

RAFAEL GOI BRIESE

**SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS  
BIOMÉDICOS: MÓDULO DE FILTROS  
ANALÓGICOS**

FLORIANÓPOLIS

2009





**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO  
EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**TÍTULO SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE  
SINAIS BIOMÉDICOS: MÓDULO DE FILTROS  
ANALÓGICOS**

Dissertação submetida à  
Universidade Federal de Santa Catarina  
como parte dos requisitos para a  
obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

**RAFAEL GOI BRIESE**

Florianópolis, Dezembro de 2009.

# **SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS: MÓDULO DE FILTROS ANALÓGICOS**

**RAFAEL GOI BRIESE**

‘Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica, Área de Concentração em Engenharia Biomédica, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina.’

---

Fernando Mendes de Azevedo, D.Sc.  
Orientador

---

Roberto de Souza Salgado, Dr.  
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Banca Examinadora:

---

Fernando Mendes de Azevedo, D.Sc.  
Presidente

---

José Marino Neto, Dr.  
Co-Orientador

---

Rudimar Luis Scaranto Dazzi, Dr.

---

Daniela Ota Hisayasu Suzuki, Dra.

---

Jefferson Luiz Brum Marques, Ph.D.

## AGRADECIMENTOS

*Aos meus Pais Jefferson e Tani, e ao meu irmão Fernando pela compreensão e apoio que me deram, traçando um caminho de integridade para que eu possa trilhar minha vida.*

*À Francieli, pelo amor, carinho e por sempre estar ao meu lado nos momentos em que mais precisei.*

*Aos meus colegas e amigos, que fizeram ter a certeza de que a solidariedade é o melhor caminho para a construção de um futuro melhor.*

*A toda equipe de colegas e amigos do IEB-UFSC pelo esforço empreendido.*

**Obrigado!**

Resumo da Dissertação apresentada à UFSC como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

## **SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS: MÓDULO DE FILTROS ANALÓGICOS**

**Rafael Goi Briese**

Dezembro/2009

Orientador: Fernando Mendes de Azevedo, Dr.

Co-Orientador: José Marino Neto, Dr.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Palavras-chave: Instrumentação Biomédica, Ensino de Engenharia Biomédica, Sistema Didático, Filtros Analógicos.

Número de Páginas: 85.

**RESUMO:** Recentes estudos sobre as disciplinas oferecidas de Engenharia Biomédica, em cursos de graduação em Engenharia Elétrica no Brasil, têm demonstrado uma grande falta de investimento nesta área. Essa foi a principal motivação no desenvolvimento de uma Plataforma Didática de Processamento de Sinais Biomédicos (DPSB), que consiste em uma placa de aquisição e processamento de sinais biomédicos modular, um software para visualização, bem como tutoriais teórico-práticos que agregam conteúdo as aulas práticas. Portanto, este trabalho detalha um estudo e desenvolvimento de uma ferramenta de apoio didático para ensino de filtros analógicos para sinais biomédicos aplicada aos estudantes, apresentando de uma forma prática, a importância da escolha correta dos filtros para a aquisição de sinais biomédicos. Este módulo é composto de filtros tipo: passa baixa, passa alta, passa banda e rejeita banda de diversas ordens e aproximações (Butterworth, Chebyshev e Bessel). O sistema de avaliação foi realizado com os alunos de uma turma da Engenharia Elétrica da UFSC. Os aspectos motivacionais do sistema como, facilidade de uso, a organização do sistema, estimulação e significância, foram avaliados através de um questionário. Os resultados da avaliação mostraram uma alta expectativa de sucesso e um sistema altamente motivacional.

Abstract of Dissertation presented to UFSC as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Electrical Engineering.

## **PROCESSING SYSTEM OF BIOMEDICALS SIGNALS: MODULE FOR ANALOG FILTERS**

**Rafael Goi Briese**

December/2009

Advisor: Fernando Mendes de Azevedo, Dr.

Co-Advisor: José Marino Neto, Dr.

Area of Concentration: Biomedical Engineering.

Keywords: Biomedical Instrumentation, Biomedical Engineering Learning, Didactical System, Analog Filters.

Number of Pages: 85.

