkinsonismo
ASIC	- Circuito Integrado de Aplicação Específica (<i>Application Specific Integrated Circuit</i>)
AWG	- <i>American Wire Gauge</i>
BDE	- <i>Borland Database Engine</i>
BIOS	- <i>Basic Input Output System</i>
CG	- Clínico Geral
CI	- Circuito Integrado
CMOS	- <i>Complementary Metal-Oxide Semiconductor</i>
DAC	- Conversor Digital - Analógico
DBS	- Estimulação profunda do cérebro (<i>Deep Brain Stimulation</i>)
DC	- Corrente direta ou contínua (Direct Current)
DFT	- Transformada Discreta de Fourier (<i>Discrete Fourier Transform</i>)
DIMETER	- Dispositivo Para Medida do Tremor
DP	- Doença de Parkinson
DR	- Faixa dinâmica (<i>Dynamic Range</i>)
DSP	- Processador Digital de Sinais (<i>Digital Signal Processor</i>)
ECG	- Eletrocardiograma
EMG	- Eletromiografia
EPP	- Porta Paralela Avançada (<i>Enhanced Parallel Port</i>)
ESD	- Descarga eletrostática (<i>Electrostatic Discharge</i>)
EUA	- Estados Unidos da América
FFT	- Transformada Rápida de Fourier (<i>Fast Fourier Transform</i>)
FIR	- Resposta Finita Ao Impulso (<i>Finite Impulse Response</i>)
GND	- Referência ou terra (<i>Ground</i>)
HC	- Hospital de Clínicas

HID	- Dispositivo de Interface Humana (<i>Human Interface Device</i>)
IEC	- <i>International Electrotechnical Commission</i>
IIR	- Resposta Infinita ao Impulso (<i>Infinite Input Response</i>)
JFET	- Transistor de Efeito de Campo de Junção (<i>Junction Gate Field-Effect Transistor</i>)
JTAG	- <i>Joint Test Action Group</i>
LED	- Diodo Emissor de Luz (<i>Light Emission Diode</i>)
LSB	- Bit Menos Significativo (<i>Least Significant Bit</i>)
MEMS	- Sistemas Micro-Eleto-Mecânicos (<i>Micro-Electro Mechanical Sytems</i>)
MTS	- Sistema de Teste de Materiais (<i>Material Test System</i>)
NUDS	- Escala de Incapacidade da Northwestern University
ODBC	- Conectividade de Base de Dados Aberta (<i>Open Data Base Connectivity</i>)
OMS	- Organização Mundial da Saúde
PAS	- Escala de Atividade de Parkinson (<i>Parkinson Activity Scale</i>)
PC	- Computador Pessoal (<i>Personal Computer</i>)
PCI	- Placa de Circuito Impresso
PDIP	- <i>Plastic Dual-In Line Package</i>
PDQ	- Questionário da Doença de Parkinson (<i>Parkinson's Disease Questionnaire</i>)
PDQL	- Questionário de Qualidade de Vida na Doença de Parkinson (<i>Parkinson's Disease Quality of Life Questionnaire</i>)
PET	- Tomografia por Emissão de Pósitrons (<i>Positron Emission Tomography</i>)
PVC	- Policloreto de Vinila
QFN	- <i>Quad Flat No Leads</i>
QFP	- Quad Flat Pack
RAM	- Memória de Acesso Aleatório (<i>Random Access Memory</i>)
RC	- Circuito composto por Resistores e Capacitores
RISC	- <i>Reduced Instruction Set Computer</i>
RMS	- Raiz Média Quadrática (<i>Root Mean Square</i>)
SMD	- <i>Surface Mounting Device</i>
SNR	- Relação Sinal / Ruído
SPECT	- Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único (<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i>)
SPI	- Interface Serial Periférica (<i>Serial Peripheral Interface</i>)
TCLE	- Termo de Consentimento Informado Livre e Esclarecido

TE	- Tremor Essencial
TNR	- Tremor do Sistema Nervoso em Repouso (<i>Tremor of Nervous system at Rest</i>)
UART	- Receptor/Transmissor Universal Assíncrono (<i>Universal Asynchronous Receiver/Transmitter</i>)
UFPR	- Universidade Federal do Paraná
UPDRS	- Escala Unificada para Avaliação da Doença de Parkinson (<i>Unified Parkinson Disease Rating Scale</i>)
USB	- Barramento Serial Universal (<i>Universal Serial Bus</i>)
UTFPR	- Universidade Tecnológica Federal do Paraná

RESUMO

O desenvolvimento de novas tecnologias em equipamentos médicos para o diagnóstico de doenças e assistência à vida tem proporcionado vários avanços para a medicina. Contudo, para a avaliação e o diagnóstico de tremor existem poucos sistemas e equipamentos eletrônicos na rotina médica. A Doença de Parkinson e o Tremor Essencial, que ainda são difíceis de diferenciar, entre outras doenças relacionadas, têm o diagnóstico por vezes demorado, dependendo do grau da doença e da experiência do médico. Um recurso tecnológico para mensurar o tremor pode ser muito útil para agilizar a identificação correta dos sintomas destas doenças. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema de medição de tremor, constituído de um equipamento eletrônico com 8 sensores (acelerômetros) e de um software para microcomputador, que proporciona a visualização e gravação dos sinais de tremor. A eficácia das medições do sistema foi comprovada pela sua calibração, imprimindo movimentos de amplitude e frequência conhecidas aos sensores. Para a realização de testes em seres humanos, um projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná (HC-UFPR), e devidamente aprovado. O sistema foi testado em voluntários portadores de Doença de Parkinson e de Tremor Essencial, já com diagnóstico confirmado, para constatação dos padrões de cada tipo de tremor, conforme a literatura, nos testes de repouso, postural e cinético. Os testes foram realizados no Ambulatório de Neurologia do HC-UFPR e na Associação Paranaense de Portadores de Parkinsonismo (APPP). Os resultados evidenciaram que o sistema detecta os padrões dos tremores e permite uma análise quantitativa do mesmo. O sistema pode ser útil para auxiliar no diagnóstico de doenças relacionadas e para avaliar a evolução do paciente ao longo do tempo.

PALAVRAS-CHAVE

Acelerômetro, Tremor Essencial, Parkinson, Sistema de Medição.

MICROPROCESSED SYSTEM FOR SIGNAL ACQUISITION TO HELP IN THE CLINICAL ASSESSMENT OF HUMAN TREMOR

ABSTRACT

The development of new technologies of medical equipment to disease diagnosis and life assistance has been provided many enhancements to the Medicine. However, for tremor assessment and diagnosis there are few systems and electronic equipment in medical routine. Parkinson's disease and Essential Tremor, which are often difficult to differentiate, among other related diseases, have a delayed diagnosis in many cases, depending of the disease stage and physician experience. A technology resource to measure tremor can be very useful to identify faster the symptoms of these diseases. This work presents the development of a tremor measurement system, constituted by an electronic equipment with 8 sensors (accelerometers) and a microcomputer software, that provides visualization and record of tremor signals. The effectiveness of system was proved though its calibration, applying movements of known amplitude and frequency to the sensors. In order to perform tests in human subjects, a project was submitted to the Ethics Committee in Research with Human at the Clinical Hospital - Federal University of Paraná (HC-UFPR), and properly approved. The system was tested in volunteers with confirmed diagnosis of Parkinson's Disease and Essential Tremor, in order to find out the patterns of each tremor, according to the literature, during rest, postural and kinetic tests. The tests were performed at the neurology ambulatory of the HC-UFPR and at the Associação Paranaense de Portadores de Parkinsonismo (APPP). The results proved that the system is able to identify the tremors patterns and allows its quantitative analysis. The system might be useful in tremor diseases diagnosis and in following the patient evolution for long periods.

KEYWORDS

Accelerometer, Essential Tremor, Parkinson, Measurement System.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1 MOTIVAÇÕES

Sistemas para medir e analisar tremores em seres humanos não são comumente encontrados atualmente na prática clínica, como, por exemplo, para a avaliação dos sintomas da Doença de Parkinson (DP), Tremor Essencial (TE), entre outras enfermidades que causam tremor, apesar de serem encontradas evidências de pesquisas de 30 anos atrás com equipamentos para esta finalidade, com a denominação de tremômetros (*tremometer*) (DURAND, ZILM e KAPLAN, 1978a,b,c), inclusive com patente registrada no Canadá e nos Estados Unidos (DURAND, ZILM e KAPLAN, 1981).

O primeiro tratamento com sucesso para pacientes com DP surgiu na década de 60, após a identificação das alterações patológicas e bioquímicas no cérebro (RIEDER *et al.*, 2002). Verifica-se, portanto, que os avanços da tecnologia evoluíram a passos largos na terapia medicamentosa, deixando a desejar na instrumentação biomédica de apoio ao diagnóstico médico. Mesmo na comunidade acadêmica são poucos os trabalhos nesta área do conhecimento, em comparação, por exemplo, à vasta gama envolvendo ECG (eletrocardiograma) e EMG (eletromiografia), entre outros. Neurologistas do Hospital de Clínicas de Curitiba relataram a falta de um equipamento para avaliar tremores, o que é feito atualmente de forma clínica e depende muito da experiência do médico. Portanto, seria de grande utilidade um recurso tecnológico de auxílio.

Também de acordo com informações de algumas associações de Parkinson do Brasil consultadas (ABP, 2008; APP, 2008; APPP, 2008; APARGS, 2008) e com relatos de Smaga (2003), o diagnóstico da DP é feito clinicamente, através de exame neurológico e histórico do paciente e também por exclusão, sendo solicitados pelo médico neurologista alguns exames, como tomografia computadorizada e ressonância magnética, para identificar se o paciente não possui qualquer outra doença no cérebro. É recomendado que o paciente com sintomas da doença procure um neurologista experiente em distúrbios do movimento, no entanto, mesmo para neurologistas com muita experiência o diagnóstico nas fases iniciais da doença pode não ser fácil, sendo necessário acompanhar o paciente por um tempo até que os sintomas clássicos se manifestem. Além do TE e da DP há também os parkinsonismos, outras doenças não

caracterizadas como DP, que possuem alguns sintomas semelhantes a esta. São estas as enfermidades relacionadas a tremor mais comuns na prática clínica, mas existem outras com menos ocorrências, tais como tremor fisiológico, tremor cerebelar, tremor de Holmes, etc. (ABP, 2008; APP, 2008; APPP, 2008; APARGS, 2008, SENEVIRATNE e KING, 2003).

Segundo Vieira (2005), outros fatores a considerar na avaliação do paciente são: as condições em que o tremor apresenta, se surge em repouso, com a realização de movimento voluntário qualquer ou somente com a execução de tarefas específicas, por exemplo, a escrita; a localização anatômica, se ocorre nos membros superiores, comumente nas mãos, e/ou nos membros inferiores, na cabeça ou se atinge a voz e se é bilateral ou unilateral. Terá que se verificar a frequência do tremor em oscilações por segundo, portanto, usando-se a unidade de medida Hertz (Hz), assim como, verificar a amplitude do tremor de repouso e de ação.

Foi verificada a existência de alguns equipamentos comerciais fora do Brasil para a medição de tremores, como o *Actigraph*TM (ACTIGRAPH, 2008), o *Stressometer*TM type *ADTM 60* (TNR, 2008), o *CATSYS 2000 and Tremor Pen*TM (DPD, 2008) e o *Tremometer System* (US NEUROLOGICALS, 2008), porém, não foi encontrado nenhum equipamento específico para medição de tremor em um representante de produtos eletromédicos em nosso país, assim como de qualquer outro modelo de produção nacional. Portanto, constatou-se que o desenvolvimento de instrumentação para medição de tremores em seres humanos é uma área que tem muito a ser explorada no Brasil.

A evidenciada lacuna da tecnologia nesta área motivou o desenvolvimento de um sistema de hardware e software que permite a medição do tremor, de forma a proporcionar uma informação quantitativa e objetiva para auxiliar a avaliação médica e guiar o acompanhamento da evolução do paciente. Este equipamento poderá abrir novos caminhos para pesquisa, como a realização de um estudo que associe a evolução das características do sinal de tremor (amplitude e frequência) com a evolução (positiva ou negativa) da doença, bem como a eficácia das medicações e/ou terapias complementares. O autor do presente trabalho já iniciou pesquisas nesta área com o desenvolvimento de um sistema com 3 acelerômetros, para avaliação de tremores, em seu projeto final de curso de graduação em Engenharia da Computação (CICHACZEWSKI e CUNHA, 2005). De acordo com as informações da literatura sobre a necessidade de verificar os tremores em vários pontos do corpo humano e com a experiência vivenciada pelo autor de que um sistema de 3 sensores demanda de um longo tempo de avaliação quando há necessidade de mudar os mesmos de posição para a realização do teste em várias partes do corpo, foi verificada a necessidade de um sistema com mais sensores.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

O presente trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de uma instrumentação para avaliação e medição de tremores que compreende: um equipamento com 8 sensores para a medição do tremor em seres humanos, que podem ser posicionados simultaneamente em diferentes segmentos corporais; um software para PC que proporciona a visualização, processamento e gravação dos sinais de tremor adquiridos.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Projetar o sistema eletrônico de acordo com as recomendações da ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária) para equipamentos eletromédicos, possuindo isolamento elétrica para as partes conectadas ao paciente, conforme a norma NBR IEC 601-1 (ABNT, 1997).

- Efetuar testes de bancada para avaliar o desempenho do sistema.

- Realizar testes em voluntários portadores de tremor com diagnóstico conhecido, de forma a verificar a eficácia do sistema, tendo o projeto devidamente submetido a um comitê de ética e aprovado para a realização dos experimentos, mediante a assinatura de um termo de consentimento livre e esclarecido por cada voluntário.

- Avaliar os sinais adquiridos, buscando apontar evidências que possam caracterizar e diferenciar o Tremor Essencial e o tremor da Doença de Parkinson.

1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação está organizada em cinco capítulos. No Capítulo 2 é feita uma revisão da literatura sobre tremores em geral e, logo em seguida, características detalhadas sobre Tremor Essencial e Doença de Parkinson; são apresentados alguns equipamentos comerciais e projetos de pesquisa de equipamentos para medição de tremor e por fim tópicos teóricos sobre as técnicas de projeto utilizadas no desenvolvimento do sistema de medição de tremores de 8

canais. O Capítulo 3 descreve em detalhes o desenvolvimento da metodologia proposta, como posicionamento dos sensores, protocolo experimental, procedimentos de calibração e o projeto de todo o sistema de hardware e de software. No Capítulo 4 são relatados os resultados obtidos em relação ao projeto do protótipo, calibração dos sensores e medições em voluntários com Tremor Essencial e Doença de Parkinson. Finalmente, o Capítulo 5 apresenta a discussão dos resultados, as conclusões do trabalho e as propostas de trabalhos futuros.

CAPÍTULO 2

REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo são apresentados os aspectos relevantes das doenças de tremor, alguns conceitos fundamentais relacionados aos métodos utilizados na implementação do hardware e do software e uma breve revisão da literatura sobre os equipamentos disponíveis e projetos de pesquisa desenvolvidos que têm como finalidade a medição de tremores em seres humanos.

Buscou-se utilizar referências dos últimos 6 anos para a situação do contexto no estado da arte e também referências mais antigas para identificar as origens das pesquisas sobre os assuntos abordados.

2.1 TREMORES

Tremor é definido como um movimento involuntário rítmico e oscilatório das partes do corpo, é a perturbação mais comum dos distúrbios do movimento e uma das causas mais frequentes de procura da consulta com um neurologista (VIEIRA, 2005). É causado por contrações alternadas ou síncronas dos músculos agonistas e antagonistas, desaparece durante o sono e fica mais evidente em situações de ansiedade. Pode causar incapacidade motora considerável, algumas vezes intolerável, provocando o afastamento social devido à interferência de ações cotidianas, como escrita ou alimentação e por inibição dos olhares e julgamentos de outrem (VIEIRA, 2005).

Os tremores podem ser classificados de acordo com a sua distribuição, localização anatômica, frequência, amplitude, ou comportamento em relação à postura e movimentos voluntários. A frequência geralmente não é afetada por estados emocionais, diferentemente da amplitude (SENEVIRATNE e KING, 2003).

De acordo com o comportamento, os tremores são classificados em geral como tremor de repouso e tremor de ação (SMAGA, 2003).

O tremor de repouso ocorre quando a parte do corpo afetada não está sob ação da gravidade e os músculos não estão contraídos, por exemplo, mãos apoiadas sobre uma mesa. A amplitude aumenta com estresse mental ou ansiedade e diminui com um movimento orientado a um alvo, por exemplo, o teste índice-nariz.

Os tremores de ação são produzidos por contrações voluntárias dos músculos. São divididos em tremor postural e tremor cinético. O tremor postural ocorre quando a parte do corpo afetada mantém-se numa posição sob ação da gravidade, por exemplo, estendendo os braços na frente do corpo. O tremor cinético, que ocorre em um movimento voluntário pode ser caracterizado como tremor cinético simples ou tremor de intenção. O tremor cinético simples está associado com movimentos das extremidades, por exemplo, flexão e extensão dos braços, sem direção a um alvo. O tremor de intenção ocorre durante um movimento visualmente guiado em direção a um alvo, por exemplo, o teste índice-nariz, com significativo aumento de amplitude na parte final do movimento quando se está alcançando o alvo (SMAGA, 2003). A Tabela 1 apresenta resumidamente a classificação dos tremores quanto à frequência, comportamento, amplitude, distribuição e localização anatômica.

Tabela 1- Classificação dos Tremores (Adaptada de Seneviratne e King, 2003).

De acordo com a Frequência	<ol style="list-style-type: none"> 1. Baixa: < 4 Hz 2. Média: 4 – 7 Hz 3. Alta: > 7 Hz
De acordo com o Comportamento do Tremor	<ol style="list-style-type: none"> 1. Tremor de Repouso: tremor numa parte do corpo que não está sob ação da gravidade. 2. Tremor de Ação: tremor associado à contração voluntária dos músculos do esqueleto. <ol style="list-style-type: none"> 2.1. Postural: tremor em uma parte do corpo mantida voluntariamente sob ação da gravidade. 2.2. Cinético: tremor durante um movimento voluntário. <ol style="list-style-type: none"> 2.2.1. Cinético Simples: tremor durante um movimento voluntário direcionado. 2.2.2. Tremor de Intenção: aumento da amplitude do tremor quando está alcançando um alvo. 3. Tremor isométrico: evocado por contrações musculares isométricas. 4. Tremor específico de tarefa: ocorre somente durante a realização de uma tarefa ou movimento específicos.
De acordo com a Amplitude	<ol style="list-style-type: none"> 1. Fino 2. Médio 3. Forte
De acordo com a Distribuição	<ol style="list-style-type: none"> 1. Unilateral 2. Bilateral 3. Generalizado
De acordo com a Localização Anatômica	Cabeça, face, mandíbula, língua, voz, tronco, extremidades.

Segundo Smaga (2003), embora as características dos tremores ajudem a determinar os sintomas, deve ser notado que pode haver mais de uma característica de tremor associada a uma determinada síndrome. Seneviratne e King (2003) dizem que a classificação baseada no comportamento do tremor provavelmente seja a mais útil na prática clínica. As síndromes de tremor são definidas de acordo com a sua etiologia, ou seja, do estudo das suas causas. Portanto, o histórico e a avaliação clínica devem ser considerados na avaliação de pacientes com tremor. A identificação correta de um tremor é indispensável para que a terapêutica adequada seja instituída.

Vieira (2005) diz que a abordagem para o diagnóstico de um tremor deverá iniciar pela verificação cuidadosa do histórico clínico, questionando-se sobre a idade e modo de início; a coexistência de outros sintomas ou doenças; terapêutica atual e se foi notado alguma relação de melhora ou piora com a mesma; se diminui com a ingestão de pequenas quantidades de bebidas alcoólicas. É necessário saber da existência de tremor idêntico ou de outras doenças neurológicas em familiares.

Outros fatores a considerar são:

- as circunstâncias em que o tremor aparece, se surge em repouso, com a realização de qualquer movimento voluntário ou só com a realização de determinadas tarefas específicas;
- a localização anatômica, isto é, se está localizado nos membros superiores, geralmente nas mãos, e/ou nos membros inferiores, na cabeça ou se atinge a voz;
- se é uni ou bilateral e simétrico ou não;
- frequência do tremor, considera-se baixa quando é inferior a 4 Hz, média de 4 a 6 Hz, ou alta quando é superior a 6 Hz;
- influência do tremor na escrita; para isso dever-se-á pedir ao doente para escrever, por exemplo, o nome. Da mesma forma, o observador deverá desenhar numa folha de papel as espirais de Arquimedes e pedir ao doente para reproduzi-las verificando a influência do tremor;
- influência do tremor na fala, pedindo-se ao doente para ler.

Para o diagnóstico diferencial, a frequência é uma característica importante para distinguir o tremor de outros movimentos involuntários, a Tabela 2 apresenta a faixa de frequência aproximada para diferentes síndromes. No entanto, há certos movimentos involuntários, além do tremor, que também são rítmicos, o que torna o diagnóstico mais difícil, devendo-se constatar a existência de outros sintomas relacionados (VIEIRA, 2005). A Tabela 3 apresenta as características associadas a cada tipo de tremor.

Tabela 2 - Faixa de frequência aproximada das síndromes de tremor (Adaptada de Seneviratne e King, 2003).

Frequência (Hz)	Síndrome de Tremor
1,5 - 3	Tremor Palatal
2 - 5	Tremor de Holmes
2 - 10	Tremor da esclerose múltipla
2 - 12	Induzido por drogas / neuropático
3 - 7	Doença de Parkinson
3 - 8	Tremor da voz
3 - 8	Cerebelar em membros superiores (3 Hz em membros inferiores e 2 - 4 Hz no tronco)
3 - 12	Tremor Distônico
4 - 12	Tremor Essencial
5 - 7	Tremor primário de escrita
7 - 12	Tremor fisiológico e fisiológico exagerado

Tabela 3 - Características associadas a cada tipo de tremor (Adaptada de Smaga (2003) e Vieira, 2005).

Tipo de tremor	Frequência	Amplitude	Ocorrência	Exemplos
De Repouso	Baixa a média (3 a 6 Hz)	Alta, diminui com movimento direcionado a um alvo.	Membros sem ação da gravidade. Sem ativação voluntária de músculos.	Doença de Parkinson, Parkinsonismo induzido por drogas.
De Ação	Baixa a média (2 a 5 Hz)	Alta, diminui em repouso.	Qualquer contração voluntária dos músculos.	Tremor Essencial.
Postural	Médio a forte (4 a 12 Hz)	Baixa, aumenta com movimento voluntário.	Membros mantidos em posição sob ação da gravidade.	Tremor fisiológico, Tremor Essencial, distúrbio metabólico, suspensão de droga ou álcool.
Cinético Simples	Variável (3 a 10 Hz)	Não muda com movimentos orientados a um alvo.	Movimentos simples dos membros.	Tremor Essencial.
Cinético de Intenção	Baixa (< 5 Hz)	Aumenta com movimento direcionado a um alvo.	Movimento direcionado a um alvo.	Lesão cerebelar (tumor, esclerose múltipla), Tremor Essencial.
Isométrico	Média	Variável	Contração muscular contra objetos estáticos.	Segurando um objeto pesado com uma mão.
Específico de tarefa	Variável (4 a 10 Hz)	Variável	Ocorre em uma ação específica.	Tremor de escrita, tremor de músico.

A presença de um tremor não raramente é diagnosticada erradamente como Doença de Parkinson, sendo que é mais comum estar associada ao Tremor Essencial (VIEIRA, 2005). O tremor da Doença de Parkinson e o Tremor essencial são patológicos e não têm cura, somente é possível aplicar uma terapia de controle ou amenizar os sintomas. Há também o tremor não-patológico, que qualquer pessoa pode exibir, chamado de tremor fisiológico, usualmente invisível a olho nu (VIEIRA, 2005). Há o tremor fisiológico exagerado, que possui alta frequência (7 a 12 Hz), baixa amplitude e é peculiarmente postural ou cinético; não é relacionado à doença neurológica, mas causado pelo uso de certas medicações ou por outras doenças, como hipoglicemia e hipertireoidismo, associado ao consumo de estimulantes como chá, café ou chocolate e nas fases de suspensão de bebidas alcoólicas. O tremor fisiológico é usualmente reversível quando a causa é corretamente identificada (VIEIRA, 2005).

2.1.1 Tremor Essencial

O Tremor Essencial (TE) é o distúrbio do movimento mais freqüente, afetando de 0,08 a 220 indivíduos por 1000 habitantes, dependendo dos critérios diagnósticos utilizados, com prevalência de até 5 % da população após os 40 anos de idade (TROIANO *et al.*, 2004). Contudo, esta estatística pode estar subestimada, pois até 50 % das pessoas com tremor essencial leve não sabem que são portadores desta patologia (SMAGA, 2003).

O TE é caracterizado por um tremor de ação, postural e cinético (desencadeado por movimentos voluntários), ocorre isoladamente, isto é, não se acompanha de outras alterações neurológicas; 95 % dos doentes sempre apresentam tremor postural. Observa-se geralmente nas mãos, no começo pode ser unilateral, vindo a se tornar bilateral e simétrico (mesma intensidade em ambos os lados). Em muitos casos é cefálico, aparecendo como movimentos sim-sim ou não-não com a cabeça, raramente ocorre nas pernas. Possui uma frequência de oscilação na faixa de 4 Hz a 12 Hz. A amplitude aumenta com estresse, fadiga e certas medicações, como estimulantes do sistema nervoso central, também pode ficar mais evidente com certas atividades voluntárias, como segurar uma caneca (SMAGA, 2003).

Frett e Barner (2005) apontam que ao avaliar o sinal do movimento oscilatório do TE, captado por um acelerômetro, fazendo-se uma análise espectral, muitas vezes, verifica-se no espectro apenas um pico distinto, que representa a frequência deste sinal. Portanto, não se constatando harmônicos em múltiplos da frequência do mesmo.

O TE é geralmente esporádico (não ocorre o tempo todo) e de progressão lenta ao longo dos anos. Surge em qualquer idade, mas existem registros de uma distribuição bimodal, com um pico na segunda década e outro na sexta década, sendo nesta a maior incidência. É familiar em mais de 90 % dos casos, sendo 50 % de caráter genético com hereditariedade autossômica dominante (independe do sexo e transmite-se de um modo vertical - não salta de geração, gene ainda não identificado), ocorrendo em homens e mulheres igualmente (SMAGA, 2003 e VIEIRA, 2005). Com o passar do tempo pode se registrar diminuição da frequência e aumento da amplitude. Quando surge numa fase adiantada da vida denomina-se tremor senil. Em casos avançados pode-se observar o tremor também em repouso; neste caso é fácil confundir o TE com um sintoma inicial da DP, fase em que os outros sintomas para caracterizá-la ainda não estão muito evidentes. Também em fases avançadas pode incluir a mandíbula, a língua e a voz. Nos casos em que o doente tem o tremor destas estruturas associado ao tremor das mãos, o diagnóstico do TE torna-se mais fácil (VIEIRA, 2005).

O doente com TE tem em regra macrografia e irregularidade na escrita, como apresentado na Figura 1. A Figura 2 mostra o desenho da Espiral de Arquimedes e, para comparação, a Figura 3 apresenta o desenho da Espiral de Arquimedes por uma pessoa normal.

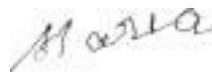


Figura 1 - Escrita de um doente com tremor essencial (Adaptado de Vieira, 2005).

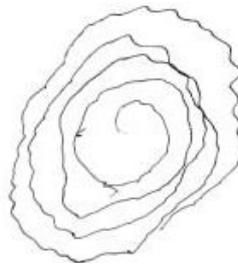


Figura 2 - Espirais de Arquimedes desenhadas por um doente com tremor essencial (Adaptado de Vieira, 2005).

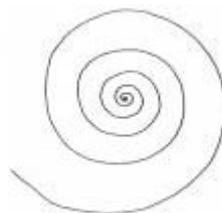


Figura 3 - Espirais de Arquimedes desenhadas por uma pessoa normal (Adaptado de Vieira, 2005).

É pensado que o TE é proveniente de um oscilador central envolvendo caminhos pelo cerebelo, tálamo e cérebro (SENEVIRATNE e KING, 2003). Contudo, a fisiopatologia do TE não está esclarecida, não estando relacionado com lesão estrutural no sistema nervoso central ou neurotransmissor relacionado (GONÇALVES e NITRINI, 2003).

O diagnóstico do TE baseia-se na história e no exame físico, não havendo exames complementares ou marcadores específicos. O TE é uma condição subestimada, muitas vezes atribuída à ansiedade ou outras condições clínicas (GONÇALVES e NITRINI, 2003). O principal critério para diagnóstico é a constatação de tremor bilateral, visivelmente simétrico envolvendo a mão e o antebraço em comportamento postural e cinético. Tremor de cabeça isolado ou adicional, sem alteração de postura, é também compatível com o diagnóstico. O segundo critério é a duração de mais de 3 anos, histórico familiar positivo e alívio com álcool (SENEVIRATNE e KING, 2003). Muitos pacientes procuram atenção médica, preocupados com o diagnóstico de DP (GONÇALVES e NITRINI, 2003). Quando o diagnóstico do TE confunde-se com a DP justifica-se a realização do exame SPECT (*single photon emission computed tomography*) (VIEIRA, 2005). No entanto, erros diagnósticos são relatados em até 25 % dos casos, principalmente em pacientes idosos com TE e com algumas alterações motoras próprias da idade (GONÇALVES e NITRINI, 2003).

O tratamento medicamentoso deve ser considerado quando o tremor causa problemas funcionais significativos ou constrangimento social. Os fármacos com eficiência comprovada no tratamento do TE são a primidona e o propranolol (redução de 50 % a 70 % da amplitude do tremor). O tratamento cirúrgico com talamotomia estereotáxica do núcleo intermediário ventral tem mostrado redução contralateral do tremor em 70 a 80 % dos pacientes. A DBS (estimulação talâmica profunda do cérebro) é uma técnica alternativa, em que um eletrodo é implantado na região talâmica, ligado por um fio sob a pele a um dispositivo estimulador na bolsa subclavicular; o gerador produz impulsos elétricos que são transmitidos para o tálamo, suprimindo a origem do tremor. Este dispositivo pode ser ligado e desligado externamente de forma magnética. A DBS é preferível à cirurgia estereotáxica por ter menos efeitos colaterais (SENEVIRATNE e KING, 2003).

2.1.2 Doença de Parkinson

A Doença de Parkinson (DP), descrita por James Parkinson em 1817, atinge igualmente todos os grupos étnicos. A incidência e prevalência da DP aumentam com a idade

(RIEDER *et al.*, 2002). Geralmente os sintomas desenvolvem-se a partir dos 50 anos, atingindo mais homens que mulheres. Ainda é 20 vezes menos comum que o TE (SMAGA, 2003). A DP tem prevalência estimada de 1 a 2 casos por 1000 habitantes, aumentando com a idade (RIEDER *et al.*, 2002). No Brasil há cerca de 400 mil pessoas portadoras da DP e, segundo dados da Organização Mundial da Saúde (OMS), 1 % da população mundial com mais de 65 anos de idade sofre desta doença (DOMINGUES, 2008).

As quatro principais manifestações clínicas da DP são o tremor de repouso, a bradicinesia, a rigidez muscular e a instabilidade postural (VIEIRA, 2005). A DP é caracterizada por dois dos quatro sintomas. Somente o tremor de repouso não basta para o diagnóstico da DP, é necessário a presença de mais um sintoma característico, como a bradicinesia, que é a lentidão na execução de movimentos. O tremor não precisa necessariamente estar presente, sendo a DP caracterizada por outros dois sintomas. Histórico familiar é relatado em pouco mais de 25 % dos casos (SMAGA, 2003). Quanto à escrita, o doente parkinsoniano apresenta caracteristicamente micrografia, podendo esta não ser evidente de início, mas com a continuação da escrita nota-se diminuição progressiva do tamanho das letras (VIEIRA, 2005).

De acordo com Meshack e Norman (2002), aproximadamente 75 % das pessoas com DP possuem tremor. Seneviratne e King (2003) apontam que o tremor é a primeira manifestação da doença em 50 % dos casos de DP.

O tremor ocorre inicialmente em um dos braços em repouso, com frequência de 4 Hz a 6 Hz, sendo um movimento de flexão-extensão do cotovelo, de pronação-supinação do antebraço ou muitas vezes um movimento de “contar dinheiro” ou “rolar pílula”, manifestado por movimentos de flexão e extensão do dedo indicador sobre o polegar. O tremor desaparece durante o movimento, podendo reaparecer numa manutenção de postura ou aumentar muito numa situação de estresse (SMAGA, 2003). O tremor da DP é habitualmente unilateral e raramente inclui a cabeça ou a voz, mas pode envolver a boca e a mandíbula, e pode ser percebido na perna do mesmo lado do braço acometido (SENEVIRATNE e KING, 2003).

Frett e Barner (2005) apontam que ao avaliar o sinal do movimento oscilatório do tremor da DP, captado por um acelerômetro, fazendo-se uma análise espectral, verifica-se no espectro uma distribuição de frequência naturalmente harmônica. Sendo que o pico de maior amplitude representa a frequência principal deste sinal e constata-se outras frequências em múltiplos inteiros da frequência principal, que diminuem em amplitude a cada harmônica sucessiva.

Do ponto de vista patológico, a DP é uma doença progressiva caracterizada pela degeneração dos neurônios dopaminérgicos da substância negra e por inclusões intracitoplasmáticas destes neurônios, conhecidas como corpúsculos de Lewy. As manifestações motoras da DP podem ser explicadas de uma maneira simplificada pelo modelo no qual o estriado possui um papel chave dentro das vias motoras cerebrais. O processo de degeneração de neurônios dopaminérgicos nigroestriatais leva a uma redução da modulação da dopamina estriatal e conseqüentemente, a alterações motoras. Esse modelo prediz que, aumentando-se a estimulação dopaminérgica ou reduzindo-se a estimulação colinérgica ou glutamatérgica, os sintomas melhoram (RIEDER *et al.*, 2002).

O processo de diagnóstico da DP é bastante delicado e o atraso num diagnóstico preciso pode inferir em estresse psicológico para o paciente, assim como, a necessidade de revisar um diagnóstico incorreto pode ser ainda mais estressante. O caminho para a primeira indicação da doença começa na consulta de rotina do paciente com seu clínico geral (CG). Muitos pacientes apresentam-se com um sintoma não relacionado, e o CG pode identificar um tremor ou qualquer outro distúrbio do movimento que não era perceptível ao paciente. Contudo, evidências indicam erros de até 47 % em diagnósticos de DP feitos por CGs (WORTH, 2007). Worth (2007) descreve alguns cenários em que o CG pode tomar diferentes atitudes, como:

- Suspeitar da DP, não iniciar medicação e pedir para o paciente consultar a opinião de um geriatra, quem confirma o diagnóstico de DP e inicia o tratamento com a medicação específica. Após 6 meses o paciente retorna sem apresentar melhora.

- Suspeitar da DP e, verificando que a lista de espera para uma consulta com neurologista está muito longa, inicia um tratamento medicamentoso por sua conta. O paciente melhora com o tratamento e, posteriormente, um neurologista o avalia e não constata nenhum sinal da DP.

- Diagnosticar TE e iniciar tratamento, o paciente piora e procura um especialista, que constata a DP e passa uma medicação adequada, à qual o paciente acaba respondendo melhor.

- Não ter certeza tratar-se de DP ou TE, verifica que os sintomas não são incapacitantes, espera 6 meses, verifica que os sintomas não pioraram e não dá nenhum diagnóstico.

Não existem dados sobre quantos pacientes com DP são tratados somente por um CG ou nunca consultaram qualquer especialista. No Reino Unido, o segundo profissional mais procurado é o geriatra, sendo que o neurologista é procurado em menor proporção, o que é devido ao pequeno número deste profissional em relação aos demais. Contudo, são relatados

erros de 25 % em diagnósticos de DP feitos por neurologistas e somente 6 - 8 % em diagnósticos feitos por especialistas em distúrbios do movimento. Num mundo ideal, todos os pacientes deveriam recorrer a um especialista em distúrbios do movimento, contudo, o número de especialistas em DP vai de encontro à demanda pelos mesmos. Como visto, mesmo nas melhores mãos, pacientes com suspeita de DP podem ser diagnosticados erroneamente, com sérias implicações, tais como: o elevado custo das medicações, possibilidade de ocorrer efeitos colaterais desnecessários, perda da confiança no médico (WORTH, 2007).

A natureza, o grau e a progressão dos sintomas variam enormemente de um paciente para outro. Não existe até o momento nenhum teste ou marcador biológico para confirmar o diagnóstico desta doença. Embora neurologistas geralmente concordem que o diagnóstico da DP requer a identificação de alguma combinação dos sinais motores cardinais (tremor de repouso, bradicinesia, rigidez, anormalidades posturais), uma classificação clínica padrão ainda não foi obtida (RIEDER *et al.*, 2002).

É desejado que existam testes diagnósticos que sejam 100 % sensitivos e específicos, mas infelizmente testes assim são raros. Testes como SPECT, PET (*positron emission tomography*) e ressonância magnética podem ser utilizados. O SPECT *scan* usa traçadores que se ligam ao transportador da dopamina e são visíveis a uma câmera externa, sendo possível avaliar a densidade dos neurônios dopaminérgicos. Estudos mostram que o SPECT *scan* pode distinguir com confiança pacientes com DP e com TE (WORTH, 2007).

Para o tratamento medicamentoso, a introdução da levodopa representou o maior avanço terapêutico na DP, produzindo benefícios clínicos para praticamente todos os pacientes e reduzindo a mortalidade por esta doença. No entanto, logo após a introdução da mesma, se tornou evidente que o tratamento por longo prazo era complicado pelo desenvolvimento de efeitos colaterais adversos que incluem flutuações motoras, discinesia e complicações neuropsiquiátricas. Além disso, com a progressão da doença, os pacientes passam a apresentar manifestações que não respondem adequadamente à terapia com levodopa, tais como episódios de congelamento, instabilidade postural, disfunções autonômicas e demência. Existem vários modos de intervenção farmacológica sintomática: levodopa standard ou com formulações de liberação controlada, agonistas dopaminérgicos, selegilina, tolcapone e entacapone, anticolinérgicos e amantadina (RIEDER *et al.*, 2002)

É estimado que a taxa de morte dos neurônios dopaminérgicos da substância negra situa-se ao redor de 10 % ao ano. Conseqüentemente, com o tempo, a sintomatologia parkinsoniana piora e a necessidade de medicações sintomáticas aumenta. O grau de resposta

aos medicamentos vai decrescendo com a progressão da doença e novos sintomas vão surgindo. Um objetivo desejado seria reduzir ou interromper esta progressão. Mas não existem maneiras de medir diretamente a perda neuronal in vivo, e não se tem claro como a sintomatologia se correlaciona com a morte neuronal (RIEDER *et al.*, 2002).

Como a DP é uma doença progressiva, que usualmente acarreta incapacidade severa após 10 a 15 anos, seu impacto social e financeiro é elevado, particularmente na população mais idosa. É estimado que o custo anual com medicamentos antiparkinsonianos esteja em torno de 11 bilhões de dólares, sendo cerca de 3 a 4 vezes mais caro para os pacientes em fase mais adiantada da doença (RIEDER *et al.*, 2002).

Devido a limitações do tratamento medicamentoso, as cirurgias têm sido cada vez mais atrativas para o tratamento da DP, com benefícios significativos. Avanços em neuroimagem, cirurgia estereotáxica e melhor localização fisiológica, com técnicas utilizando microeletrodos e macroestimulação, têm proporcionado cirurgias mais precisas e seguras. As duas técnicas desenvolvidas são de ablação e estimulação profunda do cérebro. Esta última tem se tornado popular por ser reversível e pela possibilidade de ajustar o estímulo permitindo “acompanhar” a doença. Desvantagens incluem dificuldades técnicas, custo elevado e complicações cirúrgicas em potencial, como infecções de deslocamento do eletrodo (EBADI e PFEIFFER, 2005).

Com a evolução terapêutica, foram desenvolvidas várias escalas visando monitorar o progresso da doença e a eficácia de tratamentos. As escalas encontradas na literatura, segundo Goulart e Pereira (2005) são: a de Hoehn e Yahr; a UPDRS (Escala Unificada de Avaliação da DP); a escala de Webster; a escala de Sydney; a NUDS (Escala de Incapacidade da Northwestern University); a PAS (Escala de Atividade de Parkinson); o PDQ-39 (Questionário da DP) e o PDQL (Questionário de Qualidade de Vida na DP). De acordo com Goulart e Pereira (2005), a escala Webster permite classificar o paciente em função do seu nível de incapacidade, porém não há estudos conclusivos quanto a sua confiabilidade. A escala Sydney avalia o nível da função e estrutura corporais. A NUDS tem enfoque nas atividades funcionais diárias. O PDQ-39 e o PDQL são questionários específicos para constatar a percepção do paciente sobre sua qualidade de vida. A PAS foi desenvolvida recentemente baseada em objetivos da fisioterapia e não há estudos suficientes para identificar sua confiabilidade. As escalas de Hoehn e Yahr e a UPDRS destacam-se por sua confiabilidade, podendo serem usadas por fisioterapeutas para melhor avaliação do estado clínico-funcional do paciente (GOULART E PEREIRA, 2005).

2.2 PRINCÍPIO E SISTEMAS PARA MEDIÇÃO DO TREMOR

A medição do tremor humano consiste em captar os movimentos da oscilação das partes do corpo. Como as oscilações são rítmicas, analogamente a uma onda senoidal, é possível identificar a amplitude (ou intensidade) e a frequência de repetição das mesmas. Captar esses movimentos é possível com a utilização de transdutores, que são os dispositivos utilizados para converter a informação física (tremor) em informação elétrica, para esta poder ser lida por um sistema eletrônico. Diferentes métodos para captação do tremor são encontrados na literatura, como o uso de transdutor eletromagnético (DOBREA E TEODORESCU, 2004); transdutor de deslocamento e de velocidade (NORMAN *et al.*, 1999) e transdutor de força (CHRISTAKOS *et al.*, 2006). Uma técnica também utilizada para medição de tremor é a utilização dos sinais de eletromiografia (EMG) (NORMAN *et al.*, 1999). Contudo, o princípio de medição mais utilizado é a transdução de aceleração, por meio de acelerômetros. A unidade de medida geralmente utilizada para apresentar o resultado de uma medição feita com um acelerômetro é o g (letra g minúscula), que é um múltiplo da aceleração da gravidade ($9,8 \text{ m/s}^2 = 1 \text{ g}$). Alguns autores apresentam resultados em unidade de deslocamento (submúltiplos do metro: cm, mm, μm , ...), por meio da integração da aceleração, obtendo a velocidade, que integrada resulta no deslocamento.

Foram encontrados na literatura alguns equipamentos comerciais para a medição de tremor, utilizando acelerômetros, em trabalhos envolvendo a avaliação de algumas doenças que apresentam este sintoma e, também, projetos de pesquisa em desenvolvimento de instrumentos com o objetivo de medir tremores.

A Tabela 4 apresenta um resumo dos sistemas encontrados e em seguida será comentado sobre a aplicação dos mesmos.

Tabela 4 - Síntese dos equipamentos de medição de tremor encontrados na literatura.

Equipamento / Pesquisador(es)	Faixa de Frequência (Hz)	Faixa de Amplitude	Nº. de Canais	Nº. de Eixos	Taxa de Amostragem (Hz)	Interface com Computador	Tempo de Aquisição
Actigraph GT1M / VAN SOMEREN <i>et al.</i> (2006)	0,25 - 2,5	0,05 - 2 g	1	2	30	USB	Até 356 dias
Tremor Pen TM / BIERNAT <i>et al.</i> (1999)	2 - 15	> 0,0003 g	1	2	32,5	RS232	-
Stressometer Comby / ESCALONA <i>et al.</i> (2005)	3 - 20	-	1	1	-	Não	20 segundos ou modo contínuo
Tremometer System	-	-	-	-	-	-	-
DURAND, ZILM e KAPLAN (1978a)	-	-	-	-	-	-	-
GHIKA <i>et al.</i> (1993)	3,2 - 16	Resultado em μm	1	2	-	-	30 segundos
BOUTEN <i>et al.</i> (1997)	0,11 - 20	-	1	3	100	RS232	-
JANKOVIC <i>et al.</i> (1999)	-	-	1	1	-	RS232	50 segundos
BARRIENTOS <i>et al.</i> (2000)	-	-	1	3	-	-	-
JARAMILLO <i>et al.</i> (2003)	-	Resultado em cm	1	3	-	RS232	-
CICHACZEWSKI e CUNHA (2005)	0,5 - 20	< 2 g	3	2	276	Porta Paralela	60 segundos
CONTI <i>et al.</i> (2006)	< 20	< 1,5 g	3	3	62,5 e 1000	-	Até 2,5 horas
SAMYN <i>et al.</i> (2007)	0,3 - 50	< 1,2 g	1	3	256	Porta Paralela	20 segundos

VAN SOMEREN *et al.* (2006) apresentam um novo método para análise de movimento, em que o equipamento Actigraph diferencia o tremor de outros tipos de movimentos, medindo duração e intensidade do movimento de aceleração no pulso de 9 pacientes portadores de DP e 9 pacientes controle, fazendo uma monitoração de longo tempo a cada minuto. Utilizando procedimentos de otimização foram identificados 2,4 % \pm 2,5 % de falsos positivos na série temporal dos movimentos do grupo controle numa faixa de 0 % a 7 %, enquanto que proporcionando a classificação do tremor em 82,1 % \pm 15,4 % na série temporal dos movimentos dos portadores de DP numa faixa de 55 % a 100 %, com um coeficiente de correlação $r = 0,93$ na média do escore de tremor observado. Uma imagem do Actigraph modelo GT1M é mostrada na Figura 4. Este equipamento não é específico para análise de tremor, mas sim para questões de obesidade, problemas de sono, recuperação de

lesões e medição de gastos de energia, conforme o site do fabricante (ACTIGRAPH, 2008), localizado na Florida nos Estados Unidos. No Brasil este equipamento é conhecido como actígrafo ou actímetro, sendo encontradas referências do uso do mesmo para estudo do ciclo vigília-sono, como o realizado por KORCZAK (2007) para avaliar a influência dos sincronizadores sociais em indivíduos com diferentes preferências diurnas.



Figura 4 - Equipamento ActiGraph (Adaptado de ACTIGRAPH, 2008).

BIERNAT *et al.* (1999) se referem à tremometria como método para medir tremor e utilizaram o equipamento chamado Tremor® (DPD, 2008), que se constitui de um acelerômetro num encapsulamento em formato de caneta, para distinguir o tremor de indivíduos com DP, TE e exposição ao vapor de mercúrio. Entre os resultados obtidos, 14 voluntários com DP apresentaram grande intensidade de tremor na faixa de 3 Hz a 6,5 Hz, 63 voluntários trabalhadores em minas de ouro que ficam expostos ao vapor de mercúrio apresentaram aumento de tremor na faixa de 6,6 Hz a 10 Hz e 10 voluntários com TE apresentaram tremor nas duas faixas de frequência. Concluíram que os padrões encontrados são estatisticamente significantes para intensidades relativas de tremor nas específicas bandas de frequência. Uma foto do equipamento Tremor®, que atualmente é chamado de Tremor Pen™ e faz parte de um sistema chamado CATSYS 2000, é apresentada na Figura 5.



Figura 5 - Equipamento CATSYS 2000 (Adaptado de DPD, 2008).

ESCALONA *et al.* (2005) realizaram um estudo utilizando um dispositivo de eletroestimulação transcutânea (TENS) para estimular o ponto P6 da acupuntura, localizado no antebraço, como terapia complementar ao tratamento medicamentoso na DP. O tremor foi

quantificado com o equipamento Stressometer™ ADTM60 da empresa francesa TNR Technologies, que possui um acelerômetro. Os autores obtiveram resultados positivos, verificando que o tremor de pacientes com DP diminuiu após as seções de estimulação elétrica e concluíram que o acelerômetro é um instrumento adequado para medir o tremor.

Uma foto do equipamento Stressometer Comby™ é apresentada na Figura 6. Suas medições são apresentadas em uma escala própria chamada TNR™ (*Tremor of Nervous system at Rest*). Conforme o fabricante, sua aplicação é para a medição de tremores do sistema nervoso invisíveis ao olho nu, como tremores relacionados a estresse e tremores fisiológicos, contudo, tremores parkinsonianos também podem ser medidos, mas a interpretação das medições de tremores patológicos deve ser feita apenas sob supervisão de um médico (TNR, 2008).



Figura 6 - Equipamento Stressometer Comby™ com o sensor de aceleração (Adaptado de TNR, 2008).

Outro dispositivo comercial encontrado para auxílio a neurologistas foi o “Tremometer System” (US NEUROLOGICALS, 2008). É um equipamento portátil que inclui um acelerômetro triaxial e um software para PC de visualização e análise. Não foram encontradas referências na literatura do uso deste equipamento para pesquisa nem informações técnicas detalhadas, contudo, pode-se ver uma foto do mesmo na Figura 7.



Figura 7 - Tremometer System (Adaptado de US NEUROLOGICALS, 2008).

Quanto a projetos de pesquisa em equipamentos para medir tremor em seres humanos, a referência mais antiga encontrada na literatura foi de um sistema chamado tremômetro,

desenvolvido por DURAND, ZILM e KAPLAN (1978a,b,c). Também foi encontrada a referência de uma patente do sistema desenvolvido: “Dispositivo de Medição de Tremor”; registrada no Canadá e nos EUA (DURAND, ZILM e KAPLAN, 1981). Contudo, só foram encontradas as referências e não o conteúdo completo das mesmas, portanto, não se obteve informações sobre as características deste sistema, apenas um trecho da revista *Behavior Research Methods and Instrumentation* (DURAND, ZILM e KAPLAN, 1978a) que diz:

“Um tremômetro clínico baseado em microcontrolador tem sido desenvolvido para permitir o monitoramento de rotina de doenças em que o tremor é o principal sintoma e em estudos de comportamento em que o tremor pode ser usado para indicar ansiedade, estresse ou resposta ao etanol. É dado ênfase na técnica de medição e no projeto e construção do dispositivo...”

GHIKA *et al.* (1993) relatam a utilização de um sistema com acelerômetros para medir tremores. Um estudo foi realizado com 100 voluntários, sendo 26 (12 homens e 14 mulheres) saudáveis com idade média de 28,5 anos, 22 (10 homens e 12 mulheres) saudáveis de idade mais avançada com média de 64,4 anos, 32 com DP (22 homens e 10 mulheres) com idade média de 66,1 anos e tempo de doença médio de 6,5 anos que tomam medicação anti-parkinsoniana regularmente; 20 (9 homens e 11 mulheres) com TE com idade média de 65,1 anos.

Os resultados obtidos por GHIKA *et al.* (1993) foram em raiz média quadrática (RMS) da amplitude do deslocamento do tremor de repouso. Em voluntários saudáveis jovens obteve-se 70 μ m para os eixos vertical e horizontal, aumentando para 112 a 121 μ m com o braço estendido, sendo esses valores pouco significativamente maiores nos voluntários saudáveis de idade avançada. A média para o deslocamento em voluntários com DP em repouso foi de 827 μ m no plano horizontal e 1630 μ m no plano vertical. Para voluntário com TE com o braço estendido a média do tremor de ação foi de 2389 μ m para o plano horizontal e 4131 μ m para o plano vertical. As frequências ficaram na faixa de 4,8 a 6,2 Hz para os testes de repouso e de extensão do braço em todos os grupos, com valores parecidos para PD e TE; não houve diferenças significativas na frequência entre os 4 grupos. Foi concluído que a semelhança da faixa de frequência dos tremores pode ter ocorrido devido ao formato da colocação dos sensores em placas formando um sanduíche, com a mão impedindo o tremor dos dedos. Contudo, as diferenças em deslocamento RMS foram significativas para diferenciar pessoas com DP ou TE de pessoas saudáveis com tremor fisiológico ou fisiológico aumentado.

BOUTEN *et al.* (1997) desenvolveram um equipamento baseado em um acelerômetro triaxial para a monitoração da atividade física diária, fazendo a análise da amplitude e frequência do movimento humano. Foram avaliados 13 voluntários de idade média de 27 anos. Foi conseguido encontrar padrões nos valores da soma das integrais do módulo da aceleração das três dimensões ao longo do tempo para caracterizar as atividades físicas. Foi concluído que o acelerômetro triaxial é confiável e válido para medidas de aceleração dentro dos parâmetros de frequência e amplitude para a faixa característica do corpo humano.

JANKOVIC *et al.* (1999) fizeram uma pesquisa para analisar o tremor postural re-emergente na DP, visto que o tremor postural na DP causa mais incapacidade que o tremor de repouso. Relatam que o tremor postural na DP poderia ser atribuído a um tremor fisiológico avançado ou coexistir com TE. Visto que em postura geralmente o tremor da DP diminui, um tipo de tremor postural na DP é como se o tremor de repouso re-emergisse após certo tempo (latência) em que fosse mantida uma postura dos braços esticados na horizontal.

Utilizou-se um sistema com acelerômetro, cujo sensor fica acoplado à superfície dorsal da mão, preso com uma fita de velcro envolvendo a mão e seu eixo orientado perpendicularmente à superfície dorsal da mão. As características do sistema desenvolvido são apresentadas na Tabela 4. O tremor dos membros superiores é medido em três posições: (1) em repouso, com o braço apoiado numa cadeira e a mão solta; (2) postural, com o braço mantido em posição horizontal estendido com a palma da mão voltada para baixo; (3) bate asa, braço mantido em posição horizontal, cotovelos flexionados com a palma da mão para baixo e afastada 1 polegada da ponta do nariz.

Para o procedimento da medida do tremor postural foi utilizado um feixe de laser apontado para a mão do paciente na altura do ombro e logo que o paciente interrompe este feixe é iniciada a contagem do tempo de latência até que se inicie o tremor postural. Foram analisados 45 pacientes, destes, 20 com TE, 18 com DP e 7 com TE+DP, todos com média de idade de 66,9 anos, mas os pacientes com TE possuíam sintomas na média de 15 anos a mais que os com DP. Os pacientes com TE não tiveram latência observável, pois o tremor é constante, exceto um. Já 5 dos 7 pacientes com TE+DP e 12 dos 18 pacientes com DP apresentaram tremor re-emergente após um determinado tempo de latência. Excluindo os pacientes sem tremor re-emergente, a média do tempo de latência para pacientes com TE+DP ficou de 6,57 segundos e para os pacientes com DP aumentou para 9,37 segundos. Nos pacientes com DP a média da frequência do tremor de repouso foi de 4,91 Hz ficando próximo do valor médio de 5,47 Hz do tremor re-emergente. Não houve diferença significativa da frequência do tremor entre os três grupos. Contudo, no tremor postural o

tempo de latência verificado para os pacientes com DP é significativamente longo em relação aos pacientes com TE. Foi concluído que na DP pode haver dois tipos de tremor postural: sem latência, podendo ser representado por um tremor fisiológico avançado ou coexistência com TE e com latência: caracterizando um tremor de repouso re-emergente (JANKOVIC *et al.*, 1999).

BARRIENTOS *et al.* (2000) desenvolveram um sistema que chamaram DIMETER (dispositivo para medida do tremor), com o propósito de quantificar a amplitude e frequência do tremor para ajudar no diagnóstico de doenças do sistema nervoso, como DP, esclerose múltipla, TE, tremores pós-traumáticos e outros. Posteriormente, prosseguir com o acompanhamento da mesma, permitindo ajustar o tratamento farmacológico, por meio de uma medida objetiva. O sensor é acoplado a um sistema eletromecânico articulado, dotado de sensores de posição e atuadores elétricos, com uma extremidade fixada na mão ou dedo do paciente. Há motores que permitem gerar forças ou cargas virtuais que servem para medir o efeito das mesmas sobre o tremor. Pode-se avaliar o tremor de repouso, postural, de movimento e com cargas dinâmicas diferentes. Um software permite anotar dados do paciente e informações do seu histórico, selecionar os testes a serem realizados, em uma ou ambas as mãos. O sistema possui uma mesa digitalizadora que grava os testes de escrita realizados. Foram realizados testes com 45 pacientes com diversas patologias, em sua maioria com DP ou TE. Como resultado, foi verificado que a aplicação da força de uma carga vertical não tem efeitos significativos sobre o tremor intencional, mas sim sobre o temor de atitude.

JARAMILLO *et al.* (2003) relatam o desenvolvimento de um sistema de baixo custo para medição do tremor de pacientes de diferentes etiologias para utilização em pesquisas médicas e farmacológicas. Para avaliação da amplitude do tremor foi indicada a escala de medida Fahn-Tolosa-Marin (FAHN *et al.*, 1998) para tremor na cabeça e extremidades, que atribui o grau da doença em função da amplitude do tremor em centímetros. Foram apresentados resultados de testes de validação do acelerômetro, como a sensibilidade transversal que, apesar de existir, pode ser ignorada por ser inferior a 1 % da principal; também sobre o fato de os acelerômetros apresentarem valores de saída com pequenas diferenças para 0 g, provavelmente devido ao processo de fabricação, mas que isso não afeta o procedimento de medição do tremor. Não foram apresentados resultados da aplicação do sistema.

Em 2004 o autor do presente trabalho desenvolveu em seu projeto final de graduação em Engenharia da Computação um sistema para medição de tremor (CICHACZEWSKI e CUNHA, 2005). O sistema é formado por um hardware e um software para PC. As saídas X e

Y de cada acelerômetro são compostas em um único sinal por meio de um amplificador diferencial antes da etapa de filtragem. O procedimento de teste definido para ser realizado em seres humanos foi colocar os acelerômetros no membro superior acometido pelo tremor, sendo dois sensores com escala máxima de 2 g fixados nas pontas do dedo indicador e do dedo médio e o terceiro mais sensível, de escala máxima de 1,5 g, fixado na parte anterior do antebraço; então são realizados três testes com duração de 1 minuto cada.

Os testes são: de repouso, com o braço apoiado sobre uma mesa; postural, com o braço esticado para frente na horizontal em posição de supinação; e cinético, com o braço em posição de pronação fazendo um movimento orientado a um alvo, no caso, o teste índice-nariz. Estes são os testes de rotina realizados pelos neurologistas para avaliação do tremor. O software apresenta os gráficos de amplitude e frequência e permite armazenar os sinais adquiridos e as informações do voluntário em banco de dados para posterior consulta. Foram realizados testes em 13 voluntários, sendo 7 com Doença de Parkinson, 4 com Parkinsonismo, 1 com Tremor Essencial e 1 com Tremor de Holmes. Foi possível identificar a frequência característica no espectro de frequência das doenças conforme valores encontrados na literatura, contudo a quantidade de dados não foi suficiente para uma análise mais aprofundada sobre os tremores.

CONTI *et al.* (2006) desenvolveram um sistema portátil para monitoração e registro de dados de movimentos do corpo por um longo período de tempo. Os sensores são colocados em cada um dos punhos e também no tronco do paciente. O objetivo do sistema é avaliar as características da dinâmica da medicação administrada ao paciente, no caso, a levodopa. Os acelerômetros possuem sensibilidade de 800 mV/g e escala máxima de 1,5 g. Foram feitos testes de validação utilizando-se um pêndulo e aplicando ao mesmo uma oscilação da ordem de 1 a 2 Hz para os sensores dos punhos e utilizando-se um gerador de funções produzindo um onda triangular de 70 Hz amostrando com frequência de 5,2 kHz. Foi verificada a possibilidade de monitorar por longo tempo mais de dois sintomas da DP: os sinais dos acelerômetros dos punhos devem trazer informações sobre tremor ou bradicinesia e do tronco sobre alterações posturais e da marcha. Porém, não foram feitos testes com pacientes.

SAMYN *et al.* (2007) desenvolveram um sistema de baixo custo para quantificar o sinal associado ao tremor humano. O sistema possui isolamento elétrica e os sensores medem acelerações na faixa de $\pm 1,2$ g. A etapa inicial, que compõe o circuito do paciente, é alimentada por duas baterias de 9 V. É realizada uma soma vetorial dos sinais de aceleração e posteriormente estima-se o espectro de frequência do sinal, também a potência na frequência principal e a potência total. O instrumento inclui um sinal interno de teste com amplitude e

freqüência conhecidas (0,5 Vp e 5 Hz) que permite avaliar o funcionamento do hardware. A calibração do sensor foi feita rotacionando o eixo do acelerômetro em direção ao centro da Terra. Em testes *in vitro* o sistema foi estudado em uma faixa de acelerações compreendida entre 0,03 e 0,45 g, utilizando um sinal senoidal de 20 Hz aplicado a um alto-falante. Testes *in vivo* foram realizados com 20 indivíduos saudáveis em três condições: braço estendido sem carga, com carga de 1,6 kg e após a liberação da carga, que são manobras conhecidas por provocar diferentes níveis de tremor associados à fadiga muscular. Os testes *in vitro* apresentaram uma correlação $R = 0,99862$ entre os valores de aceleração e tensão no alto-falante, mostrando que o sistema é linear na faixa de aceleração desejada. Os testes *in vivo* apresentaram resultados concordantes com a fisiologia envolvida, indicando que o sistema proposto pode ser útil no estudo do tremor.

2.3 TÓPICOS TEÓRICOS

Os itens a seguir apresentam conceitos teóricos que envolvem o projeto e o desenvolvimento do hardware e do software. Resumidamente, os tópicos que serão abordados são: transdutor de aceleração, processamento analógico dos sinais e processamento digital utilizando filtro FIR, filtro IIR e transformada rápida de Fourier.

2.3.1 Transdutor de Aceleração

Medida por acelerômetros, a aceleração é um parâmetro importante em medições absolutas de movimento, vibração e impacto. Acelerômetros são disponíveis comercialmente em uma variedade de faixas e tipos para atender a requisitos de diversas aplicações. São fabricados em tamanho pequeno, sendo leves e robustos. Em geral, são preferíveis aos sensores de deslocamento e velocidade, pelas seguintes razões (WEBSTER, 1999):

- Possuem larga faixa de freqüência e acelerações uniformes podem ser medidas facilmente;
- A aceleração é uma grandeza mais freqüentemente requisitada, visto que forças destrutivas estão geralmente relacionadas a esta, do que deslocamento ou velocidade;
- Medições de transientes e impactos são feitas mais facilmente do que de deslocamento ou velocidade;

- Valores de deslocamento e velocidade podem ser obtidos a partir da aceleração pela operação matemática de integração.

Para propósitos práticos, os acelerômetros podem ser classificados quanto ao princípio de medição utilizado como: mecânicos (baseados em leis de movimento, distorção de uma mola, dinâmica de um fluido, etc.) ou elétricos (baseados em forças elétricas ou magnéticas).

Segundo Webster (1999), a calibração de acelerômetros é necessária. Métodos de calibração podem ser classificados como estáticos ou dinâmicos. A calibração estática é feita utilizando um ou vários níveis de aceleração constante, por exemplo, se for utilizado o método de calibração com mesa de inclinação, a componente vertical da queda livre é utilizada, e não há outra opção de magnitude a ser escolhida. Por outro lado, se o método utilizado for baseado em uma centrífuga, esta pode produzir uma aceleração constante em função da velocidade de rotação, e podem ser escolhidos valores numa larga faixa de 0 até 50.000 g. A calibração dinâmica é normalmente feita usando um agitador eletro-dinâmico, que é projetado para oscilar em um movimento senoidal com amplitude e frequência variáveis, e possui determinados níveis estáveis de calibração. É um método absoluto, que consiste em medir o deslocamento com um interferômetro a laser e um preciso medidor de frequências. Este é o método padrão utilizado para calibração de acelerômetros de precisão, na maioria piezo-elétricos.

É importante o entendimento da dinâmica de um acelerômetro, como a vibração, que pode ser periódica, estacionária aleatória, não-estacionária aleatória ou transiente. Em vibrações periódicas, o movimento de um objeto se repete de maneira oscilatória. A forma básica e o período da vibração se mantém igual para a aceleração, velocidade e deslocamento, portanto, as amplitudes dessas três grandezas são relacionadas em função da frequência. Na natureza essas vibrações podem ser periódicas, mas não necessariamente formam uma senóide pura, portanto, podem ser expressas como uma combinação de senóides, descrita pela análise de Fourier, que permite a obtenção do espectro de frequências da vibração. Portanto, a vibração pode ser representada no domínio do tempo e da frequência (WEBSTER, 1999).

Uma estrutura vibratória pode estar sujeita a diferentes formas de vibração, que podem fazer com que as análises e medições tornem-se difíceis e complexas. Contudo, as que mais interferem nas medições em acelerômetros são as vibrações transversais ao eixo principal, que podem prejudicar a exatidão das medidas. A sensibilidade transversal, conhecida como sensibilidade de eixo cruzado, é a resposta do acelerômetro à aceleração em um plano perpendicular ao eixo principal do acelerômetro. É normalmente expressa em porcentagem da sensibilidade do eixo principal e deve ser a menor possível. A medição da sensibilidade de

eixo cruzado máxima é parte do processo de calibração e deve ser sempre menor que 3 % a 4 % (WEBSTER, 1999). Geralmente este valor é fornecido pelo fabricante do acelerômetro.

A seleção correta do acelerômetro deve ser feita com muito cuidado para atender aos requisitos da aplicação em particular. Em geral os acelerômetros podem ser divididos em dois grupos: acelerômetros de propósito geral com uma variedade de configurações de parâmetros e de conexões mecânicas e elétricas; e tipos especiais com características definidas para uma aplicação específica. Para decidir o tipo de acelerômetro a utilizar em determinada aplicação, as seguintes características devem ser consideradas (WEBSTER, 1999):

- Resposta Transiente: Impactos caracterizados por descargas súbitas de energia na forma de pulsos de curta duração, de grande magnitude e componentes de alta frequência. Entre os problemas relacionados, um fenômeno chamado deslocamento de zero ocorre quando o acelerômetro não retorna ao estado estável após um impacto muito forte. Outro fenômeno chamado ressonância pode ocorrer causado por componentes de alta frequência próximos à frequência de ressonância, que podem evitar que o acelerômetro retorne ao seu estado estável. Para evitar erros de medição provocados por esses efeitos, o sistema deve ser limitado a uma determinada faixa linear.
- Sensibilidade de eixo cruzado;
- Faixa de Frequência: largura de banda em que o acelerômetro responde linearmente.
- Sensibilidade: quanto sua grandeza de saída varia com a variação em g (múltiplo da aceleração da gravidade, ex: $2\text{ g} = 2 \times 9,8\text{ m/s}^2$);
- Faixa dinâmica e capacidade de sobrecarga: a maioria dos acelerômetros pode medir aceleração em ambas as direções, positiva e negativa. Também são projetados para receber uma sobrecarga em relação à faixa de aceleração especificada.
- Condições ambientais: deve-se considerar a faixa de temperatura, ruídos em cabos, efeito de campos magnéticos, umidade, ruído acústico, etc.

2.3.2 Processamento Analógico

Alguns conceitos importantes devem ser levados em conta em um projeto de aquisição e processamento de sinais que utiliza filtros, conversor analógico/digital (A/D) e microcontrolador. Antes da conversão de analógico para digital, o sinal analógico deve passar

por uma etapa de condicionamento, para retirar desse sinal o máximo de informação que não interessa, e permitir uma melhor análise e processamento posteriores. Este condicionamento resume-se à filtragem e amplificação/atenuação do sinal (ANALOG DEVICES, 2007).

Existem dois conceitos importantes envolvidos no processo de conversão analógico/digital: “amostragem no tempo discreto” e “resolução finita da amplitude devido à quantização”, ilustrados graficamente na Figura 8.

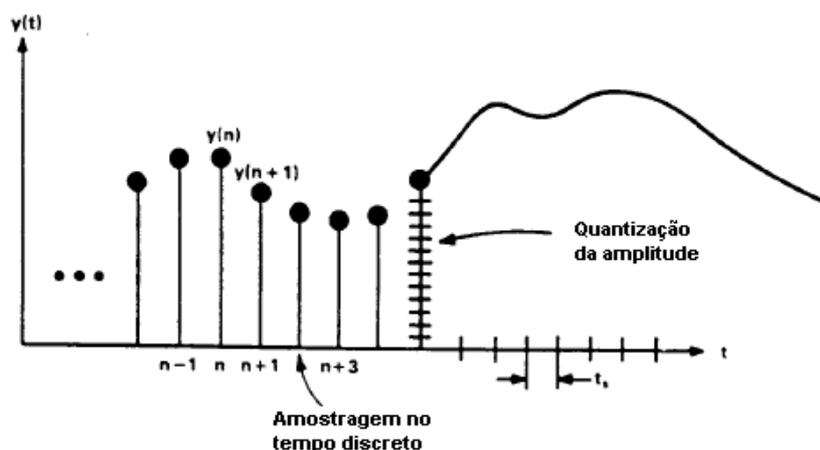


Figura 8 - Eixo das abscissas apresentando o número das amostras e o intervalo de tempo entre estas; eixo das ordenadas apresentando os níveis de quantização (Adaptado de ANALOG DEVICES, 2007).

Um sinal analógico de tempo contínuo deve ser amostrado em um intervalo discreto t_s (tempo de amostragem), que deve ser escolhido com cuidado para garantir uma representação digital precisa do sinal analógico original. É claro que quanto menor o intervalo de amostragem, mais amostras são adquiridas e mais precisa é a representação digital, contudo, é preciso saber qual o número mínimo de amostras necessárias para uma representação adequada do sinal. O teorema de Nyquist aponta a solução para esta questão, que diz que a frequência de amostragem (f_s) deve ser no mínimo o dobro da frequência máxima do sinal (f_a) (ANALOG DEVICES, 2007).

Na Figura 9 verificam-se 4 casos na amostragem de uma onda senoidal. Nos casos 1 a 3 tem-se a frequência de amostragem dentro do critério de Nyquist. Já no 4º caso $f_s < 2 \cdot f_a$, portanto a reconstrução do sinal indica uma senóide com uma frequência menor do que $f_s/2$, o que não corresponde ao sinal original, dizendo-se que o sinal sofreu o fenômeno de *aliasing*. Portanto, constata-se que um conversor A/D deve ser precedido de um filtro *anti-aliasing* com uma banda final de atenuação $\geq f_s/2$ para prevenir um efeito *aliasing* não desejado na banda de passagem, ou seja, limita-se a banda.

Contudo, para os requisitos de um filtro *anti-aliasing* não basta atender apenas para a frequência de amostragem, mas também para a faixa dinâmica desejada do sinal. A faixa dinâmica é a razão entre o maior sinal e o menor sinal que se espera converter em informação útil, geralmente expressa em dB. Garantir a faixa dinâmica total do sinal também resulta em otimizar a relação sinal/ruído, que é melhor quanto maior for o valor da razão em dB.

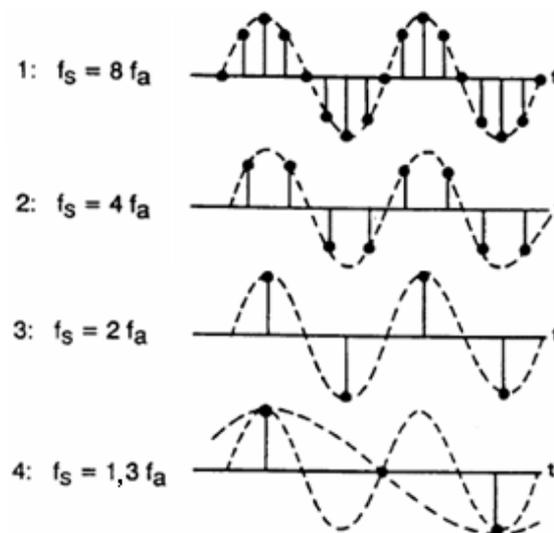


Figura 9 - Casos de reconstituição de uma senóide amostrada em diferentes frequências: de 1 a 3: $f_s \geq 2f_a$ sendo possível reconstruir o sinal original e em 4: $f_s < 2f_a$ ocorrendo o fenômeno de aliasing (Adaptado de ANALOG DEVICES, 2007).

A Equação 1 (ANALOG DEVICES, 2007) apresenta a função que relaciona a faixa dinâmica com a frequência do sinal e a frequência de amostragem para a obtenção da ordem do filtro *antialiasing*. A Figura 10 ilustra a resposta em frequência de um filtro passa-baixas e suas características.

$$M = \frac{DR}{6 \log_2 \left(\frac{f_s}{2f_a} \right)} \quad (1)$$

onde:

M = ordem do filtro

DR = faixa dinâmica (dB)

f_a = frequência de corte

f_s = frequência de amostragem

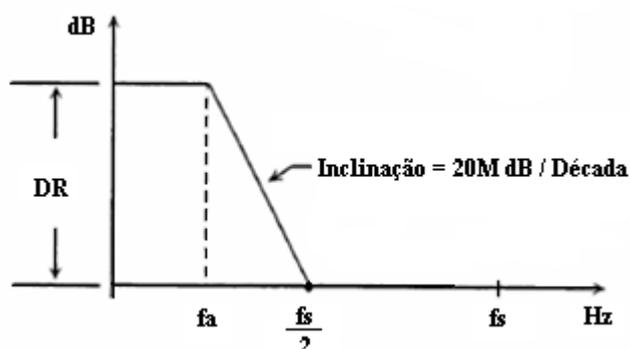


Figura 10 – Resposta em frequência de um filtro passa-baixas, em que f_a é a frequência de corte, f_s é a frequência de amostragem e $f_s/2$ é a frequência onde a atenuação do sinal é máxima para a faixa dinâmica DR desejada (Adaptado de ANALOG DEVICES, 2007).

Primeiro deve-se escolher a frequência de corte f_a do filtro *anti-aliasing* para a largura de banda de entrada desejada, que define a banda de passagem do filtro e também o início da inclinação até a atenuação máxima desejada em $f_s/2$. Dependendo da frequência de amostragem f_s escolhida, teremos uma inclinação maior ou menor, ou seja, uma banda maior ou menor, dado em dB/oitava, para que se consiga a atenuação desejada, implicando na ordem M do filtro (número de pólos). A Figura 11 exemplifica como a faixa dinâmica pode ser prejudicada caso não seja suficiente a atenuação do sinal, ou seja, a ordem do filtro, na metade da frequência de amostragem para a faixa dinâmica esperada (ANALOG DEVICES, 2007).

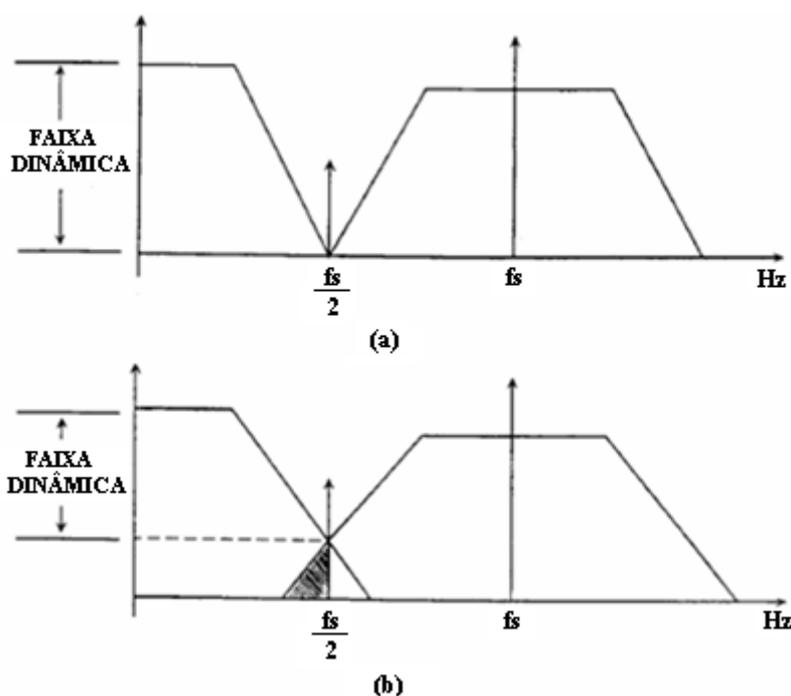


Figura 11 – Em (a) a ordem do filtro garante a faixa dinâmica total; em (b) a ordem do filtro é insuficiente para garantir toda a faixa dinâmica (Adaptado de ANALOG DEVICES, 2007).

Na Figura 11 foi apresentado um modelo em que a faixa dinâmica é total em toda a banda de passagem desejada, mas na prática isso não acontece. Existe uma atenuação natural do sinal, principalmente em altas frequências. Portanto, trabalha-se com a frequência de corte do filtro, geralmente, em -3 dB (ANALOG DEVICES, 2007).

A resolução finita de amplitude devido à quantização, ilustrada na Figura 8, também necessita de uma atenção cuidadosa. A quantização define em quantos níveis a faixa dinâmica será dividida, sendo que N é o número de bits e 2^N é o número total de níveis discretos que podem ser representados. Por exemplo, em um ADC de 12 bits, 2^N são 4096 níveis possíveis. Deve-se então dividir a tensão máxima da faixa dinâmica do conversor A/D pelo número de níveis para obter o menor nível que pode ser representado digitalmente, que é o peso do bit menos significativo, podendo ser representado em porcentagem. A faixa dinâmica em dB pode ser calculada pela expressão $[20 \log_{10} (2^N)]$ ou por $6,02N$ dB. A Tabela 5 relaciona a faixa dinâmica com o número de bits, apresentando valores ideais para ADCs e DACs sem considerar limitações de performance.

Tabela 5 - Faixa dinâmica para diferentes resoluções em bits (Adaptado de ANALOG DEVICES, 2007).

# Bits, N	# Níveis, 2^N	%, $100/2^N$	dB, $6N$
8	256	0,4	-48
10	1024	0,1	-60
12	4096	0,025	-72
14	16384	0,006	-84
16	65536	0,0015	-96

A resolução finita do conversor recai em uma limitação teórica da relação sinal-ruído SNR que se dá em função do número de bits N . Aplicando uma onda senoidal a um ADC que utiliza toda a faixa dinâmica, é perceptível um erro de amostra para amostra que é o ruído de quantização (ANALOG DEVICES, 2007).

2.3.3 Processamento Digital

A seguir serão explicados os tipos de filtros digitais utilizados no processamento digital dos sinais de tremor. Também, a técnica da transformada rápida de Fourier utilizada para identificação das frequências dos sinais.

2.3.3.1 Filtro FIR e IIR

No projeto de filtros, para a seleção de frequências, as características desejáveis são especificadas no domínio da frequência, em termos da magnitude desejada e resposta em fase do filtro. No processo do projeto são determinados os coeficientes de um filtro causal FIR (Resposta Finita ao Impulso) ou IIR (Resposta Infinita ao Impulso) que mais se aproximam às especificações da resposta em frequência desejada.

Na prática, filtros FIR são aplicados quando há necessidade de fase linear dentro da banda de passagem do filtro. Caso não haja necessidade de características de fase linear, tanto um filtro IIR quanto um filtro FIR podem ser usados. Contudo, como regra geral, um filtro IIR tem menores lóbulos laterais na banda de corte do que um filtro FIR com o mesmo número de parâmetros. Por esta razão, se alguma distorção de fase é tolerável, ou não é importante, um filtro IIR é preferível, primeiramente porque sua implementação envolve menos parâmetros e, segundo, porque necessita de menos memória e menor complexidade computacional (PROAKIS e MANOLAKIS, 1996).

Para que o filtro seja praticamente realizável ele deve ser causal, pois:

- A resposta em frequência $H(\omega)$ não pode ser zero, exceto para um número finito de pontos na frequência;
- A magnitude $|H(\omega)|$ não pode ser constante em qualquer faixa finita de frequências e a transição da banda de passagem para banda de corte não pode ser infinitamente aguda;
- As partes real e imaginária de $H(\omega)$ são interdependentes e são relacionadas pela transformada discreta de Hilbert.

Na prática é possível realizar um filtro causal que se aproxima de um filtro ideal tão perto quanto se desejar. Particularmente, não é necessário que a magnitude $|H(\omega)|$ seja constante em toda a banda de passagem do filtro. Um pequeno *ripple* na banda de passagem é usualmente tolerável. Também não é necessário que a resposta em frequência $H(\omega)$ seja zero

na banda de corte; um pequeno *ripple* na banda de corte é tolerável, como é possível visualizar na Figura 12.

A transição da resposta em frequência da banda de passagem para a banda de corte define a banda de transição ou região de transição do filtro, como ilustrado na Figura 12. A frequência ω_p define a borda da banda de passagem, enquanto que a frequência ω_s denota o início da banda de corte. Sendo assim a largura da banda de transição é $\omega_s - \omega_p$.

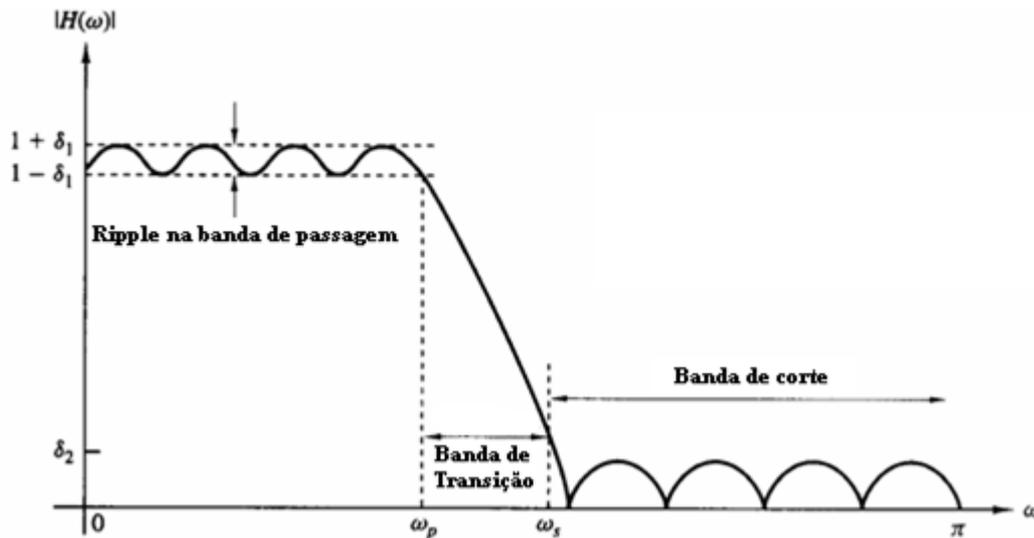


Figura 12 - Características da magnitude de um filtro praticamente realizável, onde δ_1 é o ripple na banda de passagem, δ_2 é o ripple na banda de corte, ω_p é a frequência da borda da banda de passagem e ω_s é a frequência da borda da banda de corte (Adaptado de PROAKIS e MANOLAKIS, 1996).

Se há *ripple* na banda de passagem do filtro, seu valor é denotado como δ_1 e a magnitude $|H(\omega)|$ varia entre os limites $1 \pm \delta_1$. O *ripple* na banda de corte do filtro é denotada como δ_2 .

Para acomodar uma larga faixa dinâmica no gráfico da resposta em frequência de qualquer filtro, é comum usar na prática uma escala logarítmica para a magnitude $|H(\omega)|$. Conseqüentemente, o *ripple* na banda de passagem é $20\log_{10}\delta_1$, e na banda de corte é $20\log_{10}\delta_2$ (PROAKIS e MANOLAKIS, 1996).

Em qualquer projeto de um filtro digital é necessário especificar:

- O máximo de *ripple* tolerável na banda de passagem δ_1 ;
- O máximo de *ripple* tolerável na banda de corte δ_2 ;
- A frequência da borda da banda de passagem ω_p ;
- A frequência da borda da banda de corte ω_s .

Os *ripples* δ_1 e δ_2 são calculados, respectivamente, por meio da Equação 2 e da Equação 3:

$$\delta_1 = (10^{A_p/20} - 1)/(10^{A_p/20} + 1) \quad (2)$$

$$\delta_2 = 10^{-A_s/20} \quad (3)$$

onde A_p e A_s são as atenuações na banda de passagem e banda de corte respectivamente.

Uma das formas de projetar um filtro FIR é utilizando uma aproximação de Chebyshev, que é vista como um critério ótimo de projeto no sentido da aproximação da resposta em frequência desejada para a resposta em frequência efetiva com mínimo erro. O resultado do filtro apresenta *ripples* na banda de passagem e na banda de corte. Este filtro é conhecido como *Equiripple* de fase linear. Há um programa de computador desenvolvido por Parks e McClellan (McCLELLAN *et al.*, 1973) que permite o projeto de um filtro FIR de fase linear baseado nos critérios de aproximação de Chebyshev e seguindo o algoritmo de troca de Remez.

A implementação de um filtro IIR é baseada em pólos e zeros do plano z , a partir da conversão de uma técnica analógica para o domínio do tempo discreto, baseando-se em respostas Butterworth, Chebyshev, Bessel, entre outras. Contudo, também é possível projetar um filtro IIR diretamente no domínio z , sem se referenciar ao domínio analógico.

Os filtros IIR são baseados em uma estrutura recursiva e possuem poucos parâmetros. Um excelente filtro IIR pode ser projetado com apenas 1 coeficiente. Um exemplo, é o filtro para bloquear nível DC, que é formado pela combinação de um diferenciador digital e um integrador digital (FREITAS, 2007).

2.3.3.2 Transformada Rápida de Fourier

Um sinal de tempo discreto $x(n)$ tem sua representação no domínio da frequência $X(\omega)$ obtida pela DFT (Transformada Discreta de Fourier). Dado um sinal $x(n)$ de tempo discreto aperiódico de energia finita com transformada de Fourier dada pela Equação 4 (PROAKIS e MANOLAKIS, 1996):

$$X(\omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)e^{-j\omega n} \quad (4)$$

supondo que $X(\omega)$ é amostrado periodicamente em uma frequência espaçada de $\delta\omega$ radianos entre as sucessivas amostras, desde que $X(\omega)$ é periódico com período 2π , apenas as amostras na faixa da frequência fundamental são necessárias (PROAKIS e MANOLAKIS, 1996).

Quando $X(\omega)$ é amostrado em frequências igualmente espaçadas $\omega_k = 2\pi k/N$, $k = 0, 1, 2, \dots, N - 1$, as amostras resultantes são obtidas pela Equação 5 (PROAKIS e MANOLAKIS, 1996):

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j2\pi kn/N} \quad k = 0, 1, 2, \dots, N - 1 \quad (5)$$

que é a relação chamada de transformada discreta de Fourier (DFT).

Na prática o espectro de um sinal pode ser aproximado a partir de uma aquisição de dados finita. Se o sinal a ser analisado é analógico, recomenda-se primeiro aplicá-lo a um filtro *anti-aliasing* e depois amostrá-lo a uma taxa 2 vezes maior que a largura de banda do sinal.

Para resolver computacionalmente de forma eficiente a DFT, uma das soluções é utilizar o algoritmo que implementa a FFT (Transformada Rápida de Fourier) de Cooley-Turkey (COOLEY E TURKEY, 1965), por meio da aproximação *radix-2*. O resultado da FFT é um vetor de números complexos em que a parte real representa a amplitude dos cossenos e a parte imaginária a amplitude dos senos (PROAKIS e MANOLAKIS, 1996).

CAPÍTULO 3

METODOLOGIA

O sistema desenvolvido para medição de tremores é constituído de um hardware para fazer a aquisição do sinal no indivíduo e um software para microcomputador, que permite a visualização dos resultados das análises do sinal logo após a monitoração. Portanto, o resultado do teste aparece de forma instantânea, e não é necessário realizar análises posteriores em qualquer outro tipo de software.

O hardware e o software trabalham em conjunto, o equipamento não possui nenhum botão de configuração e sua operação é comandada exclusivamente pelo software instalado no microcomputador. É possível fazer um acompanhamento das avaliações e monitorações de tremor de um paciente por meio de seu histórico, pois o sistema registra todos os resultados em um banco de dados. O sistema como um todo foi projetado para que possa ser utilizado por um profissional da saúde ou qualquer outra pessoa leiga em eletrônica que tenha um conhecimento mínimo da operação de um microcomputador. O equipamento e o software podem ser instalados em qualquer microcomputador, padrão IBM PC, que possua determinados requisitos mínimos, que serão apresentados neste capítulo.

Com a orientação do médico neurologista Dr. Edison Mattos Nývák, foi definido um método de colocação dos sensores, baseando-se na experiência médica; a escolha não foi baseada em nenhuma referência da literatura. Foram escolhidas 8 posições, necessitando de 8 acelerômetros. Devido à grande quantidade de sensores, optou-se por utilizar modelos biaxiais, visto que modelos triaxiais necessitariam de uma quantidade muito grande de canais no circuito de aquisição. Verificou-se o posicionamento em função da orientação dos eixos mais sensíveis aos tremores, que ficou da seguinte maneira:

- Nos dedos indicador e médio das mãos: eixos x e y perpendiculares ao eixo longitudinal do dedo estendido, conforme apresentado na Figura 13. Não são coletadas informações do eixo z nesta posição.
- No antebraço: eixos x e y perpendiculares ao eixo longitudinal do antebraço, conforme mostrado na Figura 14. Não são coletadas informações do eixo z nesta posição.
- Na perna: parte anterior da tíbia eixos x e z perpendiculares ao eixo longitudinal da perna, conforme mostrado na Figura 15. Não são coletadas informações do eixo y nesta posição.

- Na cabeça: em frente à testa eixos x e z perpendiculares ao eixo longitudinal do pescoço, conforme mostrado na Figura 16. Não são coletadas informações do eixo y nesta posição.

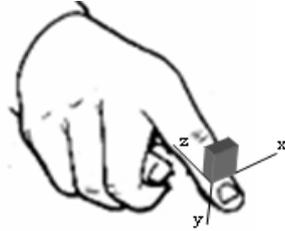


Figura 13 - Orientação do acelerômetro no dedo.

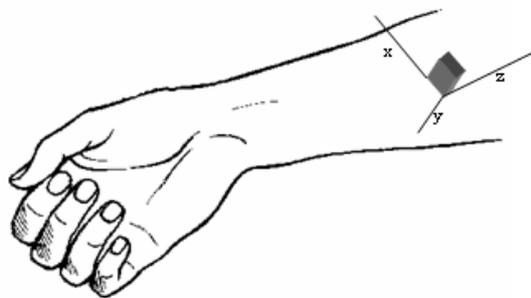


Figura 14 - Orientação do acelerômetro no antebraço.

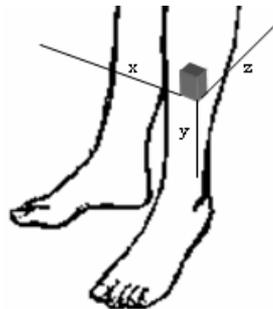


Figura 15 - Orientação do acelerômetro na perna.

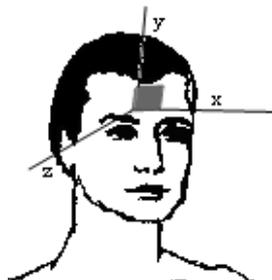


Figura 16 - Orientação do acelerômetro na cabeça.

Ao longo deste capítulo são apresentados os detalhes de projeto do hardware e do software do sistema de medição de tremores. Também é apresentado o protocolo utilizado para aplicação em voluntários, assim como, informações sobre a submissão a um comitê de ética para a realização efetiva de testes práticos em seres humanos.

3.1 ESPECIFICAÇÃO E REQUISITOS

Este projeto consiste no desenvolvimento de um dispositivo para mensurar o tremor de extremidades (braços, pernas e cabeça) de indivíduos que possuem determinado tremor como causa de fatores relacionados a uma doença, como DP e TE, ou situação fisiológica momentânea que desencadeie este tipo de distúrbio do movimento. Para tanto, foi discutido com um médico neurologista os pontos mais interessantes a serem monitorados, os tipos de testes a serem realizados e a duração dos experimentos para uma melhor caracterização do tremor em um sinal formado pelo movimento de oscilação em função da sua amplitude e frequência.

Como se trata de um equipamento médico para uso em seres humanos, deve-se seguir a norma NBR IEC 601-1 (ABNT, 1997) de prescrições gerais para segurança de equipamento eletro-médico. Portanto, uma isolamento deverá ser feita entre o computador e o equipamento de medição de tremores para que não haja risco de choque elétrico para o paciente que estará sendo monitorado pelo dispositivo.

Com base nesta discussão preliminar sobre o sistema, foram levantadas as seguintes especificações:

- Equipamento com 8 acelerômetros biaxiais, sendo: 3 para cada braço (dedo indicador, dedo médio e antebraço), 1 para cada perna, com opção para colocação na cabeça;
- Conexão dos sensores com cabos blindados para evitar interferência de ruídos;
- Realização de 3 testes de 1 minuto: repouso, postural e cinético;
- Gravação em banco de dados MySql das informações sobre os pacientes, das avaliações e monitorações;
- Alimentação do equipamento de 5 V proveniente da porta USB do microcomputador, com isolamento por meio de conversor DC/DC;
- Comunicação com microcomputador via porta paralela, com linhas de dados isoladas por meio de optoacopladores;

- Pré-processamento analógico dos sinais com filtro *anti-aliasing*;
- Chaveamento dos dois canais de cada acelerômetro por meio de chaves analógicas. Desta forma o hardware processa um total de 16 canais, mesmo com apenas 8 linhas de dados.
- Microcontrolador com conversor analógico-digital (ADC) de 8 canais.
- Frequência de amostragem de 280 Hz e resolução de 8 bits na conversão A/D.
- Faixa de frequência de 0,5 Hz a 10 Hz.
- Software para microcomputador com interface gráfica desenvolvido em linguagem C++, que permite realizar: cadastro de pacientes, avaliação com diversas monitorações de tremor e consulta de histórico de avaliações e monitorações de cada paciente.
- Pós-processamento dos sinais de tremor pelo software, com a realização de filtro FIR, filtro IIR, FFT, valor RMS de amplitude e composição dos dois canais de cada acelerômetro por meio de soma vetorial e cálculo do módulo do vetor.

Para operar de forma eficiente, o sistema possui os seguintes requisitos:

- Microcomputador padrão IBM PC com microprocessador de no mínimo 900 M Hz, 256MB de memória RAM, 50MB de espaço em disco rígido para instalação do sistema, 1 porta USB, 1 porta paralela, monitor com resolução de tela de 800x600 *pixels*;
- Sistema operacional Windows 2000, XP ou Vista;
- Instalação do *driver* UserPort, que permite acesso do software à porta paralela;
- Instalação e configuração do banco de dados MySql versão 4.0.18;
- Instalação e configuração do *driver* MySqlODBC versão 3.51.07;
- Instalação e configuração do Borland BDE Administrator.
- Instalação das bibliotecas da Borland necessárias para o funcionamento do software (Borlndmm.dll, Cc3250mt.dll e vcl50.bpl).

3.2 PROJETO DO HARDWARE

Nesta seção será apresentado o projeto do hardware por etapas, cujo diagrama esquemático completo pode ser visto no Apêndice 1, incluindo a descrição dos componentes escolhidos.

Inicialmente, na Figura 17, é apresentada uma ilustração esquemática do equipamento e na Figura 18 é apresentado o diagrama de blocos do hardware.

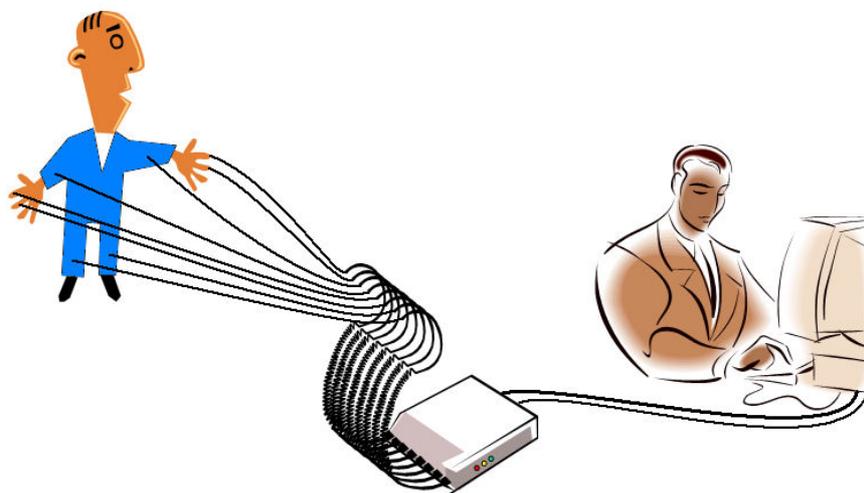


Figura 17 - Ilustração do equipamento.

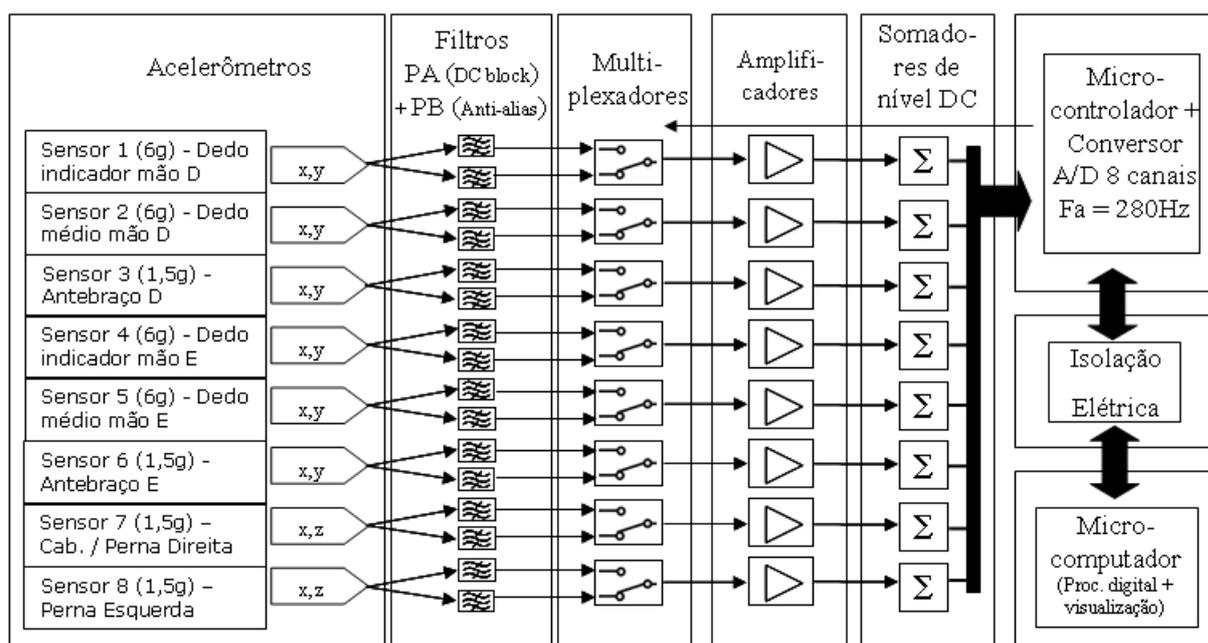


Figura 18 - Diagrama em blocos simplificado do hardware do sistema desenvolvido.

3.2.1 Acelerômetros

Os acelerômetros utilizados são os modelos MMA6260Q (FREESCALE, 2006a), MMA6270Q (FREESCALE, 2006b) e MMA6280Q (FREESCALE, 2006c).

Os três acelerômetros possuem como elemento sensor uma célula capacitiva, chamada célula-g, e um circuito integrado de aplicação específica (ASIC - *Application Specific Integrated Circuit*) para condicionamento do sinal, tudo em um único componente eletrônico. Como o acelerômetro é composto por partes mecânicas e elétricas, ele é dito do tipo MEMS (*Micro-Electro Mechanical Systems*). A medição das células capacitivas é feita por uma técnica de capacitores chaveados. Os circuitos internos que condicionam e filtram o sinal extraído das células capacitivas fornecem uma saída analógica, em volts, proporcional ao valor da aceleração para cada eixo. Os filtros internos são de primeira ordem e também utilizam técnicas de capacitores chaveados. O ASIC é capaz de alterar o *offset* e a sensibilidade em função da tensão de alimentação. Portanto, qualquer alteração na tensão que alimenta o acelerômetro pode causar alterações linearmente proporcionais na tensão de *offset* e na sensibilidade de cada eixo, causando erros na medição de aceleração.

Entre as principais características desses acelerômetros, estão:

- Aceleração de sobrecarga máxima: ± 2000 g;
- Proteção contra descarga eletrostática (ESD): 2000 V;
- Sensibilidade de eixo cruzado: 5 %;
- Tensão típica de alimentação: 3,3 V;
- Consumo de corrente típico: 1,2mA (MMA6260) e 500 μ A (MMA6270 e MMA6280);
- Ruído: 1,8 mVrms (MMA6260) e 4,7 mVrms (MMA6270 e MMA6280);
- Faixa dinâmica: VSS + 0,25 V a VDD - 0,25 V;
- Temperatura de operação: -20°C a +85°C;
- Encapsulamento: QFN 6mm x 6mm x 1,98mm (MMA6260) e 6mm x 6mm x 1,45mm (MMA6270 e MMA6280);
- Largura de banda (-3 dB): MMA6260: 50 Hz, MMA6270: 350 Hz e MMA6280: 350 Hz (eixo X) e 150 Hz (eixo Z);
- Tensão de saída em 0 g: 1,65 V;
- Sensibilidade típica: MMA6260: 800 mV/g (1,5 g), MMA6270 e MMA6280: configurável \rightarrow 800 mV/g (1,5 g), 600 mV/g (2 g), 300 mV/g (4 g) ou 200 mV/g (6 g).

Há duas opções de realizar a calibração do acelerômetro partindo do seu princípio de medição: calibração estática e calibração dinâmica.

3.2.1.1 Calibração Estática

A calibração estática consiste em rotacionar os sensores em relação ao eixo da gravidade e confirmar se a saída em tensão de cada eixo corresponde à sensibilidade do acelerômetro, conforme indicado no seu respectivo *datasheet* (FREESCALE, 2006a, FREESCALE, 2006b e FREESCALE, 2006c).

A Figura 19 apresenta as orientações utilizadas para a realização da calibração. No caso desta figura, os valores indicados são para um acelerômetro de 1,5 g com eixos sensíveis X e Y. Quando rotacionados em posição perpendicular ao eixo de gravidade, têm sua saída de tensão alterada em 0,8 V acima ou abaixo da tensão de offset de 1,65 V (valor de tensão de saída quando o eixo não está sob ação da gravidade ou de qualquer outra força de aceleração), dependendo se o eixo correspondente está sob ação positiva ou negativa da aceleração da gravidade, que equivale a 1 g. No caso dos acelerômetros configurados para 6 g, a sua saída irá variar em 0,2 V acima ou abaixo da tensão de offset de 1,65 V, quando o eixo correspondente estiver sob ação da gravidade.

O principal objetivo da calibração estática é confirmar a sensibilidade do sensor. Caso haja uma diferença entre a sensibilidade e offset nominais e reais, o valor obtido na calibração deve ser utilizado para a correção da conversão do valor da saída em tensão para o valor em múltiplos da aceleração da gravidade (g). Esta conversão é feita pelo software no microcomputador para a apresentação dos resultados da medição dos tremores realizada em seres humanos.

O procedimento adotado para realizar a calibração estática envolve manter o sensor sobre uma superfície horizontal plana, em cada uma das posições de rotação, e medir a tensão de saída de cada eixo dos acelerômetros com um multímetro digital, que possui duas casas decimais de precisão.

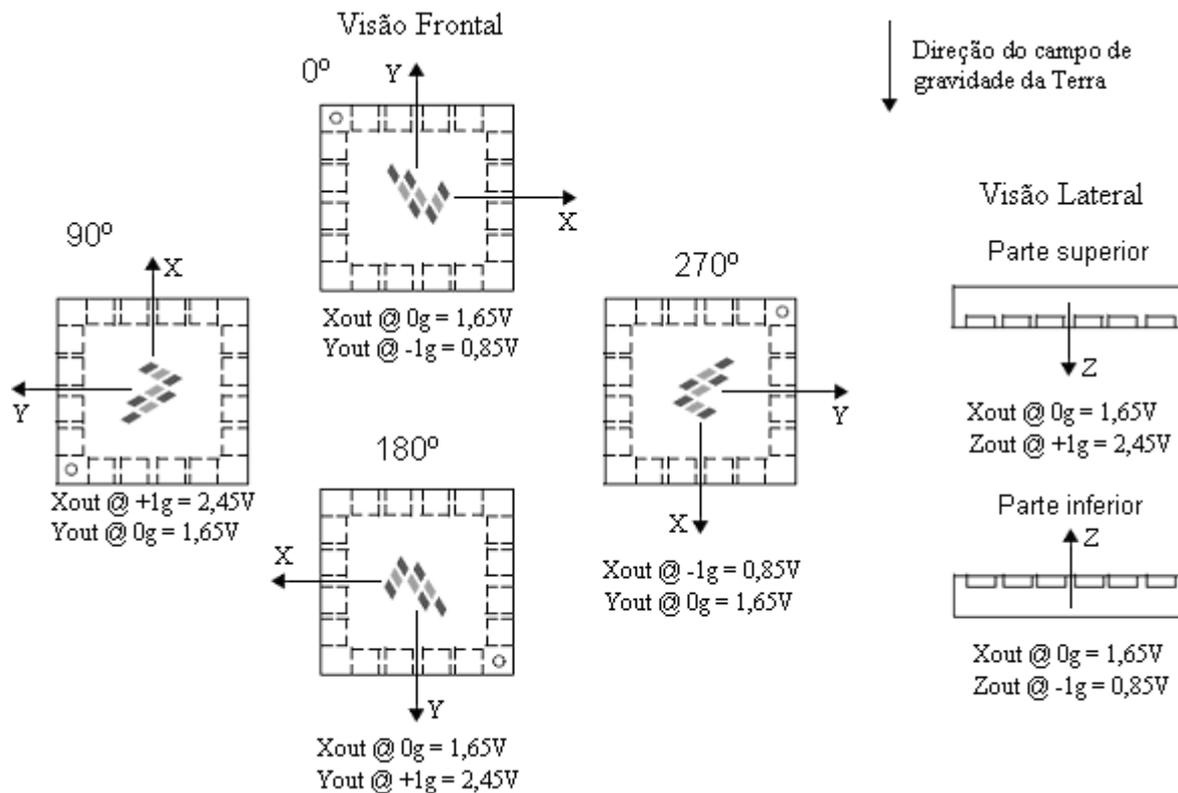


Figura 19 - Posições dos acelerômetros usadas para a calibração estática; os desenhos correspondem ao formado do componente; a visão frontal apresenta as saídas em g e em volts de cada eixo de um acelerômetro com sensibilidade de 800 mV/g de eixos X e Y; a visão lateral idem para um acelerômetro de eixos X e Z, considerando somente o eixo Z sob ação da gravidade (Adaptado de FREESCALE, 2006a e FREESCALE, 2006c).

A confirmação da sensibilidade do sensor é feita calculando-se a diferença entre os valores medidos das posições ortogonais, conforme a Tabela 6; caso o eixo não seja sensível em determinada orientação, sua saída deve apresentar a metade da tensão de alimentação.

Tabela 6 - Forma de verificação da calibração: a diferença entre os valores de saída para os ângulos ortogonais indica a sensibilidade para acelerômetros de eixos X e Y na visão frontal; a diferença entre os valores de saída para o posicionamento do acelerômetro com a parte superior para cima e com a parte inferior para cima indica o dobro da sensibilidade do eixo Z.

Visão	Acelerômetro de 1,5 g		Acelerômetro de 6 g	
	Frontal	0° - 90°	0,8 V	0° - 90°
90° - 180°		0,8 V	90° - 180°	0,2 V
180° - 270°		0,8 V	180° - 270°	0,2 V
270° - 0°		0,8 V	270° - 0°	0,2 V
Lateral	Superior - Inferior	2x0,8 V	Superior - Inferior	2x0,2 V

3.2.1.2 Calibração Dinâmica

A calibração dinâmica permite uma avaliação da precisão do acelerômetro em captar movimentos conhecidos gerados em determinado equipamento ou ensaio. Também permite uma avaliação mais completa do sistema desenvolvido, pois os resultados avaliados são os obtidos pelo software desenvolvido, ou seja, após os sinais terem passado por todas as etapas de aquisição e processamento. É possível confirmar se o sistema está medindo corretamente frequências de movimentos oscilatórios aplicados aos acelerômetros e também é possível verificar a resposta em frequência do sistema, comparando com os valores obtidos nos projetos dos filtros analógicos e digitais.