**ABSTRACT:** Recent studies about Biomedical Engineering issues, which are subjects offered in Electrical Engineering undergraduate courses in Brazil, have shown a great lack of investment in this field. That was the main motivation in developing a Didactic Platform for Biomedical Signal Processing (DPBSP) which consists in a generalized and modular biomedical acquisition board, a software to visualize and processing signals as well as theoretical-practical tutorials which aggregate content to practical class schedules. Therefore, this present work details a study and development of a didactic tool to support teaching of analog filters applied for biomedical signals demonstrating to student, in a practical way, the importance of choice the correct filters for acquisition of biomedical signals. This modulate is composed of filters-type as low pass, high pass, band pass and stop pass of diverse orders and approximations (Butterworth, Chebyshev and Bessel). System evaluation was carried out with a group of students attending regular Electrical Engineering practical classes at UFSC. The motivational aspects of the system like, facility to use, system organization, stimulation and significance, were evaluated through a questionnaire. The results of the evaluation showed a highly motivating system with a significant expectation of success.

# SÚMARIO

<b>SÚMARIO</b> .....	vi
<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	viii
<b>LISTA DE TABELAS</b> .....	xi
<b>LISTA DE ABREVIATURAS</b> .....	xii
<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	1
1.1 Motivação .....	2
1.2 Objetivos .....	2
1.2.1 Objetivo Geral .....	2
1.2.2 Objetivos Específicos .....	3
1.3 Justificativas .....	3
1.4 Metodologia de Trabalho .....	4
1.5 Organização do Trabalho .....	4
<b>2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	6
2.1 Sinais Bioelétricos .....	6
2.2 Eletroencefalograma .....	9
2.3 Conversões de Biosinais .....	13
2.4 Normas Associadas .....	24
<b>3. MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	25
3.1 Plataforma Didática de Engenharia Biomédica .....	25
3.1.1 Módulo Base .....	25
3.1.2 Fonte de Alimentação .....	27
3.1.3 Módulo de ECG, EOG e EMG .....	27
3.2 Módulo de Filtros Analógicos .....	28
3.2.1 Amplificador de Instrumentação .....	31
3.2.2 Filtro Passa Alta .....	32
3.2.3 Filtro Passa Baixa .....	34
3.2.4 Filtro Rejeita Faixa .....	35
3.2.5 Filtro Passa Faixa .....	38

3.2.6 Sinal de Teste .....	39
3.3 Roteiro de Aula Prática .....	40
<b>4. RESULTADOS</b> .....	42
4.1 Testes de Bancada .....	42
4.2 Testes de Segurança Elétrica .....	47
4.3 Avaliação do Tutorial .....	50
<b>5. DISCUSSÃO</b> .....	55
<b>6. CONCLUSÃO</b> .....	58
<b>APÊNDICES</b> .....	60
Apêndice I – Especificações Técnicas .....	61
Apêndice II – Simulações dos Filtros Implementados .....	62
Apêndice III – Cálculo dos Filtros .....	68
Apêndice IV – Roteiro de Aula Prática .....	71
Roteiro de aula prática I: .....	77
Roteiro de Aula prática II .....	80
Bibliografia .....	83

## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Faixa de Frequência dos Principais Sinais Bioelétricos (Modificado de Northrop, 2004). .....	7
Figura 2.2 – Exemplo de sistema de aquisição de sinais Biomédicos (Adaptado de Enderle, 2006). .....	9
Figura 2.3 – Tipos comuns de atividades do encéfalo (Adaptado de Malmivuo e Plonensey, 1995). .....	10
Figura 2.4 – Atividade da onda alfa com olhos abertos e fechados nos pontos Fp1-Fp2 (Modificado de Tyner, Knott e Mayer, 1983). .....	11
Figura 2.5 – (A) Bipolar (B) Unipolar medidas. A forma de onda do EEG depende do local em que é medido (Adaptado de Malmivuo e Plonensey, 1995). .....	11
Figura 2.6 – Diagrama representativo do padrão de posicionamento de eletrodos do sistema 10-20, em vista superior da cabeça (Adaptado de Tyner, Knott e Mayer, 1983). .....	12
Figura 2.7 – A atividade do EEG depende do nível de consciência (Adaptado de Malmivuo e Plonensey, 1995). .....	13
Figura 2.8 – Cargas entre a interface eletrodo-eletrólito. (Modificado de Tyner, Knott e Mayer, 1983) .....	15
Figura 2.9 – Circuito equivalente de um único eletrodo conectado ao eletrólito. (Modificado de Tyner, Knott e Mayer, 1983). .....	15
Figura 2.10 – Circuito equivalente de dois eletrodos conectado ao amplificador de EEG. (Modificado de Tyner, Knott e Mayer, 1983) .....	16
Figura 2.11 – Exemplo de arquitetura de amplificadores de instrumentação discreto. (Modificado de Prutchi e Norris, 2005). .....	17
Figura 2.12 – Circuito esquemático do amplificador de instrumentação AD620. (Reproduzido de Analog Devices, 2004). .....	18
Figura 2.13 – Filtro passa baixas implementado em diversas topologias, a) Salen Key, b) Multiple Feedback, c) State Variable e d) Biquadratic (Adaptado de NOCETI-FILHO, 2007). .....	20
Figura 2.14 – Tipos de Filtros: a) Filtro passa baixa; b) Filtro passa alta; c) Filtro passa banda; d) Filtro rejeita banda (Adaptado de Thede, 2004). .....	21
Figura 2.15 – Resposta em frequência e fase das aproximações Butterworth, Chebyshev e Bessel (Adaptado de Thede, 2004). .....	22
Figura 2.16 – Representação da amostragem de um sinal genérico (Adaptado de Winder, 2002). .....	23
Figura 2.17 – Conversor A/D interno ao ADuC7026 (Reproduzido de Analog Devices, 2005) 24	
Figura 3.1 – Módulo Base (MB01) (Modificado de Adur, 2008). .....	26
Figura 3.2 – Interligação da porta USB ao ADuC7026 (Reproduzido de Adur, 2008). .....	27
Figura 3.3 – Esquemático da Fonte de Alimentação FT01 (Reproduzido de Adur, 2008). .....	27
Figura 3.4 – Módulo de ECG, EMG, EOG. 1-Conector para o cabo dos eletrodos, 2-Conector para a ponteira de prova, 3-Chave habilita circuitos, 4-Saídas dos circuitos disponíveis para o aluno, 5-Jumper para a seleção do ganho da ponteira de prova, 6-Jumper para seleção sinal teste/sinal dos eletrodos, 7-Conector para entrada de sinal de circuito externo, 8-Conector para	

alimentação de circuito externo e 9-Conector para ligação com o módulo base (Reproduzido de Rathke, 2008).	28
Figura 3.5 – Módulo de Filtros Analógicos.	29
Figura 3.6 – Conexão entre o Módulo Base e o Módulo de Filtros Analógicos.	30
Figura 3.7 – Representação em diagrama de blocos da cadeia de aquisição.	30
Figura 3.8 – Circuito do amplificador de instrumentação e filtro passa baixa, implementado no MD-FA.	31
Figura 3.9 – Circuito do filtro passa alta utilizado no MD-FA.	33
Figura 3.10 – Foto do filtro passa alta no MD-FA.	34
Figura 3.11 – Circuito do filtro passa baixa utilizado no MD-FA.	35
Figura 3.12 – Circuito do filtro rejeita faixa do módulo MD-FA.	37
Figura 3.13 – Circuito do filtro passa faixa utilizado no MD-FA.	38
Figura 3.14 – Circuito de condicionamento do sinal de teste do MD-FA.	39
Figura 3.15 – Sinal de EEG simulado na entrada positiva do U601.	40
Figura 3.16 – Portal Saúde+Educação® (Reproduzido de Instituto de Engenharia Biomédica - UFSC)	41
Figura 4.1 – Filtro rejeita faixa, topologia Fliege ( $F_c = 60$ Hz).	43
Figura 4.2 – Filtro rejeita faixa de topologia Twin-T ( $F_c = 60$ Hz).	43
Figura 4.3 – FFT do sinal de EEG, demonstrando a atenuação do filtro rejeita faixa.	44
Figura 4.4 – Filtro passa baixa de 2ª ordem com aproximação do tipo Bessel ( $F_c = 100$ Hz).	44
Figura 4.5 – Filtro passa baixa de 2ª ordem com aproximação Butterworth ( $F_c = 100$ Hz).	45
Figura 4.6 – Filtro passa baixa de 2ª ordem com aproximação Chebyshev ( $F_c = 100$ Hz).	45
Figura 4.7 – Registro EEG Bipolar, O1 – O2.	46
Figura 4.8 – Gráfico de avaliação do sistema	51
Figura 4.9 – Gráfico das qualidades motivacionais totais (Reproduzido de Possa, 2008).	52
Figura 4.10 – Pontuação de cada atributo da plataforma.	54
Figura 4.11 – Gráfico demonstrando a expectativa de sucesso em função do valor atribuído à pontuação de cada atributo, neste caso as coordenadas V e XS valem respectivamente 42,17 e 40,5.	54
Figura II.1 – Filtro passa alta com aproximação Butterworth (2, 3 e 4 ordem).	62
Figura II.2 – Filtro passa alta com aproximação Chebyshev (2, 3 e 4 ordem).	63
Figura II.3 – Filtro passa alta com aproximação Bessel (2, 3 e 4 ordem).	63
Figura II.4 – Filtro passa baixa com aproximação Butterworth (2, 3 e 4 ordem).	64
Figura II. 5 – Filtro passa baixa com aproximação Chebyshev (2, 3 e 4 ordem).	64
Figura II.6 – Filtro passa baixa com aproximação Bessel (2, 3 e 4 ordem).	65
Figura II. 7 – Filtro passa faixa com aproximação Butterworth (2, 3 e 4 ordem).	65
Figura II.8 – Filtro passa faixa com aproximação Chebyshev (2, 3 e 4 ordem).	66
Figura II. 9 – Filtro passa faixa com aproximação Bessel (2, 3 e 4 ordem).	66
Figura II. 10 – Filtro rejeita faixa: A) Topologia Fliege; B) Topologia Twin-T	67
Figura IV.1– Esquema de ligação do modulo a placa base	78
Figura IV.2 – Foto da chave CH_001 (seleção do sinal de entrada).	78
Figura IV.3 – Indicação dos pontos de teste do MD-FA.	79
Figura IV. 4 – Tela do Software com os dois sinais de teste.	80