A Figura 20 apresenta a orientação de aceleração dinâmica dos eixos dos acelerômetros modelo MMA6260 e MMA6270. A Figura 21 apresenta a orientação de aceleração dinâmica dos eixos do acelerômetro modelo MMA6280.

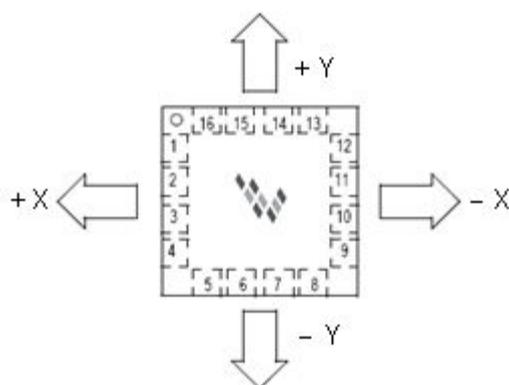


Figura 20 - Orientação dos eixos dos acelerômetros MMA6260 e MMA6270, vista superior do componente (Adaptado de FREESCALE, 2006a).

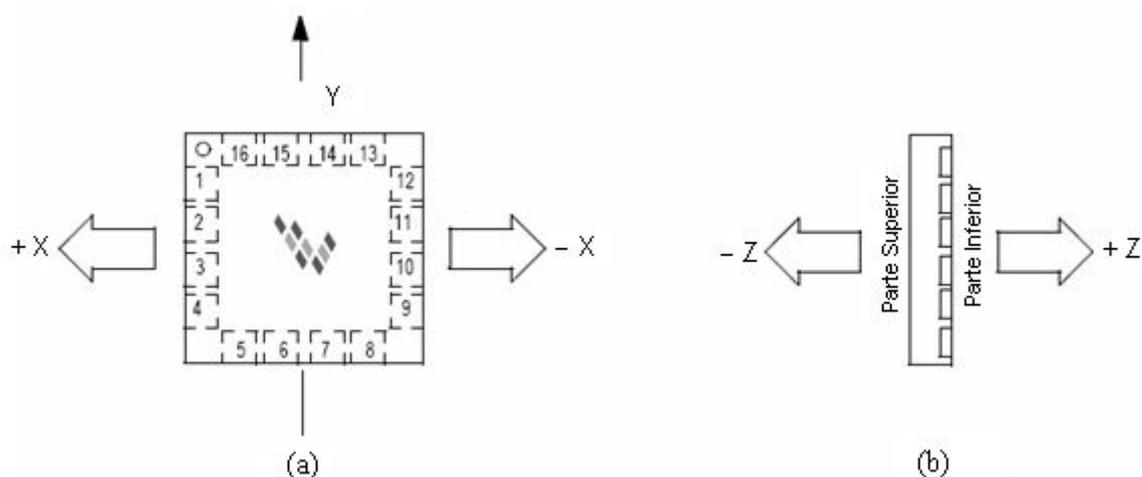


Figura 21 – Orientação do eixo X em vista superior (a) e do eixo Z em vista lateral (b) do acelerômetro MMA6280 (Adaptado de FREESCALE, 2006c).

Para a realização dos testes de calibração dinâmica, foi contado com a colaboração do Prof. Dr. Ricardo Reis, do laboratório de mecânica da UTFPR. O procedimento adotado foi realizar medições acoplando os sensores à máquina de testes de materiais, do referido laboratório, a qual gera oscilações mecânicas senoidais constantes, com a possibilidade de configurar a frequência em Hz e a amplitude pico a pico em milímetros. O modelo da máquina é MTS 810 - *Material Test System* (MTS Systems Corporation). Os sensores foram acoplados ao cabeçote de metal da máquina utilizando fita adesiva. Os acelerômetros ficaram posicionados de forma que um de seus eixos ficasse orientado a sentir as oscilações da máquina. O acoplamento dos sensores ao cabeçote não ficou perfeito devido à dificuldade de fixação, e devido a este fato não se pôde esperar que todos os acelerômetros apresentassem resultados idênticos de amplitude, pois parte da oscilação poderia ser captada pelo eixo ortogonal, contudo, não há comprometimento na detecção da frequência. Desta forma, é possível avaliar a resposta em frequência de cada sensor individualmente.

Foram definidos dois tipos de testes: variar a frequência e manter a amplitude em deslocamento constante; e variar a frequência e manter a amplitude em aceleração constante. Neste último tipo de teste é possível verificar a resposta em frequência esperada conforme as respostas dos filtros projetados.

Os testes com deslocamento constante foram feitos para os eixos Y (sensores 1 a 6) e Z (sensores 7 e 8), posicionados de forma a sentir o movimento oscilatório gerado pela máquina. Foram repetidos testes em 3 amplitudes de oscilação diferentes, configuradas em unidade de deslocamento: 0,25mm pico, 0,50mm pico e 1,00mm pico. Também foi realizado um teste com todos os acelerômetros posicionados de forma a ter seu eixo X sensível ao movimento oscilatório gerado pela máquina, neste caso para apenas um valor de amplitude de 0,50 mm pico. A faixa de frequências utilizada foi de 2 Hz a 20 Hz.

Os testes com aceleração constante foram feitos para os valores de 0,05 g e 0,1 g somente com os eixos Y e Z.

Os testes com aceleração constante foram feitos para os eixos Y (sensores 1 a 6) e Z (sensores 7 e 8), posicionados de forma a sentir o movimento oscilatório gerado pela máquina. Foram repetidos testes para 2 amplitudes de oscilação diferentes, configuradas em unidade de aceleração: 0,05 g e 0,1 g. A faixa de frequências utilizada foi de 2 Hz a 25 Hz.

Como a máquina permite configurar a amplitude da oscilação em deslocamento, foi necessário calcular a amplitude da oscilação em aceleração. O cálculo foi feito considerando como se o movimento oscilatório gerado pela máquina ocorresse em linha reta em $\frac{1}{4}$ do

tempo de uma onda completa de uma determinada frequência. A equação utilizada para o cálculo é:

$$a = \frac{dv}{dt} = \frac{d^2x}{dt^2} \text{ [m/s}^2\text{]}$$

onde:

x = espaço percorrido em $\frac{1}{4}$ de onda

t = tempo de $\frac{1}{4}$ de onda

Foram estimados valores de deslocamento (espaço percorrido), para diferentes frequências, de forma a manter um valor constante de aceleração para a máquina aplicar aos sensores. Assim, é possível verificar se na frequência de corte de 10 Hz é obtida uma atenuação de -3 dB no valor médio RMS da aceleração.

3.2.1.3 Acoplamento dos Acelerômetros para Medição do Tremor

O modelo de acelerômetro utilizado para a medição do tremor nos dedos da mão, conforme indicado na Figura 13, é o MMA6270 configurado com sensibilidade de 200 mV/g.

O modelo de acelerômetro utilizado para a medição do tremor no antebraço, conforme indicado na Figura 14, é o MMA6260 que possui sensibilidade de 800 mV/g.

O modelo de acelerômetro utilizado para a medição do tremor nas pernas, conforme indicado na Figura 15, ou na cabeça, conforme indicado na Figura 16, é o MMA6280 configurado com sensibilidade de 800 mV/g.

Os sensores acoplados aos dedos da mão possuem menor sensibilidade, pois nestes pontos o tremor, quando ocorre, apresenta intensidade maior do que nos demais pontos.

Para interligação dos sensores do equipamento ao paciente foram utilizados cabos flexíveis blindados marca RFS linha KMP do tipo AF (E) 4 x 26 AWG, que possui seus condutores internos de cobre, capa externa em PVC anti-chama e malha de blindagem. A malha de blindagem foi ligada ao ponto de terra do circuito eletrônico. A blindagem é necessária para que não ocorram interferências de sinais externos, que podem alterar os valores das medições. Os cabos que interligam os sensores dos dedos e antebraço possuem 1,30 m de comprimento e os cabos que interligam os sensores da perna possuem 1,50 m de comprimento.

Outros fatores em relação às características do cabo como peso, diâmetro, elasticidade e flexibilidade também podem interferir na medição. Portanto, o acoplamento dos sensores ao corpo do paciente deve ser feito de forma a minimizar estas interferências. Para isto são utilizadas fitas adesivas e fitas de velcro. As fitas adesivas são utilizadas no local de fixação do sensor. As fitas de velcro são utilizadas também no local de fixação do sensor, sobrepondo as fitas adesivas, para garantir o acoplamento do mesmo, visto que determinados fatores, como suor da pele ou esticamento do cabo, podem provocar a descolagem da fita adesiva e, além disso, as fitas de velcro são utilizadas para fixação do cabo em pontos distantes do sensor para que o peso do cabo não interfira na medição. Uma vantagem das fitas de velcro é que podem ser reutilizadas.

Nas figuras 22, 23 e 24 são apresentadas ilustrações indicando a utilização de fita adesiva e velcro para fixação dos sensores na localização dos dedos e do antebraço, cabeça e pernas, respectivamente.

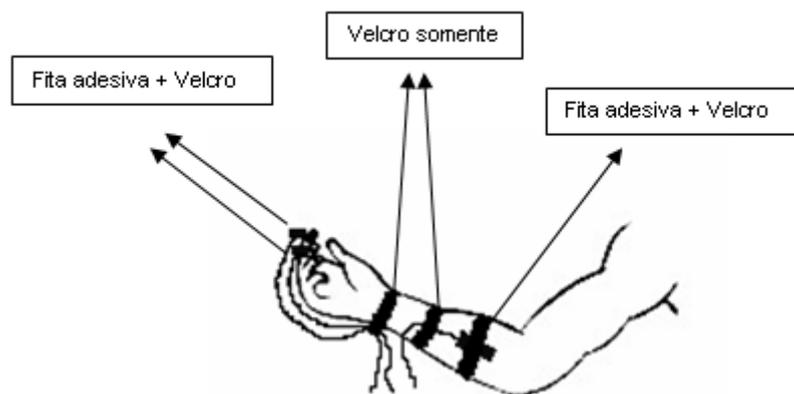


Figura 22 - Indicação da colocação das fitas de fixação dos sensores nos dedos e no antebraço.

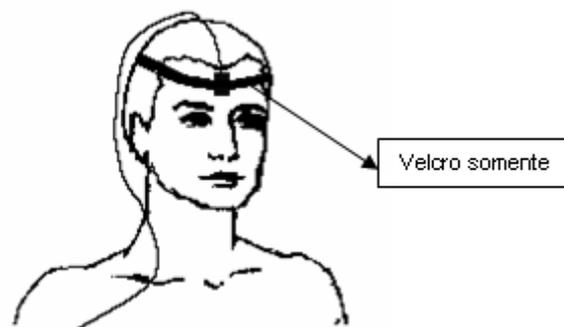


Figura 23 - Indicação da colocação da fita para fixação do sensor na cabeça.

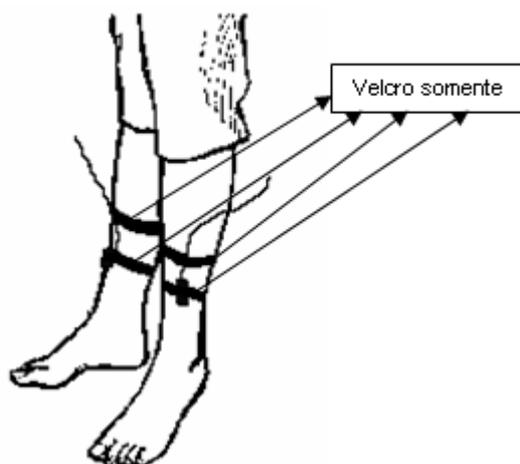


Figura 24 - Indicação da colocação das fitas de fixação dos sensores nas pernas.

A montagem do acelerômetro na ponta do cabo foi feita utilizando-se um adaptador em placa de circuito impresso (PCI) dupla face para soldagem do componente e disponibilização das conexões dos terminais do sensor. Buscou-se reduzir o tamanho ao máximo possível para que esta adaptação ficasse apenas ligeiramente maior do que o tamanho do acelerômetro. A Figura 25 apresenta o projeto do layout da PCI do sensor.

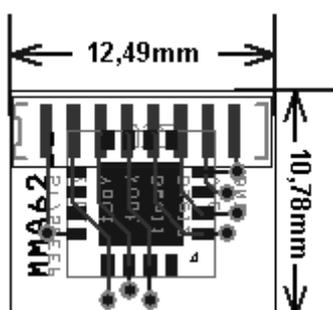


Figura 25 - Projeto do layout da PCI de adaptação do sensor.

A documentação dos acelerômetros sugere a utilização de um capacitor de desacoplamento de 100 nF entre o pino de alimentação e terra. Este capacitor ficou colocado na saída de alimentação para o sensor na PCI do equipamento e não na PCI do sensor. Também é sugerida pelo fabricante a utilização de um filtro passa-baixas nas saídas dos eixos para eliminar ruídos provenientes dos circuitos internos do acelerômetro que utilizam técnicas de capacitores chaveados, contudo, o projeto do hardware já inclui filtros *anti-aliasing* e bloqueadores de nível DC após a saída dos acelerômetros, portanto, não foi necessária a utilização desse filtro recomendado pelo fabricante do sensor.

3.2.2 Filtro Passa-Faixa (DC Blocking + Anti-Aliasing)

Para a saída de cada eixo de cada acelerômetro há um filtro passa-faixa, que se constitui de: um filtro passa-altas para bloquear o nível DC (DC Blocking) e um filtro passa-baixas *anti-aliasing* para garantir uma relação sinal/ruído suficiente para representar os sinais medidos com 8 bits na etapa de conversão analógico/digital (A/D).

As características do filtro passa-altas para bloquear o nível DC são:

- Frequência de corte: 0,3 Hz.
- Ordem do filtro: 1ª ordem.

Baseando-se nesses parâmetros, foram calculados os valores dos componentes. Tendo como equação da frequência de corte do filtro passa-altas RC a Equação 6 (PROAKIS e MANOLAKIS, 1996):

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (6)$$

A Figura 26 apresenta o circuito do filtro passa-altas projetado.

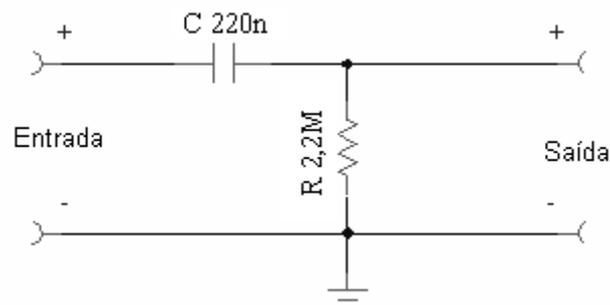


Figura 26 – Diagrama esquemático do filtro passa-altas de 1ª ordem.

Para o projeto do filtro passa-baixas, calculou-se primeiramente a ordem do filtro pela Equação 1 (ANALOG DEVICES, 2007). Definindo-se uma faixa dinâmica suficiente para a conversão A/D de 8 bits, de acordo com a Tabela 5, tem-se o valor de -48 dB, portanto, deve-se ter uma atenuação de -48 dB na frequência $f_s/2$, ou seja, $280 \text{ Hz}/2 = 140 \text{ Hz}$. A frequência de corte f_a definida é de 20 Hz. Então, para encontrar a ordem do filtro, temos os seguintes parâmetros:

- DR = 48 dB (desconsidera-se o sinal negativo)
- $f_s = 280 \text{ Hz}$
- $F_c = f_a = 20 \text{ Hz}$

Calculando:

$$M = \frac{DR}{6 \log_2 \left(\frac{f_s}{2f_a} \right)} = \frac{48}{6 \log_2 \left(\frac{280}{2.20} \right)} = 2,85 \cong 3$$

Portanto é necessário um filtro passa-baixas de 3ª ordem que produz uma atenuação de -60 dB por década. Optou-se por utilizar filtros passivos em função da limitação de espaço na PCI do hardware, visto que são 16 filtros, portanto, utilizou-se uma configuração em cascata de 3 filtros passivos de 1ª ordem, buscando aproximar-se da atenuação desejada.

Para calcular os valores dos componentes utilizou-se a equação da frequência de corte do filtro passa-baixas RC, também dada pela Equação 6. Arbitrando o valor do capacitor de 100 nF e rearranjando a Equação 6 para o cálculo do resistor, tem-se:

$$R = \frac{1}{2.\pi.20.100 \text{ nF}} = 79577 \cong 82 \text{ k}\Omega$$

A Figura 27 apresenta o circuito do filtro passa-baixas de 3 estágios.

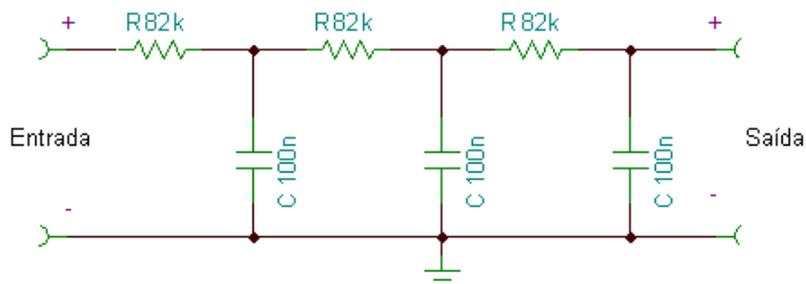


Figura 27 – Diagrama esquemático do filtro passa-baixas passivo de 3 estágios.

Para formar o filtro passa-faixa, associa-se o filtro passa-altas com o filtro passa-baixas, conforme apresentado na Figura 28.

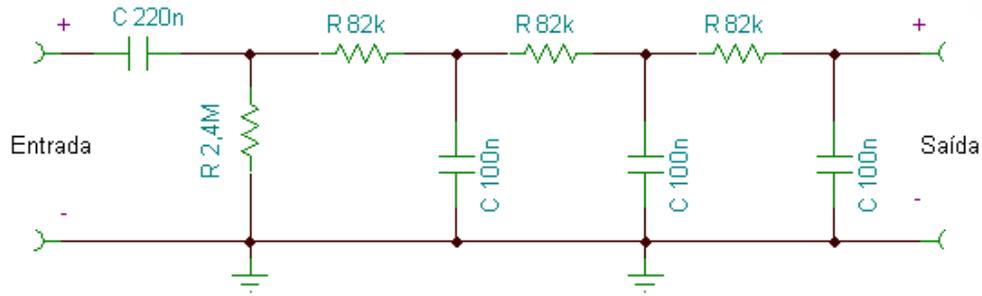


Figura 28 – Diagrama esquemático do filtro passa-faixa *anti-aliasing*.

A Figura 29 apresenta o diagrama de Bode com a resposta em frequência e em fase do filtro implementado, calculado com o software TINA-TI 7. Na frequência de 140 Hz, que é a metade da frequência de amostragem arbitrada, tem-se uma atenuação de -52 dB, o que garante a faixa dinâmica do sinal em uma conversão A/D de 8 bits sem sofrer o fenômeno de *aliasing*. Contudo, verifica-se uma atenuação de -10 dB na banda de passagem, devido principalmente à atenuação do filtro passa-baixas, mas esta atenuação será compensada no próximo estágio de amplificação. Outra característica alterada por esta sobreposição dos filtros foi a frequência de corte do filtro passa-altas, que ficou em aproximadamente 0,5 Hz. Por causa da dificuldade de implementação de filtros passivos de ordem superior à 1ª, verifica-se que o ponto de -3 dB, que deveria ser a frequência de corte do filtro passa-baixas, foi deslocado de 20 Hz para 10 Hz nesta configuração de 3 estágios. Isto se explica devido a cada estágio atenuar o sinal na frequência de corte novamente da seguinte forma: no 1º estágio a F_c é de 20 Hz com o sinal em -3 dB, no 2º estágio o sinal é atenuado novamente em -3 dB e a F_c cai para 14,14 Hz e após o 3º estágio ocorre uma nova atenuação de -3 dB que joga a F_c para 10 Hz. Apesar desta diminuição da F_c , esta foi a melhor configuração encontrada para atender os requisitos de faixa dinâmica para a conversão analógico-digital. A atenuação obtida chegou quase à 2ª ordem, tendo ficado em -31,5 dB por década.

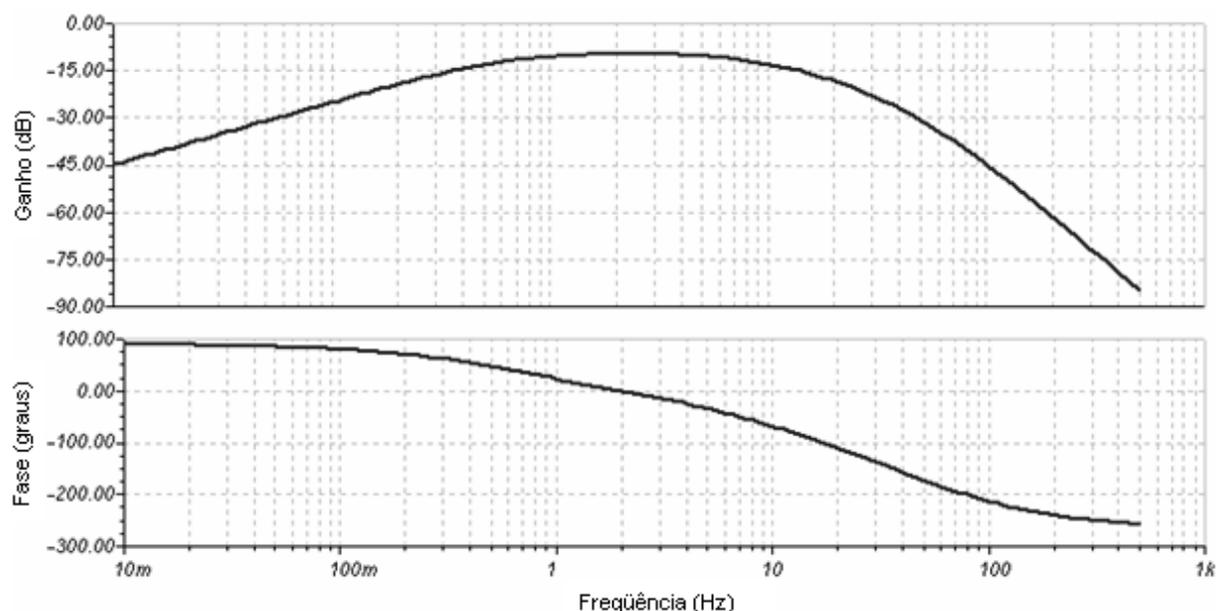


Figura 29 - Resposta em frequência e fase do filtro passa-faixa

O fator de qualidade do filtro passa-faixa é dado pela Equação 7 (PROAKIS e MANOLAKIS, 1996):

$$Q = \frac{f_0}{L_b} \quad (7)$$

onde:

Q = fator de qualidade

f_0 = frequência central, dada por: $f_0 = \frac{f_{c1} + f_{c2}}{2}$

L_b = largura de banda, dada por: $L_b = f_{c2} - f_{c1}$

Tendo em vista as alterações nas frequências de corte inferior e superior, o filtro passa-faixa tem os valores práticos simulados de $f_{c1} = 0,5$ Hz e $f_{c2} = 10$ Hz. Portanto, tem-se:

$$Q = \frac{(10 + 0,5)/2}{10 - 0,5} = \frac{5,25}{9,5} = 0,552$$

Sendo $Q < 1$, verifica-se que o filtro possui uma banda larga. Visto que a banda do filtro é larga, sua atenuação em função da frequência é lenta. Verificou-se que em 20 Hz a atenuação é de aproximadamente -8 dB, isto significa que o sinal tem um valor um pouco menor que a metade da amplitude na banda passante. Não é uma situação ideal, mas visto que os tremores da Doença de Parkinson e do Tremor Essencial, que são o principal objeto deste estudo, ocorrem na faixa de 4 Hz a 12 Hz, é tolerável esta característica do filtro.

3.2.3 Multiplexação

Como o microcontrolador, que será explicado mais adiante, possui um conversor A/D de 8 canais, é necessário realizar um chaveamento entre os 16 canais para que sejam processados em duas etapas. O procedimento escolhido para esta operação é que em uma primeira etapa o conversor A/D adquira os sinais de todos os eixos X dos acelerômetros e em uma segunda etapa o conversor A/D adquira os sinais de todos os eixos Y dos acelerômetros. Para isto foram utilizados multiplexadores do tipo 2 para 1, comandados pelo microcontrolador. Após este chaveamento entre os canais X e Y dos acelerômetros, segue-se um amplificador, que possui seu ganho configurável também utilizando este mesmo tipo de multiplexador para chavear entre dois valores de resistores que configuram o nível de amplificação.

O componente escolhido para estas funções foi o CI CD4053B (TEXAS, 2003), que possui 3 multiplexadores de 2 canais e é de tecnologia CMOS podendo operar na faixa de 3 V a 20 V. O fabricante recomenda sua aplicação para chaveamento de sinais. Operando em 5 V possui uma resistência da chave de 470 Ω , um tempo de propagação do sinal de 30 ns, portanto, podendo permitir a passagem de sinais de até 30 MHz, contudo, possui um tempo de resposta do endereçamento para o chaveamento de 225 ns, o que permite comutar em uma frequência de até 4,4 MHz. Opera numa faixa de temperatura de -55 °C a 125 °C. Seu encapsulamento é do tipo PDIP de 16 pinos.

A lógica elaborada para o acionamento das chaves é apresentada na Tabela 7. Esta lógica indica a operação de um CI que comanda 3 acelerômetros. São utilizados mais dois CIs para comandar os 5 acelerômetros restantes. Para este controle, o microcontrolador utiliza apenas um bit, que acionará a passagem do sinal pelo multiplexador de todos os canais X ou de todos os canais Y (ou Z) dos acelerômetros. A comutação é feita na frequência de 560 Hz, que é o dobro da frequência de amostragem de 280 Hz definida para o sinal de cada eixo dos 8 acelerômetros. A Figura 30 ilustra as conexões no CI CD4053.

Tabela 7 - Lógica de chaveamento dos canais dos acelerômetros, para 3 sensores somente.

Endereços			Entradas						Saídas		
A	B	C	ax	ay	bx	by	cx	cy	a	b	c
0	0	0	X on	Y off	X on	Y off	X on	Y off	X	X	X
1	1	1	X off	Y on	X off	Y on	X off	Y on	Y	Y	Y

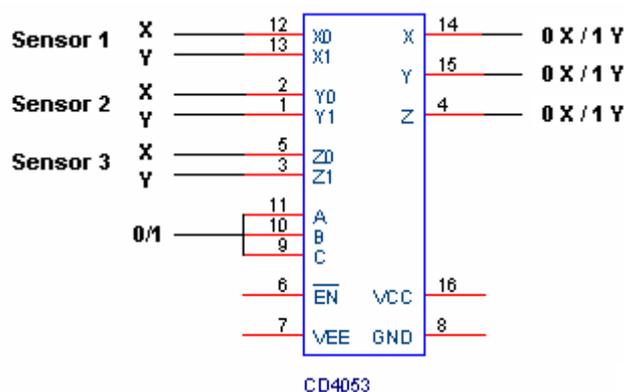


Figura 30 - Conexões do multiplexador dos canais dos acelerômetros.

A Tabela 8 apresenta a lógica de configuração de ganho do amplificador. Basicamente há duas opções de ganho: unitário (1x) e dobrador (2x). Uma figura detalhando a ligação do amplificador juntamente com o esquema de seleção de ganho será apresentada posteriormente no item sobre o amplificador.

Tabela 8 - Lógica de seleção de ganho dos amplificadores.

Endereços			Entradas						Saídas		
A	B	C	ax	ay	bx	by	cx	cy	a	b	c
0	0	0	1x on	2x off	1x on	2x off	1x on	2x off	1x	1x	1x
1	1	1	1x off	2x on	1x off	2x on	1x off	2x on	2x	2x	2x

3.2.4 Amplificação

A etapa de amplificação serve para compensar a atenuação dos filtros *anti-aliasing* e bloqueadores de nível DC, assim como, proporcionar uma opção de adicionar um ganho de 2x ao sinal original.

Foi utilizado um amplificador operacional (AOP) em configuração inversora, de acordo com a Figura 31, com ganho configurável por meio de um multiplexador analógico que comuta entre dois valores do resistor R2 na malha de realimentação, proporcionando na saída o sinal do acelerômetro com seu nível original (1x) ou dobrado (2x).

O modelo de amplificador operacional escolhido é o TL084 da ST Microelectronics, que possui entrada JFET e possui 4 AOPs em um único chip (ST MICROELECTRONICS, 2001).

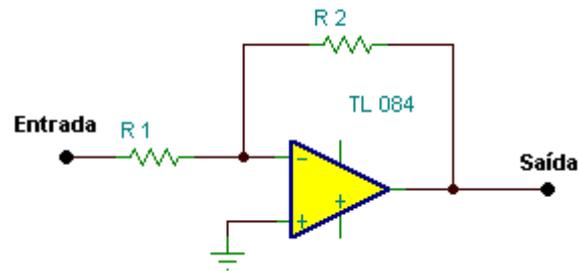


Figura 31 - Configuração inversora do amplificador operacional.

Na Figura 29 verificou-se uma atenuação na banda passante do filtro de aproximadamente -10 dB, isto significa que será necessário amplificar o sinal de saída do filtro por um fator de aproximadamente 3,2 vezes para recuperar o valor original dos acelerômetros. Este valor é obtido pela conversão em dB dada pela Equação 8 (PROAKIS e MANOLAKIS, 1996):

$$dB = 20 \log_{10} \frac{V_{out}}{V_{in}} \quad (8)$$

Para determinar os valores dos resistores de configuração do ganho do amplificador operacional é necessário verificar que o resistor R1 está em paralelo com a impedância de saída do filtro, por causa do conceito de terra virtual do AOP. Portanto o valor de R1 deve ser escolhido de forma que não interfira na resposta do filtro. Por simulação foi verificado que a partir do valor comercial de 470 k Ω não há interferência na resposta do filtro. O valor de R2 deve ser 3,2 vezes maior que R1, visto que o ganho do AOP em configuração inversora ser dado pela Equação 9:

$$A = -\frac{V_{saída}}{V_{entrada}} = -\frac{R2}{R1} \quad (9)$$

A configuração final do amplificador é apresentada na Figura 32. A chave analógica indica uma das portas do multiplexador analógico CD4053.

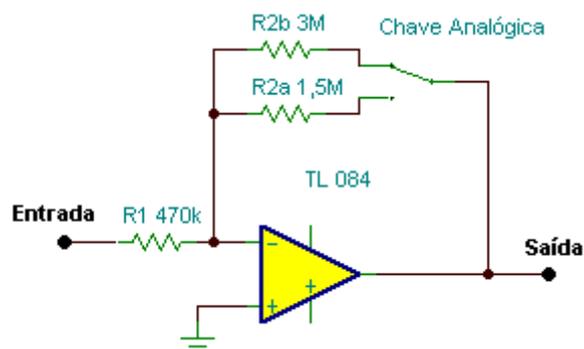


Figura 32 - Configuração final da etapa de amplificação.

Os gráficos das respostas em frequência e em fase do circuito após o estágio de amplificação, com ganho configurado para 1x são mostrados na Figura 33.

Verifica-se a inversão de fase devido à configuração inversora do AOP. Observa-se também que a atenuação em 140 Hz ficou em -43 dB, sendo que o ideal seria -48 dB para uma conversão em 8 bits sem a possibilidade da ocorrência do fenômeno de *aliasing*. Desta forma, a faixa dinâmica compreende um valor que é representado por uma resolução entre 7 e 8 bits. A relação sinal/ruído fica um pouco prejudicada, mas será mantida a quantização em 8 bits do sinal no conversor A/D.

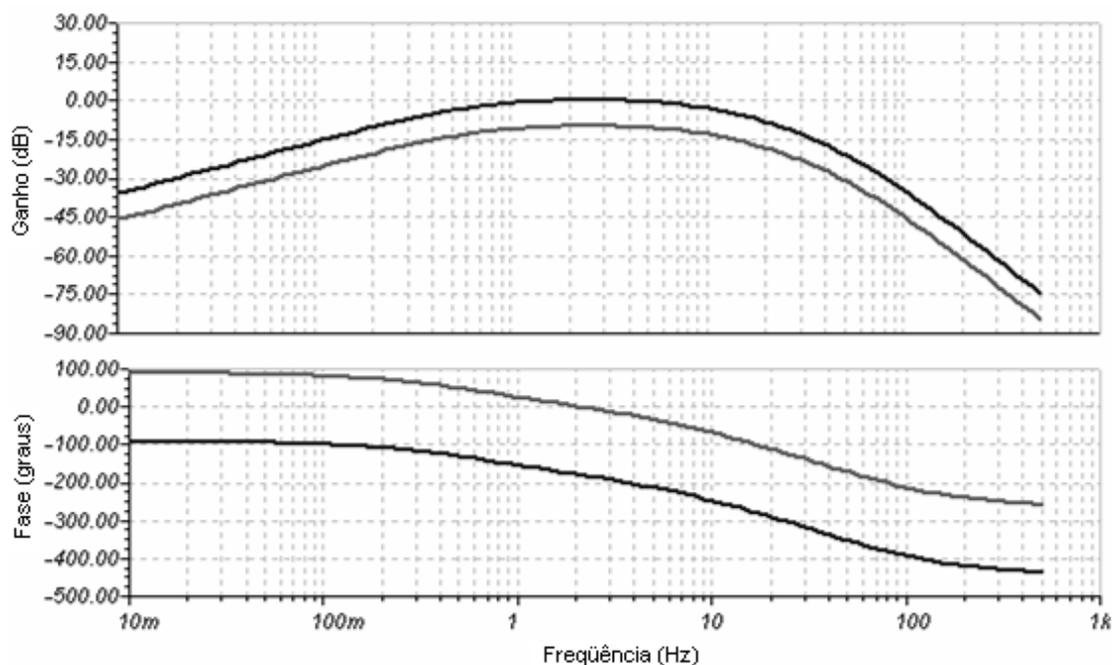


Figura 33 - Resposta em frequência e fase para a saída do amplificador em 1x, a linha mais clara representa a resposta antes e a linha mais escura a resposta após o amplificador.

Os gráficos das respostas em frequência e em fase do circuito após o estágio de amplificação, com ganho configurado para 2x são mostrados na Figura 34.

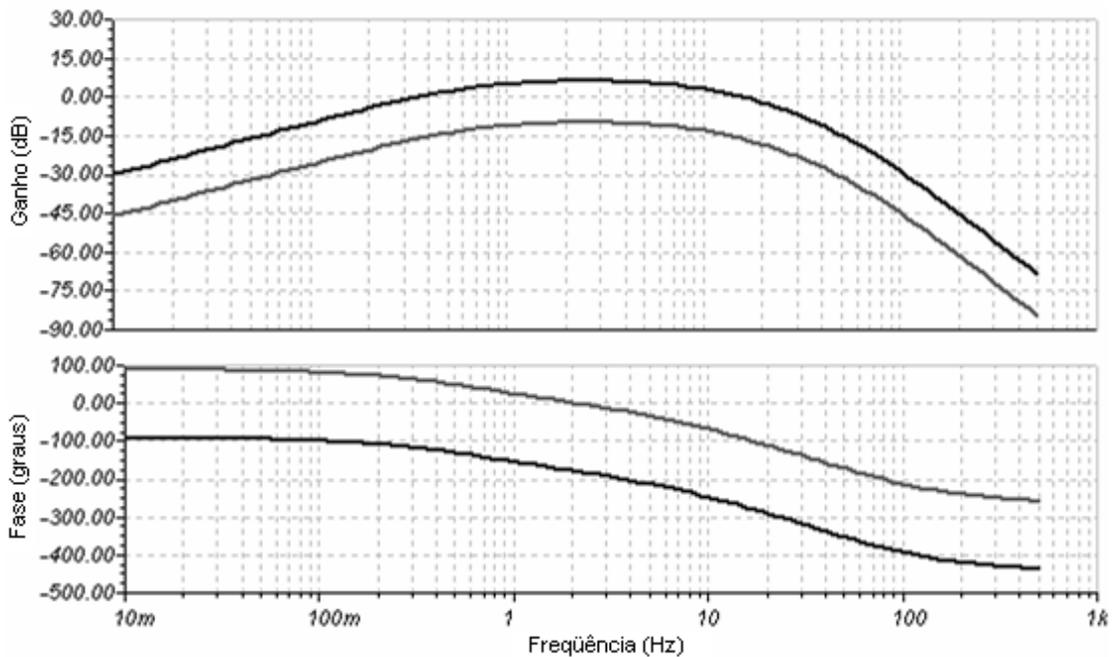


Figura 34 - Resposta em frequência e fase para a saída do amplificador em 2x, a linha mais clara representa a resposta antes e a linha mais escura a resposta após o amplificador.

Verifica-se que a atenuação na $f_s/2$ fica em -37 dB, o que prejudica ainda mais a relação sinal / ruído e a faixa dinâmica diminui para uma representação entre 6 e 7 bits. Neste modo de amplificação deve-se levar em conta que o sinal poderá ter um ruído importante. Devido a este fato, optou-se por não utilizar esta etapa de ganho em 2x.

3.2.5 Somador de Nível DC

A próxima etapa é elevar o nível DC do sinal de 0 V para a metade do valor máximo de tensão convertido em bits pelo ADC do microcontrolador. Como será explicado mais adiante, a tensão de referência para o ADC é igual à tensão de alimentação do microcontrolador de 3,3 V, portanto, o nível DC a ser somado ao sinal deve ser de 1,65 V. Para gerar esta tensão com precisão é utilizado um regulador de tensão modelo LM317LZ (ST MICROELECTRONICS, 2007), que é um regulador de tensão positiva ajustável com corrente de saída de 100 mA. A Figura 35 apresenta a configuração padrão para o circuito utilizando este regulador.

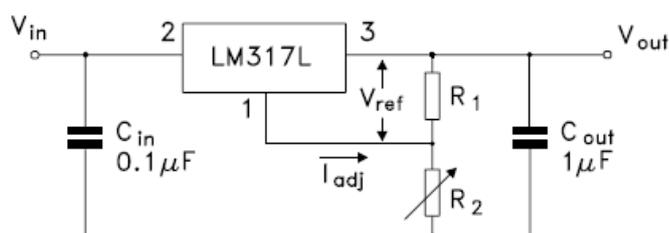


Figura 35 - Esquema de configuração do regulador LM317 (Adaptado de ST MICROELECTRONICS, 2005).

Para calcular a tensão de saída, utiliza-se a Equação 10 (ST MICROELECTRONICS, 2005):

$$V_O = V_{REF} (1 + R_2 / R_1) + I_{ADJ} R_2 \quad (10)$$

O fabricante indica utilizar $R_1 = 240\Omega$ e $V_{REF} = 1,25\text{ V}$. Como a corrente I_{ADJ} deve ser mínima para manter a corrente de carga constante, o segundo termo da Equação 10 pode ser desprezado (ST MICROELECTRONICS, 2005). Portanto, o valor de R_2 é de $76,8\ \Omega$. Para conseguir este valor de resistência, foi utilizado um potenciômetro de precisão (*trimpot*) na posição de R_2 .

Foi utilizado um amplificador operacional configurado como buffer inversor (ganho $A = 1$) com ajuste de *offset* na entrada não-inversora, onde é aplicado o nível DC fornecido pelo regulador de tensão. Para esta etapa também foram utilizados os circuitos integrados TL084CN. A Figura 36 apresenta a configuração utilizada.

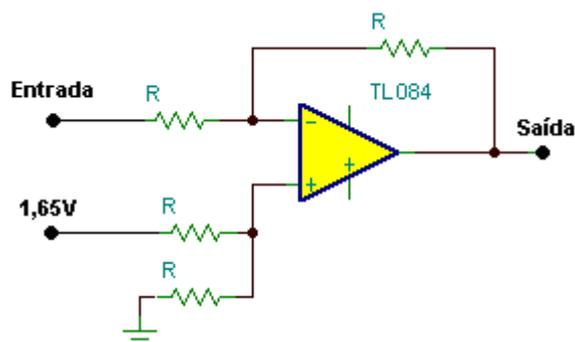


Figura 36 - Somador de nível DC.

Após este estágio, a fase do sinal volta à fase inicial, deslocando novamente 180° devido à inversão do sinal, conforme mostra a Figura 37, a linha mais escura é a fase do sinal na saída do somador de nível DC em 90° , que é a mesma fase do sinal na saída do filtro passa-

faixa e a linha mais clara é a fase na saída do amplificador, antes de passar pelo somador de nível DC, que está em -90° . O sinal de saída deste somador de nível DC vai diretamente para a entrada do conversor A/D do microcontrolador.

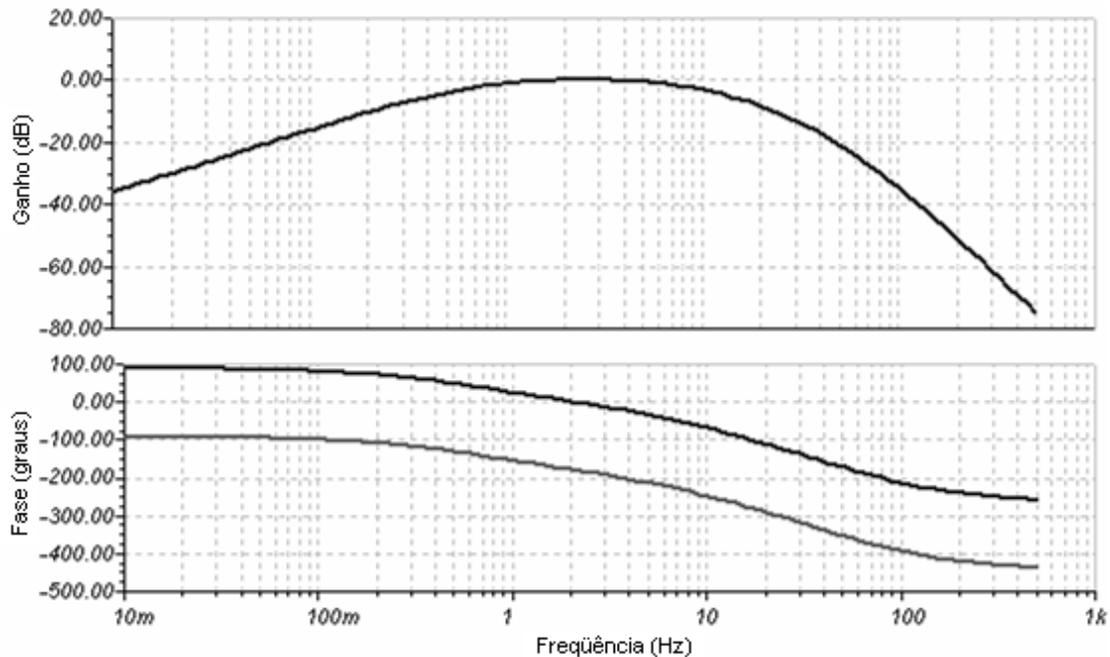


Figura 37 - Frequência e fase do sinal que vai para o conversor A/D, a linha mais clara representa a resposta antes e a linha escura a resposta após o somador de nível DC.

3.2.6 Microcontrolador com Conversor A/D

O microcontrolador escolhido é o modelo MSP430F135 (TEXAS, 2004). Entre suas principais características estão:

- Conversor A/D com 8 canais de 12 bits com referência externa ou interna, *sample-and-hold* e função *autoscan*.
- Tensão de alimentação típica de 3,3 V.
- *Clock* de operação em até 8 MHz.
- Baixo consumo de corrente.
- Interface serial assíncrona UART e síncrona SPI.
- Arquitetura de 16 bits RISC.
- Memória FLASH de 16KB e RAM de 512 bytes.
- Soquete QFP de 64 pinos.
- 6 portas de I/O de 8 bits.

- Alimentação analógica e digital separadas.
- Interface de programação JTAG.
- Debug com software IAR Embedded Workbench.

Neste projeto, o microcontrolador tem as seguintes funções:

- Comandar a comutação dos multiplexadores analógicos que alternam entre os canais X e Y (ou Z) dos acelerômetros.
- Comandar os multiplexadores analógicos que configuram o ganho do amplificador de sinal entre 1x e 2x.
- Fazer a aquisição e conversão A/D dos sinais dos 8 acelerômetros e enviar para o microcomputador.
- Disponibilizar 3 opções de portas de comunicação com o microcomputador: USB, RS232 e Paralela bidirecional.
- Informar por meio de luzes indicadoras (LEDs) o status da conexão de energia e da comunicação com o microcomputador.

A porta USB consiste de um chip periférico USB modelo MAX3420E (MAXIM, 2006), que é gerenciado por uma porta SPI, sendo um dispositivo SPI *slave*. Este chip proporciona uma comunicação USB de forma completa com velocidade de 12 Mbps, podendo ser reconhecido pelo Windows como um dispositivo de interface humana (HID), dependendo da configuração dos descritores de enumeração. O canal de comunicação é chamado *endpoint* e pode trafegar um número configurável de campos com um tamanho configurável de bits. No caso deste projeto os campos correspondem aos 16 canais com tamanho de 8 bits cada. Os dados são transmitidos em um único vetor em que a posição deste vetor determina qual variável (ou canal) está armazenada. O microcontrolador deve gerenciar o reconhecimento deste chip USB pelo Windows ao ser conectado na porta USB do microcomputador e em seguida gerenciar a conversão A/D e troca de dados. O chip MAX3420 é alimentado com 3,3 V e necessita de um cristal de 12 MHz para operar.

Para que a porta paralela seja utilizada, ela deve estar configurada no microcomputador em modo EPP ou bidirecional. O microcontrolador proporciona a comunicação com 8 bits de dados, 4 bits de endereço e 2 bits de status.

A porta serial pode ter sua velocidade configurada, pode permitir paridade, mas não permite controle de fluxo.

As três portas de comunicação não podem ser utilizadas ao mesmo tempo, pois compartilham alguns pinos do microcontrolador. Os detalhes sobre as conexões podem ser observados no diagrama esquemático completo do hardware no Apêndice 1.

Como o circuito analógico (*front-end*) foi projetado para um ADC de 8 bits, são descartados os 4 bits menos significativos dos valores convertidos pelo ADC do MSP430F135, que são considerados ruído.

O ADC do microcontrolador é configurado para converter continuamente e sequencialmente os 8 canais de entrada analógica. Uma função de atraso proporciona um intervalo de leitura de aproximadamente $223\mu\text{s}$ entre cada um dos 16 canais, visto que cada um dos 8 acelerômetros possui 2 canais, totalizando um intervalo de $3,57\text{ ms}$ para que o mesmo canal seja amostrado novamente, que é 280 Hz da frequência de amostragem. Assim que cada canal é lido, também é enviado para o microcomputador juntamente com seu endereço; este procedimento é executado continuamente em um laço infinito no microcontrolador. O fluxograma funcional do firmware que roda no microcontrolador será apresentado a seguir no item 3.2.8 sobre o protótipo do hardware. Para compilação, gravação e debug do firmware foi utilizado o ambiente de desenvolvimento IAR Embedded Workbench for MSP430 V3.20A.

O cristal utilizado no microcontrolador é de 8 MHz para operar com sua melhor performance.

A alimentação do microcontrolador e de todo o restante do circuito é proveniente da porta USB do microcomputador, contudo, há um isolamento elétrico por meio de um conversor DC-DC, conforme será explicado mais adiante no item 3.2.7.

No circuito, alguns componentes são alimentados com 5 V e outros com $3,3\text{ V}$. A tensão de 5 V é obtida diretamente da porta USB do microcomputador. Para a obtenção da tensão de $3,3\text{ V}$ é utilizado um regulador linear modelo MAX6349 (MAXIM, 2004), que fornece até 150 mA de corrente.

3.2.7 Isolação Elétrica

Como o projeto em questão propõe o desenvolvimento de um equipamento médico que contém partes conectadas ao corpo de um ser humano, é necessário que uma isolação elétrica seja feita no circuito eletrônico para que não haja qualquer risco de ocorrência de choques elétricos ou fugas de corrente para o paciente.

A primeira medida tomada foi revestir o sensor que vai conectado ao paciente com silicone, evitando que qualquer parte elétrica do acelerômetro fique em contato com a pele.

A segunda medida foi a isolamento elétrica do dispositivo acoplado ao paciente, em conformidade com a norma NBR IEC 601-1 (ABNT, 1997), tanto na alimentação quanto nas linhas de comunicação de dados.

Para isolar a alimentação foi utilizado o conversor DC-DC isolado modelo NMH0505D da C&D Technologies. Além de fazer a isolação da tensão de alimentação, este conversor proporciona em sua saída uma tensão simétrica, então, a partir de uma entrada de 5 V, fornece uma saída regulada de ± 5 V, com uma potência de até 2 W. Possui uma isolação de 1 kVDC.

Para isolar as linhas de dados foram utilizados optoacopladores digitais modelo ACSL-6400 (AVAGO, 2006) para as linhas de saída e o modelo 6N137 (FAIRCHILD, 2005) para as linhas de entrada. Ambos possuem saída em coletor aberto, suportam uma taxa de transmissão de 10 Mbits / segundo e isolação de 2500 V_{RMS}.

A Figura 38 apresenta um diagrama em blocos da divisão do circuito em parte isolada e parte não-isolada.

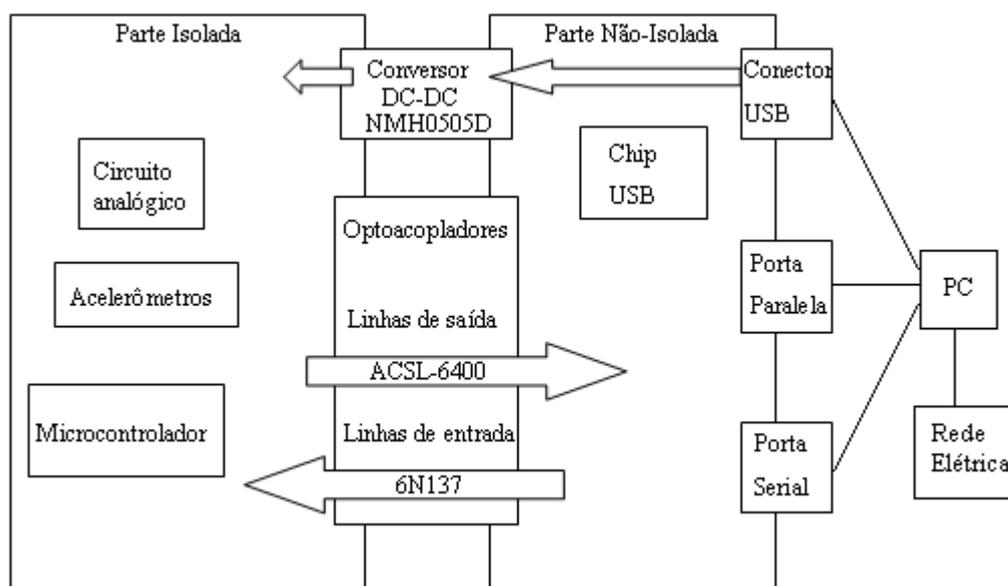


Figura 38 - Diagrama em blocos do sistema de isolamento elétrico.

3.2.8 Protótipo do Hardware

Foi elaborada uma placa de circuito impresso (PCI) de dupla face para a montagem do circuito eletrônico. As dimensões da placa são 14 cm x 24 cm.

A placa possui área de GND em ambas as faces para evitar ruídos e todos os circuitos integrados possuem capacitores de filtro em seus pinos de alimentação.

Há uma divisão da parte isolada e parte não-isolada logo após os conectores de porta USB, paralela e serial. Embaixo dos componentes de isolamento foi feito um corte na PCI.

As conexões das linhas de alimentação e de sinal de todos os acelerômetros são compreendidas em um único conector DB37.

O gabinete que acomoda a PCI, conectores e LEDs de status foi confeccionado em acrílico branco e suas dimensões são 15 cm x 25 cm x 3,5 cm.

O hardware foi projetado de forma a disponibilizar 3 interfaces de comunicação com o microcomputador: USB, porta paralela e porta serial.

O equipamento não possui botão de liga/desliga, é alimentado logo que o cabo USB é conectado. Não há opção de conexão de outra fonte de energia; caso seja utilizada como porta de comunicação a interface paralela ou serial, o cabo USB deve ser também conectado ao microcomputador para providenciar a alimentação do equipamento. O consumo de corrente do hardware é suportado pela capacidade da porta USB de um microcomputador, que pode fornecer até 500 mA.

Caso a porta USB não seja utilizada para comunicação de dados, é necessário que os *jumpers* JP3 e JP4, que ficam em série com as duas linhas de dados (D+ e D-) da porta USB, sejam removidos da PCI. Em função da porta de comunicação utilizada, as duas chaves SW2 e SW3 devem ser configuradas, conforme a Tabela 9. A configuração da porta de comunicação é condicionada a uma nova programação do firmware no microcontrolador.

Tabela 9 - Configuração da porta de comunicação disponível.

SW2	SW3	Interface Disponível
1-2	1-2	Paralela
2-3	X	USB
X	2-3	Serial

Encontra-se apenas um botão no gabinete, que serve para reiniciar o microcontrolador.

Há 3 LEDs de status que indicam energia (cor vermelha), conexão (cor amarela) e fluxo de dados (cor verde). O LED amarelo só funciona quando é utilizada a porta USB, indicando que o dispositivo USB foi detectado.

O Fluxograma do firmware é apresentado na Figura 39.

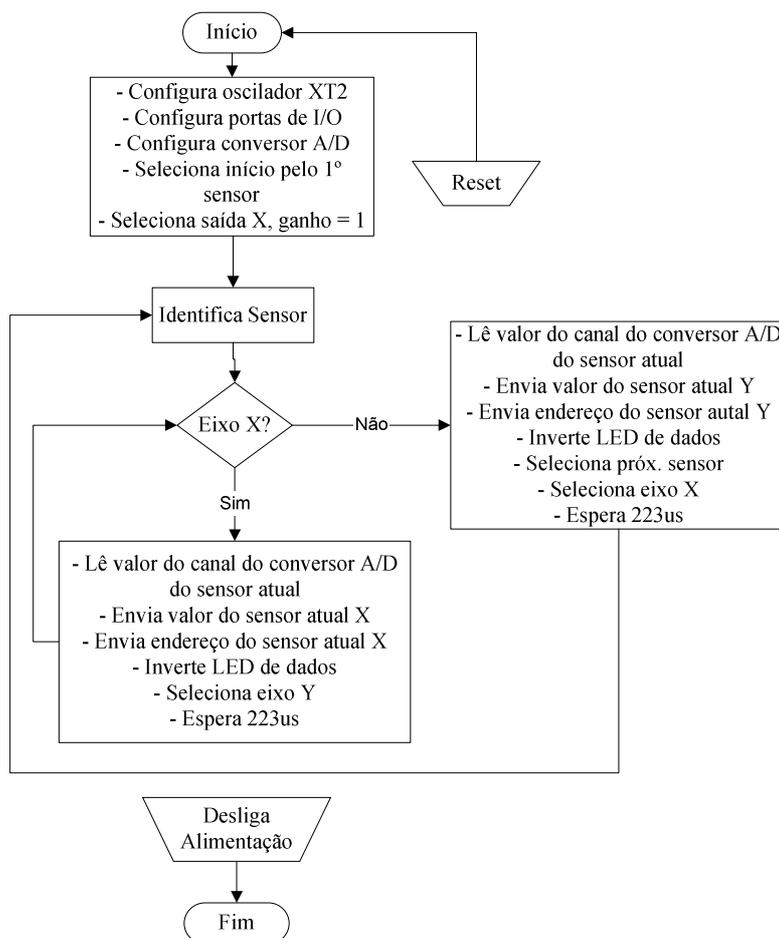


Figura 39 - Fluxograma do firmware implementado no microcontrolador.

Para ocorrer a comunicação USB seria necessário desenvolver um firmware que configurasse os descritores e gerenciasse a enumeração USB do chip MAX3420E pelo Windows XP, assim como, desenvolver no microcomputador um *driver* e um software preparado para receber os dados da porta USB, visto que este chip periférico USB não é simplesmente um conversor USB-RS232. A implementação da comunicação USB iria demandar um longo tempo de desenvolvimento, “*debug*” e testes. Portanto, para acelerar o desenvolvimento do protótipo, foi escolhida a porta de comunicação paralela, que permite uma implementação mais direta e atende às necessidades do projeto.

Como a taxa de amostragem é de 280 Hz, o tempo entre duas leituras de um mesmo canal é de 3,57 ms. Já que existem 16 canais para serem adquiridos e enviados ao microcomputador (onde a porta paralela disponibiliza apenas 1 canal de comunicação de 8 bits), é preciso que todos os demais canais sejam também adquiridos e enviados ao PC entre duas leituras consecutivas de um mesmo canal. Portanto, a taxa de amostragem é multiplicada

por 16 para se obter a taxa de varredura, que ficou em 4480 Hz, então, 223 us é o tempo entre a leitura de cada canal e envio da sua informação para o microcomputador.

Para a comunicação por meio da porta paralela se dar corretamente, é preciso que ela esteja configurada na BIOS (*Basic Input Output System*) do microcomputador em modo EPP (*Enhanced Parallel Port*) ou bidirecional. Foram utilizados os 4 bits de endereço da porta paralela para a identificação dos 16 canais dos 8 sensores. Os 8 bits de dados da porta paralela foram utilizados para a leitura da informação do sinal de cada canal. Um detalhe na comunicação de dados é que os optoacopladores possuem saída em coletor aberto, portanto, os sinais de saída são invertidos em relação aos sinais de entrada; devido a este fato deve-se sempre trocar os bits 0 para 1 e vice versa na leitura ou escrita de dados entre o microcontrolador e o software no PC.

3.3 PROJETO DO SOFTWARE

O software possui interface gráfica e tem o objetivo de ser um sistema completo de avaliação de pacientes com tremor. Além de executar as funções de interação com o hardware e realizar o processamento complementar e visualização dos sinais de tremor, o software possui funções de cadastro, tela com campos para anotações da avaliação clínica, gravação em um banco de dados de todas as informações relacionadas à determinada avaliação de determinado paciente, possibilitando uma posterior consulta por meio do histórico do mesmo.

O desenvolvimento do software foi feito no ambiente Borland C++ Builder 6.0. O banco de dados utilizado é o MySQL. A organização do software segue o modelo de 3 camadas (interface, negócio e banco de dados), portanto, cada classe que faz gravação de dados é organizada em: *form* (interface), controlador (negócio) e *broker* (acesso ao banco de dados).

3.3.1 Estrutura do Banco de Dados

Basicamente, a base de dados, chamada dbtremor, possui 5 tabelas: Paciente, Médico, Tremor, Avaliação e Monitoração.

A conexão entre essas tabelas é apresentada na Figura 40.

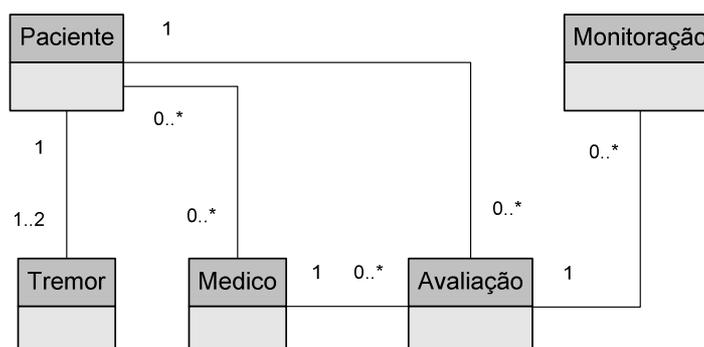


Figura 40 - Conexão entre as tabelas do banco de dados.

Cada tabela dessas é acessada por métodos de uma classe de mesmo nome. Os objetos são encapsulados e seus atributos só podem ser acessados por meio de métodos da respectiva classe, que são os “*setters*” (ex: SetNome) e os “*getters*” (ex: GetNome).

Os métodos de *broker* realizam a abertura e fechamento da base de dados e executam os comandos SQL de gravação, leitura e atualização de dados.

A conexão na base de dados MySQL é realizada pela configuração de um *alias* no administrador de banco de dados da Borland (BDE Administrator) que acessa um *driver* chamado MySQL ODBC, sendo que este acessa a base MySQL. A Figura 41 apresenta o caminho do fluxo de informações entre o software e o banco de dados.

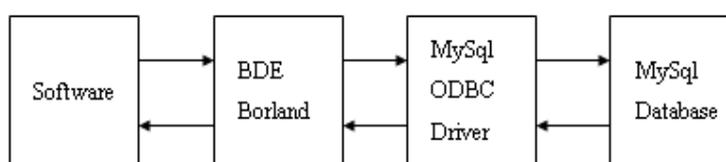


Figura 41 - Caminho para o software acessar o banco de dados MySQL.

3.3.2 Interface do Software

O usuário interage com o sistema totalmente por meio do software, pois o equipamento, que constitui o hardware, não possui qualquer interface de configuração, nem mesmo para ligá-lo, visto que a energia é proveniente da porta USB do microcomputador. Foi elaborada uma interface gráfica com o objetivo de ser bastante intuitiva.

Para o desenvolvimento da interface gráfica foram utilizados somente componentes gráficos exclusivos do ambiente Borland C++ Builder 6.0, portanto, o sistema não pode ser

compilado em qualquer outro ambiente de desenvolvimento, nem mesmo em versões anteriores do compilador utilizado.

De acordo com cada tela, o software possui as seguintes funções:

- Tela principal: possui os menus de acesso às telas de cadastro e histórico; também contempla a tela de avaliação, onde se faz as anotações da avaliação clínica do paciente e também o acesso à tela de monitoração. A Figura 42 apresenta a tela principal antes de iniciar uma avaliação e a Figura 43 apresenta a tela de avaliação.

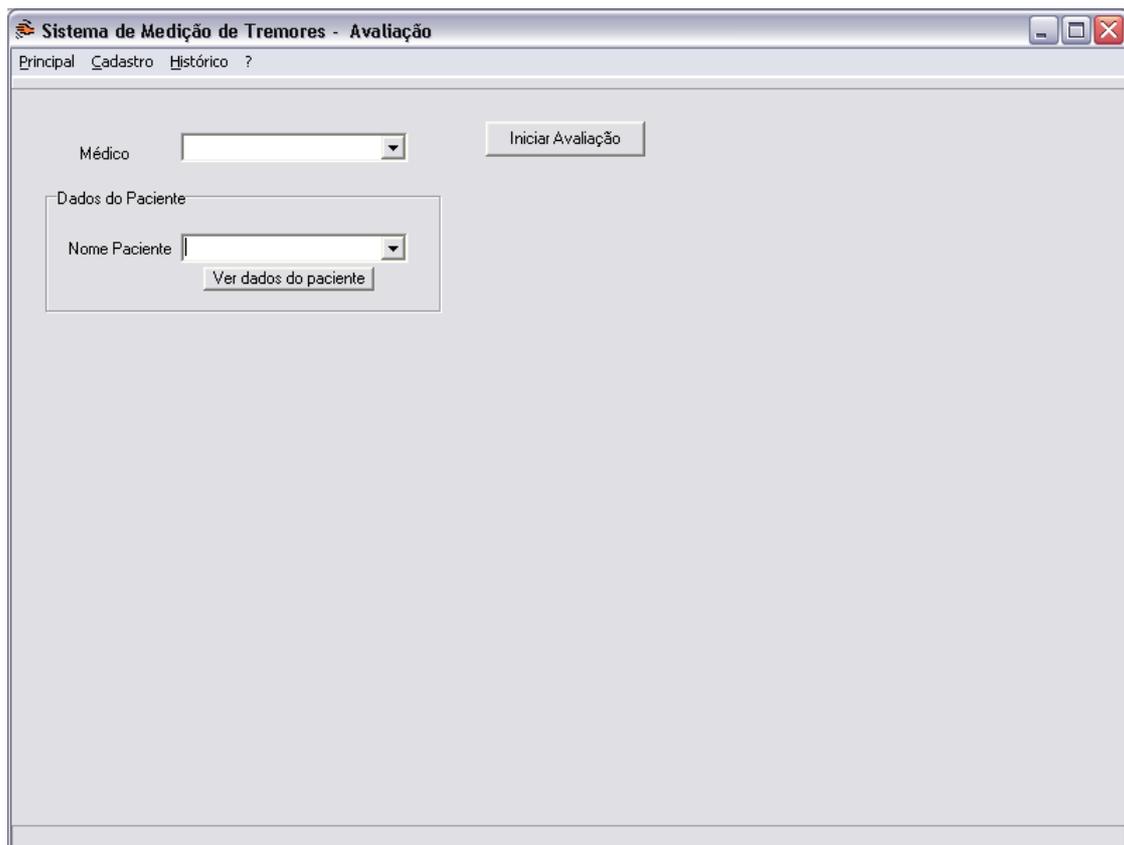


Figura 42 - Tela principal do software.

Figura 43 - Tela de avaliação.

- Cadastro do paciente: tela que permite inserir um novo paciente com suas informações pessoais e também fazer a consulta ou alteração dos dados do mesmo. A Figura 44 apresenta a tela de cadastro do paciente;

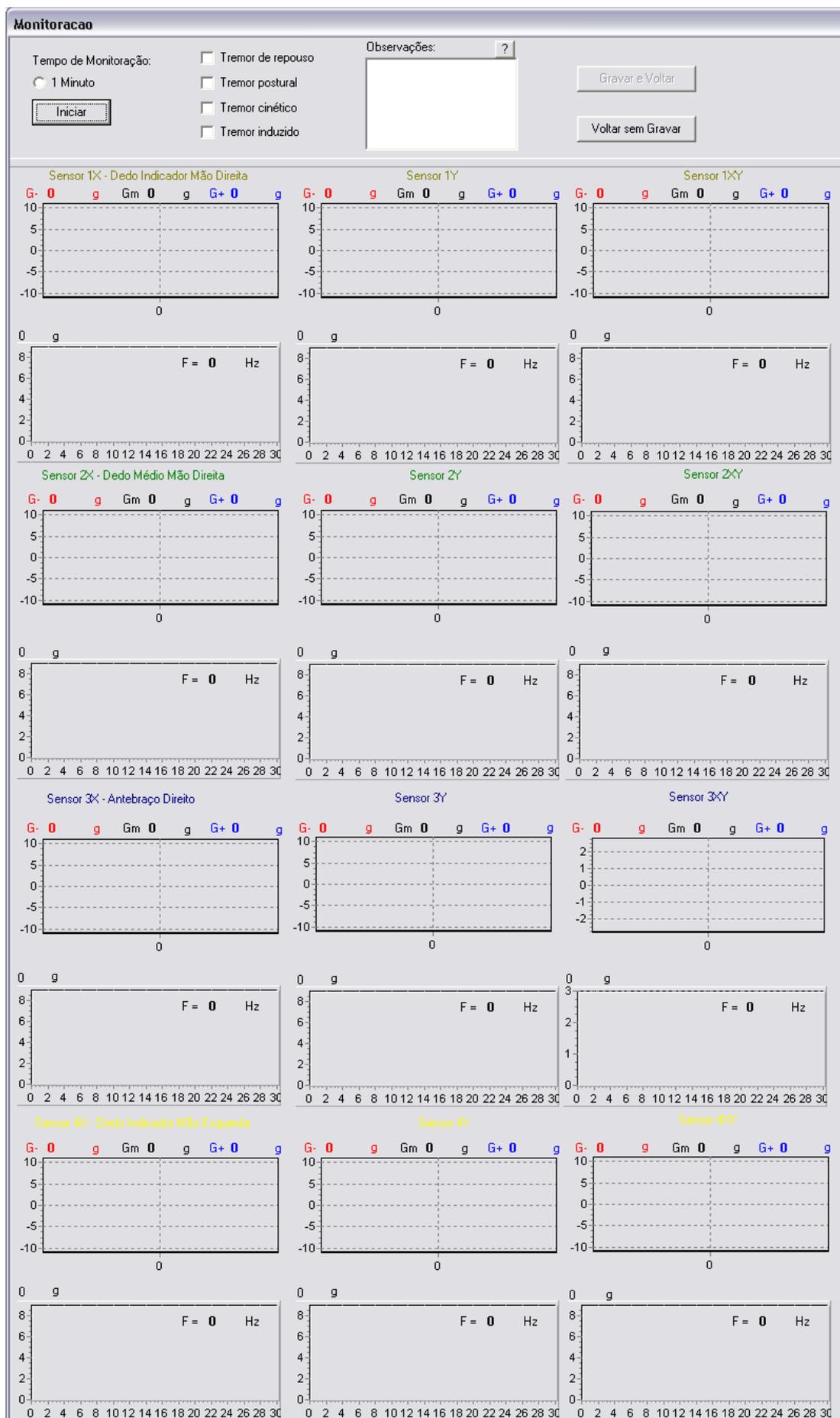
Figura 44 - Tela de cadastro do paciente.

- Cadastro do médico: tela que permite inserir um novo médico com suas informações pessoais e também fazer a consulta ou alteração dos dados do mesmo. A Figura 45 apresenta a tela de cadastro do médico;

A imagem mostra uma janela de software intitulada "Cadastro do Médico". Ela contém um formulário com campos de entrada para: Nome (com uma seta de seleção), Data de Nascimento (formato __/__/__), Rua, Bairro, CEP (formato ____-__), Cidade, Telefone Residencial (formato (____)____-____), Telefone Celular (formato (____)____-____), Identidade (RG) (formato ____-____-____), CPF (formato ____-____-____) e Função. À direita do formulário, há botões para "Novo", "Grava", "Exclui", "Atualiza" e "Fechar".

Figura 45 - Tela de cadastro do médico.

- Monitoração: tela que permite realizar a monitoração do tremor do paciente por 1 minuto e mostra os gráficos dos sinais de amplitude em aceleração (g) e frequência em Hz dos 8 sensores, juntamente com os valores numéricos da amplitude média RMS (Gm), da amplitude mínima (G-), da amplitude máxima (G+), da frequência principal indicada no gráfico da FFT e módulo da amplitude máxima da FFT em aceleração (g). Esta tela apresenta três gráficos de amplitude e três gráficos de frequência para cada canal que representa cada eixo do acelerômetro e o valor da soma vetorial dos canais X e Y (ou Z), permitindo uma visualização completa das informações de tremor coletadas pelos sensores. Todos os gráficos têm sua escala do eixo das ordenadas normalizada para o maior valor de amplitude identificado entre os 8 sensores na monitoração realizada, para permitir uma melhor comparação entre os mesmos. Cada sensor é identificado por uma cor, tanto nesta tela, quanto com fitas adesivas nos cabos dos mesmos. Os resultados aparecem somente ao final de 1 minuto após clicar no botão "Iniciar". É possível marcar o tipo de teste de tremor realizado, adicionar alguma observação e então gravar e voltar para a tela de avaliação ou pode-se descartar a monitoração realizada, caso tenha ocorrido algum problema, voltando para a tela de avaliação sem gravar. A Figura 46 apresenta a tela de monitoração do tremor;



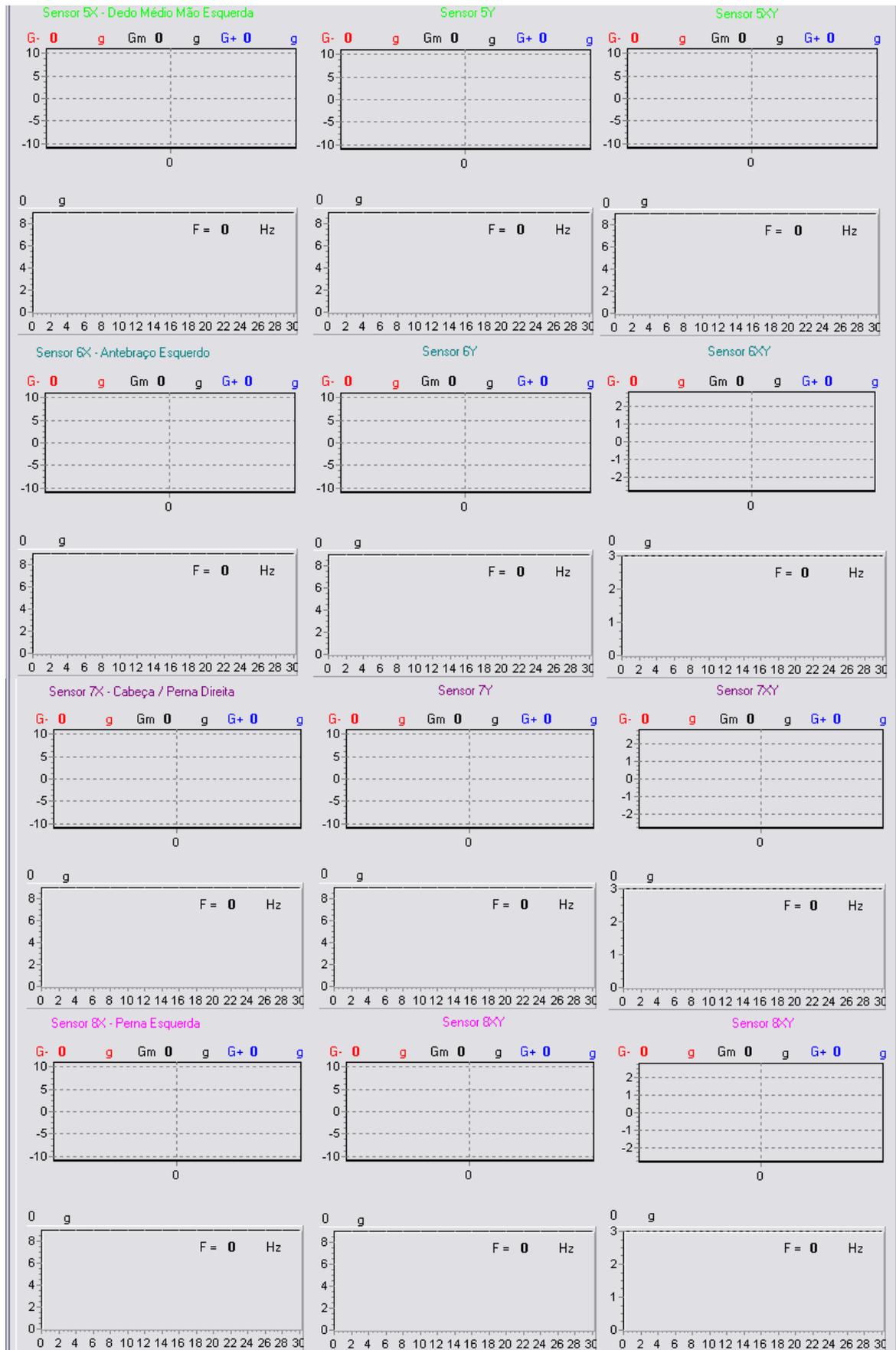


Figura 46 - Tela de monitoração do tremor: há um conjunto de gráficos de amplitude e frequência para cada sensor e a indicação da posição de colocação dos mesmos.

- Histórico: tela que permite consultar, por paciente, as avaliações realizadas e as monitorações de cada avaliação, conforme mostra a Figura 47. Escolhendo-se o paciente são listadas todas suas avaliações; clicando na avaliação são listadas as monitorações daquela avaliação; e clicando na monitoração abre a tela com os resultados da monitoração do tremor. A tela de monitoração no histórico apresenta 3 gráficos de amplitude e 3 gráficos de frequência para cada canal, que representam os valores separadamente dos canais X e Y (ou Z) e da soma vetorial entre eles, totalizando 48 gráficos. Cada gráfico do sinal de tremor ao longo do tempo apresenta os valores RMS mínimo, médio e máximo da amplitude do tremor. Cada gráfico do espectro de frequência apresenta numericamente o valor da frequência principal e o módulo da amplitude da frequência principal identificada na FFT. Aqui as escalas dos gráficos também são normalizadas para o maior valor de amplitude identificado entre os sensores para uma melhor comparação entre os mesmos. Assim, esta tela apresenta as informações de tremor coletadas pelos acelerômetros da mesma forma que aparecem na tela de monitoração; ela será apresentada no capítulo de resultados, visto que só é possível visualizá-la apresentando algum resultado de monitoração.

The screenshot shows a software window titled 'Historico'. It is divided into several sections:

- Paciente:** A dropdown menu showing 'Ederson'.
- Avaliações:** A table listing evaluation codes and dates. The selected row is:

Código	Data
831	12/12/2007
832	13/12/2007
842	05/03/2008
853	30/03/2008
855	09/04/2008
861	16/04/2008
- Monitorações:** A table listing monitoring codes and types. The selected row is:

Código	Tremor
1361	Repouso
1362	Postural
1363	Cinetico
- Avaliação Selecionada:**
 - Médico: Medico Teste
 - Data: 30/03/2008
 - Hora: 00:00:00
 - FC: [] batimentos/min
 - Pressão: []/[] mm Hg
 - Precedentes Familiares:
 - Ataxia:
 - Instabilidade Postural:
 - Demonstra-se nervoso:
 - Rigidez:
 - Escala de Hoehn e Yahr: []
 - Bradicinesia:
 - Observações: Sem Tremor
- Tremor:**
 - Primário: Sem Tremor
 - Secundário: Sem Tremor
 - Observações: Sem Tremor

A 'Fechar' button is located at the bottom left of the window.

Figura 47 - Tela de histórico de avaliações e monitorações.

Uma funcionalidade que havia sido prevista no hardware e não foi implementada no software foi a seleção de ganho dos sensores, que seria aplicada em todos os sensores igualmente. A intenção era ter a opção de aumentar o ganho caso o tremor fosse muito leve e o sistema não estivesse conseguindo detectar. Mas como a utilização de um ganho no sinal iria acarretar em alterar as características do sistema na relação sinal / ruído, como visto no projeto do hardware, decidiu-se manter um padrão no processamento dos sinais.

A Figura 48 apresenta o fluxograma resumido do software.

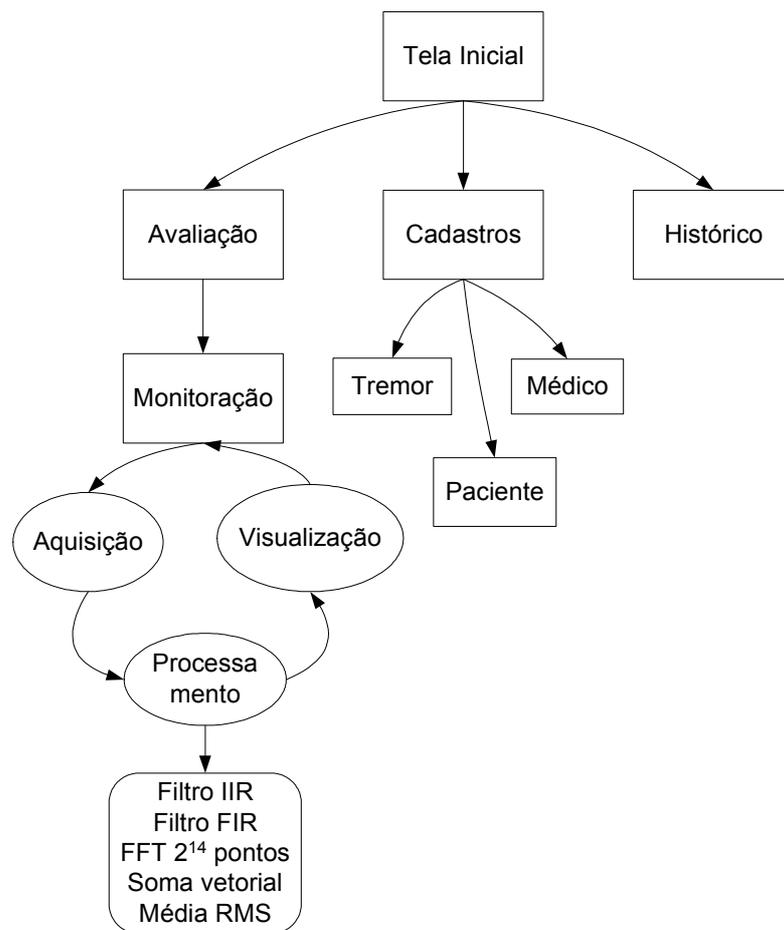


Figura 48 - Fluxograma do software de controle do sistema.

3.3.3 Processamento dos Sinais

O software realiza os seguintes processamentos digitais nos sinais de tremor:

- Filtro passa-baixas FIR (resposta finita ao impulso) que realiza a seleção da faixa de frequências desejável que compreende os sinais de tremor;

- Filtro passa-altas IIR (resposta infinita ao impulso) que remove o nível DC que foi adicionado para a conversão A/D no microcontrolador.

- Transformada rápida de Fourier (FFT) para obtenção do espectro de frequências do sinal de tremor e também da frequência característica.

- Soma vetorial dos dois eixos de cada sensor;

- Média RMS dos sinais de amplitude;

3.3.3.1 Filtro Passa-Baixas FIR

Os parâmetros do filtro FIR foram especificados de acordo com a Figura 12, que representa a resposta da aproximação de Chebychev, configurando um filtro conhecido como *Equiripple*. Foi implementado um filtro simétrico, portanto, com número par de termos. A configuração utilizada implica em característica de fase linear, visto que é necessário que os sinais não sofram alteração de fase porque é feita uma soma vetorial dos dois eixos de cada sensor de aceleração. Para obtenção dos coeficientes do filtro foi utilizado o algoritmo de Parks e McClellan, implementado pelas funções *remezord* e *remez* disponíveis no *toolbox* de processamento de sinais do Matlab 7.4.

Os parâmetros para o filtro FIR são:

- Frequência de amostragem: 280 Hz;

- Frequência de corte: 20 Hz;

- Atenuação total em 60 Hz para que ruídos de alimentação da rede elétrica, que podem passar para a alimentação do circuito, não afetem o sinal. Como os dados são digitalizados em 8 bits, é preciso que a atenuação em 60 Hz seja de -48 dB;

- *Ripple* máximo na banda de passagem: 0,1 dB;

Foi buscado obter coeficientes positivos para simplificar as operações matemáticas em linguagem de programação, visto que inicialmente tinha-se como objetivo implementar os filtros FIR no microcontrolador, portanto, havia a necessidade de otimizar o desempenho. Contudo, foi verificado que o mesmo não teria capacidade de realizar os 16 filtros, então esta tarefa foi passada para o software e foi aproveitado o projeto com os coeficientes positivos.

No projeto do filtro foi necessário modificar alguns parâmetros iniciais para que todos os coeficientes da resposta ao impulso fossem positivos. Portanto, os parâmetros que efetivamente configuraram o filtro FIR *Equiripple* foram:

- Frequência de amostragem: 280 Hz;

- Frequência de corte: 16 Hz;
- Frequência de atenuação total: 60 Hz;
- Atenuação em 60 Hz: -60 dB;
- *Ripple* na banda de passagem: 1 dB.

O primeiro passo para a configuração do filtro é utilizar o comando `remezord` do Matlab, cujos parâmetros de entrada são: a frequência de amostragem f_s , um vetor com as frequências de corte f_c e de atenuação máxima f_a , um vetor com as bandas de passagem $a = 1$ e de corte $a = 0$, um vetor com os desvios na banda de passagem δ_p e de corte δ_s .

Portanto:

```
fs = 280
f = [16 60]
a = [1 0]
dev = [DELTAp DELTAs]
```

Utilizando a Equação 2 e a Equação 3, calcula-se o vetor de desvios `dev`:

```
DELTAp = (10^(Ap/20)-1)/(10^(Ap/20)+1);
DELTAs = 10^(-As/20);
Ap = ripple na banda de passagem = 1 dB
As = atenuação em 60 Hz = -60 dB
DELTAp = 0,0575
DELTAs = 0,001
dev = [0,0575 0,001]
```

O comando `remezord` retorna 4 parâmetros:

- A ordem do filtro n ;
- Um vetor com as bandas de frequências normalizadas $f0$;
- Um vetor com as bandas de amplitudes $a0$;
- Um vetor com os pesos das bandas de frequência $w0$;

Executando o comando:

```
[n, f0, a0, w0] = remezord (f, a, dev, fs)
```

Logo em seguida já é possível executar o comando `remez`, passando um vetor para receber os valores dos coeficientes:

```
b = remez (n, f0, a0, w0);
```

Retornando 12 coeficientes, sendo que a 2ª metade é espelho da 1ª metade dos valores, que são:

```
b = [0,0018 0,0175 0,0535 0,1099 0,1704 0,2102 0,2102 0,1704 0,1099 0,0535 0,0175 0,0018]
```

A partir destes coeficientes é possível *plotar* a resposta em frequência do filtro FIR projetado, que é mostrada na Figura 49. A resposta em fase é apresentada na Figura 50.

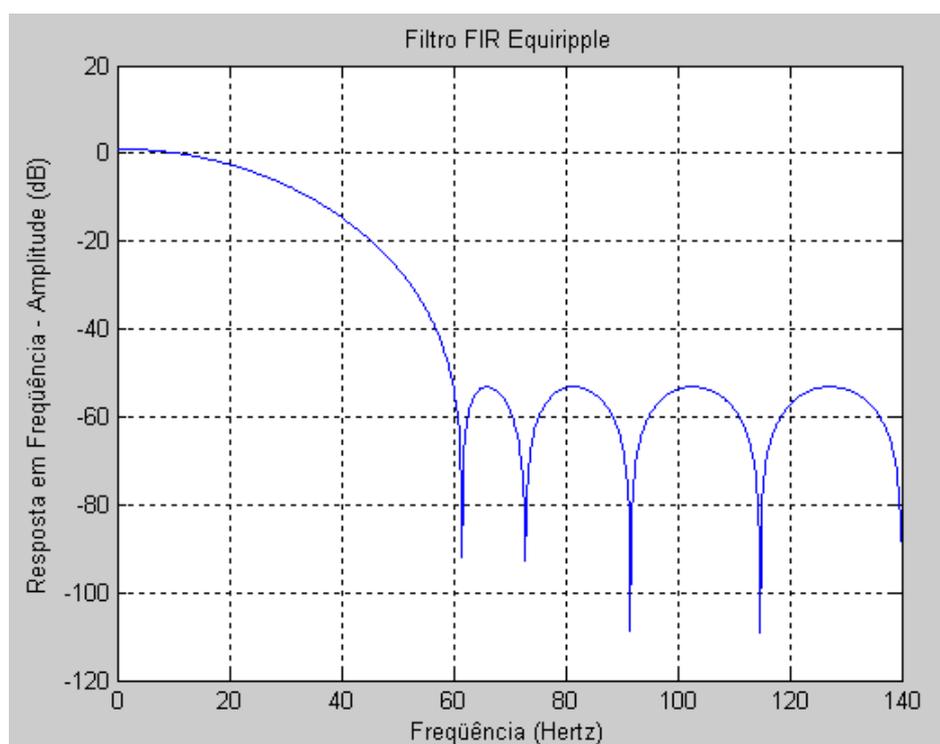


Figura 49 - Resposta em frequência do filtro FIR passa-baixas.

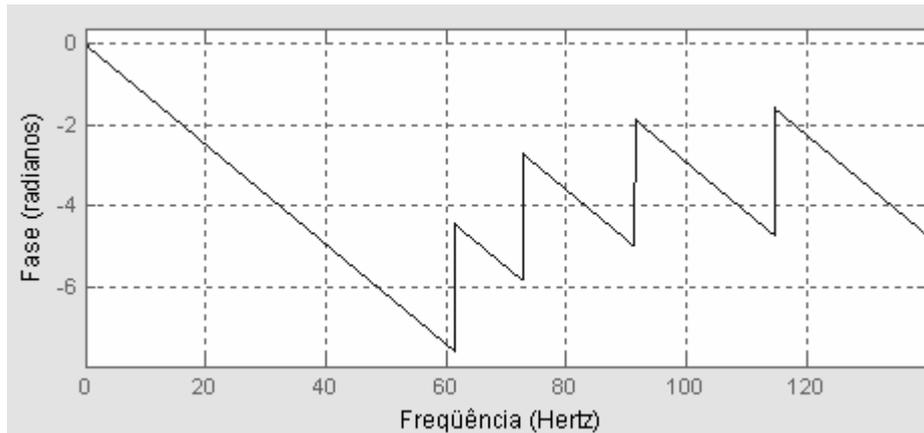


Figura 50 - Resposta em fase do filtro FIR passa-baixas.

A ordem deste filtro é 11. Verifica-se que mesmo filtros FIR, que são configurados para processamento digital, também possuem dificuldades em sua implementação, pois o ripple na banda de passagem precisou ser aumentado. Como é possível observar na Figura 49, há um pequeno ganho na banda de passagem devido ao *ripple* de 1 dB que foi definido como parâmetro de entrada do filtro. Já que o *ripple* não apresenta inversão de fase, é possível deslocar a resposta em frequência para que o filtro comece em 0 dB, multiplicando todos os coeficientes por um fator de ajuste.

O fator de ajuste foi obtido experimentalmente, seu valor é 0,888.

Então, multiplicando os coeficientes pelo valor de ajuste, temos um novo vetor de coeficientes:

$$b2 = [0,0016 \ 0,0155 \ 0,0475 \ 0,0976 \ 0,1514 \ 0,1867 \ 0,1867 \ 0,1514 \ 0,0976 \ 0,0475 \ 0,0155 \ 0,0016]$$

A resposta em frequência otimizada para o filtro FIR passa-baixas é mostrada na Figura 51.

A partir desta versão final da resposta em frequência verifica-se o valor da frequência de corte em -3 dB de 18 Hz e atenuação em 60 Hz de -54 dB.

A implementação do algoritmo que executa o filtro FIR, utilizando os coeficientes obtidos, foi orientada pelo documento elaborado por Chan e Underwood (2005).

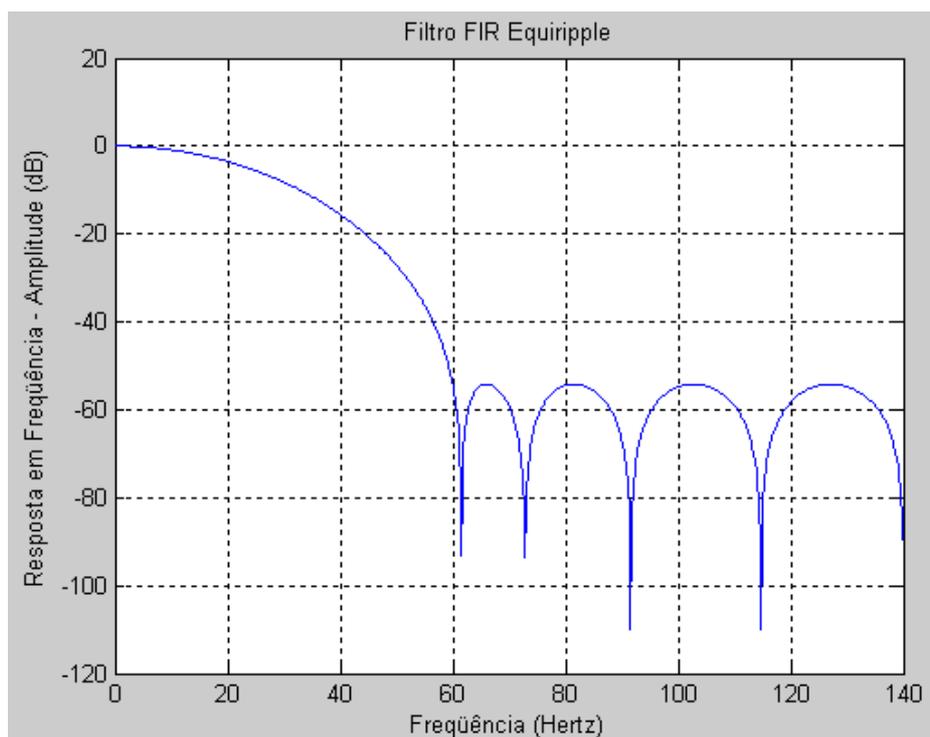


Figura 51 - Resposta em frequência otimizada do filtro FIR passa-baixas.

3.3.3.2 Filtro Passa-Altas IIR

Para projetar o filtro bloqueador de nível DC (passa-altas) IIR os únicos parâmetros necessários são a frequência de corte f_c e a taxa de amostragem f_s . A função que implementa o filtro é dada pela Equação 11 (FREITAS, 2007):

$$y[n] = x[n] - x[n - 1] + ay[n - 1] \quad (11)$$

onde:

$y[n]$ = saída atual do filtro

$y[n-1]$ = saída anterior do filtro

$x[n]$ = entrada atual do filtro

$x[n-1]$ = entrada anterior do filtro

a = pólo do filtro

Os valores especificados são:

- $f_c = 0,1$ Hz

- $f_s = 280$ Hz

Com estas informações é possível calcular o coeficiente a do filtro, por meio da Equação 12 (FREITAS, 2007):

$$a = \frac{\sqrt{3} - 2\text{sen}(\pi F_c)}{\text{sen}(\pi F_c) + \sqrt{3} \cos(\pi F_c)} \quad (12)$$

Contudo, antes é preciso obter o valor da frequência de corte normalizada F_c , em que $F_c = f_c / (f_s / 2) = 2f_c / f_s$. Desta forma tem-se:

$$F_c = \frac{2 * 0,1}{280} = 0,0007143$$

Agora é possível calcular a :

$$a = \frac{\sqrt{3} - 2\text{sen}(\pi \cdot 0,0007143)}{\text{sen}(\pi \cdot 0,0007143) + \sqrt{3} \cos(\pi \cdot 0,0007143)} = 0,9961$$

A Equação 13 representa a função de transferência normalizada de amplitude e a Equação 14 a função de transferência normalizada de fase. Estas são utilizadas para *plotar* a resposta em frequência, mostrada na Figura 52, e a resposta em fase, mostrada na Figura 53.

$$H(F) = \frac{(1+a)\text{sen}(\pi F / 2)}{\sqrt{1+a^2 - 2a \cos(\pi F)}} \quad (13)$$

$$\varphi(F) = \tan^{-1} \left[\frac{(1-a) \left(\frac{\text{sen} \pi F}{1 - \cos \pi F} \right)}{(1+a)} \right] \quad (14)$$

É importante também verificar quantas amostras irá demorar para o filtro estabilizar, utilizando a resposta ao impulso do filtro IIR dada pela Equação 15 (FREITAS, 2007):

$$g_k = \begin{cases} 1 & k = 0 \\ (a-1)a^{k-1} & k \geq 1 \end{cases} \quad (0 < a < 1) \quad (15)$$

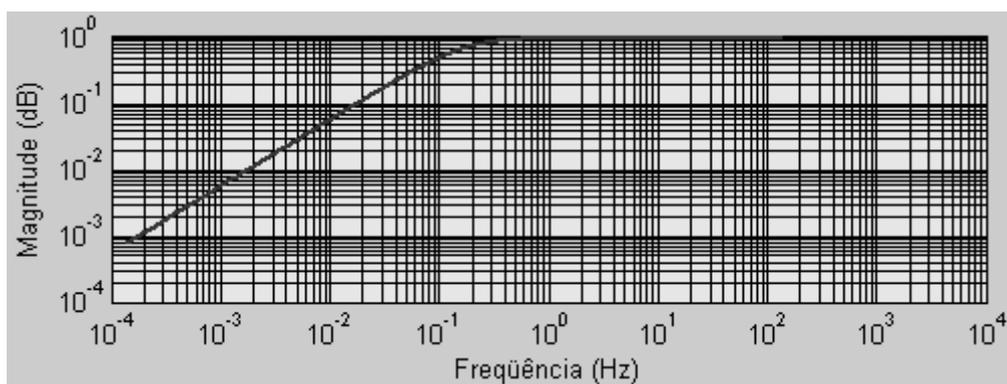


Figura 52 - Resposta em frequência do filtro IIR.

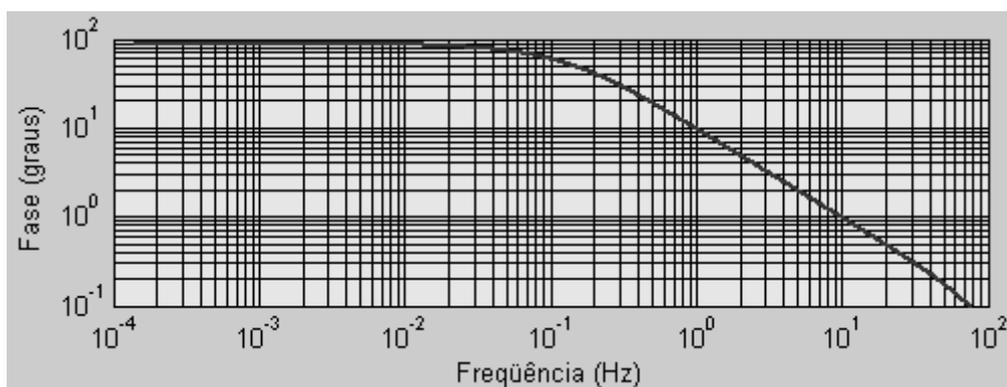


Figura 53 - Resposta em fase do filtro IIR.

A Figura 54 apresenta a resposta ao impulso mostrando o número de amostras que o filtro precisa para estabilizar, que são aproximadamente 1500 amostras.

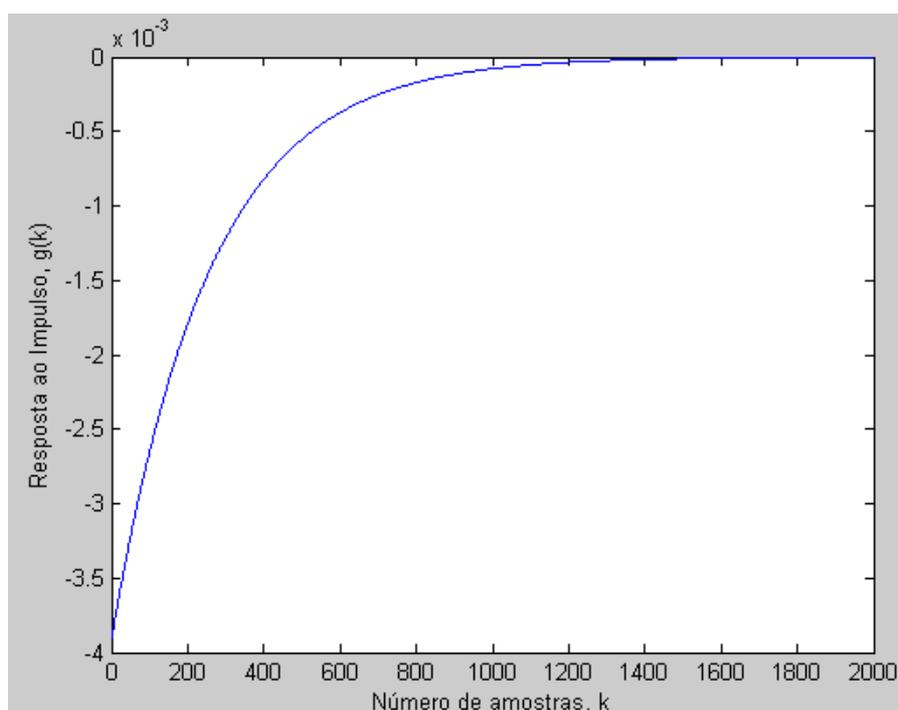


Figura 54 - Resposta ao impulso do filtro IIR.

Devido a este tempo de estabilização, as amostras do período de tempo em que o filtro está estabilizando são descartadas pelo software, conseqüentemente, um período um pouco maior de aquisição do sinal é necessário. Portanto, dividindo o número de amostras pela taxa de amostragem: $1500/280 = 5,35 \cong 6$ segundos a mais no tempo de aquisição são necessários.

3.3.3.3 Transformada Rápida de Fourier

O primeiro requisito para se computar uma FFT é que o tamanho da amostra seja uma potência de 2. Visto que já está definido no projeto o valor da taxa de amostragem de 280 Hz e o tempo de aquisição dos sinais de 60 segundos. Como visto anteriormente o filtro IIR precisa de 6 segundos para estabilizar, então, o tempo total de aquisição passa para 66 segundos. Devido aos primeiros 6 segundos serem descartados, para computar a FFT são utilizados os 60 segundos restantes.

Portanto, o cálculo do número de amostras é:

$$N = 60 \text{ segundos} \times 280 \text{ amostras / segundo} = 16800 \text{ amostras}$$

Como o número de amostras deve ser uma potência de 2, o valor mais próximo é $16384 = 2^{14}$. Desta forma, são descartadas as 416 amostras finais para o cálculo da FFT.

O software implementa o algoritmo *radix-2*, a realocação reversa de bits para ordenação da seqüência de entrada e o cálculo *butterfly*. O próprio vetor de entrada recebe o resultado dos cálculos. O documento elaborado por GOUGH (1997) orientou a implementação destes algoritmos.

A freqüência principal do sinal é obtida comparando os valores dos módulos de cada posição do vetor de números complexos resultante da transformada. Obtendo o maior valor em módulo, então se verifica a posição deste valor e calcula-se a freqüência que equivale a esta posição do vetor. Como o vetor resultante tem os valores espelhados a partir de $N / 2$, o maior valor de freqüência detectável é justamente a metade da freqüência de amostragem, ou seja, 140 Hz. O valor de freqüência é obtido pela Equação 16:

$$F = \frac{\text{taxa de amostragem} * \text{ponto}}{n^\circ \text{ total de amostras}} \quad (16)$$

Por exemplo, o ponto 8192 é equivalente a 140 Hz:

$$F = \frac{280 * 8192}{16384} = 140 \text{ Hz}$$

Para o ponto 320:

$$F = \frac{280 * 320}{16384} = 5,469 \text{ Hz}$$

O módulo do número complexo localizado no ponto que representa a frequência principal é equivalente à amplitude do sinal que possui aquela frequência. Se o sinal está representado em g (múltiplo da aceleração da gravidade), então o valor em g da amplitude do sinal com frequência predominante é igual ao módulo da FFT dividido por $N / 2$. Por exemplo, se o módulo da FFT no ponto 320 (5,469 Hz) é igual a 4096, então $A = 4096 / 8192 = 0,5$ g.

Os valores de frequência e amplitude são truncados com 3 casas decimais. Os gráficos de frequência são limitados a apresentar o espectro no intervalo de 0 a 30 Hz. Foi estipulado um limite inferior para a detecção da frequência, como se fosse um filtro, em que frequências abaixo de 1,950 Hz não são detectáveis pelo software e são consideradas ruído. Não há interesse em frequências abaixo deste valor, visto que a frequência de tremores começa em 2 Hz, de acordo com a Tabela 3. A Figura 55 apresenta um exemplo de um gráfico do espectro de frequências de um sinal de tremor.

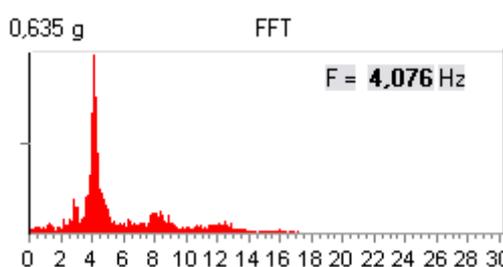


Figura 55 - Exemplo do espectro de frequências de um sinal de tremor.

3.3.3.4 Soma Vetorial dos Eixos

Cada sensor possui dois eixos sensíveis. A composição vetorial desses dois eixos pode proporcionar uma informação extra e importante sobre o tremor. Portanto, o sistema mostra,

além dos gráficos para os dois eixos separadamente de cada acelerômetro, também um terceiro gráfico com a análise em amplitude e frequência da soma vetorial dos dois eixos.

A soma vetorial é realizada com os valores de cada eixo amostrados no mesmo instante. A Figura 56 apresenta um exemplo de um vetor resultante de uma soma vetorial.

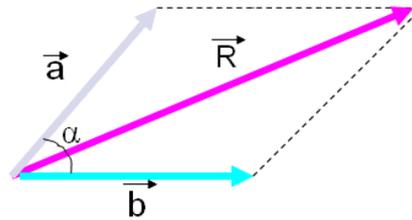


Figura 56 - Vetores em uma soma vetorial.

O módulo do vetor resultante é dado pela Equação 17:

$$R = \sqrt{a^2 + b^2 + 2.ab.\cos\alpha} \quad (17)$$

Como α na Equação 17 é igual a 90° devido aos eixos dos acelerômetros serem perpendiculares, esta é reduzida a:

$$R = \sqrt{a^2 + b^2} \quad (18)$$

Portanto, a Equação 18 é utilizada para realizar a soma vetorial dos eixos dos acelerômetros.

3.3.3.5 Valor RMS

O valor de amplitude do sinal temporal de tremor é representado pela raiz média quadrática (RMS) da oscilação durante todo o período de aquisição.

O cálculo do valor RMS é obtido pela Equação 19:

$$x_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2} = \sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_n^2}{n}} \quad (19)$$

onde x_1, x_2, \dots, x_n são as amostras de todo o sinal adquirido.

Além de apresentar o valor RMS, o gráfico de amplitude do sinal apresenta os valores máximo e mínimo do sinal no período de aquisição. A Figura 57 apresenta um exemplo de um gráfico de amplitude de um sinal de tremor. O eixo das abscissas indica o número de pontos amostrados e o eixo das ordenadas a amplitude em g. Logo acima do gráfico estão o valor mínimo (G-), o valor RMS (Gm) e o valor máximo (G+) da amplitude do sinal do tremor.

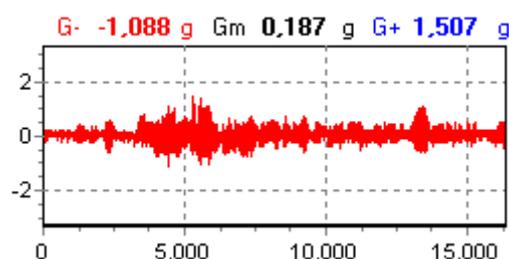


Figura 57 - Exemplo do gráfico de amplitude de um sinal de tremor.

3.3.4 Considerações Gerais sobre o Software

A Figura 58 apresenta um exemplo da apresentação final do resultado da aquisição dos sinais dos eixos de um acelerômetro.

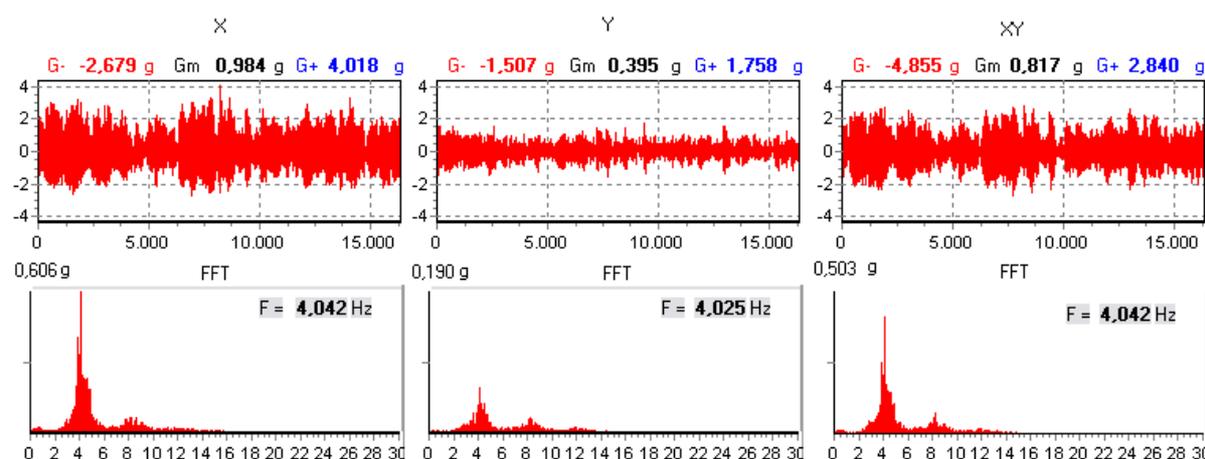


Figura 58 - Exemplo do resultado final do processamento dos eixos de um sensor.

Na tela de resultados da monitoração no histórico há mais 7 conjuntos de gráficos como este apresentado na Figura 58, totalizando 48 gráficos que representam os resultados dos 8 sensores.

Para proporcionar uma comparação adequada, os gráficos são todos normalizados para o maior valor identificado na monitoração atual. No caso dos gráficos do sinal no domínio do tempo, é identificado, entre todos os sinais, qual tem a maior amplitude, então todos os gráficos têm sua escala de amplitude normalizada em relação a aquele valor. No caso dos gráficos no domínio da frequência, é identificado entre todos os vetores de números complexos das transformadas qual possui o maior módulo, então todos os gráficos de frequência têm seu valor máximo normalizado em relação a aquele valor.

A sensibilidade em g final para os acelerômetros ficou definida de acordo com a faixa dinâmica total de entrada do conversor A/D dividida pelo número total de níveis de quantização. A sensibilidade original dos acelerômetros foi mantida, ou seja, não houve amplificação ou atenuação de sinais na faixa de frequência especificada. A faixa dinâmica compreendida pelo conversor A/D é de $\pm 1,65$ V. A sensibilidade do sensor configurado em 1,5 g é de 800 mV/g e a sensibilidade do sensor configurado em 6 g é de 200 mV/g.

A tensão de saída do acelerômetro de 1,5 g para sua escala máxima de aceleração é $V_{1,5g} = 1,5 \times 0,8 = 1,2$ V. Como a tensão de entrada máxima no conversor A/D é de $\pm 1,65$ V, ficando 128 níveis de quantização para os valores positivos e 128 níveis de quantização para os valores negativos. Para o sensor de 1,5 g a escala máxima passa a ser $G = 1,65 / 0,8 = 2,06$ g e a sensibilidade em g é dada por $S = 2,06 / 2^7 = 0,016$ g, em dB fica $S_{dB} = 20 \cdot \log(0,016/2,06) = -42,2$ dB, em valor RMS a escala máxima fica $G_{RMS} = 2,06 / \sqrt{2} = 1,456$ e a sensibilidade $S_{RMS} = 0,016 / \sqrt{2} = 0,011$, em dB_{RMS} fica $S_{dB_{RMS}} = 20 \cdot \log(0,011 / 1,456) = -42,2$ dB.

A tensão de saída do acelerômetro de 6 g para sua escala máxima de aceleração é $V_{6g} = 6 \times 0,2 = 1,2$ V. Para o sensor de 6 g a escala máxima passa a ser $G = 1,65 / 0,2 = 8,25$ g e a sensibilidade em g é dada por $S = 8,25 / 2^7 = 0,064$ g, em dB fica $S_{dB} = 20 \cdot \log(0,064/8,25) = -42,2$ dB, em valor RMS a escala máxima fica $G_{RMS} = 8,25 / \sqrt{2} = 5,834$ e a sensibilidade $S_{RMS} = 0,064 / \sqrt{2} = 0,045$, em dB_{RMS} fica $S_{dB_{RMS}} = 20 \cdot \log(0,045 / 5,834) = -42,2$ dB.

Os valores mínimos teóricos de aceleração que o sistema consegue captar são 0,016 g e 0,064 g. Visto que o ruído do sensor de 1,5 g é de 0,002 g e do sensor de 6 g é de 0,023 g, conforme seus respectivos *datasheets* (FREESCALE, 2006a, FREESCALE, 2006b e FREESCALE, 2006c), na prática os valores teóricos são possíveis de serem alcançados.

3.4 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Para a realização de testes com o sistema de medição de tremor em seres humanos foi elaborado e submetido um projeto ao comitê de ética do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná (HC-UFPR), de acordo com a resolução 196/96 do Ministério da Saúde. O projeto foi aprovado e registrado sob o nº 2005018128 no Sistema de Banco de Pesquisas UFPR. Contou-se com a colaboração dos profissionais neurologistas Prof. Dr. Edison Matos Novák e Prof. Dr. Hélio Afonso Ghizoni Teive, atuantes no serviço de neurologia do HC, os quais ficaram como responsáveis pelo projeto nas dependências do Ambulatório de Distúrbios do Movimento do setor de neurologia do hospital.

Em reuniões iniciais, os neurologistas do HC indicaram que haveria mais casos de pacientes portadores de Tremor Essencial no ambulatório para serem analisados pelo sistema, portanto, o projeto do comitê de ética foi feito abordando a aplicação do sistema para medição do tremor de pacientes com esta patologia.

No Apêndice 2 está a carta de aprovação do comitê de ética do HC e no Apêndice 3 está o termo de consentimento informado livre e esclarecido (TCLE), que foi apresentado a cada indivíduo analisado pelo sistema, que concordou em fazer os testes e assinou o termo ficando com uma cópia para si.

O sistema também foi utilizado para medição do tremor de portadores da Doença de Parkinson, não somente portadores de Tremor Essencial.

Utilizando este mesmo projeto aprovado pelo comitê de ética do HC-UFPR, foram realizadas medições de tremor com os pacientes da Associação Paranaense de Portadores de Parkinsonismo (APPP), tendo como responsável local o Dr. Renato Puppi Munhoz, que também realiza atendimento no ambulatório de distúrbios do movimento do HC-UFPR. Para acesso à APPP foi feito um cadastro de estagiário, apresentado no Apêndice 4.

No HC foram recrutados voluntários portadores de TE e de DP. Na APPP foram recrutados apenas voluntários portadores de DP.

Em ambas as instituições (HC e APPP) foi permitido chamar os pacientes que estavam esperando por suas consultas marcadas ou que já haviam sido atendidos, de forma a não atrapalhar o andamento normal dos procedimentos locais. Foi permitido também o acesso ao prontuário dos pacientes avaliados pelo sistema de medição de tremor.

Além dos resultados da medição do tremor, foram anotadas informações do estado clínico do paciente, constantes no seu respectivo prontuário. Antes da medição do tremor do

paciente, foi realizado um cadastro do mesmo, registrando seus dados pessoais e número de identificação de seu cadastro na respectiva instituição.

O atendimento do voluntário seguiu o seguinte procedimento:

1º - Explicação sobre o teste que seria realizado e apresentação do TCLE - se de acordo e assinado, segue para o 2º passo, senão o paciente ia embora;

2º - Cadastro do paciente no sistema;

3º - Perguntas e anotações sobre: desde quando possui tremor, tempo que está tratando, em quais membros sente mais tremor, seu estado emocional no momento do teste, último horário que tomou o remédio para tremor e quantas vezes o toma por dia. Então é verificado o prontuário do voluntário e anotado informações sobre bradicinesia, rigidez, ataxia e instabilidade postural.

4º - Colocação dos sensores nos braços e pernas, alternativamente na cabeça, com fitas adesivas e fitas velcro, deixando paciente sentado com as pernas suspensas;

5º - Indicado para paciente ficar com os braços em repouso apoiados sobre uma mesa ou sobre as pernas (na ausência de uma mesa) para realização do teste de tremor de repouso, solicitado aguardar 1 minuto para o término do teste. Após, anotar alguma observação, se necessário, e então gravar a monitoração do tremor;

6º - Indicado para paciente ficar com os braços estendidos para frente com as mãos para cima para realização do teste de tremor postural, solicitado aguardar 1 minuto para o término do teste. Após, anotar alguma observação, se necessário, e então gravar a monitoração do tremor;

7º - Indicado para paciente realizar o teste índice-nariz com os dois braços ao mesmo tempo para a realização do teste de tremor cinético, solicitado realizar contínua e lentamente os movimentos de flexão em direção ao nariz e extensão em direção ao dedo do examinador pelo período de 1 minuto até o término do teste. Após, anotar alguma observação, se necessário, e então gravar a monitoração do tremor;

8º - Retirado os sensores do paciente e liberado o mesmo para ir embora.

9º - Revisado as anotações, inclusão de alguma observação, caso necessário, e concluir gravando a avaliação do paciente.

Todo este procedimento dura, em média, de 20 a 30 minutos.

O tremor das pernas é registrado durante todos os testes, apesar das mesmas ficarem sempre na mesma posição.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados relacionados ao protótipo, resultados da calibração do sistema e resultados dos testes de tremor realizados em seres humanos.

4.1 PROTÓTIPO

Uma foto da montagem final do protótipo com gabinete fechado é apresentada na Figura 59. Uma foto da placa de circuito impresso montada é apresentada na Figura 60 e uma foto da montagem dos sensores é apresentada na Figura 61.



Figura 59 - Protótipo final do projeto.



Figura 60 - Placa PCI do projeto montada.

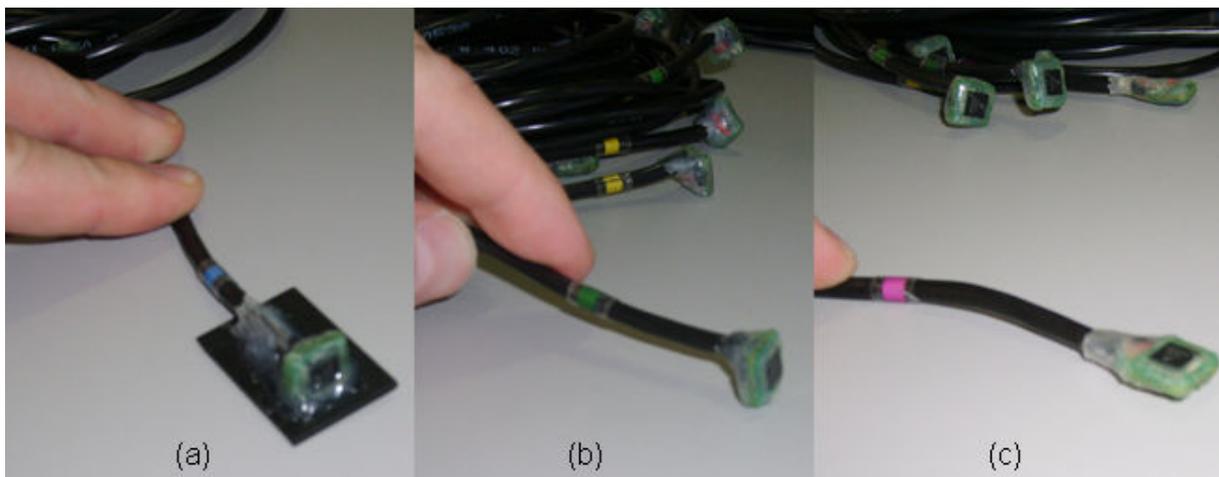


Figura 61 - Montagem dos sensores: (a) sensor de 1,5 g XY; (b) sensor de 6 g XY; (c) sensor de 1,5 g XZ.

Foi medida a corrente consumida pelo protótipo com um multímetro digital em série com a linha de alimentação do cabo USB, conectado ao microcomputador. Os valores mínimos e máximos são os seguintes:

- Mínimo: 180 mA. Sensores conectados, microcontrolador parado (em *reset*) e cabo da porta paralela desconectado.

- Máximo: 335 mA. Sensores conectados, microcontrolador funcionando e cabo da porta paralela conectado ao microcomputador.

4.2 CALIBRAÇÃO

4.2.1 Calibração Estática

Os resultados, obtidos com os procedimentos descritos no item 3.2.1.1, são apresentados para os sensores de 1 a 8 nas Tabelas 10 a 17.

Tabela 10 - Calibração estática do sensor 1.

Sensor 1 - MMA6270 - 6 g - 0,2 V/g									
		0°	90°	180°	270°	Parte Superior	Parte Inferior	VCC	
Valores esperados	X	0 g = 1,65 V	+1 g = 1,85 V	0 g = 1,65 V	-1 g = 1,45 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	3,3 V	
	Y	-1 g = 1,45 V	0 g = 1,65 V	+1 g = 1,85 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V		
Valores medidos	X	1,64	1,84	1,65	1,42	1,65	1,63	3,27 V	-> 0 g = 1,635 V
	Y	1,47	1,67	1,87	1,67	1,67	1,67		

Tabela 11 - Calibração estática do sensor 2.

Sensor 2 - MMA6270 - 6 g - 0,2 V/g									
		0°	90°	180°	270°	Parte Superior	Parte Inferior	VCC	
Valores esperados	X	0 g = 1,65 V	+1 g = 1,85 V	0 g = 1,65 V	-1 g = 1,45 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	3,3 V	
	Y	-1 g = 1,45 V	0 g = 1,65 V	+1 g = 1,85 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V		
Valores medidos	X	1,65	1,85	1,65	1,45	1,65	1,65	3,27 V	-> 0 g = 1,635 V
	Y	1,45	1,65	1,85	1,65	1,65	1,65		

Tabela 12 - Calibração estática do sensor 3.

Sensor 3 - MMA6260 - 1,5 g - 0,8 V/g									
		0°	90°	180°	270°	Parte Superior	Parte Inferior	VCC	
Valores esperados	X	0 g = 1,65 V	+1 g = 2,45 V	0 g = 1,65 V	-1 g = 0,85 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	3,3 V	
	Y	-1 g = 0,85 V	0 g = 1,65 V	+1 g = 2,45 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V		
Valores medidos	X	1,35	2,15	1,4	0,60	1,35	1,4	3,27 V	-> 0 g = 1,635 V
	Y	0,65	1,40	2,2	1,45	1,45	1,5		

Tabela 13 - Calibração estática do sensor 4.

Sensor 4 - MMA6270 - 6 g - 0,2 V/g									
		0°	90°	180°	270°	Parte Superior	Parte Inferior	VCC	
Valores esperados	X	0 g = 1,65 V	+1 g = 1,85 V	0 g = 1,65 V	-1 g = 1,45 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	3,3 V	
	Y	-1 g = 1,45 V	0 g = 1,65 V	+1 g = 1,85 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V		
Valores medidos	X	1,64	1,84	1,64	1,44	1,64	1,64	3,27 V	-> 0 g = 1,635 V
	Y	1,46	1,65	1,85	1,65	1,64	1,64		

Tabela 14 - Calibração estática do sensor 5.

Sensor 5 - MMA6270 - 6 g - 0,2 V/g									
		0°	90°	180°	270°	Parte Superior	Parte Inferior	VCC	
Valores esperados	X	0 g = 1,65 V	+1 g = 1,85 V	0 g = 1,65 V	-1 g = 1,45 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	3,3 V	
	Y	-1 g = 1,45 V	0 g = 1,65 V	+1 g = 1,85 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V		
Valores medidos	X	1,64	1,84	1,64	1,42	1,64	1,64	3,27 V	-> 0 g = 1,635 V
	Y	1,45	1,65	1,85	1,64	1,65	1,65		

Tabela 15 - Calibração estática do sensor 6.

Sensor 6 - MMA6260 - 1,5 g - 0,8 V/g									
		0°	90°	180°	270°	Parte Superior	Parte Inferior	VCC	
Valores esperados	X	0 g = 1,65 V	+1 g = 2,45 V	0 g = 1,65 V	-1 g = 0,85 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	3,3 V	
	Y	-1 g = 0,85 V	0 g = 1,65 V	+1 g = 2,45 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V		
Valores medidos	X	1,15	1,98	1,15	0,35	1,15	1,15	3,27 V	-> 0 g = 1,635 V
	Y	0,62	1,4	2,18	1,35	1,4	1,4		

Tabela 16 - Calibração estática do sensor 7.

Sensor 7 - MMA6280 - 1,5 g - 0,8 V/g									
		0°	90°	180°	270°	Parte Superior	Parte Inferior	VCC	
Valores esperados	X	0 g = 1,65 V	+1 g = 2,45 V	0 g = 1,65 V	-1 g = 0,85 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	3,3 V	
	Y	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	+1 g = 2,45 V	-1 g = 0,85 V		
Valores medidos	X	1,5	2,31	1,5	0,71	1,5	1,5	3,27 V	-> 0 g = 1,635 V
	Y	1,7	1,7	1,7	1,7	2,48	0,88		

Tabela 17 - Calibração estática do sensor 8.

Sensor 8 - MMA6280 - 1,5 g - 0,8 V/g									
		0°	90°	180°	270°	Parte Superior	Parte Inferior	VCC	
Valores esperados	X	0 g = 1,65 V	+1 g = 2,45 V	0 g = 1,65 V	-1 g = 0,85 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	3,3 V	
	Y	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	0 g = 1,65 V	+1 g = 2,45 V	-1 g = 0,85 V		
Valores medidos	X	1,45	2,25	1,45	0,64	1,45	1,45	3,27 V	-> 0 g = 1,635 V
	Y	1,7	1,7	1,7	1,7	2,46	0,87		

4.2.2 Calibração Dinâmica

A Figura 62 apresenta uma foto do sistema com os sensores acoplados à máquina. A Figura 63 apresenta em detalhe a colocação dos sensores na máquina.



Figura 62 - Acelerômetros acoplados ao sistema mecânico para calibração dinâmica.



Figura 63 - Detalhe da colocação dos sensores na máquina.

Para cada eixo de cada sensor são mostrados os gráficos gerados pelo software para o resultado de 0,50 mm de pico em 20 Hz, apresentando uma série de 500 amostras, o que equivale a aproximadamente 2 segundos. Os resultados com deslocamento constante são apresentados nas Figuras 64 a 87.

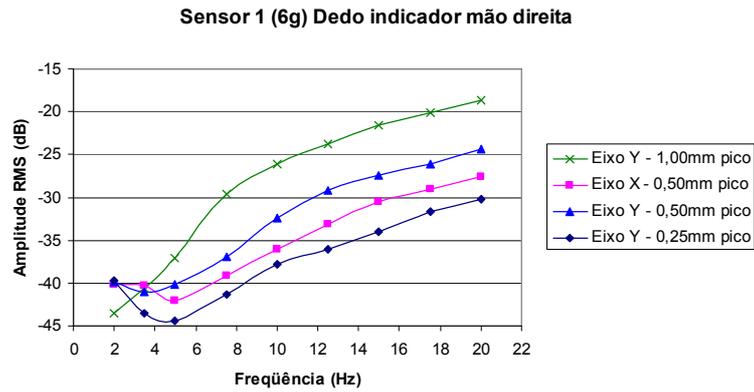


Figura 64 - Resposta do sensor 1 para deslocamento constante.

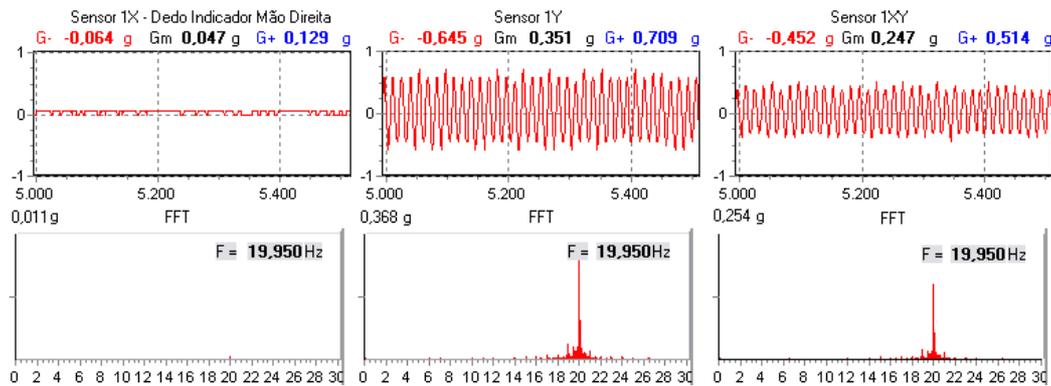


Figura 65 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo Y do sensor 1.

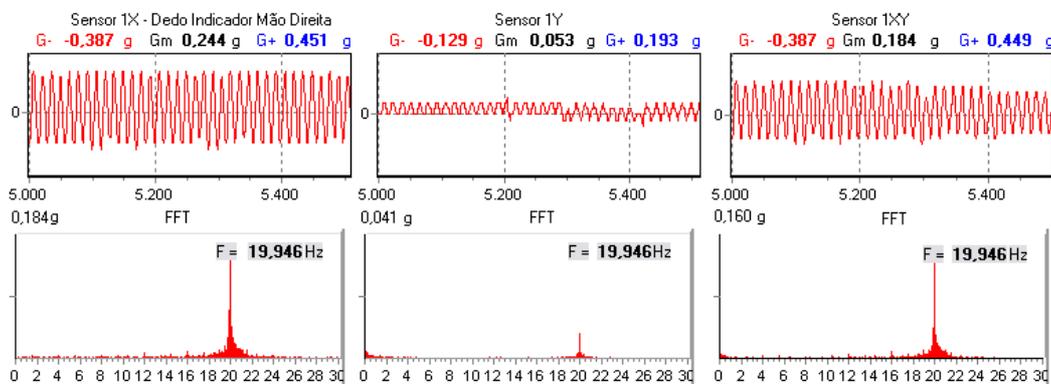


Figura 66 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada ao eixo X do sensor 1.

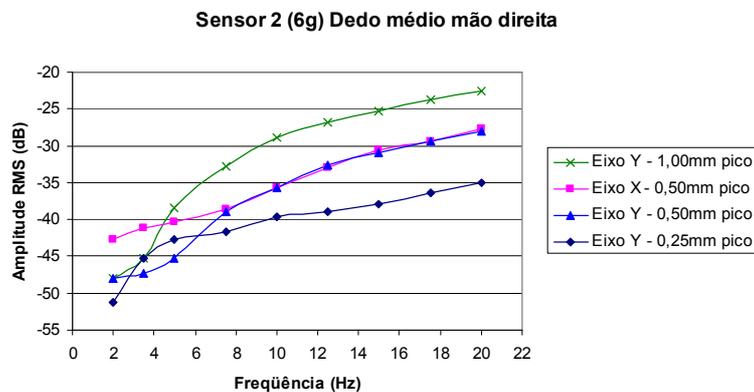


Figura 67 - Resposta do sensor 2 para deslocamento constante.

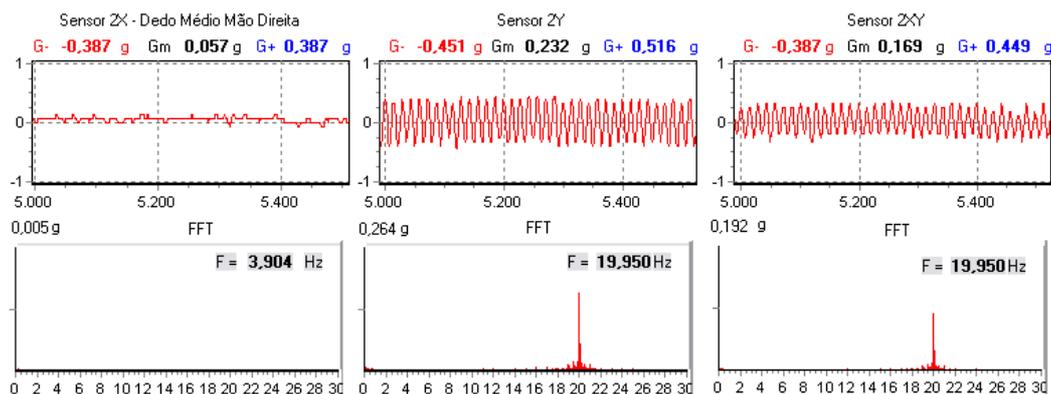


Figura 68 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo Y do sensor 2.

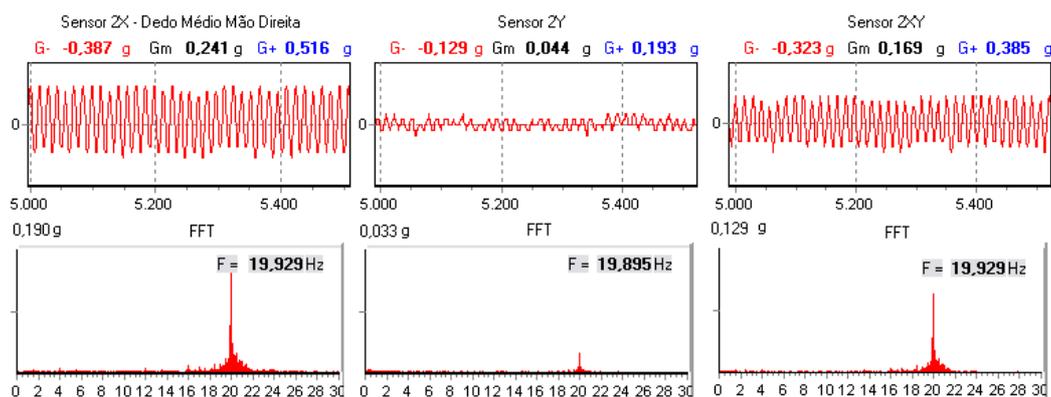


Figura 69 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo X do sensor 2.

Sensor 3 (1,5g) Antebraço direito

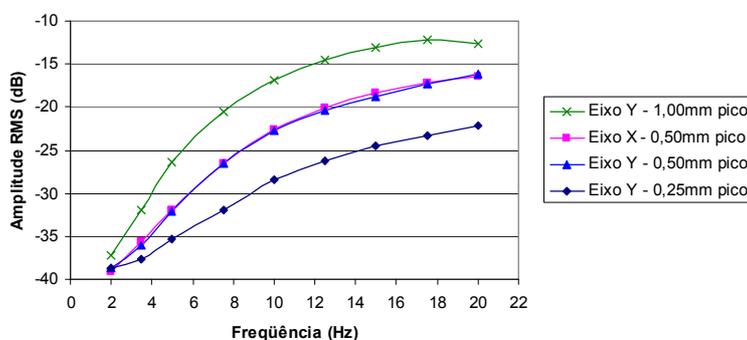


Figura 70 - Resposta do sensor 3 para deslocamento constante.

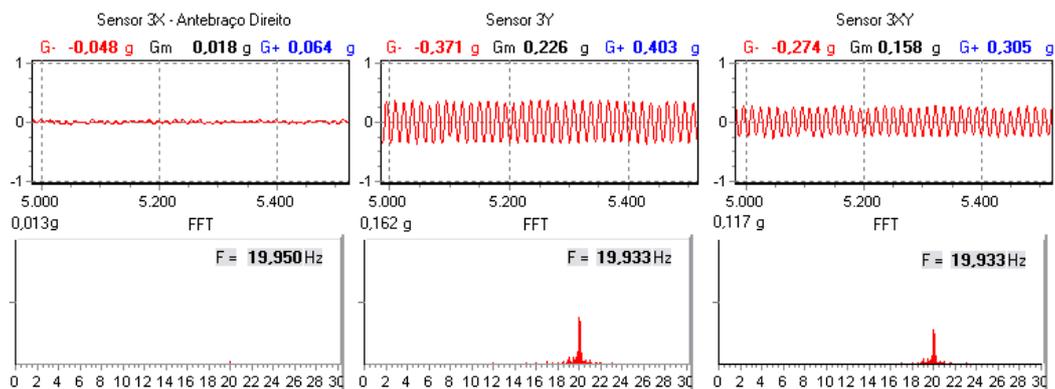


Figura 71 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo Y do sensor 3.

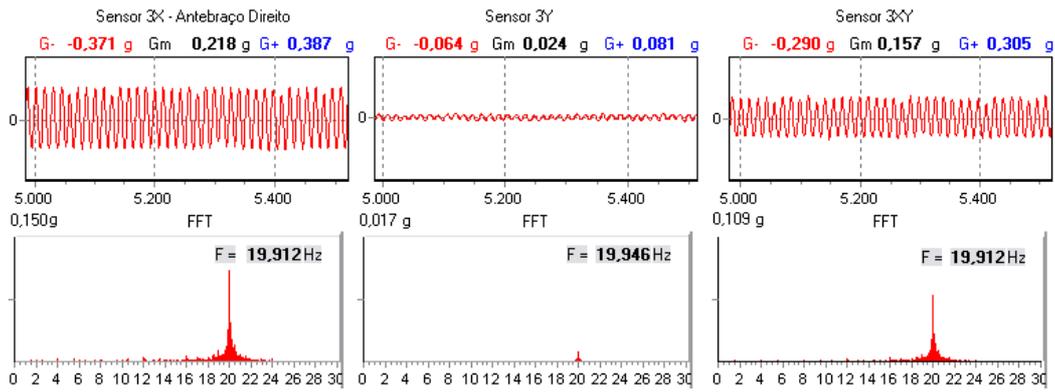


Figura 72 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo X do sensor 3.

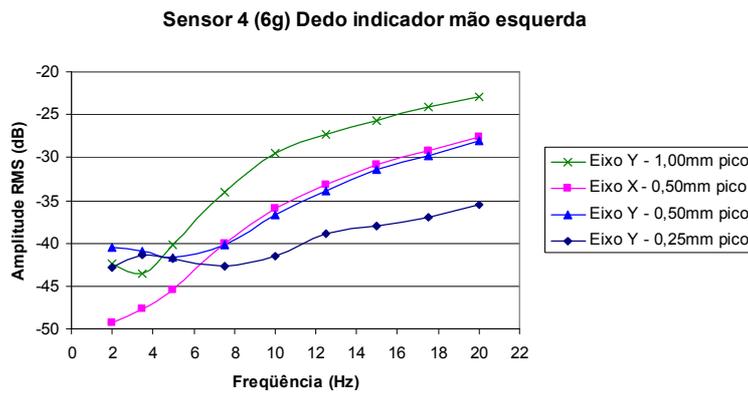


Figura 73 - Resposta do sensor 4 para deslocamento constante.

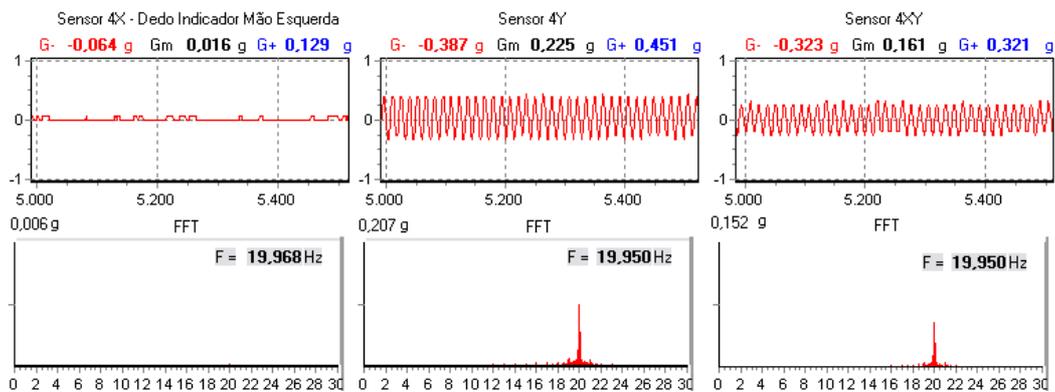


Figura 74 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo Y do sensor 4.

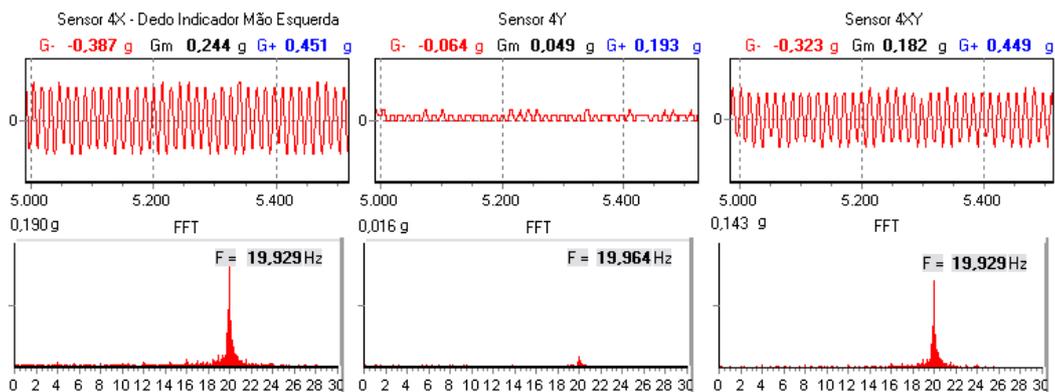


Figura 75 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo X do sensor 4.

Sensor 5 (6g) Dedo médio mão esquerda

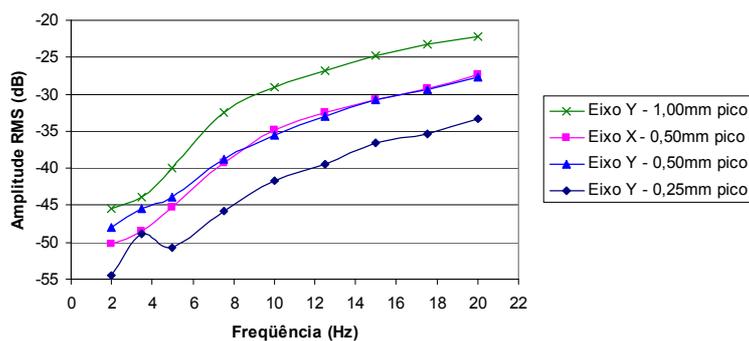


Figura 76 - Resposta do sensor 5 para deslocamento constante.

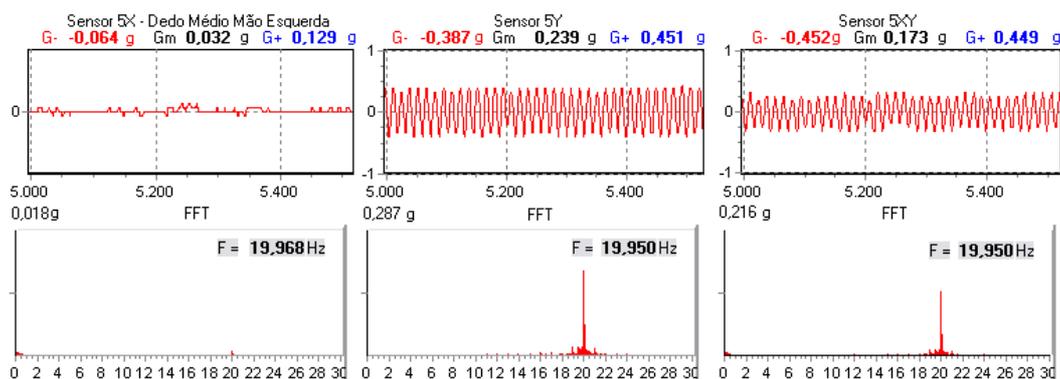


Figura 77 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo Y do sensor 5.

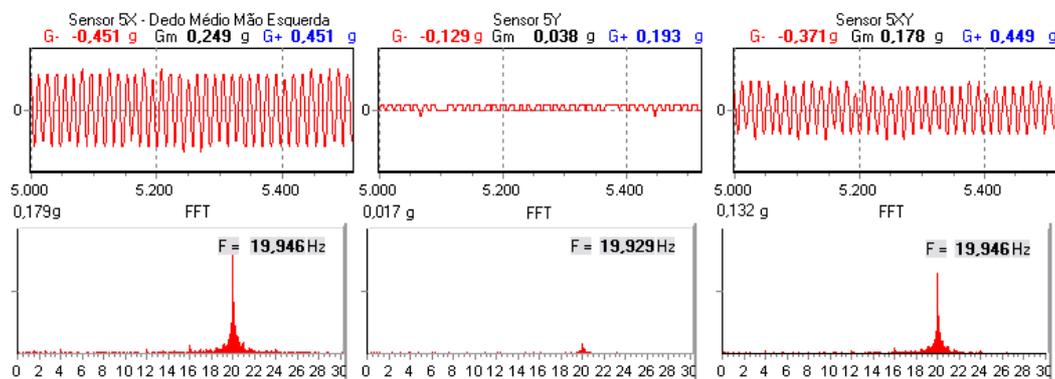


Figura 78 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo X do sensor 5.

Sensor 6 (1,5g) Antebraço esquerdo

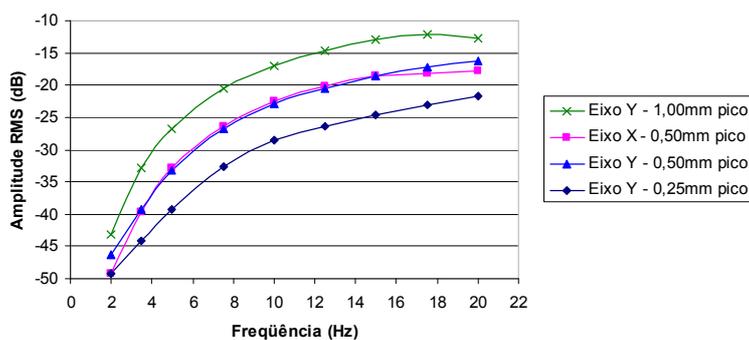


Figura 79 - Resposta do sensor 6 para deslocamento constante.

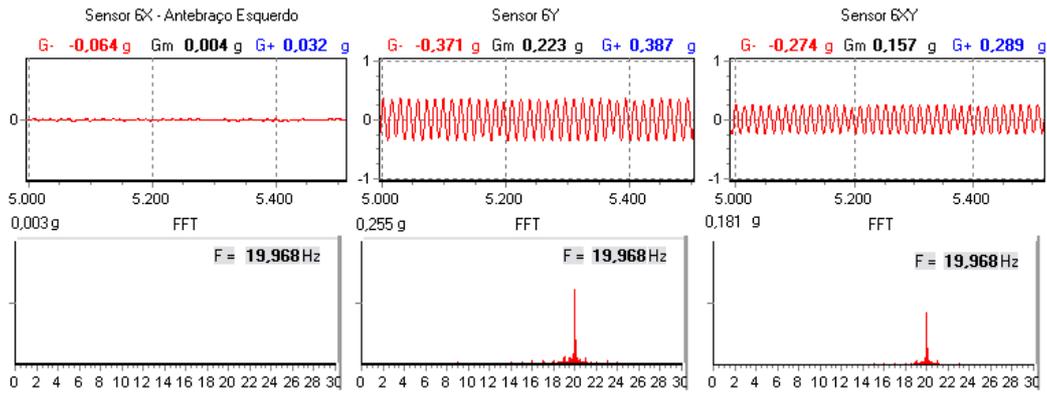


Figura 80 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo Y do sensor 6.

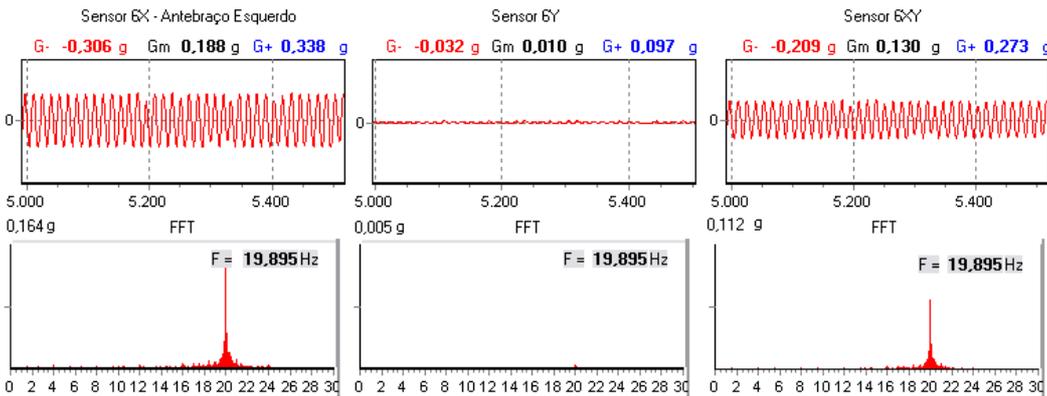


Figura 81 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo X do sensor 6.

Sensor 7 (1,5g) Perna direita ou cabeça

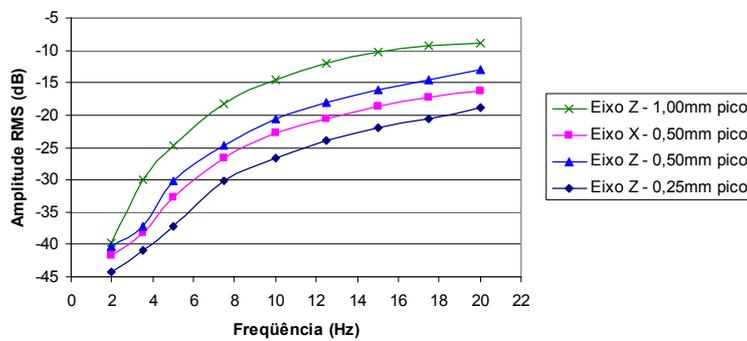


Figura 82 - Resposta do sensor 7 para deslocamento constante.

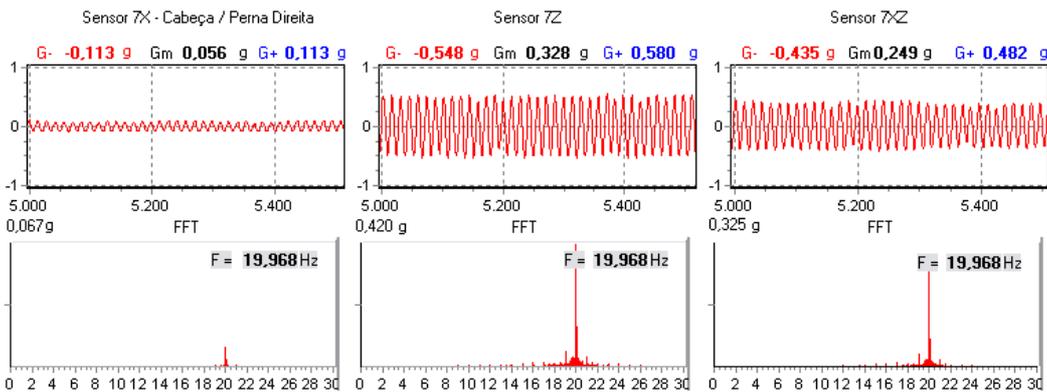


Figura 83 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo Z do sensor 7.

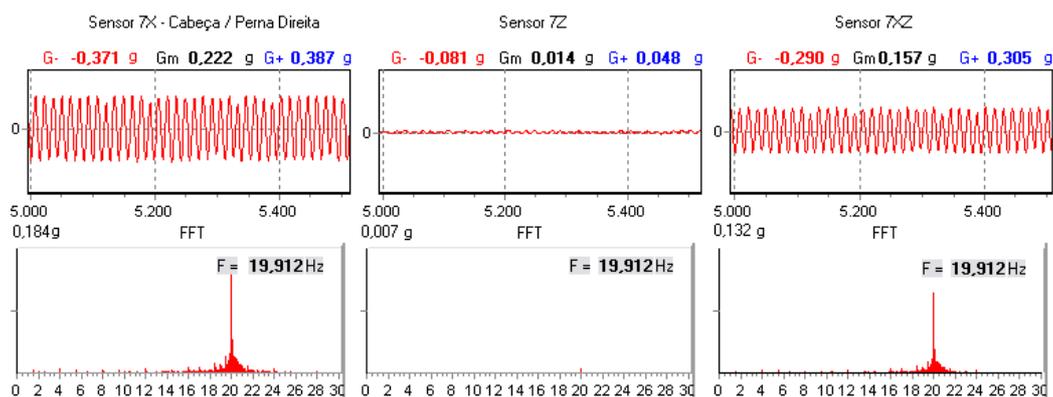


Figura 84 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo X do sensor 7.

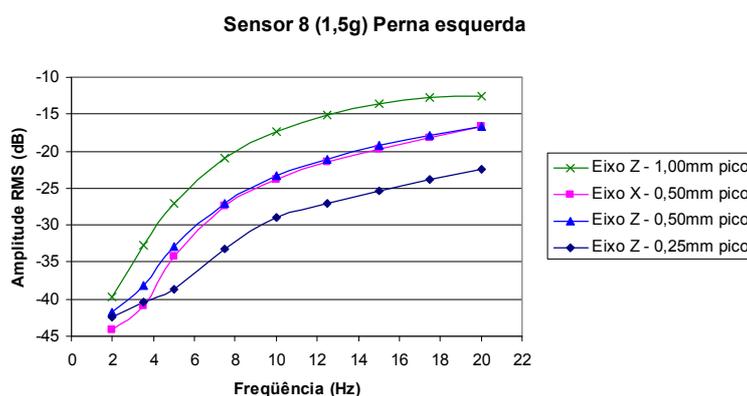


Figura 85 - Resposta do sensor 8 para deslocamento constante.

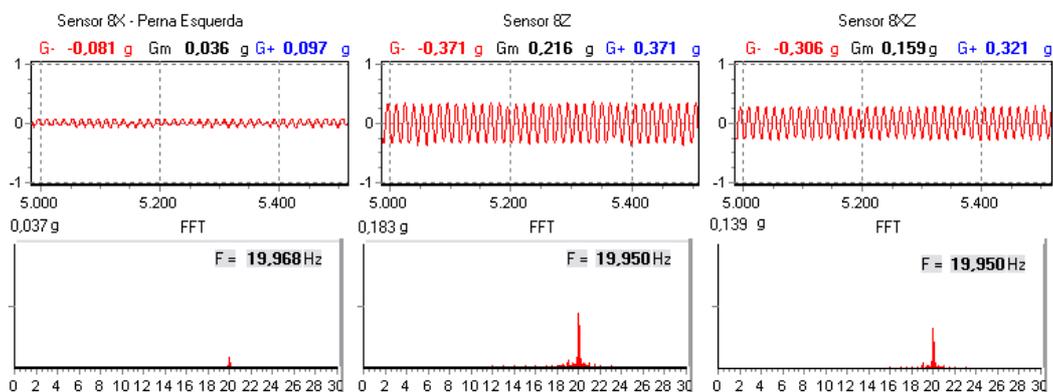


Figura 86 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo Z do sensor 8.

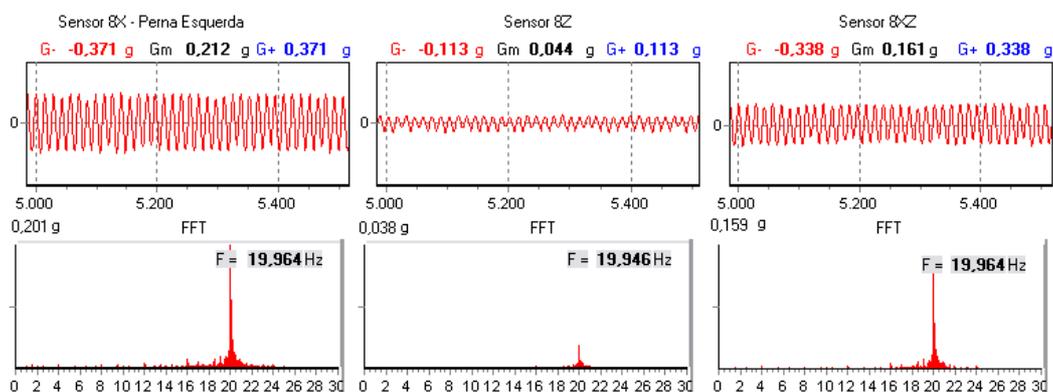


Figura 87 - Gráficos do software para uma oscilação de 20 Hz aplicada no eixo X do sensor 8.

Nos testes de aceleração constante foi incluído o resultado da soma vetorial entre os dois eixos de cada sensor. Para cada valor de aceleração em cada sensor foram feitas duas medições, de forma a verificar a repetibilidade do sistema. Como os gráficos gerados pelo software já foram mostrados anteriormente, nesta seqüência de resultados não serão apresentados gráficos gerados pelo software. Os resultados de aceleração constante são apresentados nas Figuras 88 a 95.

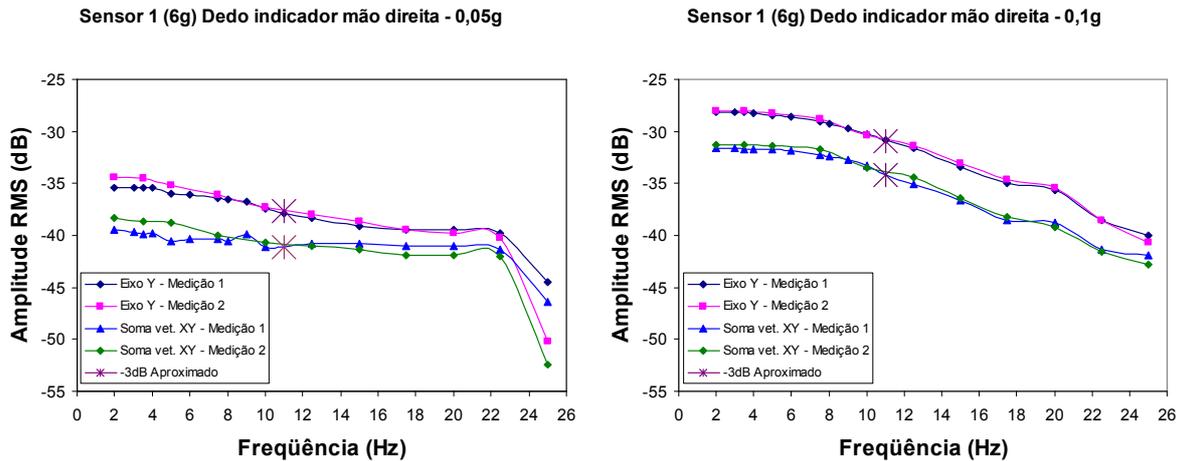


Figura 88 - Resposta do sensor 1 para aceleração constante de 0,05 g e 0,1 g.

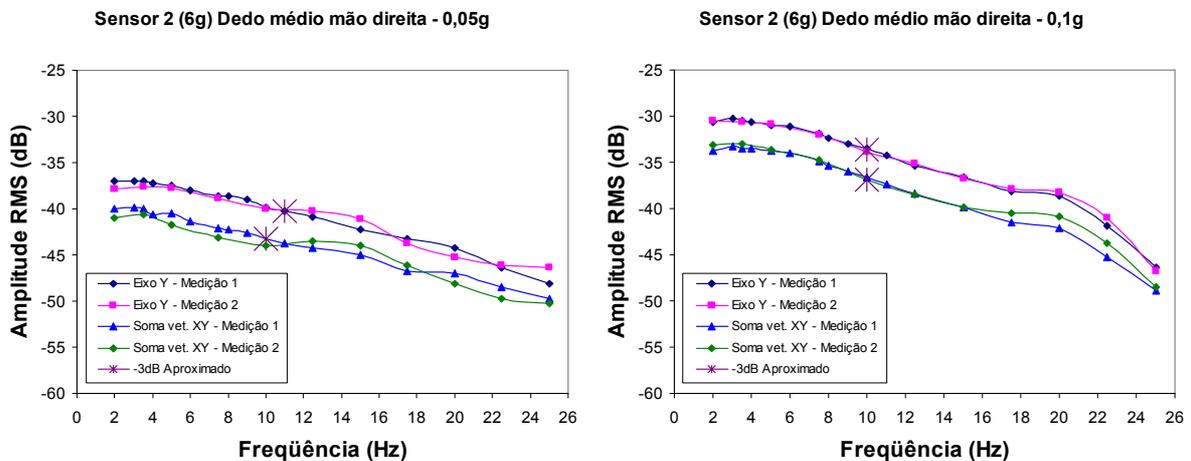


Figura 89 - Resposta do sensor 2 para aceleração constante de 0,05 g e 0,1 g.

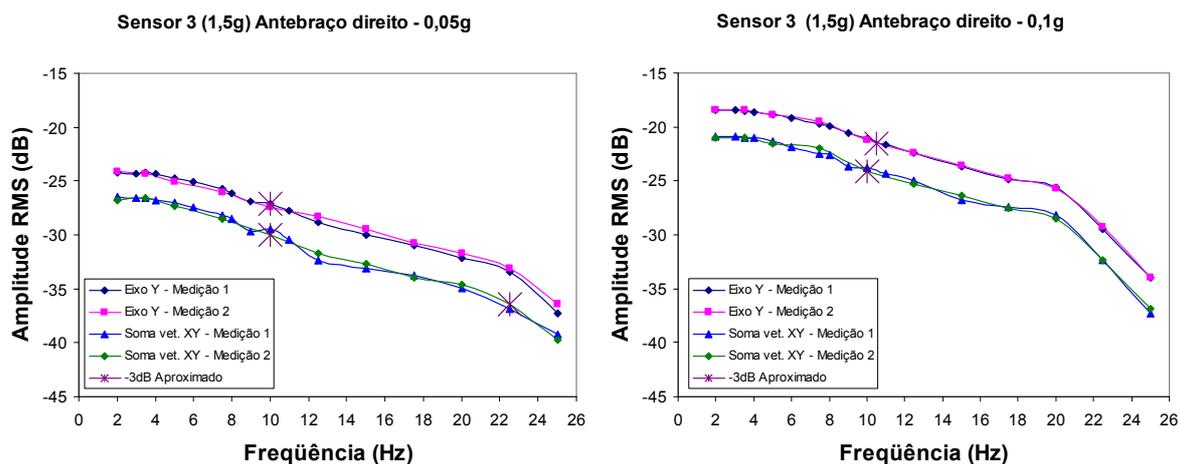


Figura 90 - Resposta do sensor 3 para aceleração constante de 0,05 g e 0,1 g.

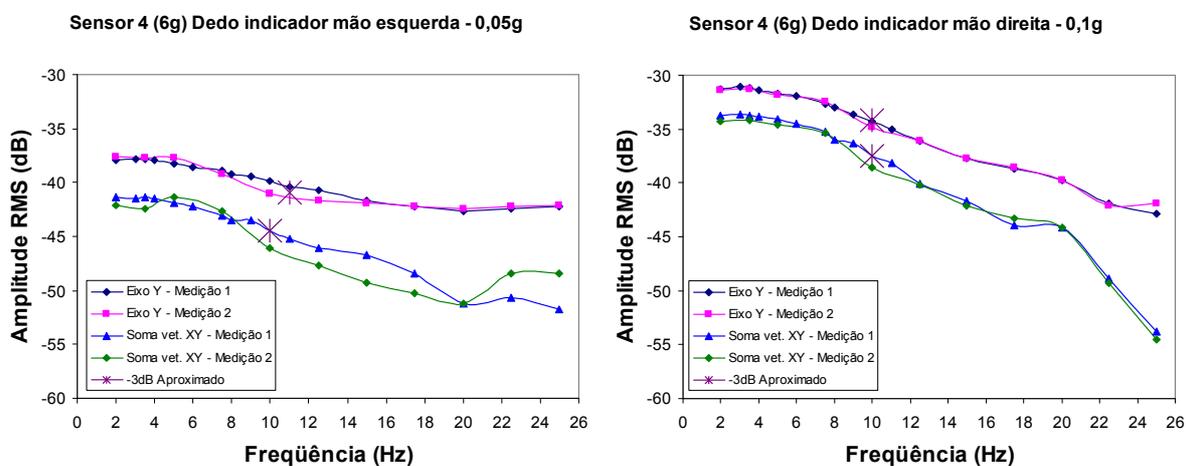


Figura 91 - Resposta do sensor 4 para aceleração constante de 0,05 g e 0,1 g.

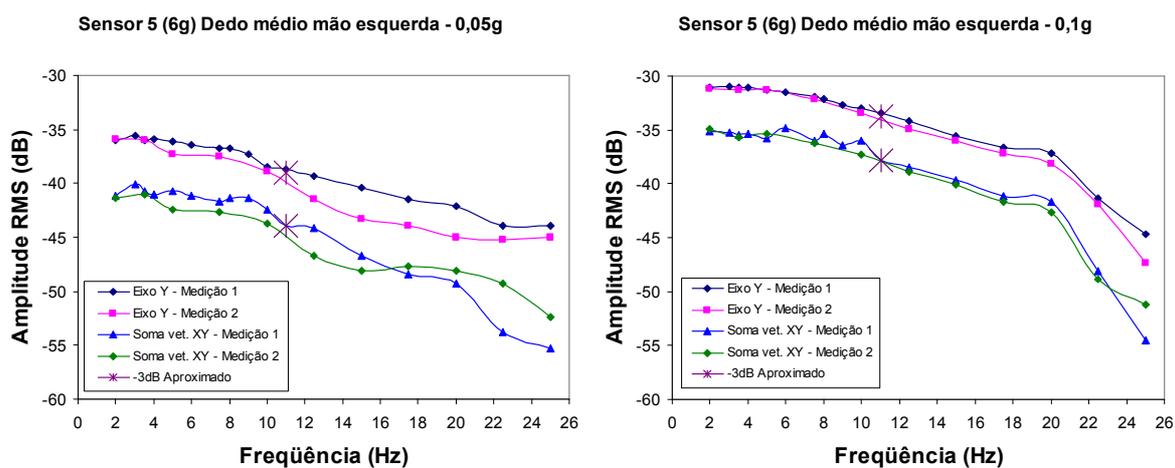


Figura 92 - Resposta do sensor 5 para aceleração constante de 0,05 g e 0,1 g.

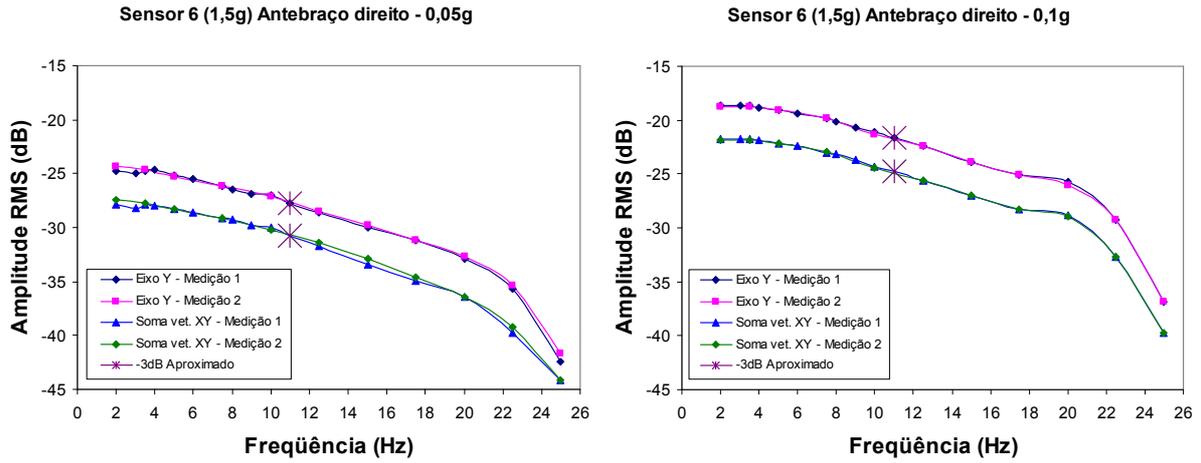


Figura 93 - Resposta do sensor 6 para aceleração constante de 0,05 g e 0,1 g.

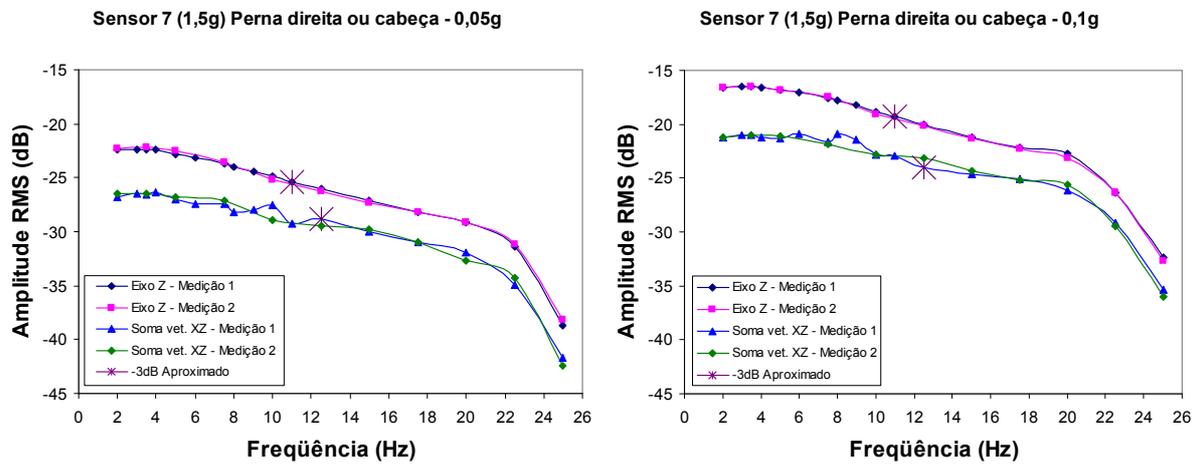


Figura 94 - Resposta do sensor 7 para aceleração constante de 0,05 g e 0,1 g.

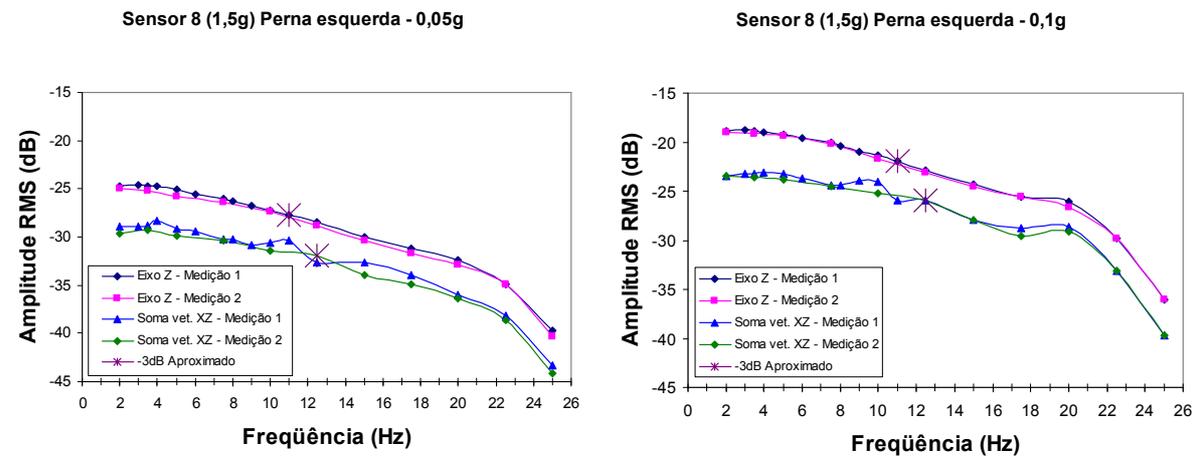


Figura 95 - Resposta do sensor 8 para aceleração constante de 0,05 g e 0,1 g.

Os gráficos a seguir apresentam a relação dos valores de frequência configurados na máquina de testes e os respectivos valores medidos pelo sistema. Estes resultados foram os obtidos durante a calibração dinâmica com aplicação de amplitude de deslocamento constante em 1 mm pico a pico na faixa de frequência de 2 Hz a 20 Hz.

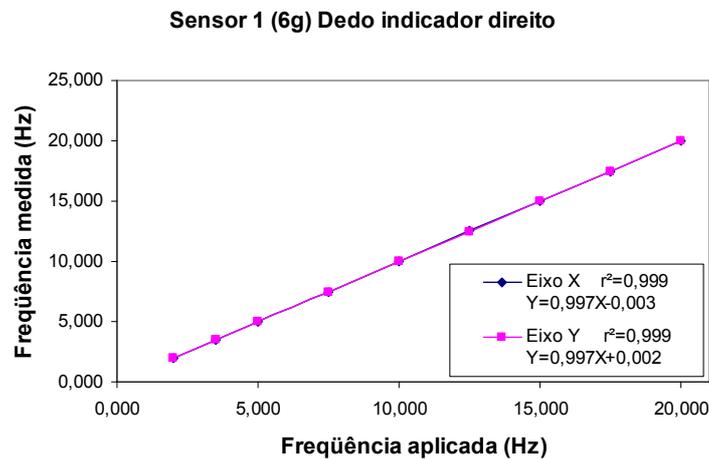


Figura 96 - Relação entre frequência aplicada e frequência medida para o sensor 1.

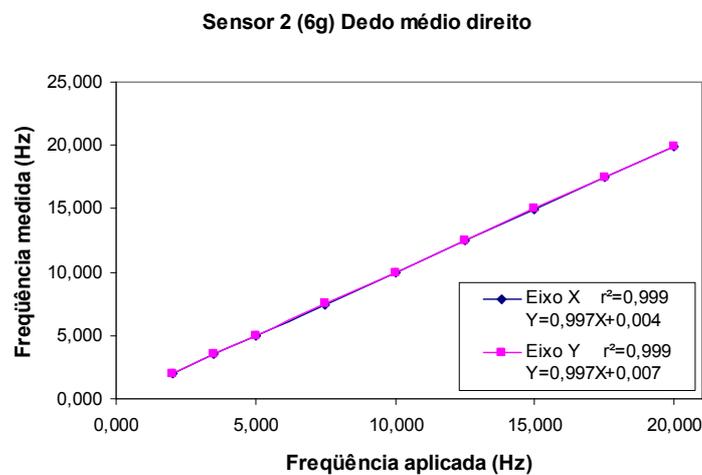


Figura 97 - Relação entre frequência aplicada e frequência medida para o sensor 2.

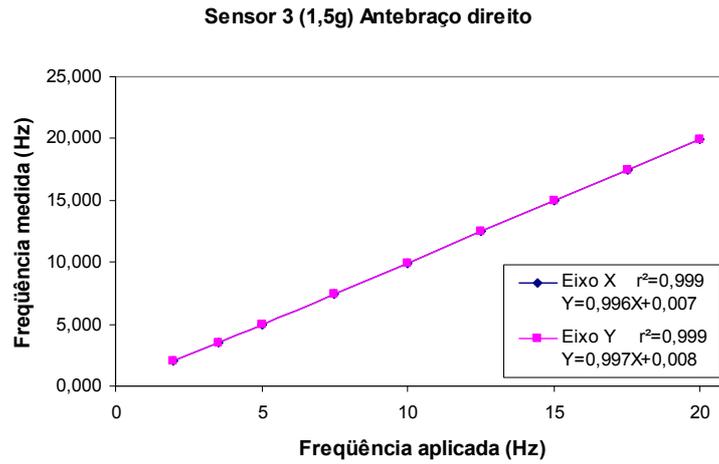


Figura 98 - Relação entre frequência aplicada e frequência medida para o sensor 3.

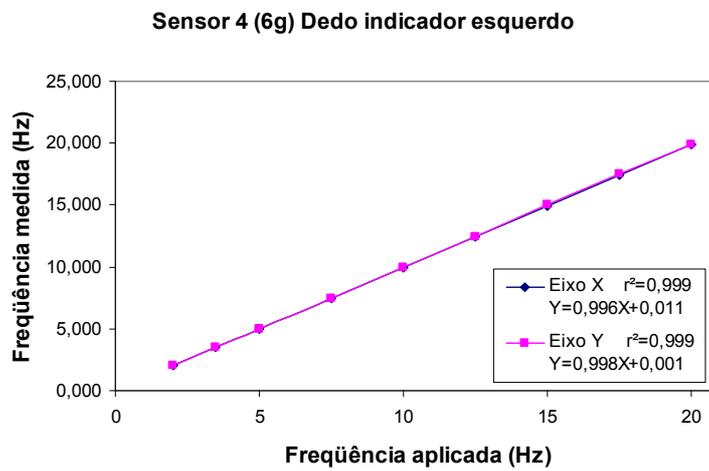


Figura 99 - Relação entre frequência aplicada e frequência medida para o sensor 4.

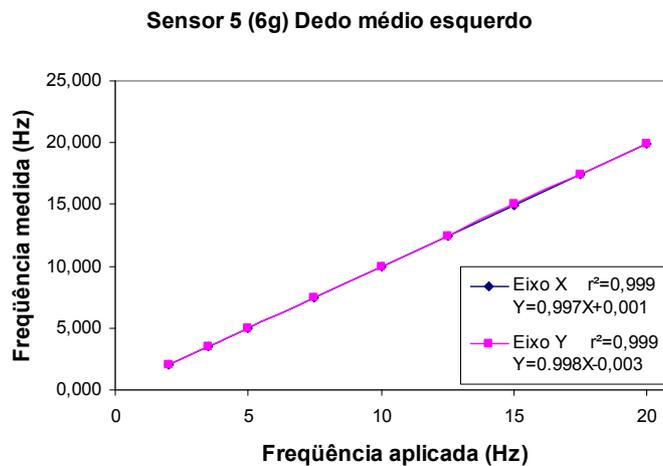


Figura 100 - Relação entre frequência aplicada e frequência medida para o sensor 5.

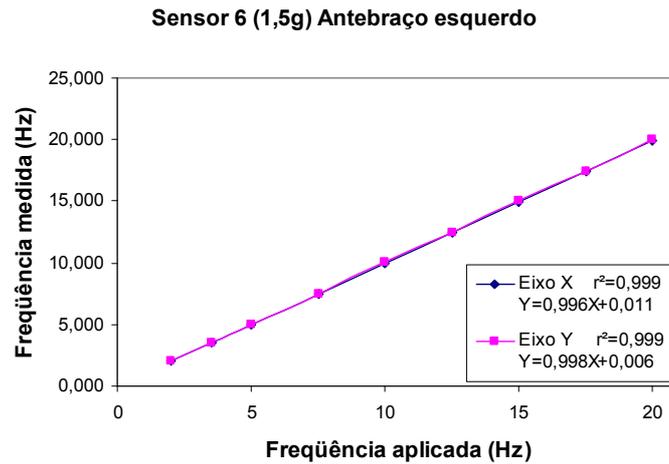


Figura 101 - Relação entre frequência aplicada e frequência medida para o sensor 6.

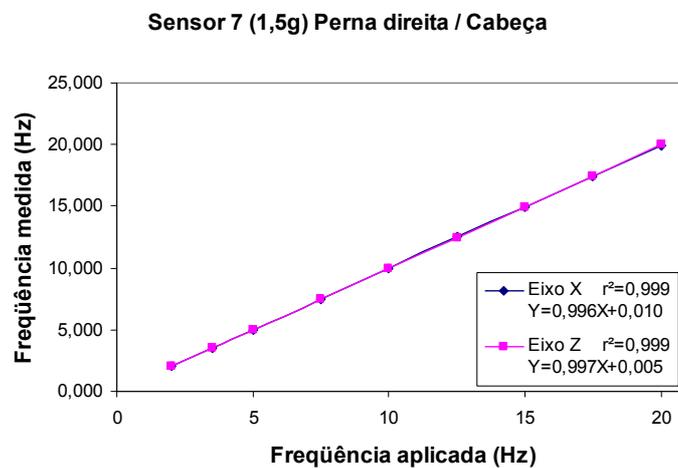


Figura 102 - Relação entre frequência aplicada e frequência medida para o sensor 7.

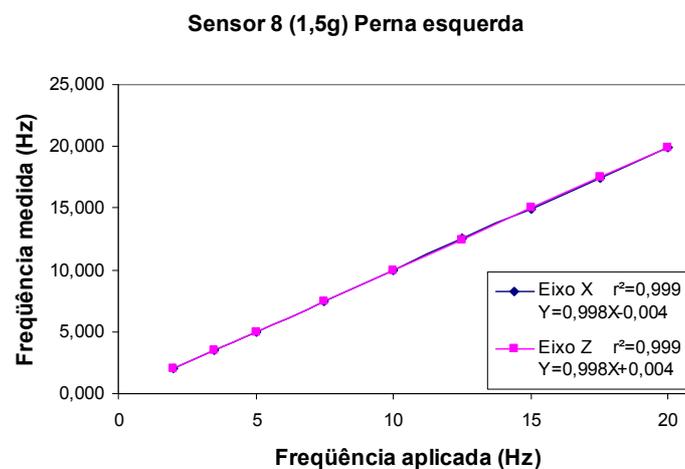


Figura 103 - Relação entre frequência aplicada e frequência medida para o sensor 8.

4.3 TESTES EM SERES HUMANOS

As Figuras 104 a 106 apresentam fotos do sistema sendo aplicado em voluntários, exemplificando os testes de repouso, postural e cinético, respectivamente.

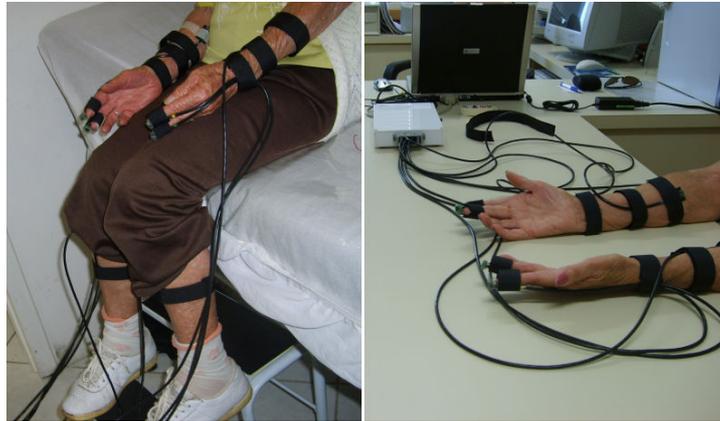


Figura 104 - Aplicação do teste de repouso: à esquerda: quando não há superfície de apoio as mãos ficam sobre as pernas; e à direita: quando há uma mesa de apoio.

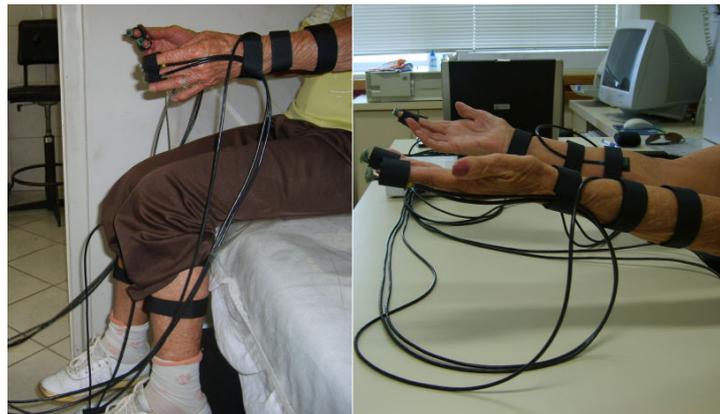


Figura 105 - Duas ocasiões do teste de tremor postural.

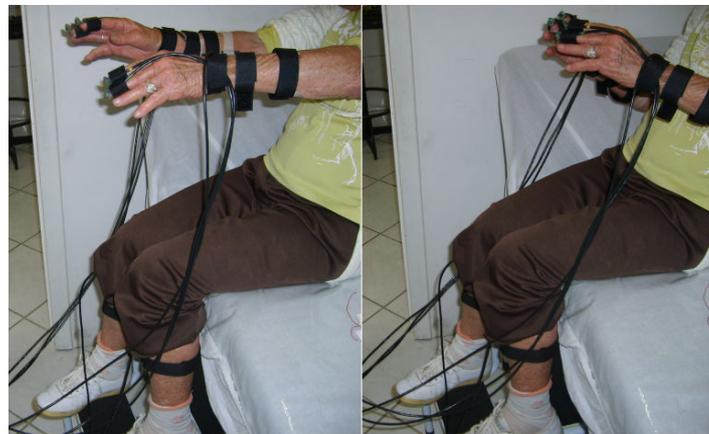


Figura 106 - Realização do teste de tremor cinético, à esquerda o movimento de esticar o braço e à direita o movimento de retornar em direção ao nariz.

4.3.1 Exemplos de Resultados Apresentados pelo Software

A seguir são mostrados exemplos de resultados apresentados pelo software da monitoração dos tremores para os testes de repouso, postural e cinético. Todos os gráficos das séries temporais apresentam sempre o intervalo completo de 60 segundos da monitoração.

4.3.1.1 Voluntários com Tremor Essencial

A Figura 107 apresenta uma tela de resultados do teste de repouso em membro superior direito (dedo indicador e dedo médio da mão direita, mais antebraço direito) de um voluntário com TE.

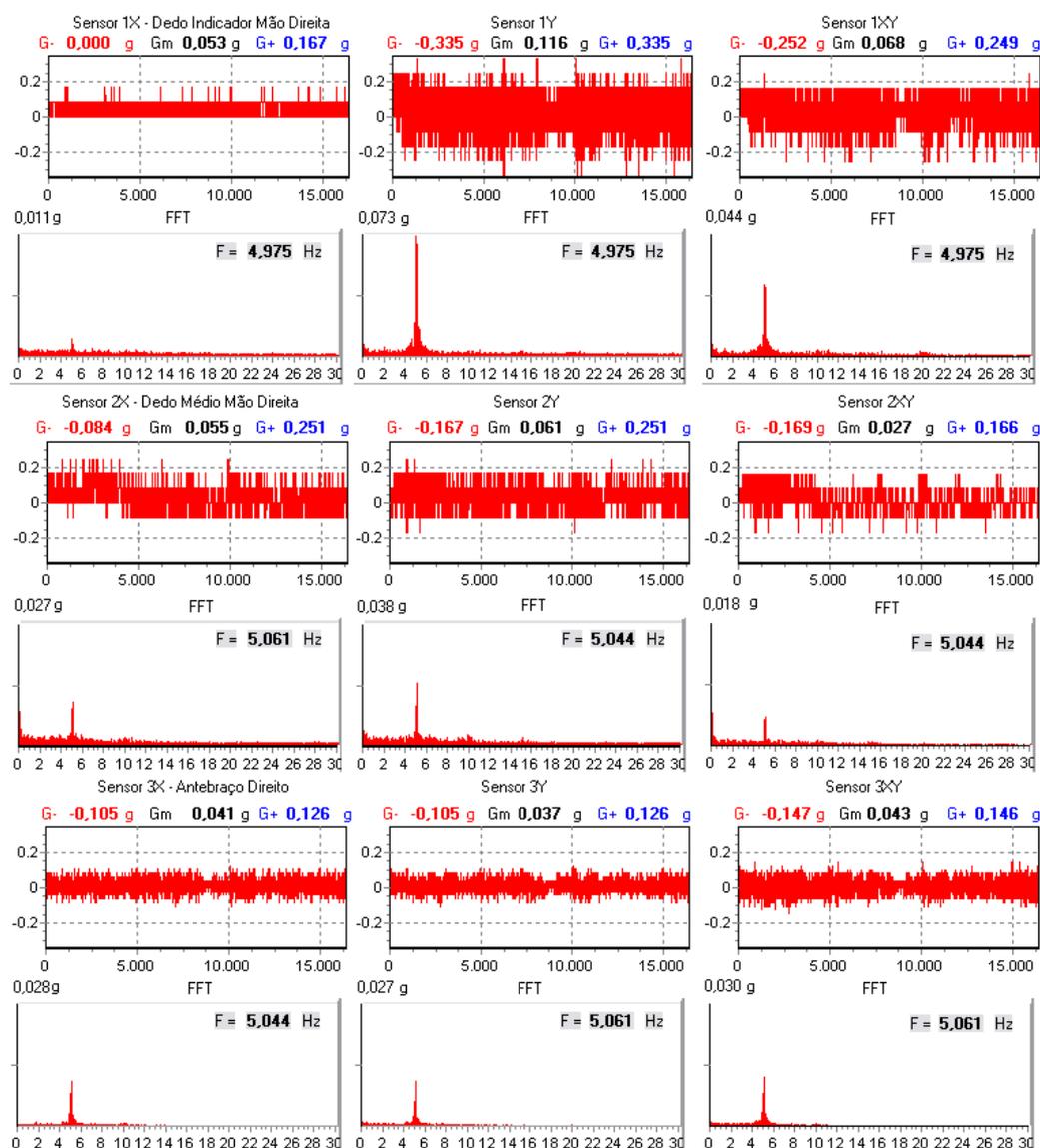


Figura 107 - Teste de repouso em membro superior direito de um voluntário com TE.

Não houve voluntário com TE que apresentou tremor de repouso em membro superior esquerdo, portanto não há resultados sobre este caso de teste. Também, nenhum voluntário com TE apresentou tremor nas pernas.

A Figura 108 apresenta uma tela de resultados do teste de tremor postural em membro superior direito (dedo indicador e dedo médio da mão direita, mais antebraço direito) de um voluntário com TE.

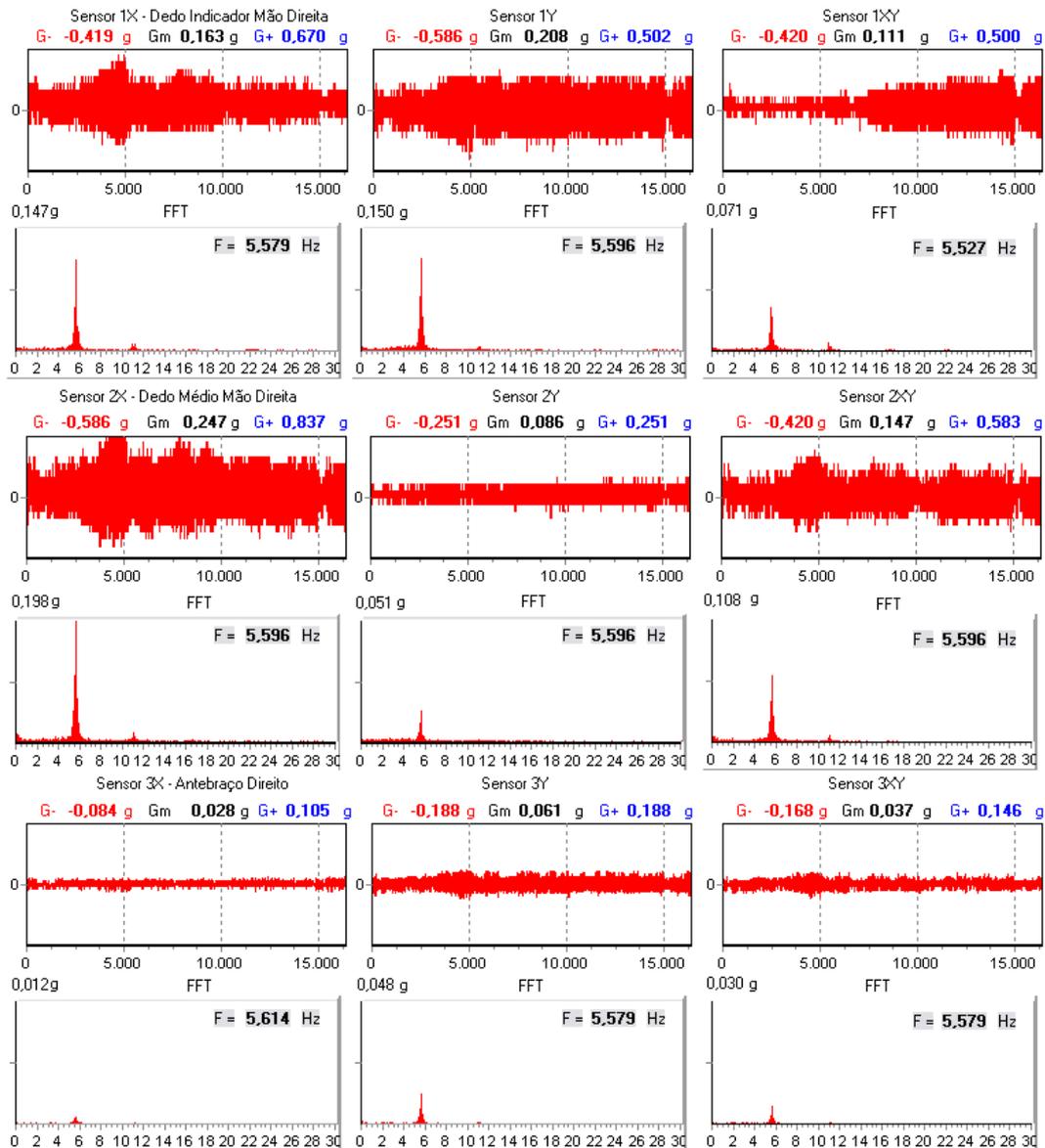


Figura 108 - Teste postural de um voluntário com TE em membro superior direito.

A Figura 109 apresenta uma tela de resultados do teste de tremor cinético em membro superior esquerdo (dedo indicador e dedo médio da mão esquerda, mais antebraço esquerdo) de um voluntário com TE.

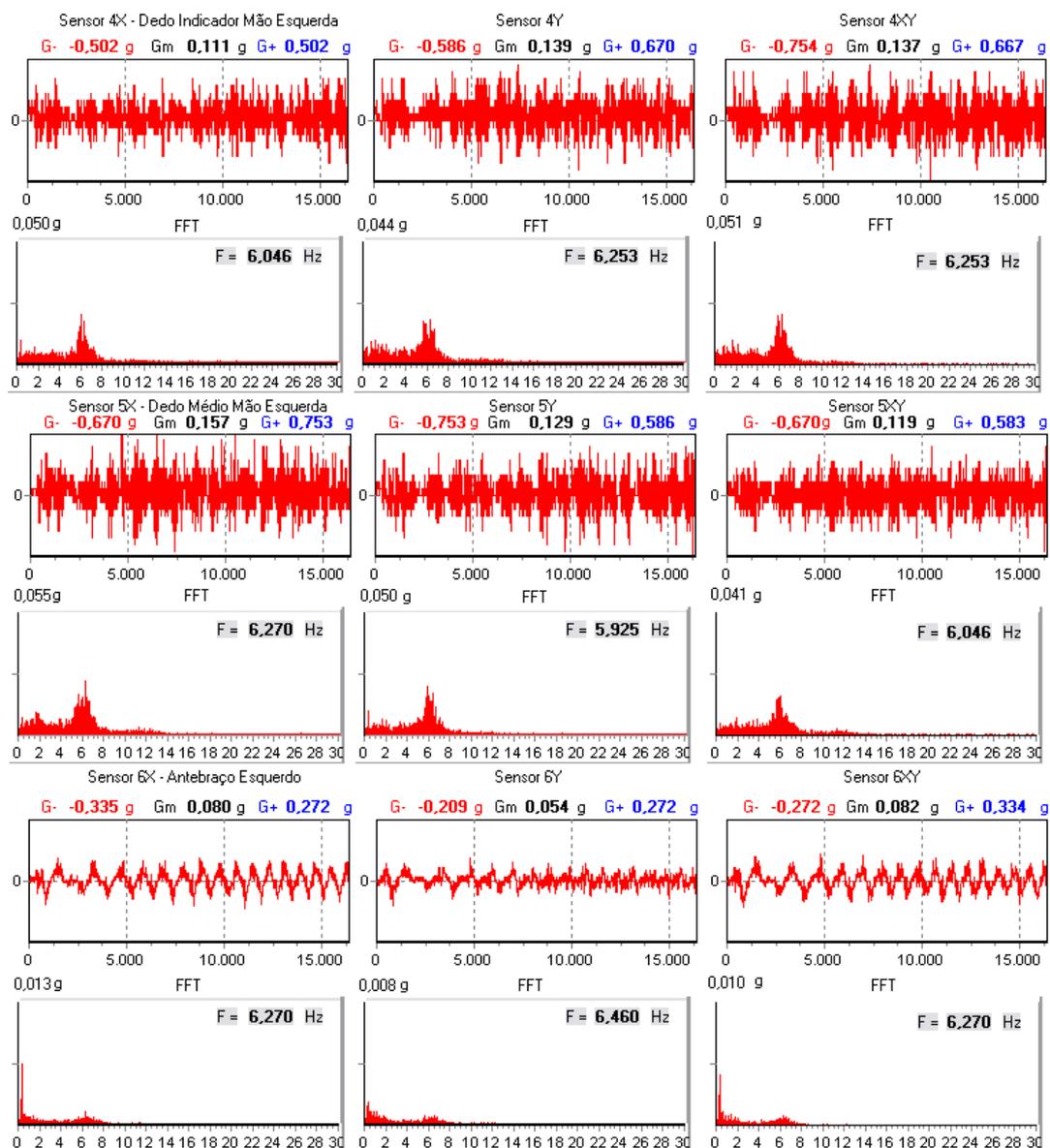


Figura 109 - Teste cinético em membro superior esquerdo de um voluntário com TE.

A Figura 110 apresenta uma tela de resultados de um voluntário portador de Tremor Essencial com tremor de cabeça, durante o teste de repouso.

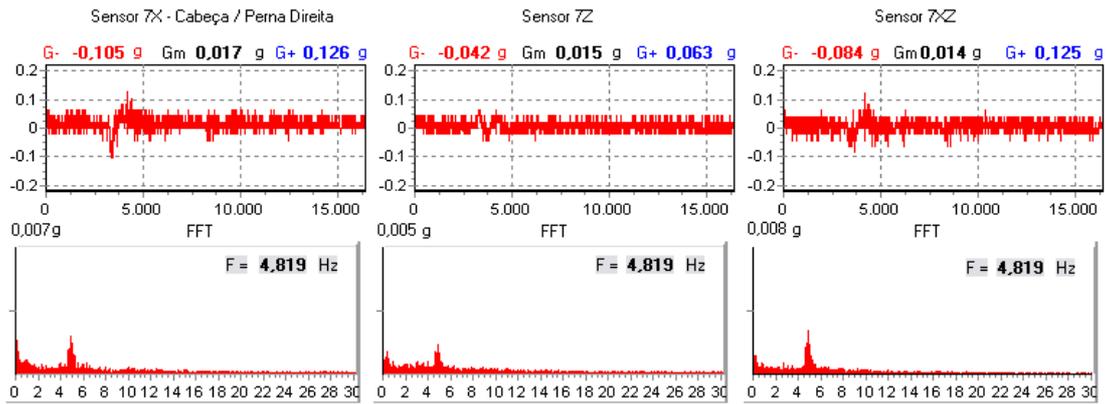


Figura 110 – Resultados de tremor de cabeça em teste de repouso de um voluntário com TE.

4.3.1.2 Voluntários com Doença de Parkinson

A Figura 111 apresenta resultados de um portador de DP com tremor nas pernas.

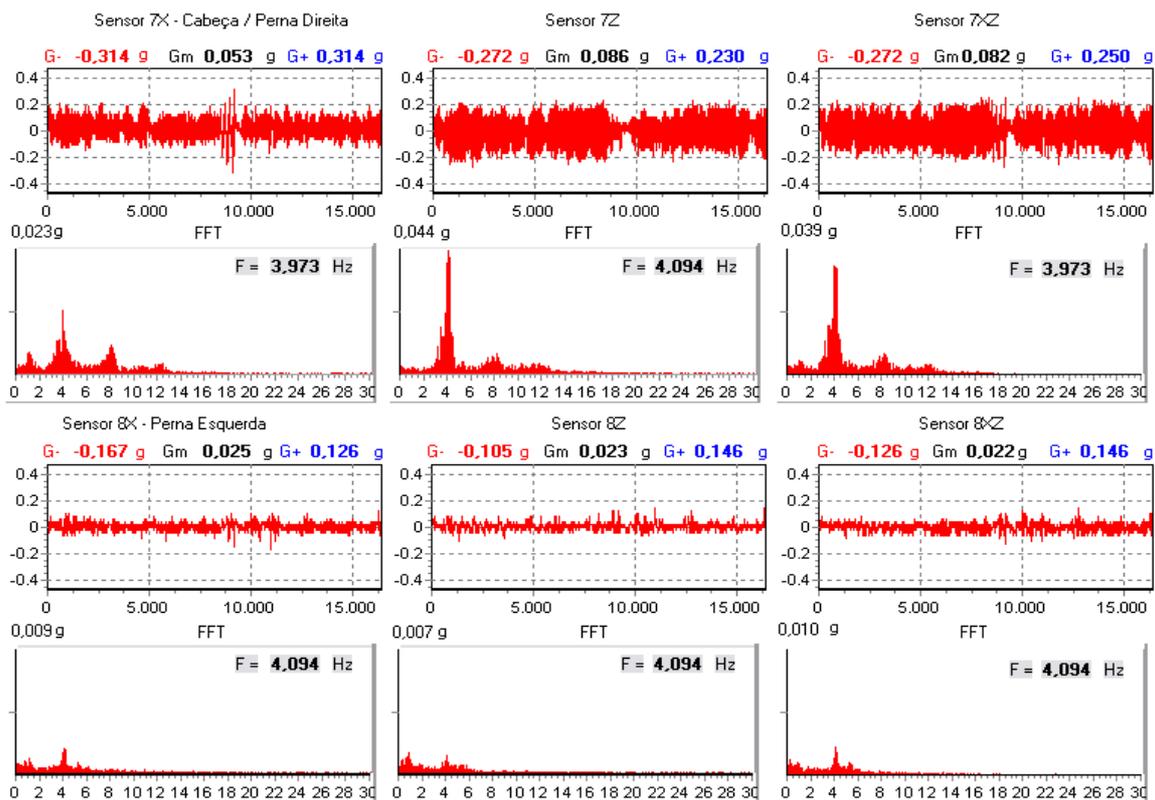


Figura 111 - Teste de repouso de um voluntário com DP com tremor nas pernas.

A Figura 112 apresenta uma tela de resultados do teste de tremor de repouso de um voluntário com Doença de Parkinson em membro superior direito.

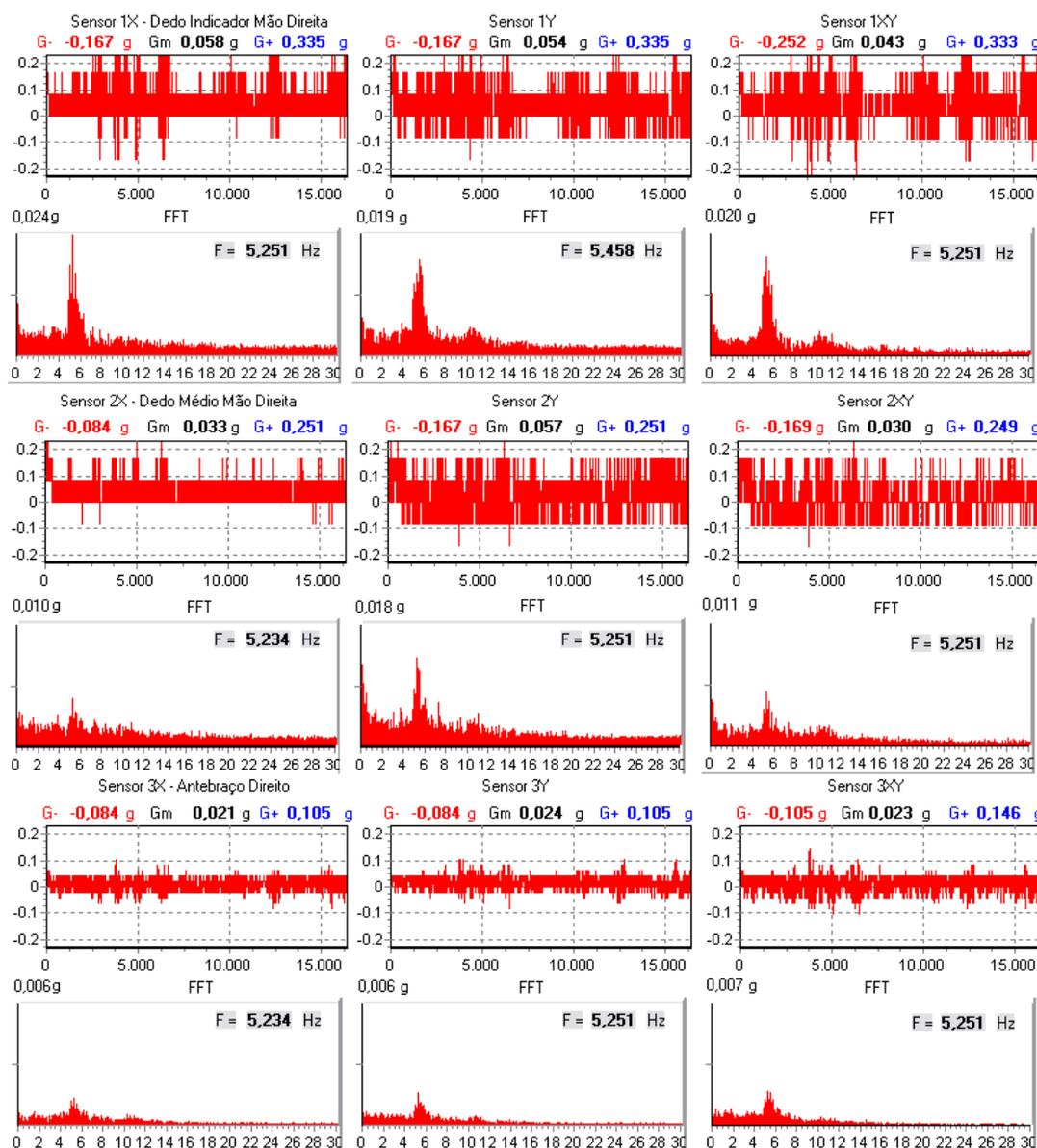


Figura 112 - Teste de repouso em membro superior direito em um voluntário com DP.

A Figura 113 apresenta uma tela de resultados do teste de tremor postural de um voluntário com Doença de Parkinson em membro superior esquerdo.

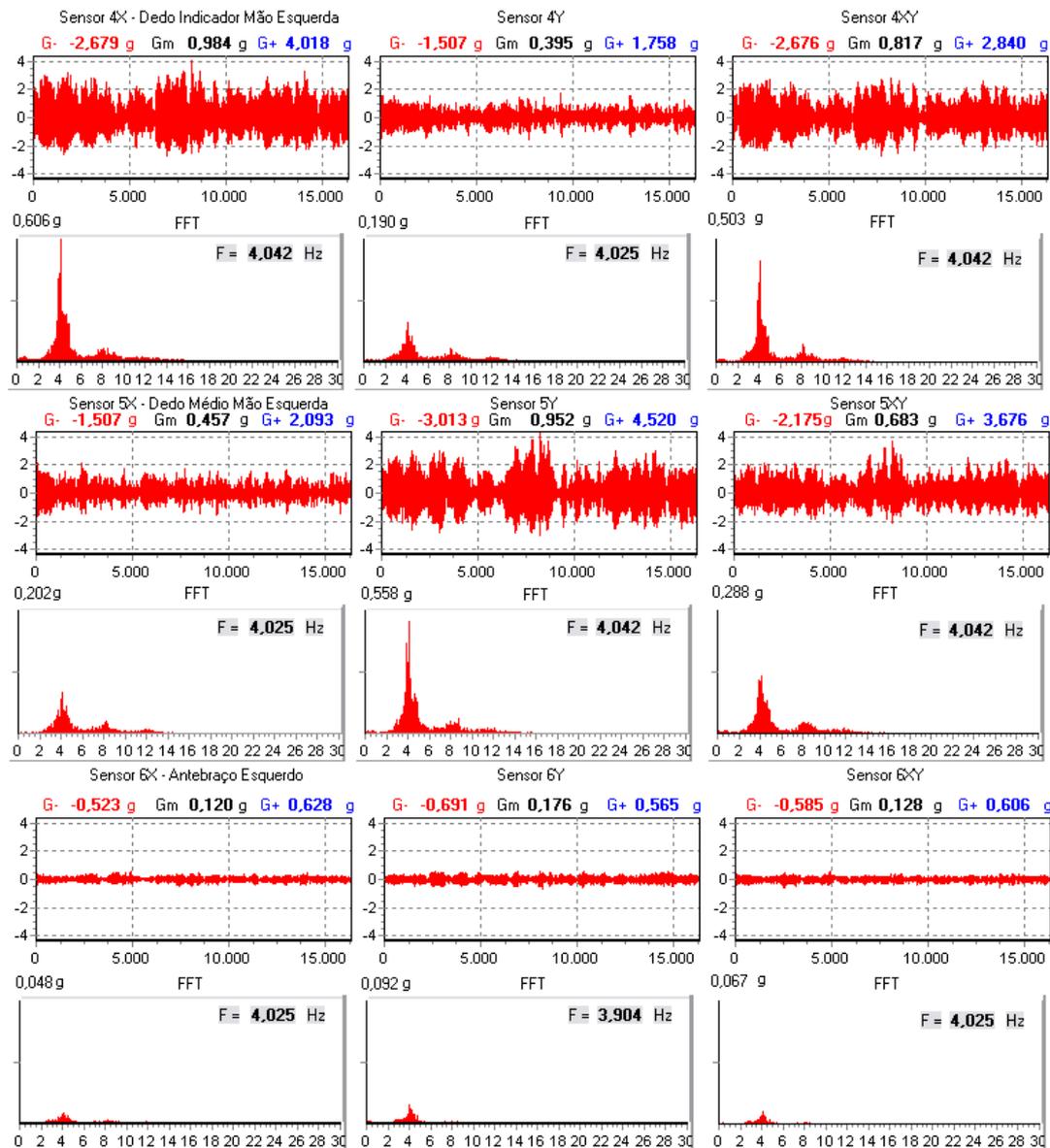


Figura 113 - Teste postural em membro superior esquerdo de um voluntário com DP.

A Figura 114 apresenta uma tela de resultados do teste de tremor cinético de um voluntário com Doença de Parkinson em membro superior esquerdo.

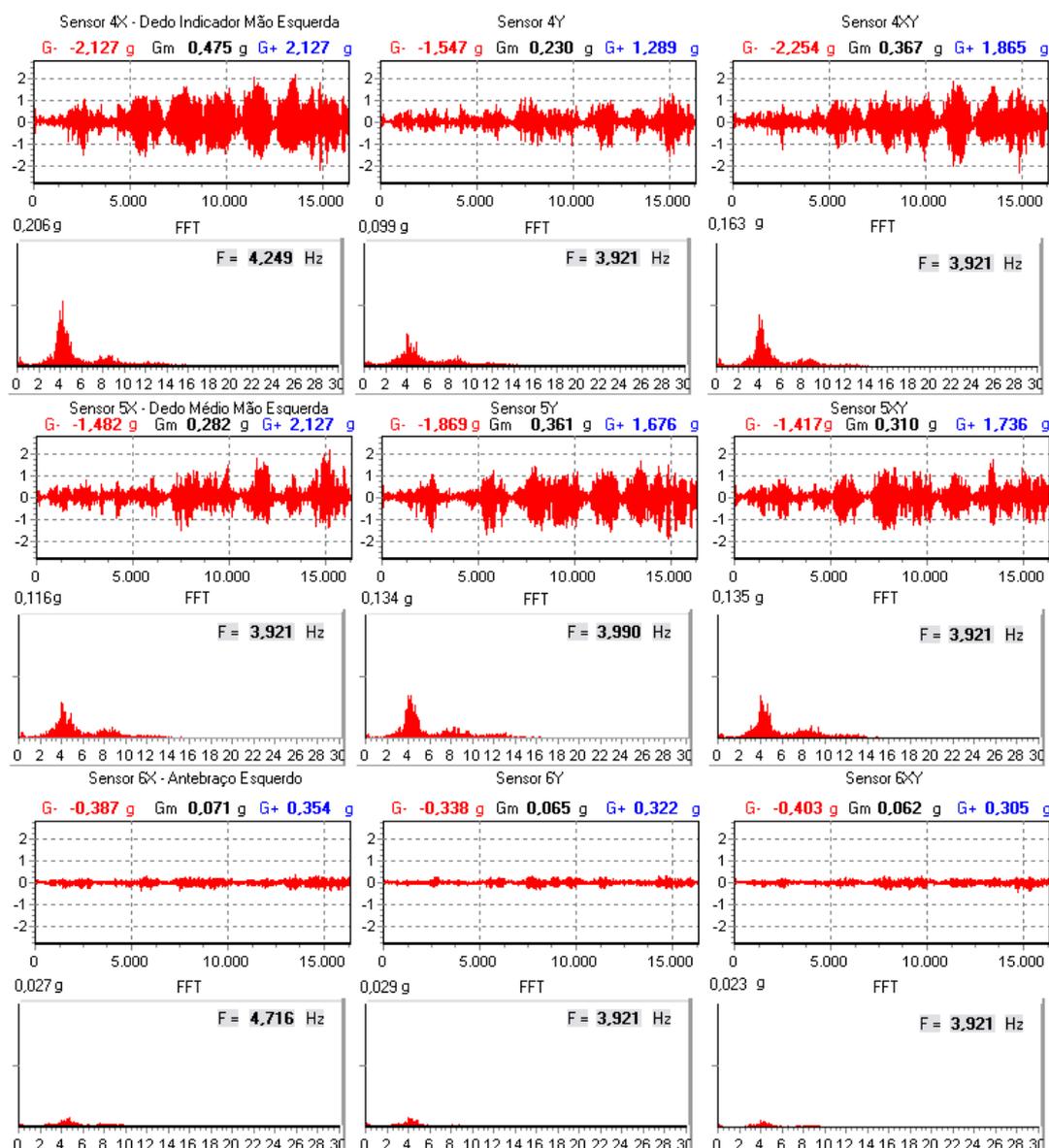


Figura 114 - Teste cinético em membro superior esquerdo de um voluntário com DP.

Houve dois casos de voluntários com Doença de Parkinson que relataram tremor de cabeça, o sensor 7 foi então posicionado na cabeça, mas devido à pequena intensidade não foi possível captar.

4.3.1.3 Voluntários Hígidos

A seguir serão mostrados resultados apresentados pelo software da monitoração em voluntários hígidos, que não apresentam qualquer tipo de tremor patológico, para os testes de repouso, postural e cinético.

A Figura 115 apresenta uma tela de resultados do teste de tremor de repouso de um voluntário hígido, mostrando apenas um teste para cada tipo de sensor.

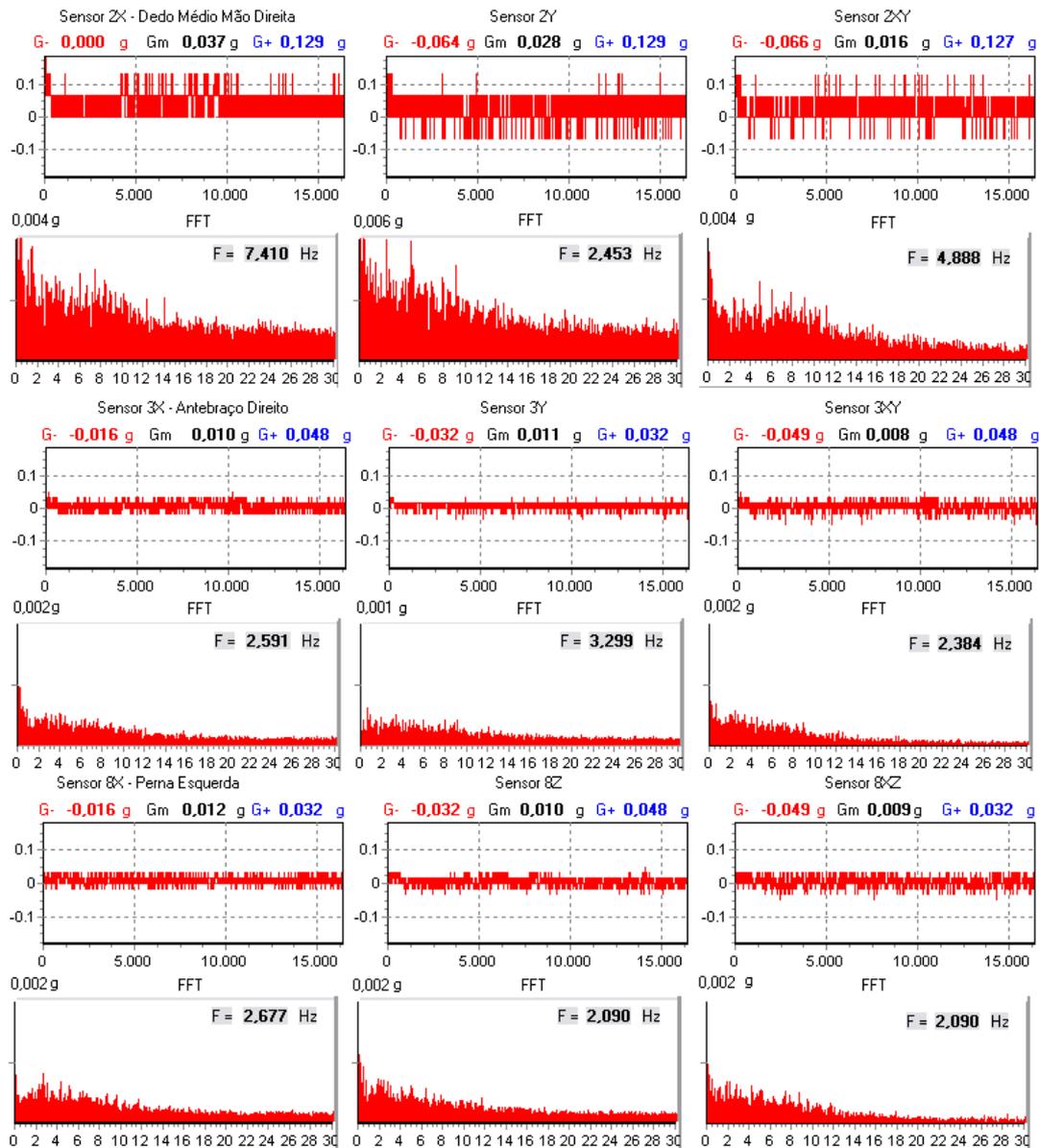


Figura 115 - Teste de repouso de um voluntário hígido.

A Figura 116 apresenta uma tela de resultados do teste de tremor postural de um voluntário hígido, mostrando apenas um teste para cada tipo de sensor.

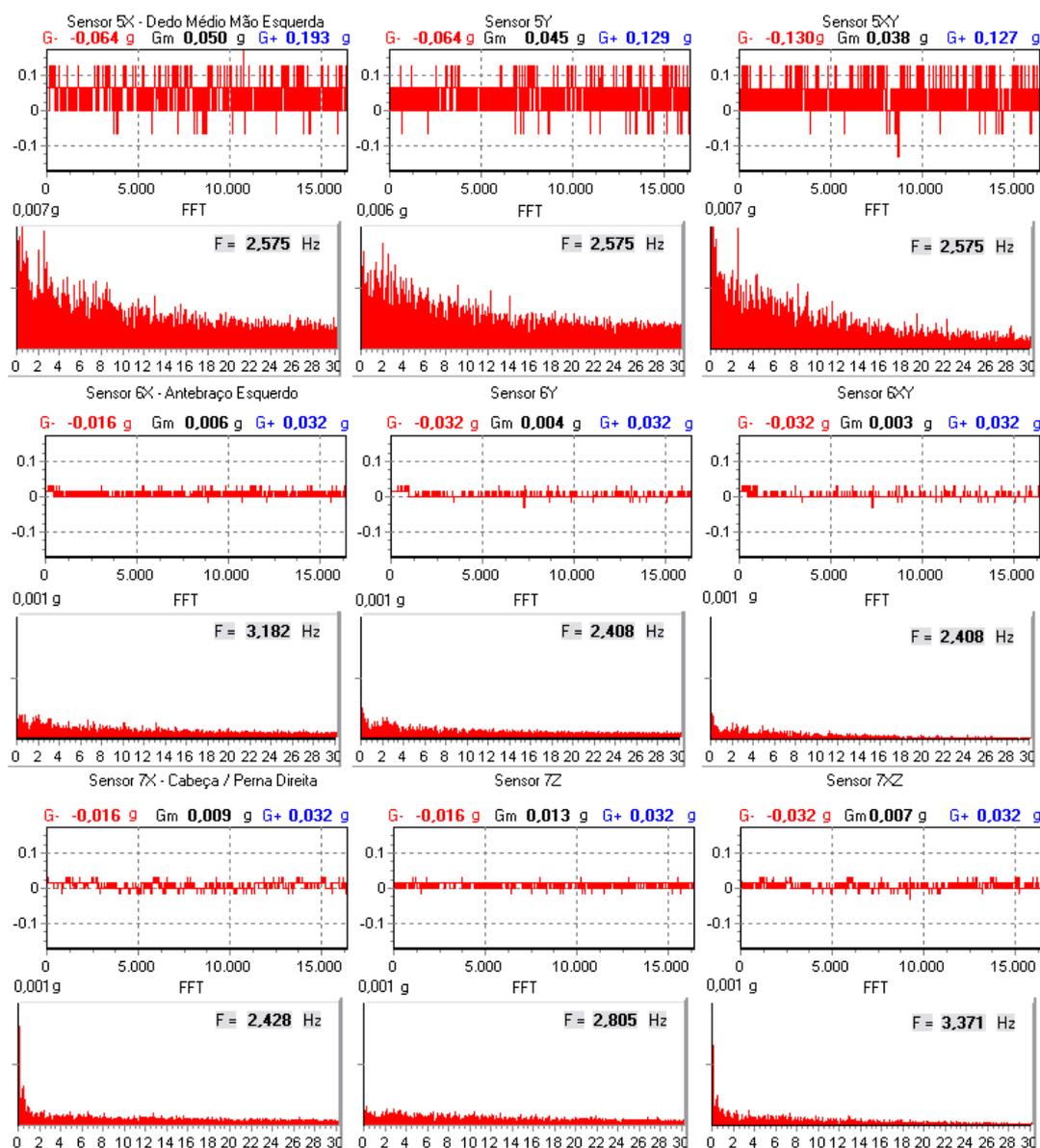


Figura 116 - Teste postural de um voluntário hígido.

A Figura 117 apresenta uma tela de resultados do teste de tremor cinético de um voluntário hígido, mostrando apenas um teste para cada tipo de sensor que é afetado pelo movimento realizado.

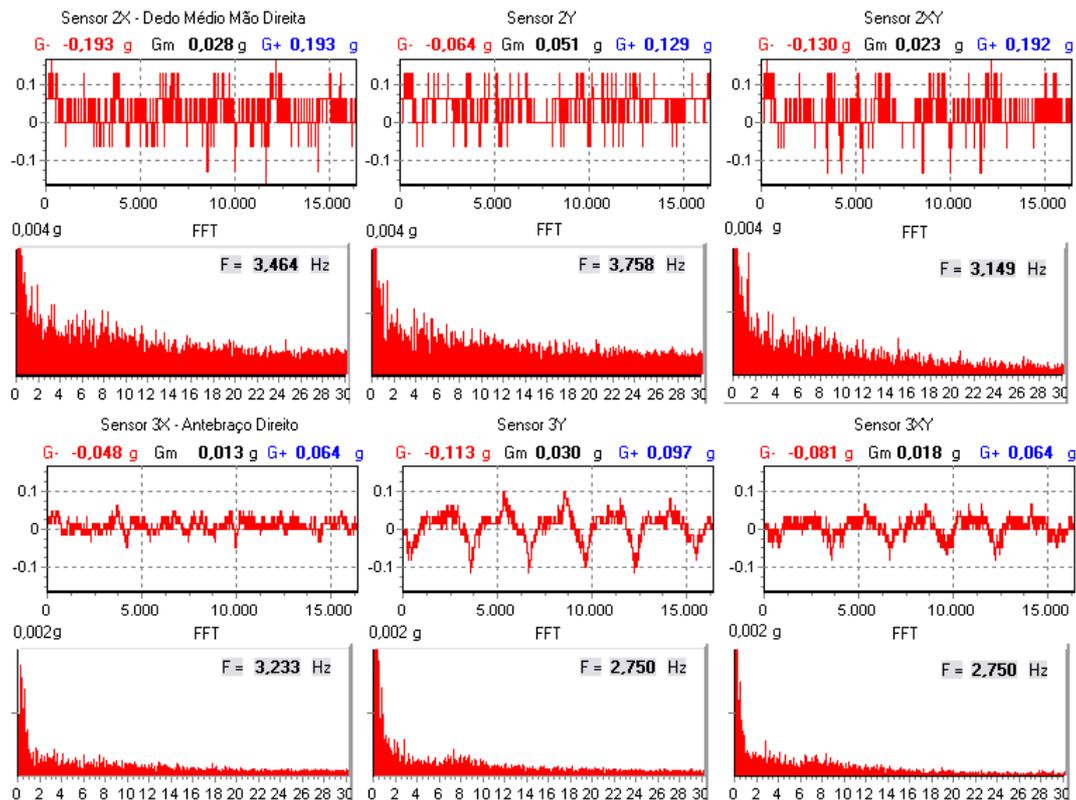


Figura 117 - Teste cinético de um voluntário hígido.

4.3.2 Resultados dos Grupos Avaliados

A seguir serão apresentados os resultados das médias de frequência e amplitude de todos os sensores para os testes realizados nos grupos avaliados.

4.3.2.1 Critério de Identificação da Frequência dos Tremores

Para classificar o tremor de todos os voluntários, entre portadores de Doença de Parkinson ou Tremor Essencial, como um tremor identificado com frequência característica válida, foi adotado um critério de visualização do gráfico do espectro de frequências. Este critério consiste em visualizar a região, ou regiões, de concentração dos maiores valores em módulo da FFT, e avaliar se a posição que apresentou o maior valor em módulo da FFT, que resultou no valor de frequência apresentado pelo software, realmente caracteriza um pico distinto no espectro.

Houve algumas situações em que o espectro de frequências apresentou dois ou mais picos, permitindo identificar duas ou mais frequências bastante distintas, contudo, foi utilizada a que apresentou maior valor em módulo da FFT. A Figura 118 apresenta espectros válidos onde foi considerado que a frequência foi identificada corretamente.

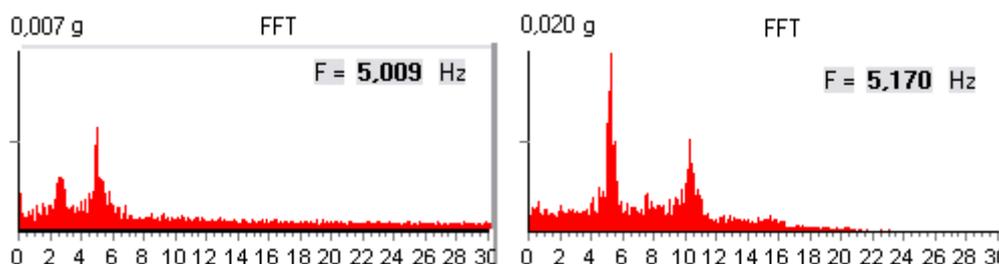


Figura 118 - Espectros de frequência com identificação válida da frequência principal, indicada pelo pico de maior amplitude.

A Figura 119 apresenta espectros em que o sistema indica um valor de frequência, mas este não é considerado válido.

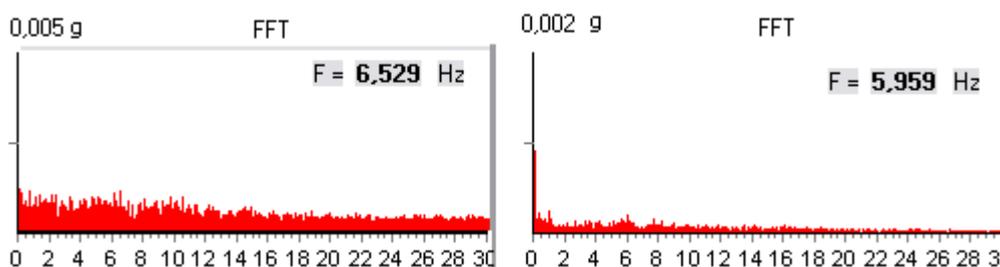


Figura 119 - Espectros de frequência em que a frequência apresentada pelo sistema é considerada inválida.

4.3.2.2 Grupo com Tremor Essencial

A seguir são apresentados os resultados das médias de frequência e intensidade para todos os voluntários com Tremor Essencial.

A Tabela 18 apresenta as características do grupo com TE avaliado.

Tabela 18 - Características do grupo de voluntários com Tremor Essencial.

Nº de voluntários	17
Homens	6
Mulheres	11
Média de Idade	62 anos
Desvio padrão da Idade	18 anos
Idade mínima	17 anos
Idade máxima	83 anos
Tempo médio de tremor	13 anos
Tremor unilateral	3 casos
Tremor bilateral	14 casos
Precedentes familiares	8 casos

Seguem nas Figuras 120 a 122 os gráficos em *box plots*, obtidos com o software STATISTICA 7, indicando as médias de freqüência do tremor. Foram 17 voluntários que realizaram 1 ou mais avaliações, totalizando 30 avaliações. São consideradas as monitorações em que o tremor foi detectado (nº de casos válidos utilizados entre todas as avaliações).

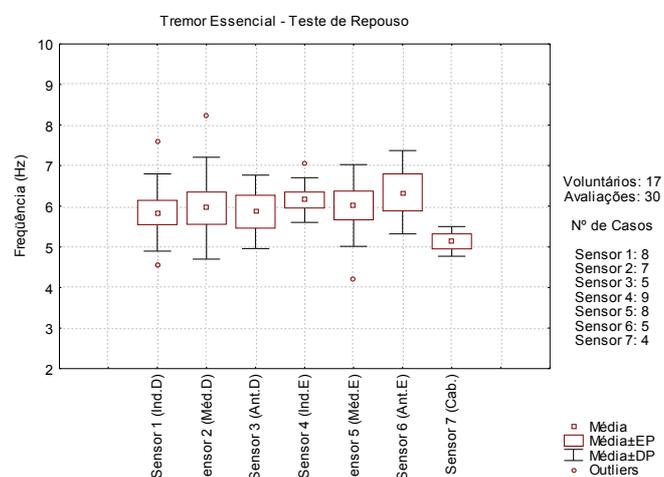


Figura 120 - Média de freqüências para o teste de repouso em portadores de TE.

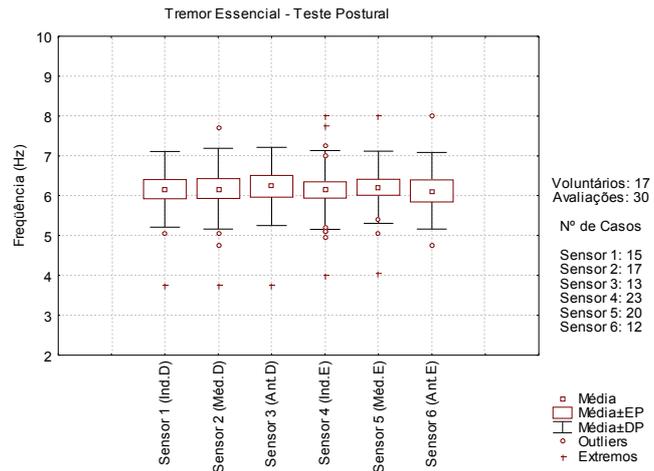


Figura 121 - Média de frequências para o teste postural em portadores de TE.

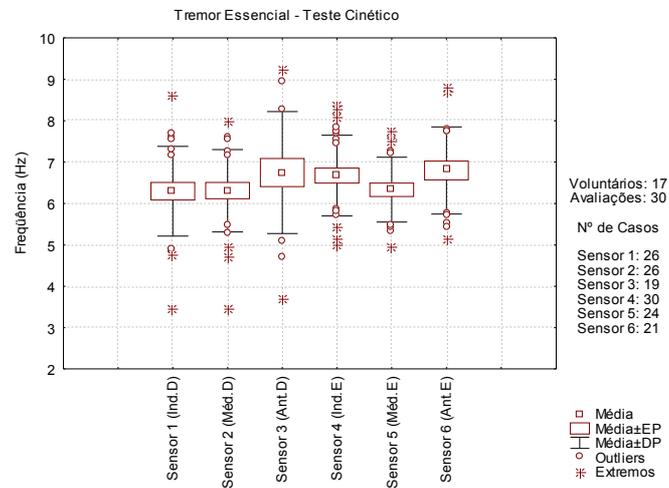


Figura 122 - Média de frequências para o teste cinético em portadores de TE.

As Figuras 123 a 125 apresentam os gráficos com as médias de intensidade dos tremores dos voluntários com TE, aqui são considerados todos os casos.

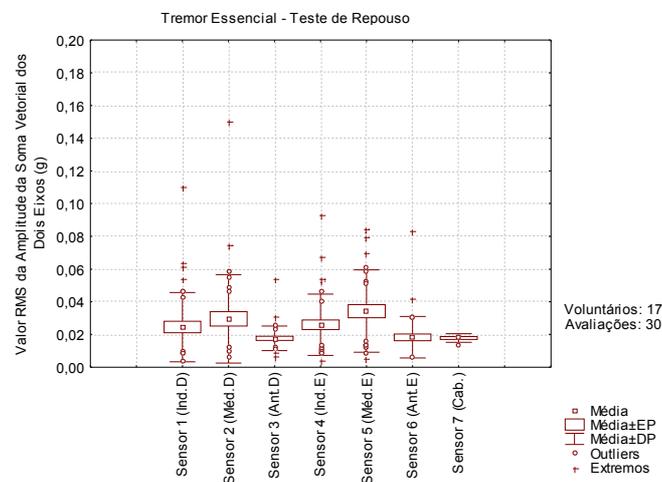


Figura 123 - Média de amplitudes para o teste de repouso em portadores de TE.

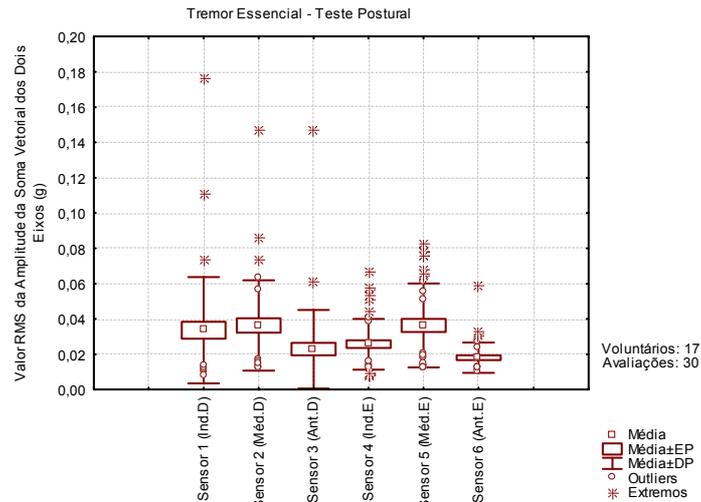


Figura 124 - Média de amplitudes para o teste postural em portadores de TE.

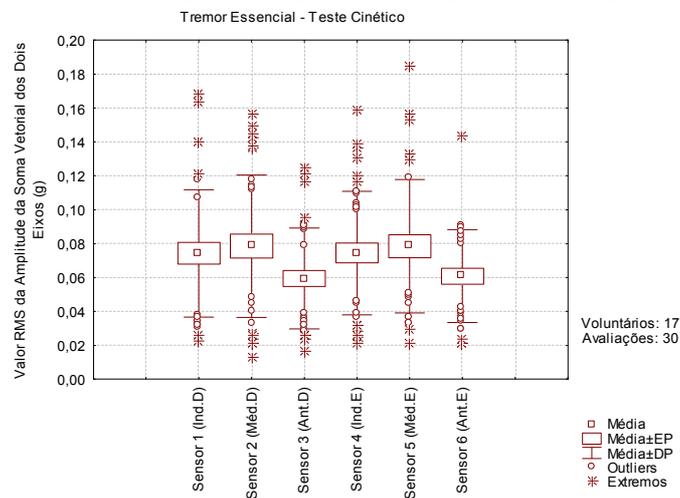


Figura 125 - Média de amplitudes para o teste cinético em portadores de TE.

4.3.2.3 Grupo com Doença de Parkinson

Agora são apresentados os resultados das médias de frequência e intensidade para todos os voluntários com Doença de Parkinson. Devido à grande variedade dos valores de amplitude e frequência entre os voluntários com DP, estes foram divididos em 3 grupos, organizados de acordo com os seguintes critérios:

- Grupo 1: Apresentou tremor com mais intensidade no teste de repouso em relação aos demais testes;
- Grupo 2: Apresentou tremor com frequência detectável e com intensidade semelhante tanto em repouso, postura e movimento;

- Grupo 3: Apresentou tremor com frequência detectável em sua maioria no teste cinético e com mais intensidade no teste cinético em relação aos demais testes.

A Tabela 19 apresenta as características dos grupos avaliados.

Tabela 19 - Características dos grupos de voluntários com DP.

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Nº de voluntários	14	27	22
Homens	6	13	11
Mulheres	8	14	11
Média de Idade	69 anos	63 anos	65 anos
Desvio padrão da Idade	10 anos	12 anos	14 anos
Idade mínima	43 anos	39 anos	21 anos
Idade máxima	81 anos	87 anos	82 anos
Tempo médio de tremor	6 anos	9 anos	8 anos
Tremor unilateral	10 casos	7 casos	6 casos
Tremor bilateral	4 casos	20 casos	16 casos
Precedentes familiares	1 caso	2 casos	6 casos
Bradicinesia	3 casos	13 casos	4 casos
Rigidez	5 casos	10 casos	9 casos
Ataxia	7 casos	15 casos	10 casos
Instabilidade Postural	9 casos	19 casos	10 casos

As Figuras 126 a 134 apresentam a média de frequência dos tremores para os 3 grupos, foram considerados somente os casos de frequências válidas detectadas entre o total de avaliações.

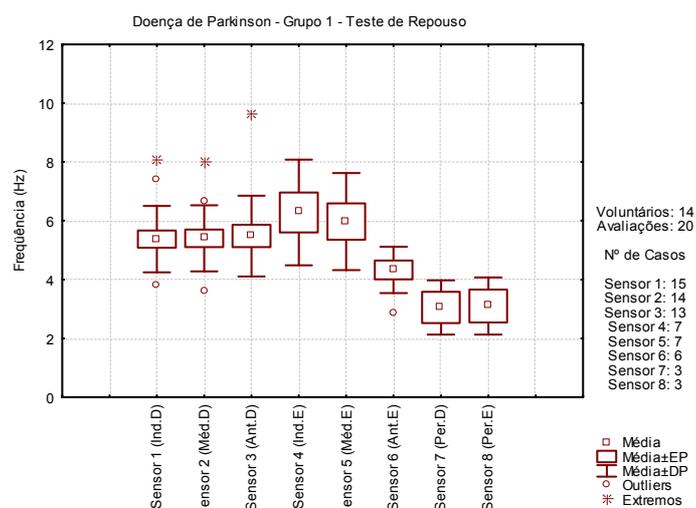


Figura 126 - Média de frequência para o teste de repouso do grupo 1 com DP.

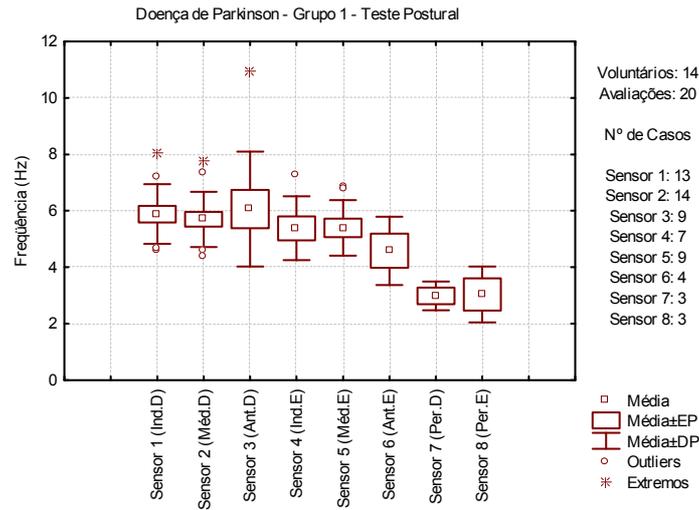


Figura 127 - Média de frequência para o teste postural do grupo 1 com DP.

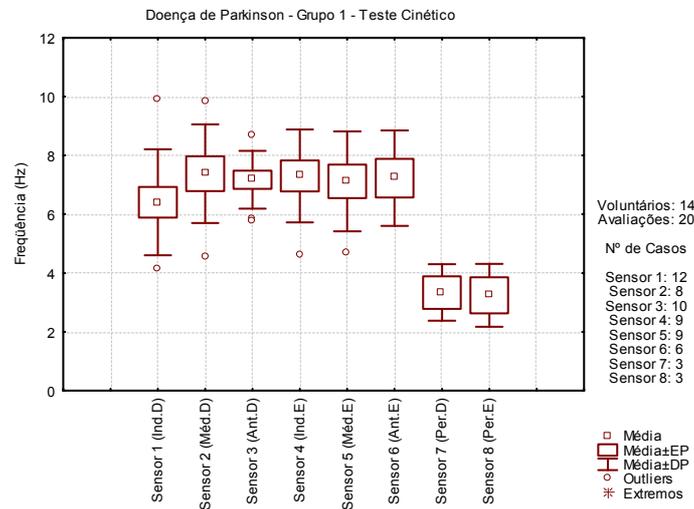


Figura 128 - Média de frequência para o teste cinético do grupo 1 com DP.

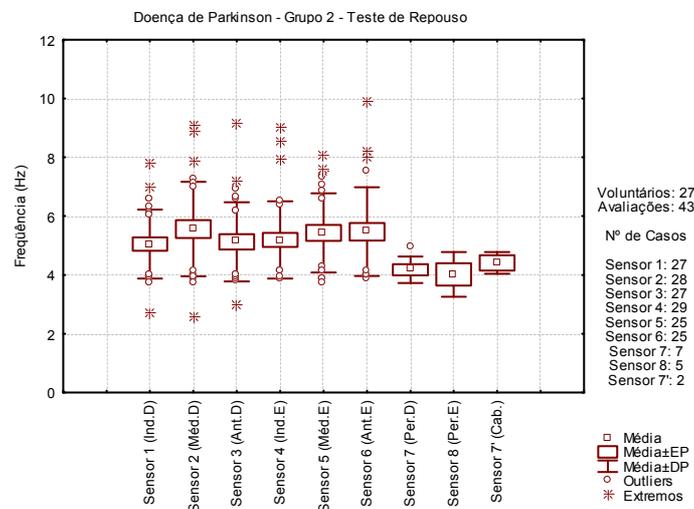


Figura 129 - Média de frequência para o teste de repouso do grupo 2 com DP.

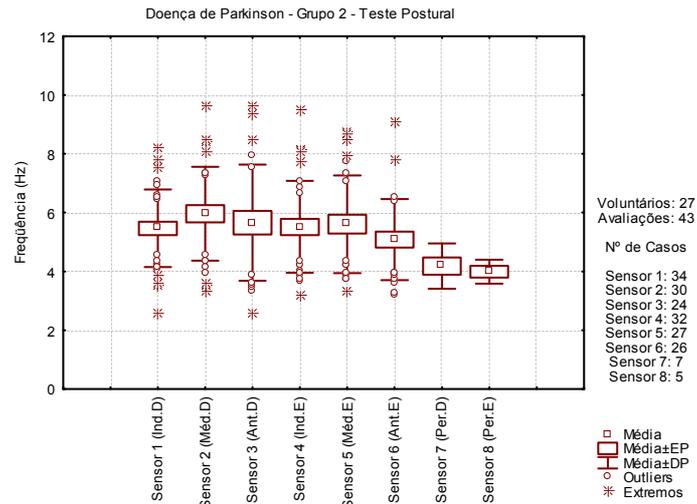


Figura 130 - Média de frequência para o teste postural do grupo 2 com DP.

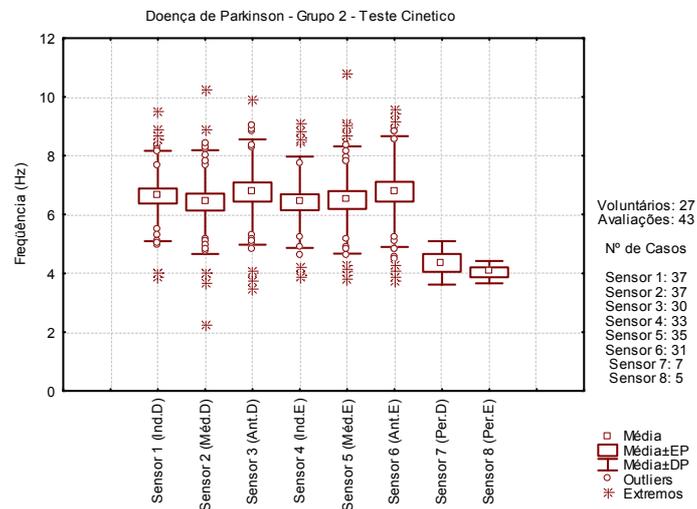


Figura 131 - Média de frequência para o teste cinético do grupo 2 com DP.

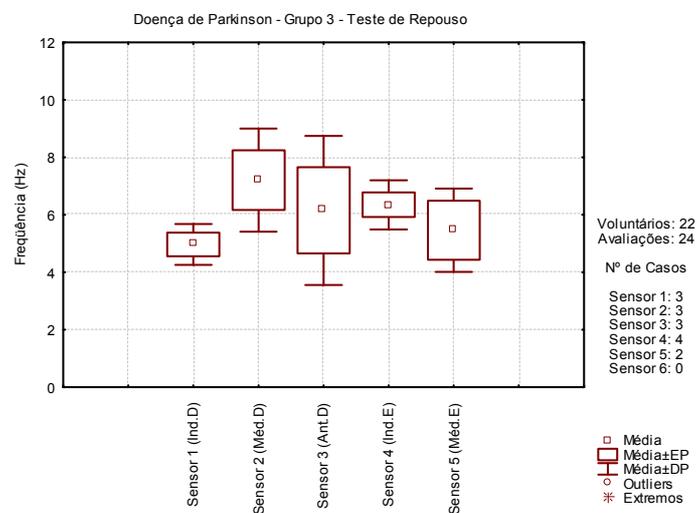


Figura 132 - Média de frequência para o teste de repouso do grupo 3 com DP.

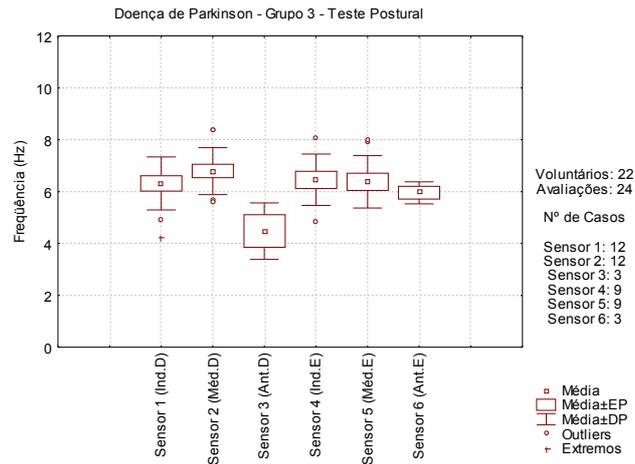


Figura 133 - Média de frequência para o teste postural do grupo 3 com DP.

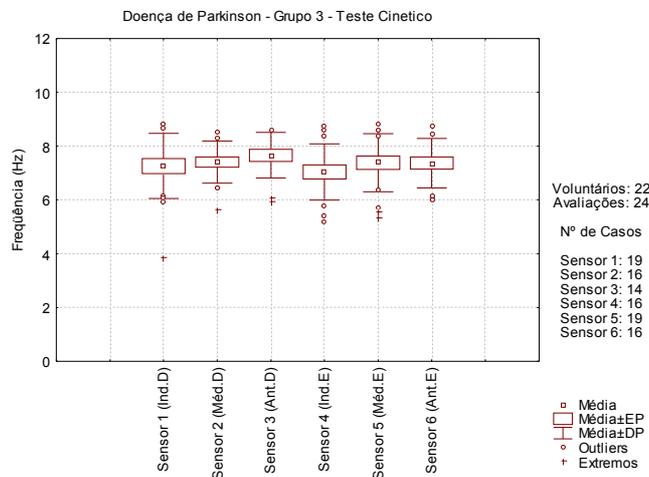


Figura 134 - Média de frequência para o teste cinético do grupo 3 com DP.

As Figuras 135 a 143 apresentam a média de amplitude dos tremores para os 3 grupos, foram consideradas todas as monitorações.

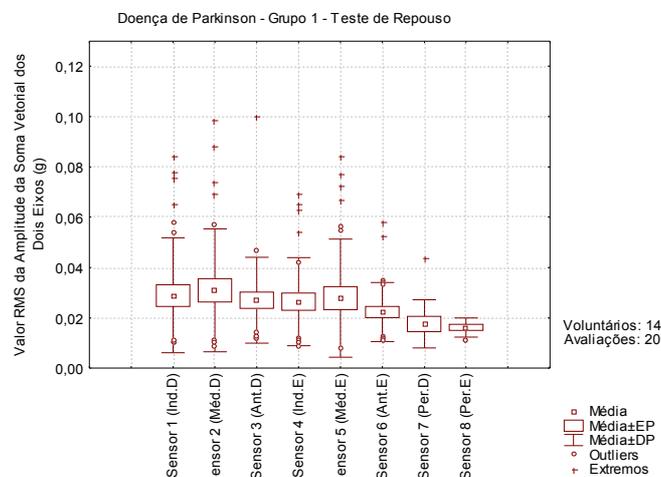


Figura 135 - Média de amplitudes para o teste de repouso do grupo 1 com DP.

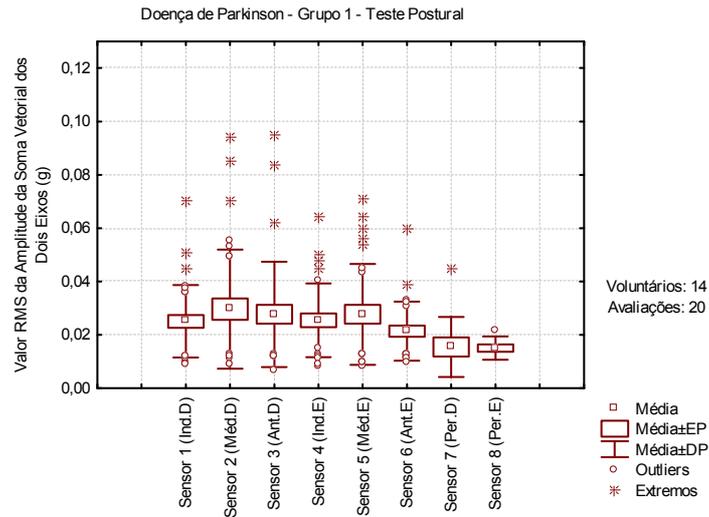


Figura 136 - Média de amplitudes para o teste postural do grupo 1 com DP.

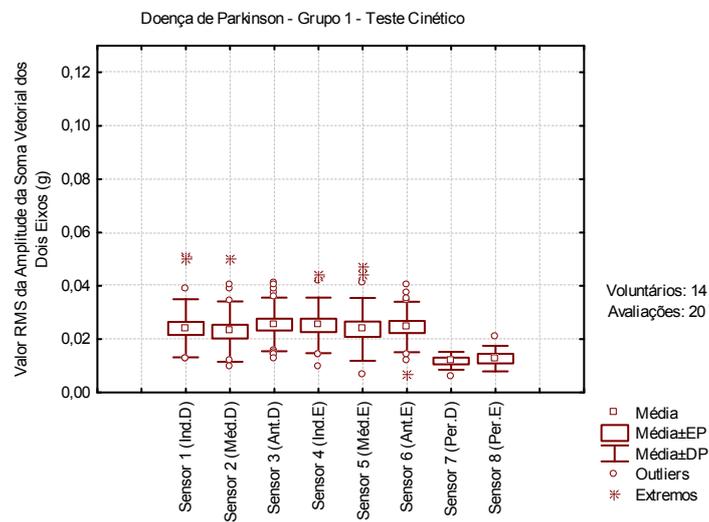


Figura 137 - Média de amplitudes para o teste cinético do grupo 1 com DP.

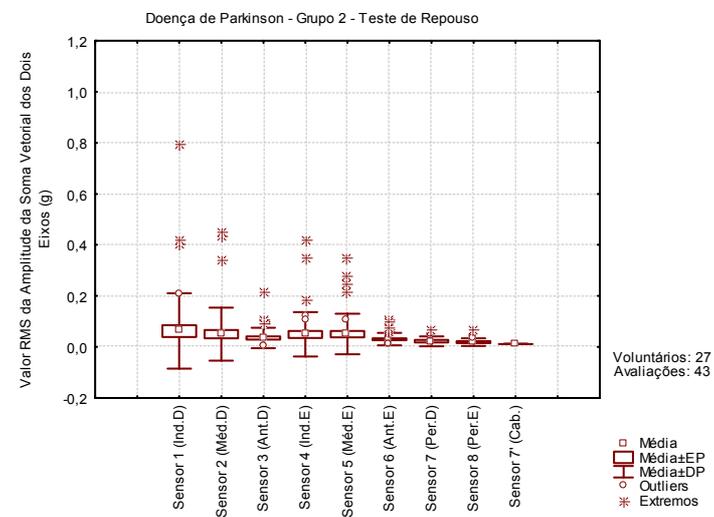


Figura 138 - Média de amplitudes para o teste de repouso do grupo 2 com DP.

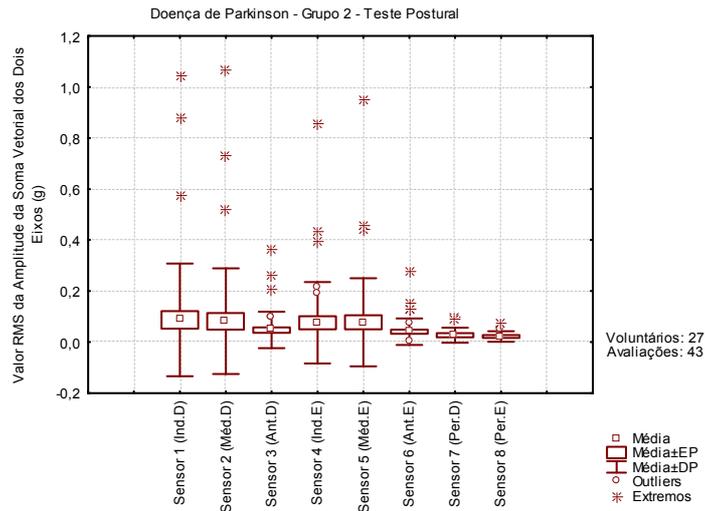


Figura 139 - Média de amplitudes para o teste cinético do grupo 2 com DP.

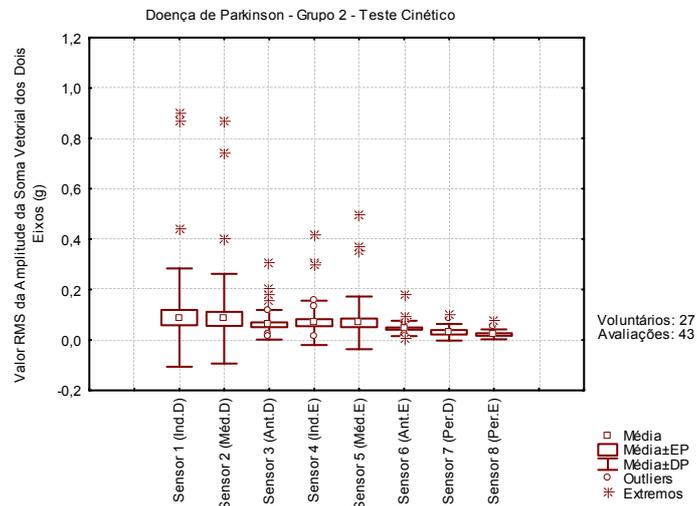


Figura 140 - Média de amplitudes para o teste cinético do grupo 2 com DP.

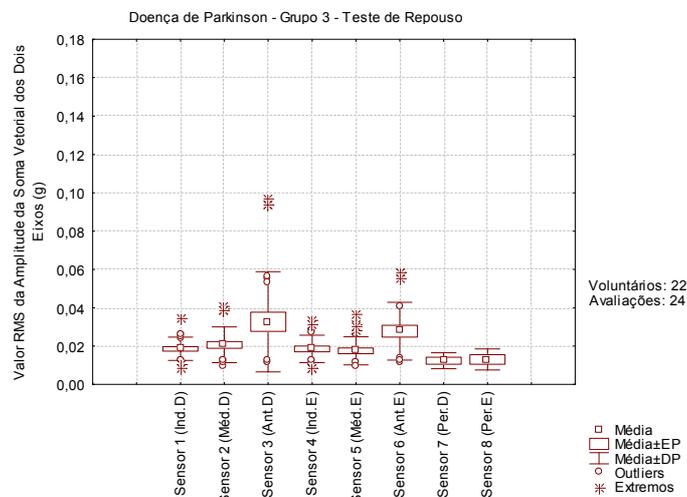


Figura 141 - Média de amplitudes para o teste de repouso do grupo 3 com DP.

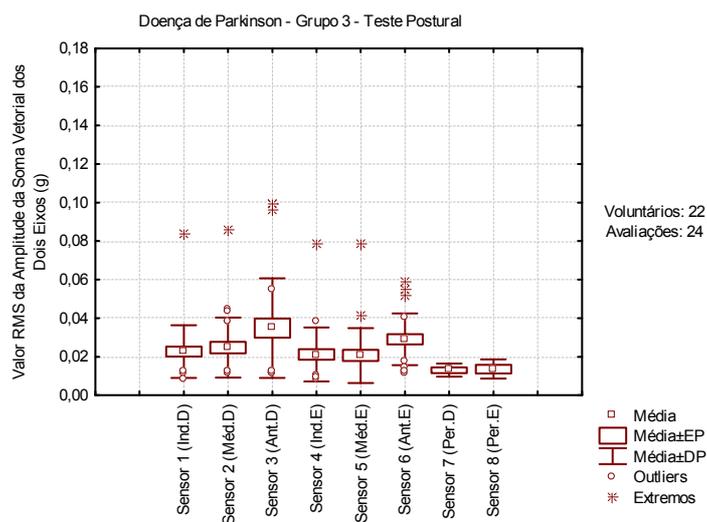


Figura 142 - Média de amplitudes para o teste postural do grupo 3 com DP.

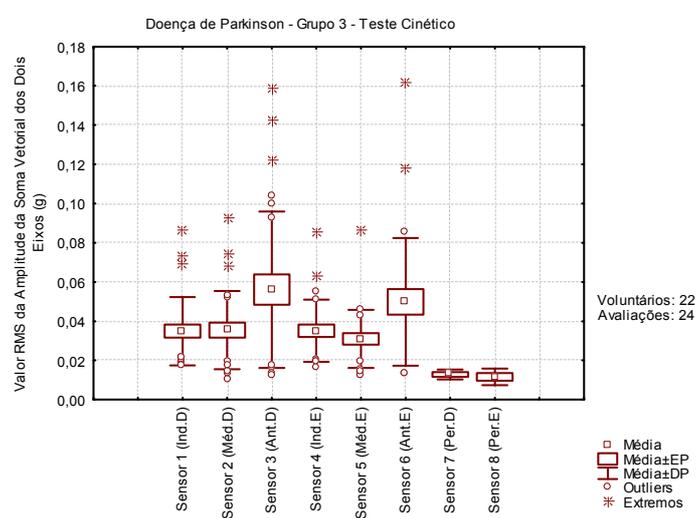


Figura 143 - Média de amplitudes para o teste cinético do grupo 3 com DP.

4.3.2.4 Grupo Hígido

Agora são apresentados os resultados das médias de intensidade para os voluntários hígidos, que não possuem tremor patológico.

Visto que esses voluntários não possuem tremor patológico, nenhuma frequência válida foi identificada e não há gráficos de média de frequências para serem apresentados.

A Tabela 20 apresenta as características do grupo avaliado.

Tabela 20 - Características do grupo controle hígido.

Nº de voluntários	10
Homens	5
Mulheres	5
Média de Idade	35 anos
Desvio padrão da Idade	15 anos
Idade mínima	20 anos
Idade máxima	57 anos

As Figuras 144 a 146 apresentam os gráficos com as médias de intensidade dos testes.

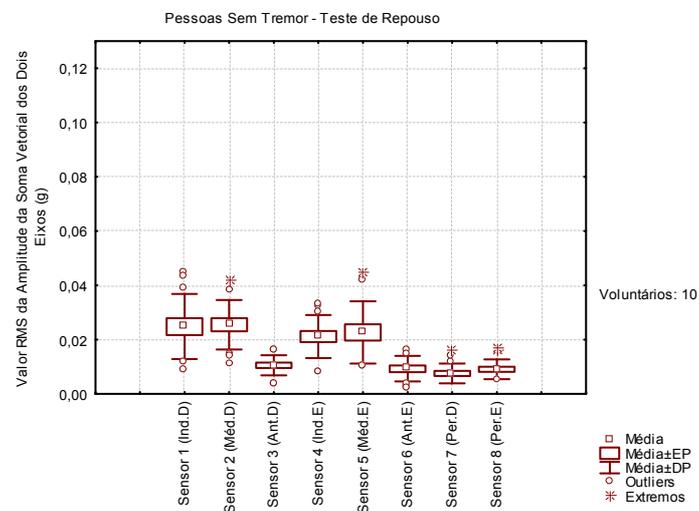


Figura 144 - Média de amplitudes para o teste de repouso do grupo hígido.

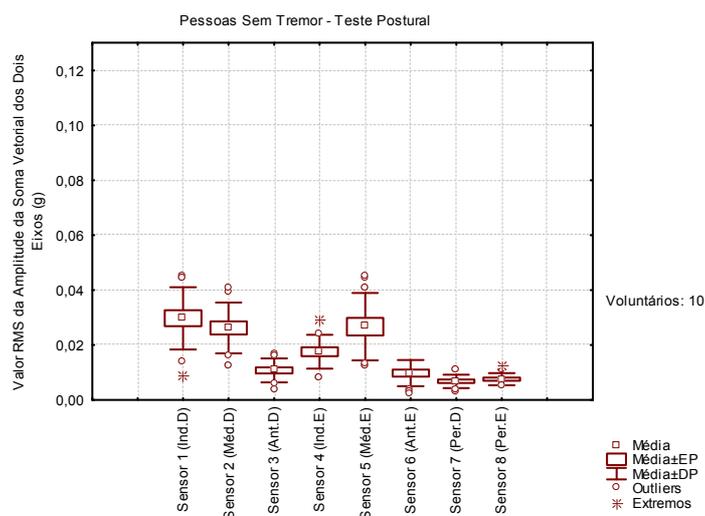


Figura 145 - Média de amplitudes para o teste postural do grupo hígido.

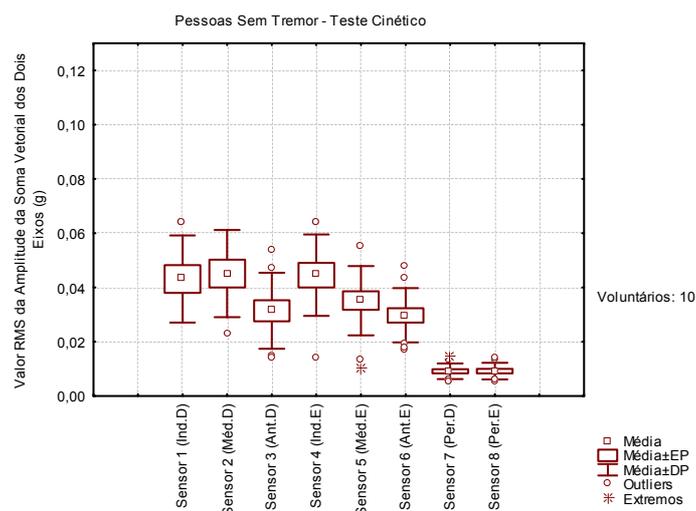


Figura 146 - Média de amplitudes para o teste cinético do grupo hígido.

4.3.3 Testes de Repetibilidade

A Tabela 21 apresenta os resultados de 3 monitorações realizadas em seqüência num mesmo dia em um voluntário com TE, para constatação da repetibilidade em seres humanos.

Tabela 21 - Resultados dos testes de repetibilidade de um voluntário com TE.

		Monitoração 1			Monitoração 2			Monitoração 3		
Soma vetorial XY		Rep.	Post.	Cinét.	Rep.	Post.	Cinét.	Rep.	Post.	Cinét.
Sensor1	Amp RMS (g)	0,054	0,049	0,062	0,013	0,03	0,058	0,013	0,033	0,063
	Frequência (Hz)	5,711	6,721	6,014	-	6,62	6,317	-	6,907	6,486
Sensor2	Amp RMS (g)	0,014	0,049	0,064	0,034	0,033	0,059	0,022	0,027	0,055
	Frequência (Hz)	-	6,721	6,097	-	-	6,546	-	-	6,408
Sensor3	Amp RMS (g)	0,016	0,016	0,047	0,017	0,017	0,069	0,016	0,017	0,067
	Frequência (Hz)	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Sensor4	Amp RMS (g)	0,027	0,038	0,072	0,016	0,018	0,065	0,008	0,016	0,097
	Frequência (Hz)	-	6,705	6,401	-	-	6,199	-	-	6,57
Sensor5	Amp RMS (g)	0,046	0,045	0,073	0,041	0,038	0,073	0,047	0,044	0,075
	Frequência (Hz)	4,414	6,705	6,705	-	-	6,789	-	-	6,604
Sensor6	Amp RMS (g)	0,01	0,012	0,058	0,012	0,012	0,085	0,013	0,014	0,079
	Frequência (Hz)	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Verificou-se na Tabela 21 que em algumas posições não consta nenhum valor de frequência, isto é devido à frequência do tremor ter sido considerada inválida para aquele caso. A Figura 147 apresenta os resultados gráficos do sensor 2 (dedo médio da mão direita), apresentados pelo software, para o teste de tremor cinético do voluntário com TE avaliado.

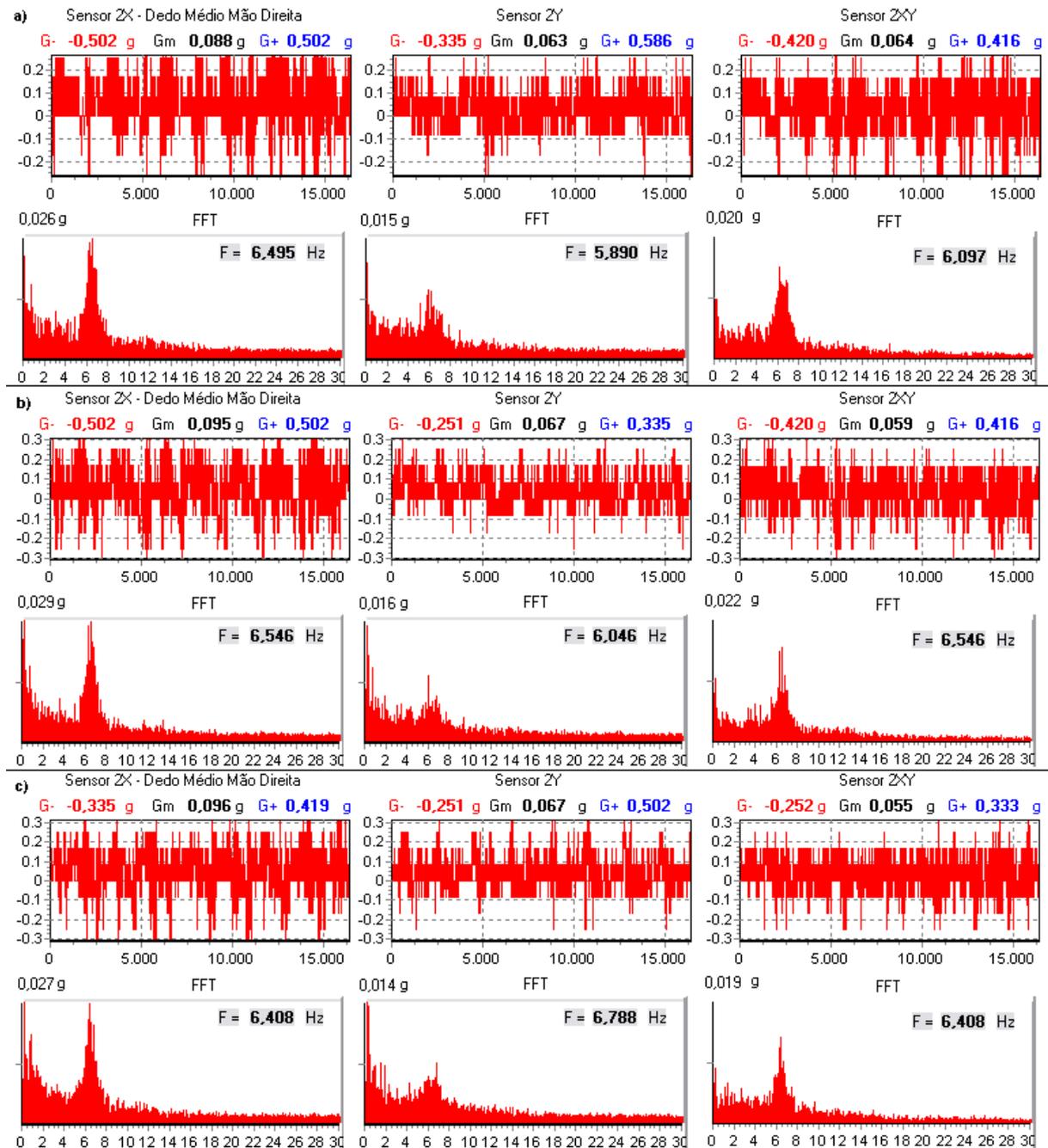


Figura 147 - Testes de repetibilidade em voluntário com TE no mesmo dia: a) primeiro teste; b) segundo teste; c) terceiro teste.

Em voluntários com DP não foi feito teste de repetibilidade no mesmo dia, mas alguns dos voluntários fizeram mais de uma avaliação do tremor em dias diferentes. A Tabela 22 apresenta os resultados de 2 monitorações de um mesmo voluntário, com um intervalo de 21 dias. A Figura 148 apresenta os resultados gráficos do sensor 1 (dedo indicador mão direita) apresentados pelo software para o teste de repouso do voluntário avaliado.

Tabela 22 - Resultados de dois testes de um voluntário com DP.

Soma vetorial XY / XZ		Monitoração 1º dia			Monitoração 21º dia		
		Repouso	Postural	Cinético	Repouso	Postural	Cinético
Sensor1	Amp RMS (g)	0,780	1,672	1,162	0,887	1,277	1,201
	Frequência (Hz)	3,852	3,627	3,992	4,076	3,679	4,026
Sensor2	Amp RMS (g)	0,637	1,434	1,291	0,864	1,182	1,050
	Frequência (Hz)	3,757	3,538	3,992	3,908	3,588	4,026
Sensor3	Amp RMS (g)	0,103	0,260	0,205	0,091	0,203	0,182
	Frequência (Hz)	3,740	3,538	3,992	4,043	3,605	4,043
Sensor4	Amp RMS (g)	0,689	1,233	0,564	0,477	0,817	0,477
	Frequência (Hz)	3,841	3,757	3,925	3,959	3,942	3,891
Sensor5	Amp RMS (g)	0,349	1,117	0,575	0,487	0,683	0,402
	Frequência (Hz)	3,841	3,757	3,925	3,992	3,942	3,891
Sensor6	Amp RMS (g)	0,053	0,151	0,083	0,075	0,128	0,084
	Frequência (Hz)	3,976	3,875	3,992	3,992	3,925	3,891
Sensor7	Amp RMS (g)	0,049	0,088	0,100	0,049	0,057	0,058
	Frequência (Hz)	3,740	3,824	3,976	4,026	3,790	4,043
Sensor8	Amp RMS (g)	0,040	0,060	0,057	0,037	0,048	0,049
	Frequência (Hz)	3,504	3,757	3,908	3,976	3,841	3,858

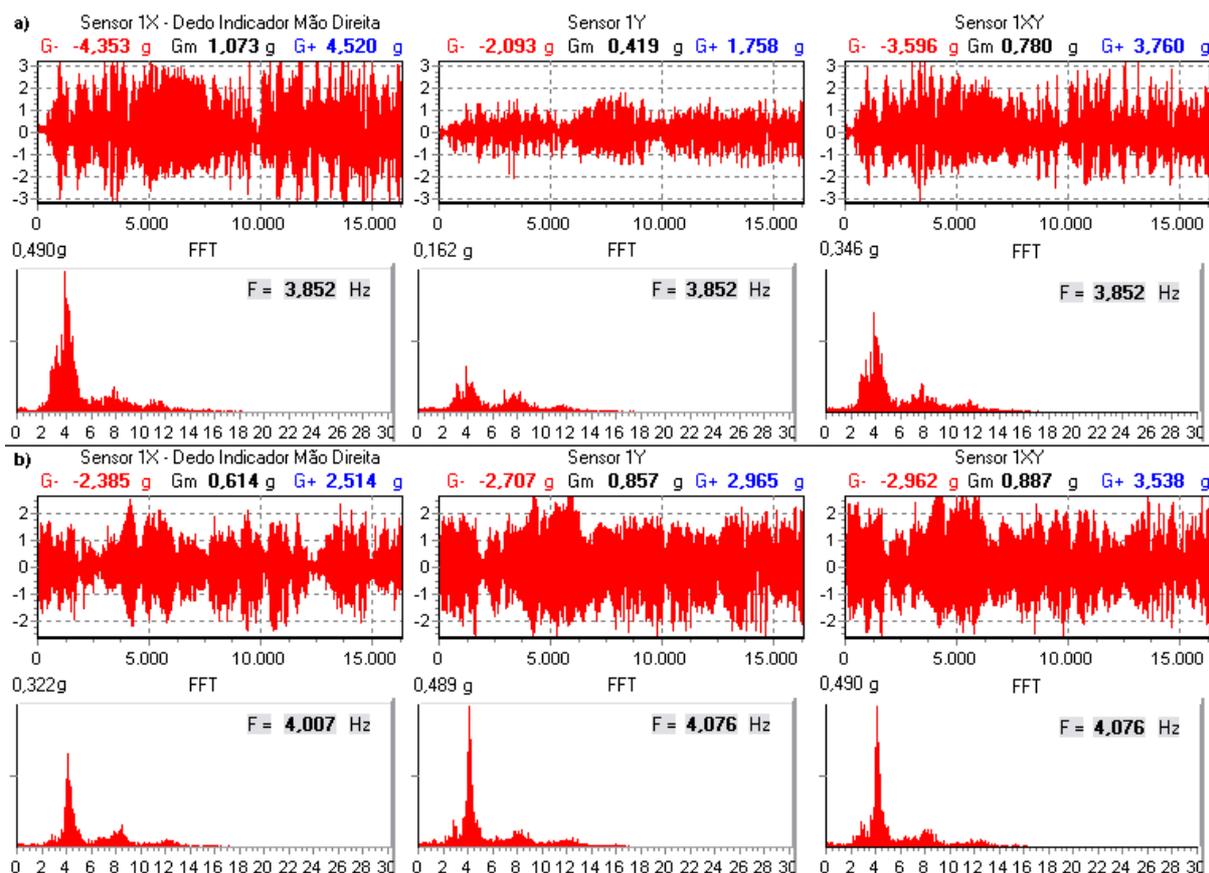


Figura 148 - Testes de repouso de um voluntário com DP em dias diferentes: a) primeiro teste; b) segundo teste 21 dias depois.

CAPÍTULO 5

DISCUSSÕES E CONCLUSÕES

5.1 ANÁLISE DOS RESULTADOS

5.1.1 Protótipo e Calibração

Quanto ao consumo de corrente do protótipo, verificou-se que a operação do conversor A/D do microcontrolador, utilizando os 8 canais, aumenta significativamente o consumo de corrente do hardware. Contudo, ainda há uma grande folga do limite de corrente fornecido pela porta USB, que é de 500 mA, portanto o protótipo tem condições de operar normalmente com 335 mA.

O hardware precisa ser corrigido para sanar o problema da defasagem entre os dois eixos do mesmo sensor para que a soma vetorial fique exata. A implementação da comunicação USB seria muito bem vinda em substituição à comunicação pela porta paralela que atualmente está deixando de existir nos microcomputadores. A construção de um novo protótipo utilizando componentes SMD pode permitir a utilização de melhores filtros no circuito analógico, permitindo uma filtragem mais seletiva e conseguir a frequência de corte desejada de 20 Hz.

Foi verificado que o peso dos cabos dificulta um pouco a realização do teste cinético e provocam a rotação dos sensores dos dedos, portanto, a utilização de cabos mais leves iria melhorar a realização dos procedimentos. Também se verifica a necessidade de um melhor sistema de acoplamento para os sensores dos dedos para não permitir a rotação dos mesmos.

Na calibração estática, cujos resultados são apresentados nas Tabelas 10 a 17, foi observado que alguns sensores apresentaram valores medidos um pouco distantes do valor esperado, como por exemplo, o sensor 3 que, como apresentado na Tabela 12, em 0 g no eixo X apresentou 1,35 V e o esperado é 1,65 V, mas deve-se considerar a diferença entre o valor de saída em tensão da posição em 0 g para as posições de 1 g e -1 g, que deve apresentar a sensibilidade do sensor, no caso do sensor 3, o valor medido em 1 g foi de 2,15 V, portanto, $2,15\text{ V} - 1,35\text{ V} = 0,8\text{ V}$, e o valor medido em -1 g foi de 0,55 V, portanto, $1,35\text{ V} - 0,55\text{ V} = 0,8\text{ V}$; constatando-se assim que na verdade o sensor está funcionando corretamente. Entre os

demais sensores, houve alguns pequenos desvios nos valores da sensibilidade, que é a diferença entre +1 g e -1 g para 0 g, contudo, não se verificou necessidade de efetuar ajustes nos valores medidos pelo sistema devido a esses erros, por serem pequenos e, muitas vezes, não serem comuns aos dois sentidos do mesmo eixo.

Os resultados da calibração dinâmica mostram que o sistema consegue identificar claramente frequências de até 20 Hz com pequena amplitude. No caso dos testes com deslocamento constante, apresentados nas Figuras 64 a 87, a aceleração aumenta conforme aumenta a frequência, por isso não houve dificuldade em detectar as características dos sinais nas frequências mais altas, somente em frequências mais baixas para os sensores de 6 g. Ainda nos testes em deslocamento constante foi possível verificar a igualdade da resposta dos sensores para diferentes níveis de deslocamento e também entre os dois eixos distintos de cada sensor, mesmo que o fato de os sensores terem sido reposicionados pudesse não ter proporcionado que ambos os eixos apresentassem os mesmos valores; os gráficos do software explicam estas diferenças mostrando que o eixo ortogonal recebeu parte da oscilação, como visto por exemplo na Figura 66 em que o eixo X é que estava recebendo a oscilação mas o eixo Y também recebeu parte da oscilação devido ao posicionamento do sensor não estar perfeitamente alinhado para que somente o eixo X fosse sensível à oscilação, o que não se pode considerar como sendo devido à sensibilidade de eixo cruzado, pois poderia ser de no máximo 5%, conforme o *datasheet* de cada acelerômetro (FREESCALE, 2006a, FREESCALE, 2006b e FREESCALE, 2006c).

Abaixo de -42 dB os valores deixam de ser considerados válidos, pois estão abaixo da resolução mínima do conversor A/D, isto explica o fato dos gráficos apresentarem resultados sem sentido abaixo deste limiar. Os sensores de 1,5 g apresentam resultados mais estáveis devido ao fato de que seus limiares mínimos estão bem abaixo dos sensores de 6 g, por exemplo, um valor que na faixa dinâmica do sensor de 1,5 g corresponde a -35 dB e é perfeitamente medido, na faixa dinâmica do sensor de 6 g corresponde a aproximadamente -45 dB e já não é corretamente identificado por este sensor.

Para os testes com aceleração constante, cujos resultados são apresentados nas Figuras 82 a 95, verifica-se a resposta em frequência esperada de acordo com os filtros projetados. Novamente devido ao fato dos sensores de 6 g estarem detectando oscilações de amplitude muito próximas aos seus limiares mínimos, estes apresentam resultados visivelmente menos precisos que os sensores de 1,5 g para a aceleração aplicada de 0,05 g, mas apresentam resultados mais estáveis para a aceleração de 0,1 g. Nestes testes de aceleração constante são apresentados resultados somente para o eixo Y. Também são apresentados os resultados da

soma vetorial entre os dois eixos de cada sensor, e se verifica um resultado de valor menor do que é esperado, pois deveria ser igual ao eixo Y que está sob ação do movimento, visto que o eixo X não estaria recebendo qualquer ou muito pouca oscilação; constata-se que isso se deve a uma defasagem da amostragem entre os dois eixos do mesmo sensor, sendo um problema de hardware que só pode ser resolvido alterando o circuito eletrônico de modo que os dois canais de cada sensor sejam amostrados no mesmo instante, o que no circuito atual projetado foi feito chaveando primeiramente 1 eixo de cada sensor e depois o outro eixo para realizar a amostragem do sinal. Mesmo assim, é possível verificar que este valor do resultado da soma vetorial acompanha o resultado do eixo que está recebendo a oscilação, não se verificando a necessidade de tomar como inválido o resultado apresentado pela soma vetorial. Os pontos de -3 dB também são mostrados nestes gráficos de aceleração constante e se verifica que o fato da frequência de corte do filtro analógico passa-baixas ter ficado em 10 Hz não prejudicou a medição dos sinais logo acima desta frequência, sendo possível medir os sinais mesmo atenuados, dependendo é claro da amplitude da oscilação.

As Figuras 96 a 103 mostram a linearidade de cada sensor na medição dos valores de frequência utilizados na calibração. Os erros foram praticamente nulos, comparando-se o valor obtido com o valor configurado na máquina de testes de materiais (MTS), visto que todos os conjuntos de resultados apresentaram coeficiente de correlação $r^2 = 0,999$.

Verificou-se que o sensor de 6 g possui uma sensibilidade bem mais baixa em relação ao sensor de 1,5 g e, conseqüentemente, apresentou resultados um pouco ruins na calibração, mas é preciso que se mantenha com esta sensibilidade, pois em casos mais extremos o tremor ultrapassa 1,5 g de amplitude. A medição, contudo, é prejudicada quando o tremor é muito leve. Uma solução seria permitir a configuração da sensibilidade do sensor, em função do tremor do paciente.

5.1.2 Testes em Voluntários

Foi verificado que, apesar da literatura informar que os casos de TE têm prevalência 20 vezes maior que o tremor da DP (SMAGA, 2003), no ambulatório de distúrbios do movimento do HC-UFPR, o número de casos foi pouco freqüente. Segundo os médicos, isto se deve ao fato do TE ser menos incapacitante e porque somente os casos mais graves são encaminhados ao hospital, os casos mais amenos são tratados nos postos de saúde dos bairros da região de Curitiba. Já na APPP, que é uma associação específica para atendimento a

parkinsonianos, não se esperava avaliar voluntários com TE, somente voluntários com DP. Portanto, pela amostra avaliada não é possível constatar a informação da literatura que o TE é mais comum. O fato da amostra de portadores de DP ter sido maior é devido à característica de recrutamento de pacientes do HC e da APPP.

Para apresentar os resultados dos testes em seres humanos, foram utilizados os valores de amplitude e frequência obtidos da soma vetorial entre os eixos X e Y(ou Z) de cada sensor para que a análise ficasse mais fácil de ser realizada. Apesar de ter sido constatado o problema da defasagem e conseqüentemente um leve prejuízo à soma vetorial, foi verificado que este pequeno prejuízo não invalida o resultado, que pode ser utilizado para comparação entre os resultados de diferentes sensores em diferentes tipos de testes. Contudo, deve-se levar em conta que a intensidade real dos tremores no resultado da soma vetorial deve ser em média 30 % maior do que os valores apresentados, como é possível constatar analisando-se os resultados de calibração dinâmica apresentados nas Figuras 88 a 103.

Em relação ao formato do espectro de frequências, apesar de Frett e Barner (2005) apontarem que o espectro do TE é composto de apenas um pico distinto e do tremor da DP revelar uma distribuição harmônica, o aparecimento de harmônicas foi verificado também em espectros de voluntários com TE como visto na Figura 108. Espectros com apenas um pico distinto foram observados em voluntários com tremor da DP, como visto no sensor 1X da Figura 112. Portanto, o que parecia ser um fator importante na diferenciação entre os diferentes tremores não foi um padrão constatado em todos os referidos casos, apesar de muitos terem apresentado essas características, o que não invalida totalmente a constatação dos pesquisadores.

Foi verificado que a diferenciação do TE para o tremor da DP somente pela frequência não é válida para todos os casos individualmente, mas sim se considerar uma média entre vários casos. O valor RMS da amplitude no caso do TE também caracterizou esta doença somente na média dos casos, pois alguns também apresentaram tremor de grande intensidade em repouso; já na DP a amplitude foi bastante determinante para a separação dos voluntários em 3 grupos, sendo que um deles possui características muito semelhantes ao TE. Portanto, pode-se concluir que para um diagnóstico mais preciso, os outros sintomas apresentados pelo paciente devem ser levados em consideração.

No protocolo utilizado também foi incluída a informação sobre o estado emocional do voluntário e todos informaram estar tranquilos durante a realização dos testes. De um modo geral, os voluntários sentiram-se confiantes para a realização das medições e não se sentiram incomodados com o posicionamento dos sensores nem com os procedimentos realizados.

5.1.2.1 Voluntários Portadores de Tremor Essencial

Foram realizados testes em 17 voluntários portadores de TE, sendo que alguns fizeram mais de uma avaliação em datas diferentes, totalizando 30 avaliações. A Tabela 18 apresenta as características do grupo com TE. Os resultados de amplitude e frequência dos tremores deste grupo são apresentados nas Figuras 120 a 125, onde constam a média, o erro padrão (EP), o desvio padrão (DP), os *outliers* e os extremos. Verifica-se que a idade mínima foi de 17 anos e, na verdade, houve um voluntário de 17 anos do sexo feminino e um voluntário de 18 anos do sexo masculino diagnosticados com TE, com isso, verifica-se uma característica do TE que é a possibilidade de ocorrer em qualquer idade, apesar da prevalência ser entre os idosos, segundo Vieira (2005). Verificou-se um histórico familiar positivo em praticamente metade dos casos, o que também é compatível com o diagnóstico do TE, segundo Smaga (2003). Nenhum dos voluntários apresentou tremor nas pernas, mas 4 voluntários apresentaram tremor de cabeça.

Observando o número de casos em que a frequência do tremor foi identificada nas Figuras 120 a 122 e também a média das amplitudes dos tremores nas Figuras 123 a 125, verifica-se, que o tremor essencial é mais evidente no teste de tremor cinético, o que comprova a principal característica deste tipo de tremor que é a ocorrência em ação (SMAGA, 2003). Entre os 17 voluntários, 10 não apresentaram qualquer tremor em repouso.

No teste postural apenas 2 voluntários não apresentaram tremor, o que indica que a manutenção de postura já encadeia o início do tremor. As Figuras 107 a 109 apresentam resultados de um mesmo voluntário na mesma avaliação. Verifica-se a pequena amplitude do tremor no teste de repouso em relação aos demais, já no teste postural a amplitude aumenta bastante e no teste cinético o aumento de intensidade não é muito perceptível em relação aos outros resultados devido a ter sido apresentado o resultado do braço esquerdo, o direito apresentou tremor com mais intensidade do que os resultados apresentados nas Figuras 107 e 108. Apenas 3 voluntários apresentaram tremor unilateral, o restante apresentou tremor bilateral, o que também é uma característica do TE segundo Smaga (2003).

Na série temporal da Figura 109 verifica-se uma oscilação de baixa frequência que modula o sinal de tremor, mais perceptível nos gráficos do sensor 6, que é devido ao movimento de esticar e flexionar os braços, executado no teste cinético. Esta oscilação de baixa frequência pode ter amplitude maior do que o tremor, dependendo da velocidade em que o voluntário faz o movimento, contudo, na maioria dos casos é possível verificar que a

amplitude do tremor cinético é maior que a amplitude deste movimento dos braços; e no gráfico do espectro de frequências é possível identificar a oscilação característica do TE.

A Figura 110 apresenta o tremor de cabeça de um voluntário com TE, o que também é compatível com o diagnóstico desta doença, segundo Smaga (2003). Foi constatado que, apesar de Vieira (2005) indicar a larga faixa de frequência para o TE de 4 a 12 Hz, o valor da frequência da oscilação do tremor ficou na média de 6 Hz e, considerando os desvios, em torno de 5 Hz a 8 Hz, como se verifica nas Figuras 120 a 125. Analisando estas mesmas figuras, é possível constatar uma diferença na média da frequência do tremor entre os testes de repouso, postural e cinético, principalmente do tremor de repouso para os demais, apesar de poucos voluntários terem apresentado tremor de repouso, verifica-se que nesta situação a frequência aparenta ser um pouco menor.

5.1.2.2 Voluntários Portadores de Doença de Parkinson

Contou-se com 63 voluntários portadores de Doença de Parkinson, sendo que alguns fizeram mais de uma avaliação em datas diferentes, totalizando 87 avaliações. Exemplos de resultados de voluntários obtidos pelo software são apresentados nas Figuras 111 a 114. Houve 2 casos de voluntários que relataram tremor de mandíbula, sendo 1 destes com tremor de cabeça e o outro caso somente com tremor de mandíbula, contudo, não foi possível medir com o sistema devido à dificuldade de colocação do sensor na região do maxilar. Houve 3 casos de voluntários com dificuldade na fala. Dos 63 voluntários com DP avaliados, 8 apresentaram tremor nas duas pernas e 2 apresentaram tremor apenas na perna direita.

Os sensores 7 e 8 sempre indicam um tremor de repouso, apesar de aparecerem também nos gráficos de tremor postural e cinético; o que pode ocorrer é que o exercício executado pelos braços de manutenção de postura ou realização de movimento altere o comportamento do tremor de repouso nas pernas. Na Figura 129 e na Figura 138 o sensor 7^o indica um tremor medido na cabeça, houve apenas 2 voluntários com tremor de cabeça. Foi verificado que uma análise dos resultados de amplitude e frequência, considerando todos os voluntários com DP, apresentava variações muito grandes e pouco poderia se concluir, então foram constatados 3 comportamentos diferentes dos tremores entre os voluntários com DP avaliados, portanto, estes foram divididos em 3 grupos, cujas características foram apresentadas na Tabela 19.

O grupo 1, cujos resultados de frequência são apresentados nas Figuras 126 a 128 e de amplitude nas Figuras 135 a 137, teve o tremor com maior intensidade e melhor identificado em repouso, sendo constatado em sua maioria unilateral; é também o grupo que tem a maior média de idade, apresentou na média 1 ou 2 sintomas da DP além do tremor, os voluntários sentem tremor há menos tempo e apenas um caso de precedente familiar foi relatado. Nas Figuras 126 a 128 verifica-se que a faixa de frequências dos tremores ficou entre 4 Hz e 8 Hz em repouso e postura, contudo, aumentando para a faixa de 5 Hz a 9 Hz em movimento; os tremores de perna ficaram na faixa de 3 Hz a 4 Hz.

Para a intensidade dos tremores do grupo 1 apresentada nas Figuras 135 a 137, verifica-se que em movimento os valores se concentram em torno da média na faixa de 0,02 g a 0,04 g, contudo, em repouso e postura verificam-se maiores médias e casos extremos, indicando que alguns voluntários apresentaram tremores de grande amplitude, portanto, neste grupo a intensidade é claramente menor no teste cinético.

O grupo 2, cujos resultados de frequência são apresentados nas Figuras 129 a 131 e de amplitude nas Figuras 138 a 140, apresentou intensidade constante nos testes de repouso, postural e cinético, assim como, a frequência bem identificada nestes 3 testes; é o grupo de maior número de voluntários, os quais apresentaram, na média, 2 ou 3 sintomas da DP além do tremor, possuem tremor há mais tempo e apenas 2 casos de precedentes familiares foram relatados. Nas Figuras 129 a 131 verifica-se que igualmente ao grupo 1 a faixa de frequência dos tremores de repouso e postural ficou entre 4 Hz e 8 Hz e cinético entre 5 Hz e 9 Hz, contudo, houve vários casos extremos acima e abaixo desses limites; os tremores de perna ficaram mais concentrados em torno de 4 Hz, assim como os tremores de cabeça verificados. Para a intensidade dos tremores do grupo 2 apresentada nas Figuras 138 a 140, constata-se que as três figuras apresentam gráficos muito parecidos, tanto na média quanto na ocorrência de valores extremos.

O grupo 3, cujos resultados de frequência são apresentados nas Figuras 132 a 134 e de amplitude nas Figuras 141 a 143, apresentou tremor com maior intensidade e melhor identificado em movimento, sendo constatado em sua maioria bilateral; este grupo apresentou, na média, 1 ou 2 sintomas da DP além do tremor e foi o que apresentou maior número de casos de precedentes familiares. Nas Figuras 132 a 134 verifica-se que a faixa de frequências dos tremores se concentrou entre 4 Hz e 8 Hz em repouso e postura, mas com poucos casos, já em movimento ficou na faixa de 6 Hz a 9 Hz compreendendo a maioria dos casos; o interessante é que nenhum dos voluntários do grupo 3 apresentou tremor nas pernas ou na cabeça.

Para a intensidade dos tremores do grupo 3 apresentada nas Figuras 141 a 143, constata-se um leve aumento de intensidade dos tremores do teste de repouso para o teste postural e um considerável aumento no teste cinético, com extremos indicando que em alguns casos o tremor aumentou bastante em movimento; nestes gráficos de amplitude do grupo 3 são apresentados os resultados dos sensores 7 e 8 para mostrar que a intensidade foi praticamente nula em todos os testes, comprovando o fato de não ter sido constatado qualquer frequência característica nas pernas destes voluntários.

Sobre as diferenças entre os 3 grupos com DP identificados, uma avaliação preliminar dos dados obtidos pode indicar que o grupo 1 é o que parece ter menor tempo de doença e um tremor mais característico da DP. O grupo 2 parece ter mais tempo de doença e as características do tremor já não seguem um padrão devido a outros problemas do progresso da doença. O grupo 3 parece apresentar características de tremor semelhantes ao do TE, o que poderia levar a uma constatação de coexistência das duas doenças, como Jankovic *et al.* (1999) apontam esta possibilidade. Também seria necessário avaliar o efeito que as medicações causam no tremor, visto que os voluntários foram analisados sem prévio aviso, portanto, sob efeito ou não de medicações, as quais poderiam ter sido tomadas poucas ou muitas horas antes da medição do tremor. Portanto, somente um estudo controlado e em conjunto com um pesquisador ou profissional da saúde pode apontar evidências clínicas com mais certeza, e qualquer conclusão neste sentido seria precipitada pelo presente estudo realizado, além da necessidade de se realizar uma análise estatística para avaliar o nível de significância dos resultados.

5.1.2.3 Voluntários Hígidos

Foram realizados testes em um grupo de voluntários hígidos, que não possuem tremor patológico ou qualquer outro tipo de distúrbio do movimento. A Tabela 20 apresentou as características deste grupo. Não são apresentados resultados de frequência para este grupo, pois não houve qualquer padrão identificado; as Figuras 144 a 146 apresentam resultados dos testes de amplitude. Verifica-se que a média dos valores estão abaixo da resolução mínima em sensibilidade RMS para cada sensor, que é de aproximadamente 0,045 g para os sensores 1, 2, 4 e 5 de 6 g e de aproximadamente 0,012 g para os sensores 3, 6, 7 e 8 de 1,5 g, para os casos de testes de repouso e postura. No teste cinético verifica-se um aumento de amplitude que é devido ao movimento realizado pelos braços.

5.1.2.4 Testes de Repetibilidade

Testes de repetibilidade em voluntários mostraram que pode haver pequenas diferenças entre as medições, mas de um modo geral os resultados se concentram em torno de um valor médio de amplitude e de frequência, como observado na Tabela 21 e na Figura 147 para testes realizados em um mesmo dia. A Tabela 22 e a Figura 148 mostram resultados de um mesmo paciente em dias diferentes. Também se verifica um padrão nos resultados, principalmente nos valores de frequência. Evidentemente a amplitude apresentou maiores diferenças, mas pode ser devido à colocação dos sensores. Verifica-se que na parte (a) da Figura 148, os gráficos mostram intensidade maior no eixo X e na parte (b) a intensidade é maior no eixo Y, indicando que numa situação o sensor ficou rotacionado em relação à outra situação, visto que o formato da extremidade do sensor não garante que fique sempre na mesma orientação.

5.2 CONCLUSÕES

Foi desenvolvido um novo instrumento com 8 acelerômetros para avaliação de tremor em diversas extremidades do corpo simultaneamente, compreendido por um hardware e um software para PC.

Foram feitas as adequações de segurança elétrica em conformidade com a norma NBR IEC 601-1 e recomendação da ANVISA.

Foi utilizado um posicionamento diferenciado dos sensores em relação aos outros trabalhos encontrados na literatura. Assim como, a disponibilização de 8 sensores para medição simultânea em todos os membros permitiu uma avaliação geral mais rápida e não condicionada a várias medições em diferentes instantes de tempo, o que é um diferencial positivo em relação aos outros sistemas verificados na literatura.

O sistema realiza as medidas do sinal de tremor em 2 direções e propicia informações de amplitude e frequência.

O software desenvolvido incorpora algoritmos de análise dos sinais, não havendo necessidade de importação dos dados para outros softwares para processamento. O mesmo possui interface direcionada para avaliação clínica.

Testes de bancada comprovaram o desempenho do sistema, assim como, o seu uso contínuo nas avaliações em voluntários comprovou também a sua robustez.

Testes em seres humanos comprovaram sua aplicabilidade clínica, caracterizando tremores Essencial e de Parkinson. Para tanto, um projeto foi submetido ao comitê de ética do HC-UFPR e devidamente aprovado.

A medição da frequência e da amplitude do sinal de tremor pode proporcionar informações particulares de cada caso e também pode permitir um acompanhamento da evolução positiva ou negativa do paciente. Além disso, pode-se manter o histórico das medições dos tremores do sistema em um microcomputador, possibilitando uma análise mais criteriosa a qualquer momento, conseqüentemente, servindo como uma importante ferramenta de auxílio à avaliação clínica.

5.3 TRABALHOS FUTUROS

Construir um novo protótipo, com as correções já mencionadas na comunicação USB, filtros analógicos e aquisição dos sinais X e Y para correta soma vetorial.

Implementar uma modificação no sistema de forma a permitir a seleção de sensibilidade dos sensores para melhor adequação à intensidade do tremor do paciente a ser analisado e também implementar no software a possibilidade de configurar o tempo de realização do teste.

Implementar um algoritmo de identificação da frequência principal de cada sinal, para saber se esta é válida ou se é um valor aleatório que não representa o determinado sinal, sem precisar visualizar o gráfico da FFT.

Delinear um estudo levando em consideração a medicação recebida pelo voluntário. O sistema também pode ser adaptado para outros protocolos de avaliação que permitam a colocação dos sensores em outros locais do corpo no limite da distância dos cabos.

Relacionar características de amplitude e frequência dos tremores com escores da UPDRS.

Analisar os efeitos biomecânicos e comparar a frequência entre os membros, fazendo um estudo da variabilidade nas frequências.

Analisar outras características dinâmicas do sinal de tremor (dimensão, entropia, etc.).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABNT. NBR IEC 601-1 – Equipamento Eletromédico – Parte 1 – Prescrições Gerais para Segurança. Associação Brasileira de Normas Técnicas, 1997.
- ABP. O que é Parkinson? **Associação Brasil Parkinson**. Disponível em: <http://www.parkinson.org.br>. Acesso em 02/02/2008.
- ACTIGRAPH. **Actigraph GT1M - The Most Reliable Activity Monitor**. ActiGraph, LLC. Disponível em: <http://www.theactigraph.com>. Acesso em 04/02/2008.
- ANALOG DEVICES. **Fundamentals of Sampled Data Systems**. Application Note AN-282. Analog Devices. Disponível em: <http://www.analog.com>. Acesso em: 06/07/2007.
- APARGS. Informações Gerais Sobre a Doença de Parkinson. **Associação de Parkinson do Rio Grande do Sul**. Disponível em: <http://www.apargs.hpg.ig.com.br>. Acesso em 02/02/2008.
- APP. Doença de Parkinson - Diagnóstico. **Associação dos Parkinsonianos do Pará**. Disponível em <http://www.appnet.org.br>. Acesso em 02/02/2008.
- APPP. O que é a doença de Parkinson? – Diagnóstico. **Associação Paranaense dos Portadores de Parkinsonismo**. Disponível em: <http://www.appp.com.br/pages/diagnostico.html>. Acesso em 02/02/2008.
- AVAGO. **ACSL-6xx0 Multi-Channel and Bi-Directional, 15MBd Digital Logic Gate Optocoupler**. Datasheet Rev. January / 2006. Avago Technologies. Disponível em: <http://www.avagotech.com/assets/downloadDocument.do?id=2067>. Acesso em: 25/04/2006.
- BARRIENTOS, A., GONZÁLEZ, R., MORA, A., MARTÍNEZ, J. L., FERRE, M., SOLA, R. G. Ayuda al Diagnóstico, Evaluación y Seguimiento de la Discapacidad por Temblor. **Congreso Iberoamericano IBERDISCAP 2000**, p. 241-244, Octubre de 2000.
- BIERNAT, H., ELLIAS, S. A., WERMUTH, L., CLEARY, D., SANTOS, E. C. O., JORGENSEN, P. J., FELDMAN, R. G., GRANDJEAN, P. Tremor Frequency Patterns in

- Mercury Vapor Exposure, Compared with Early Parkinson's Disease and Essential Tremor. **NeuroToxicology**, v. 20, n. 6, p. 945-952, 1999.
- BOUTEN, C. V. C., KOEKKOEK, K. T. M., VERDUIN, M., KODDE, R., JANSSEN J. D. A Triaxial Accelerometer and Portable Data Processing Unit for the Assessment of Daily Physical Activity. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 44, n. 3, p. 136-147, March, 1997.
- CHRISTAKOS, C. N., PAPADIMITRIOS, N. A., ERIMAKI, S. Parallel Neuronal Mechanisms Underlying Physiological Force Tremor in Steady Muscle Contractions of Humans. **Journal of Neurophysiology**, v. 95, p. 53-66, 2006.
- COOLEY, J. W., TURKEY, J. W. An Algorithm for the Machine Calculation of Complex Fourier Series. **Mathematics of Computation**, v. 19, p. 297-301, 1965.
- DOBREA, D. M., TEODORESCU, H. N. Tremor Measurements for Clarifying the Hypothalamic Processes and GABA Control. **Proceedings of the International Federation for Medical and biological Engineering**, IFMBE, v. 6, 2004.
- DPD. **CATSYS 2000 and Tremor Pen - Neurobehavioral Test System**. Danish Product Development Ltd. Disponível em: <http://www.catsys.dk/index.htm>. Acesso em 03/02/2008.
- CHAN, V., UNDERWOOD, S. **A Single-Chip Pulsoximeter Design Using the MSP430**. Application Note SLAA274, November, 2005. Texas Instruments. Disponível em: <http://focus.ti.com/general/docs/techdocsabstract.tsp?abstractName=slaa274>. Acesso em 23/06/2006.
- CICHACZEWSKI, E. , CUNHA, J. C. Sistema Computacional de Auxílio ao Diagnóstico e Avaliação de Tremores. **SABI 2005, XV Congresso Argentino de Bioingeniería**, v. 027EI, p. 1-4, 2005.
- CONTI, J. P. J., FARIAS, R. E. M., MANFFRA, E. F., NOHAMA, P. Instrumento de Monitoração de Sinais de Movimento Para Aplicação no Estudo da Doença de Parkinson. **XX CBEB - Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, p. 362-365, 2006.

- DOMINGUES, G. **Portal ensina população a lidar com a doença de Parkinson**. Portal do Envelhecimento. Disponível em: <http://www.portaldoenvelhecimento.net/artigos/artigo1473.htm>. Acesso em 09/02/2008.
- DURAND, D., ZILM, D. H., KAPLAN, H. L. A Microprocessor-controlled clinical tremometer. **Behavior Research Methods and Instrumentation**, v. 10, p. 177-181, 1978a.
- DURAND, D., ZILM, D. H., KAPLAN, H. L. A Microprocessor-based clinical instrument for measuring tremor. **Canadian Medicine and Biology Engineering Conference**, Vancouver, August, 1978b.
- DURAND, D., ZILM, D.H., KAPLAN, H. L. Clinical Tremor Measurement Sytem. **Proceedings of the 31st Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology**, Atlanta, October, 1978c.
- DURAND, D., ZILM, D.H., KAPLAN, H. L. Tremor Measurement Device. **Addiction Research Foundation**, Toronto, Canada. Canadian Patent #: 1.112.301. U.S. Patent #: 4.306.291. 1981.
- EBADI, M. S., PFEIFFER, R. F. **Parkinson's Disease**. CRC Press, 1st Edition, p. 33, 2005.
- ESCALONA, J. L. S., MORALES, G. L., RODRIGUEZ, E. C., FRANCO, J. H. Effect of tens over parkinson's disease tremor. **Arch. Neurocién.** (Mex., D.F.), v.10, n.3, p.133-139, July/Sep 2005.
- FAIRCHILD. **6N137 Single Channel High Speed - 10MBit/s Logic Gate Optocoupler**. Rev. July / 2005. Fairchild Semiconductor. Disponível em: <http://www.fairchildsemi.com/ds/6n/6n137.pdf>. Acesso em: 25/04/2006.
- FAHN, S., TOLOSA, E., MARIN, C. Fahn Tolosa Marin Tremor Rating Scale. In: JANKOVIC, J., TOLOSA, E. (eds): **Parkinson's Disease and Movement Disorders**. Baltimore, MD: Williams and Wilkins, p. 225-234, 1998.
- FREESCALE. **MMA6260Q Series: X-Y Axis Micromachined Accelerometer ± 1.5 g**. Rev. 2, 10/2004. Freescale Semiconductor. Disponível em: http://www.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MMA6260Q.pdf. Acesso em: 25/04/2006a.

- FREESCALE. **MMA6270Q: X-Y Axis Micromachined Accelerometer ± 1.5 g / 2 g / 4 g / 6 g**. Rev. 1.0, 2/2006. Freescale Semiconductor. Disponível em: http://www.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MMA6270QT.pdf. Acesso em: 25/04/2006b.
- FREESCALE. **MMA6280Q: X-Z Axis Micromachined Accelerometer ± 1.5 g / 2 g / 4 g / 6 g**. Rev. 1.0, 2/2006. Freescale Semiconductor. Disponível em: http://www.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MMA6280QT.pdf. Acesso em: 22/09/2006c.
- FREITAS, J., M. **The DC Blocking Filter**. QinetiQ Ltd, Winfrith Technology Centre, England, January, 2007.
- FRETT, E. J., BARNER, K. E. Accuracy and Frequency Analysis of MultiTouch Interfaces for Individuals with Parkinsonian and Essential Hand Tremor. **ASSETS'05, 7th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility**, p. 60-67, October, 2005.
- GHIKA, J., WIEGNER, A. W., FANG, J. J., DAVIES, L., YOUNG, R. R., GROWDON, J. H. Portable System for Quantifying Motor Abnormalities in Parkinson's Disease. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 40, n. 3, p. 276-283, March, 1993.
- GONÇALVES, M. R. R., NITRINI, R. "O que é tremor essencial? Qual o diagnóstico diferencial? Como tratar?", **Jornal da Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo**, ano vii, n. 1, jan./fev, 2003.
- GOUGH, B. **FFT Algorithms**. May 1997. Disponível em: <http://www.cbrc.jp/~tominaga/translations/gsl/fftalgorithms.pdf>. Acesso em 13/08/2005.
- GOULART, F., PEREIRA, L. X. Uso de escalas para avaliação da doença de Parkinson em fisioterapia. **Revista Fisioterapia e Pesquisa**, v. 11, n.1, p. 49-56, janeiro-abril, 2005.
- JANKOVIC, J., SCHWARTZ, K. S., ONDO, W. Re-emergent tremor of Parkinson's disease. **Journal of Neurol Neurosurg Psychiatry**, v. 67, p. 646-650, 1999.
- JARAMILLO, I. J., ROJAS O, D. M., CAMPEROS S, E., LORENZANA, P. Diseño e Implementación de um Sistema de Monitoreo de Comportamiento em Pacientes con Padecimiento de Temblor de Varias Etiologías. **IX Workshop Iberchip**, La Habana, 2003.

- KORCZAK, A. L. **Influência dos Sincronizadores Sociais na Expressão do Ciclo Vigília/Sono em Indivíduos com Diferentes Preferências Diurnas**. Dissertação (Mestrado em Fisiologia) - Curso de Pós-Graduação em Biologia Celular e Molecular, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2007.
- MAXIM. **MAX3420E USB Peripheral Controller with SPI Interface**. Rev. 0a; 3/2006. Maxim Integrated Products, Dallas Semiconductor. Disponível em: <http://datasheets.maxim-ic.com/en/ds/max3420e.pdf>. Acesso em 22/09/2006.
- MAXIM. **MAX6329/6349 150mA, SOT23, Low-Dropout Linear Regulators with Internal Microprocessor Reset Circuit**. Rev 3; 03/2004. Maxim Integrated Products, Dallas Semiconductor. Disponível em: <http://datasheets.maxim-ic.com/en/ds/MAX6329-MAX6349.pdf> Acesso em 25/08/2006.
- MESHACK, R. P., NORMAN, K. E. A randomized controlled trial of the effects of weights on amplitude and frequency of postural hand tremor in people with Parkinson's disease. **Clinical Rehabilitation**, v. 16, p. 481-492, 2002.
- NORMAN, K. E., EDWARDS, R., BEUTER, A. The Measurement of tremor using velocity transducer: comparison to simultaneous recordings using transducers of displacement, acceleration and muscle activity. **Jornal of Neuroscience Methods**, v. 92, p. 41-54, 1999.
- McCLELLAN, J., PARKS, T., RABINER, L. A Computer Program for Designing Optimum FIR Linear Phase Digital Filters. **Audio and Electroacoustics IEEE Transactions**, v. 21, p. 506-526, 1973.
- PROAKIS, J. G., MANOLAKIS, D. G. **Digital Signal Processing : Principles, Algorithms, and Applications**. 3th Edition. New Jersey: Prentice Hall, 1996.
- RIEDER, C. R. M., PICON, P. D., AMARAL, K. M., BELTRAME, A. Protocolo Clínico e Diretrizes Terapêuticas - Doença de Parkinson. **Consulta Pública SAS/MS**, nº 10, 04 de novembro de 2002.
- SAMYN, L. M., COSTA, L. B., MIRANDA, I. A., SANTOS, J. G., MAGALHÃES, G. C. MELO, P. L. Instrumentação para Análise do Tremor Humano: Desenvolvimento e Testes in Vitro e in Vivo. **CLAIB 2007 - IV Congresso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica**, p. 403-407, 2007.

SENEVIRATNE, U., KING, T. E. Tremor Disorders: A Clinical Approach. **SGH Proceedings**, v. 12, n. 2, p. 88-92, 2003.

SMAGA, S. Tremor. **American Family Physician**, v. 68, n. 8, p. 1545-1552, October, 2003.

ST MICROELECTRONICS. **LM317L: Low current 1.2 to 37 V adjustable voltage regulator**. Rev. 3 December / 2005. ST Microeletronics. Disponível em: <http://www.st.com/stonline/products/literature/ds/2168/lm317L.pdf>. Acesso em 05/06/2006.

ST MICROELECTRONICS. **TL084: General purpose J-FET quad operational amplifier**. Rev. 1 March / 2001. Disponível em: <http://www.st.com/stonline/products/literature/ds/2301/tl084.pdf>. Acesso em 04/05/06.

TNR. **Stressometer Comby™ - The world's first human tremor measurement system**. TNR Technology. Disponível em: <http://www.tnr.fr/adtm60/technien.htm>. Acesso em 02/02/2008.

TEXAS. **CD4053B: CMOS Analog Multiplexers / Demultiplexers with Logic Level Conversion**. Rev. October / 2003. Texas Instruments. Disponível em: <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/cd4053b.pdf>. Acesso em 22/09/2006.

TEXAS. **MSP430x13x, MSP430x14x, MSP430x14x1 Mixed Signal Microcontroller**. Datasheet Rev. June / 2004. Texas Instruments. Disponível em: <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/msp430f135.pdf>. Acesso em 22/09/2006.

TROIANO, A. R., TEIVE, A. G., FABIANI, G. B., ZAVALA, J. A. A., SÁ, D. S., GERMINIANI, F. M. B., CAMARGO, C. H. WERNECK, L. C. Uso do Propranolol de Ação Prolongada em 40 Pacientes com Tremor Essencial e Virgens de Tratamento, Um ensaio clínico não controlado. **Arquivos de Neuropsiquiatria**, v. 62, p. 86-90, 2004.

US NEUROLOGICALS. **Tremometer System**. Catalog - Motor strength testing, ROM, tremor devices. US Neurologicals. Disponível em: <http://www.usneurologicals.com/motor.html>. Acesso em 04/02/2008.

VAN SOMEREN, E. J. W., PTICEK, M. D., SPEELMAN, J. D., SCHUURMAN, P. R., ESSELINK, R., SWAAB, D. F. New actigraph for long-term tremor recording. **Movement disorders**, v. 21, n. 8, p. 1136-1143, April, 2006.

VIEIRA, S. Tremores. **Revista Portuguesa de Clínica Geral**, v. 21, p. 61-67, 2005.

WEBSTER, J. G. **The Measurement, Instrumentation, and Sensors Handbook**. Florida: CRC Press LLC, 1999.

WORTH, P. F. A perspective on the current issues in the diagnosis of Parkinson's disease. **British Journal of Hospital Medicine**, v.68, n.5, May, 2007.

APÊNDICE 1 - DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO ELETRÔNICO

APÊNDICE 2 - TERMO DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA DO HC-UFPR



HOSPITAL DE CLÍNICAS
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

DIRETORIA DE CORPO CLÍNICO

PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS DO HC/UFPR

Protocolo: CEP. HC/UFPR N ° 1133.172/2005 Pesquisa BANPESQ nº: 2005018128

Título do Projeto: "Sistema Computacional para análise do tremor essencial."

Pesquisador responsável: Edison Matos Novak

Autor: Éderson Cichaczewski – aluno do mestrado CPGEI/CEFET PR

Orientador: Prof Dr. Joaquim Miguel Maia CEFET

Co-orientador: Prof. Dr. Percy Nohama CEFET

Colaboradores: Dr. Hélio G Teive – HC UFPR

Área: Clínica Médica

Instituição: Hospital de Clínicas

Data de apresentação ao CEP: 17/11/2005 **Data de entrega ao Relator:** 29/11/2005

Objetivos: O objetivo do trabalho é utilizar um sistema de aquisição de dados através de sensores de monitorização de tremor acoplados a um microcomputador para gerar dados que possam ser utilizados para auxiliar no diagnóstico e verificar se é possível utilizar este sistema na avaliação de tremor essencial.

Sumário do projeto:

- **Antecedentes científicos e justificativa para a pesquisa:** O autor relata que não existe um equipamento comercializado no Brasil para avaliação de tremor. O sistema já foi desenvolvido durante a graduação e, segundo a ementa, já foi testado em um grupo de voluntários sadios e um grupo de doentes. Não haverá custos adicionais para o desenvolvimento do mecanismo.
- **Descrição e caracterização da amostra, critérios de inclusão e exclusão:** O projeto prevê a avaliação de 100 pacientes com diagnóstico já determinado de tremor essencial e 20 pacientes com acompanhamento de longo tempo (não especifica quanto tempo). Refere pacientes idosos, mas não define as idades limite. Os pacientes serão avaliados durante as consultas no ambulatório de Distúrbios de Movimentos e o pesquisador acompanhará as consultas auxiliando no manejo do equipamento. Os sensores do equipamento ficam em contato com a pele, mas não são invasivos.
- **Adequação da metodologia:** adequada, mas precisa descrever melhor a amostra e quais os dados clínicos que serão coletados durante a consulta médica.

Comentários frente à Resolução CNS 196/96:

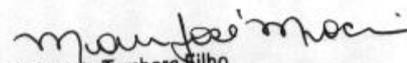
- 1) O TCLE contém termos um pouco complexos: "aquisição de sinais de tremor acoplado os sensores..." "implica na inexistência de riscos de choque elétrico"
- 2) O nome do pesquisador no TCLE é o aluno do mestrado, sugerimos constar também nome e telefone do Neurologista responsável pelo atendimento clínico no ambulatório.
- 3) Sugerimos definir a amostra de pacientes que serão entrevistados e os dados que serão coletados durante a consulta. Sugerimos incluir uma ficha com os dados clínicos que serão coletados.
- 4) Sugerimos definir melhor como será realizado o acompanhamento dos 20 pacientes "acompanhados por longo período".
- 5) Consta carta de aprovação do Departamento de Clínica Médica.

Situação:

APROVADO COM PENDENCIAS

Diante do exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos – CEP, de acordo com as atribuições definidas na Res. 196/96, manifesta-se pela aprovação do projeto proposto.

Curitiba, 29 novembro de 2005


 Renato Tambara Filho
 Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa
 em Seres Humanos do Hospital de Clínicas-UFPR
 CRM 3369 - Matrícula 122475



Curitiba, 03 de janeiro de 2006.

Ilmo (a) Sr. (a)
Dr. Edison Matos Nývák
Nesta

Prezado Pesquisador:

Comunicamos que o Projeto de Pesquisa intitulado "SISTEMA COMPUTACIONAL PARA ANÁLISE DO TREMOR ESSENCIAL", foi analisado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos, em reunião realizada no dia 29 de novembro de 2005. O referido projeto atende aos aspectos das Resoluções CNS 196/96, e demais, sobre Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisa Envolvendo Seres Humanos do Ministério da Saúde.

Protocolo CEP: 1133.172/2005-11
CAAE: 0531.0.208.000-05

Conforme a Resolução 196/96, solicitamos que sejam apresentados a este CEP, relatórios sobre o andamento da pesquisa, bem como informações relativas às modificações do protocolo, cancelamento, encerramento e destino dos conhecimentos obtidos.

Data para entrega do primeiro relatório: 30 de maio de 2006.

Atenciosamente,



Renato Tambara Filho
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa
em Seres Humanos do Hospital de Clínicas/UFPR

APÊNDICE 3 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto: Sistema Computacional para Análise do Tremor Essencial

Investigador: Ederson Cichaczewski Tel: (41) ____ - ____

Neurologistas responsáveis:

Dr. Edison Matos Nývák Tel: (41) ____ - ____ ramal: ____ (Neurologia)

Dr. Helio Afonso Ghizoni Teive Tel: (41) ____ - ____ ramal: ____ (Ambulatório)

Local da Pesquisa: Ambulatório de Distúrbios do Movimento do HC - UFPR.

Endereço e telefone: Rua General Carneiro, 181 Centro - Tel: (41) 3360-1800

PROPÓSITO DA INFORMAÇÃO AO PACIENTE E DOCUMENTO DE CONSENTIMENTO

Você está sendo convidado(a) a participar de uma pesquisa, coordenada por um profissional de saúde e acompanhada por um pesquisador que está desenvolvendo seu projeto de mestrado. Para poder participar, é necessário que você leia este documento com atenção. Ele pode conter palavras que você não entende. Por favor, peça aos responsáveis pelo estudo para explicar qualquer palavra ou procedimento que você não entenda claramente.

O propósito deste documento é dar a você as informações sobre a pesquisa e, se assinado, dará a sua permissão para participar no estudo. O documento descreve o objetivo, procedimentos, benefícios e eventuais riscos ou desconfortos caso queira participar. Você só deve participar do estudo se você quiser. Você pode se recusar a participar ou se retirar deste estudo a qualquer momento.

INTRODUÇÃO

A pesquisa é relacionada à análise do tremor de pessoas que têm o diagnóstico ou suspeita de diagnóstico de tremor essencial. Também a análise de dados do histórico clínico e familiar como: algum precedente na família, problema cardíaco, problema respiratório, cirurgia, acidente, tratamentos realizados, etc., a fim de cruzar informações para proporcionar auxílio ao diagnóstico do médico que está fazendo a avaliação do seu caso. Será utilizado um sistema composto por sensores para medir o tremor, ligados a um microcomputador, onde é executado um programa que armazena os dados relativos à sua avaliação.

Ao término do estudo, serão analisados os resultados dos testes realizados, e o objetivo é gerar informações extras, que possam auxiliar efetivamente no diagnóstico médico, agilizando o tratamento e proporcionando uma melhor qualidade de vida às pessoas que sofrem de tremor essencial.

PROPÓSITO DO ESTUDO

Colher informações clínicas e do histórico do voluntário.

Realizar medidas de amplitude e frequência dos tremores dos voluntários a cada sessão do protocolo aplicado no ambulatório, verificando os efeitos produzidos pelo tratamento indicado pelo médico.

SELEÇÃO

Critérios de inclusão para participação no estudo:

- Possuir os sintomas da doença objeto da pesquisa: tremor essencial;
- Ler, estar de acordo e assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Critérios de exclusão no estudo:

- O paciente pedir para ser excluído da pesquisa;
- O paciente não assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

PROCEDIMENTOS

O médico continuará utilizando as metodologias normais de atendimento ao paciente, como: testes de postura, perguntas de rotina, prescrição de medicamentos, etc..., contudo, além disso, utilizará o sistema para medir o tremor conectando os sensores ao voluntário, digitando informações clínicas no microcomputador e armazenando os dados dos testes e sua avaliação.

O sistema de medição de tremor não requer contato elétrico com o corpo do voluntário, pois o sensor capta apenas sinais de movimento, é recoberto de silicone (isolante) e colocado com auxílio de fita adesiva. Isto significa que não há possibilidade de ocorrer choque elétrico ou qualquer outro tipo de dano ao voluntário.

Será efetuada a limpeza do sensor utilizando-se produto desinfetante e não corrosivo para evitar risco de contaminação.

PARTICIPAÇÃO VOLUNTÁRIA

Sua decisão em participar deste estudo é voluntária. Você pode decidir não participar. Uma vez que você decidiu participar, você pode retirar seu consentimento e participação a qualquer momento. Se você decidir não continuar no estudo e retirar sua participação, você não será punido ou perderá qualquer benefício ao qual você tem direito.

CUSTOS

Não haverá qualquer tipo de custo relacionado aos procedimentos previstos no estudo.

PAGAMENTO PELA PARTICIPAÇÃO

Sua participação é voluntária, portanto, você não será pago por sua participação neste estudo.

PERMISSÃO PARA REVISÃO DE REGISTROS, CONFIDENCIALIDADE E ACESSO AOS REGISTROS:

O investigador responsável pelo estudo e equipe irão coletar informações sobre você. Em todos esses registros, um código substituirá seu nome. Todos os dados coletados serão mantidos de forma confidencial e serão usados para a avaliação do estudo. Membros das Autoridades de Saúde ou do Comitê de Ética poderão revisar os dados fornecidos. Os dados também poderão ser usados em publicações científicas sobre o assunto pesquisado, porém, sua identidade não será revelada em qualquer circunstância. Você tem direito de acesso aos seus dados.

CONTATO PARA PERGUNTAS

Se você ou seus parentes tiver (em) alguma dúvida com relação ao estudo, direitos do paciente, ou no caso de danos relacionados ao estudo, você deve contatar o Investigador do estudo ou sua equipe. Se você tiver dúvidas sobre seus direitos como um voluntário de pesquisa, você pode contatar o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP) do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná, pelo telefone: 3360-1896. O CEP constitui-se de um grupo de indivíduos com conhecimentos científicos e não científicos que realizam a revisão ética inicial e continuada do estudo de pesquisa para mantê-lo seguro e proteger seus direitos.

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO DO PACIENTE:

Eu li e discuti com o investigador responsável pelo presente estudo os detalhes descritos neste documento. Entendo que eu sou livre para aceitar ou recusar, e que eu posso interromper minha participação a qualquer momento sem dar uma razão. Eu concordo que os dados coletados para o estudo sejam usados para o propósito descrito.

Eu entendi a informação apresentada neste termo de consentimento. Eu tive a oportunidade para fazer perguntas e todas as minhas perguntas foram respondidas.

Eu receberei uma cópia assinada e datada deste Documento de Consentimento Informado.

NOME DO PACIENTE

ASSINATURA

DATA

NOME DO RESPONSÁVEL
(Se menor ou incapacitado)

ASSINATURA

DATA

NOME DO INVESTIGADOR
(Pessoa que tomou o TCLE)

ASSINATURA

DATA

**APÊNDICE 4 - CADASTRO NA ASSOCIAÇÃO PARANAENSE DE PORTADORES
DE PARKINSONISMO**

RESUMO

O desenvolvimento de novas tecnologias em equipamentos médicos para o diagnóstico de doenças e assistência à vida tem proporcionado vários avanços para a medicina. Contudo, para a avaliação e o diagnóstico de tremor existem poucos sistemas e equipamentos eletrônicos na rotina médica. A Doença de Parkinson e o Tremor Essencial, que ainda são difíceis de diferenciar, entre outras doenças relacionadas, têm o diagnóstico por vezes demorado, dependendo do grau da doença e da experiência do médico. Um recurso tecnológico para mensurar o tremor pode ser muito útil para agilizar a identificação correta dos sintomas destas doenças. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema de medição de tremor, constituído de um equipamento eletrônico com 8 sensores (acelerômetros) e de um software para microcomputador, que proporciona a visualização e gravação dos sinais de tremor. A eficácia das medições do sistema foi comprovada pela sua calibração, imprimindo movimentos de amplitude e frequência conhecidas aos sensores. Para a realização de testes em seres humanos, um projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná (HC-UFPR), e devidamente aprovado. O sistema foi testado em voluntários portadores de Doença de Parkinson e de Tremor Essencial, já com diagnóstico confirmado, para constatação dos padrões de cada tipo de tremor, conforme a literatura, nos testes de repouso, postural e cinético. Os testes foram realizados no Ambulatório de Neurologia do HC-UFPR e na Associação Paranaense de Portadores de Parkinsonismo (APPP). Os resultados evidenciaram que o sistema detecta os padrões dos tremores e permite uma análise quantitativa do mesmo. O sistema pode ser útil para auxiliar no diagnóstico de doenças relacionadas e para avaliar a evolução do paciente ao longo do tempo.

PALAVRAS-CHAVE

Acelerômetro, Tremor Essencial, Parkinson, Sistema de Medição.

ÁREA/SUB-ÁREA DE CONHECIMENTO

3.13.00.00 - 6 Engenharia Biomédica
3.13.02.03 - 3 Instrumentação Odontológica e Médico-Hospitalar
3.13.01.01 - 0 Processamento de Sinais Biológicos
4.01.01.07 - 0 Neurologia

2008

Nº: 484

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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