Figura IV. 5 – Comparação das aproximações Butterworth, Chebyshev tipo I e II e Elíptico (Reproduzido de Thede, 2004).....	81
Figura IV. 6 – Circuito para implementação do filtro passa baixa com aproximação elíptica (Reproduzido de Winder, 2002).....	82
Figura IV.7 – Foto da chave CH_401 (seleção do circuito do aluno).....	82

## LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Sinais Bioelétricos, faixa de frequência, amplitude, aquisição (adaptado de Cohen, 2006). .....	8
Tabela 2.2 – Relação de vantagens de filtros ativos e passivos. ....	19
Tabela 2.3 – Vantagens e desvantagens de filtros digitais. ....	19
Tabela 4.1 – Valores medidos da corrente de fuga através do paciente com tensão sobre as partes aplicadas em comparação aos limites da norma. ....	47
Tabela 4.2– Valores medidos da corrente de fuga através do gabinete em comparação aos valores limites da norma .....	48
Tabela 4.3 – Valores medidos da corrente de fuga através do paciente em comparação aos valores limites da norma. ....	48
Tabela 4.4 – Valores medidos da corrente de fuga auxiliar através do paciente em comparação aos valores limites da norma. ....	49
Tabela 4.5 – Resposta dos questionários. ....	53

# LISTA DE ABREVIATURAS

A/D – Conversor Analógico para Digital  
AI – Amplificador de Instrumentação  
AMPOP – Amplificador Operacional  
CMRR – Fator de Rejeição de Modo Comum  
D/A – Conversor Digital para Analógico  
EB – Engenharia Biomédica  
EE – Engenharia Elétrica  
EEG01 – Módulo Didático de EEG  
FT01 – Fonte de alimentação  
GPIO – General Purpose Input/Output  
IEB – Instituto de Engenharia Biomédica  
JTAG – Joint Test Action Group  
LAT – Laboratório de Avaliação Técnica  
MB01 – Módulo Base  
MD-FA – Módulo didático de Filtros Analógicos  
MIPS – Milhões de Instruções por Segundo  
PCI – Placa de Circuito Impresso  
SMT – Surface-Mount Technology  
SPSB-MD – Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos: O Módulo Didático  
UART – Universal Asynchronous Receiver/Transmitter  
UFSC – Universidade Federal de Santa Catarina  
USB – Universal Serial Bus  
VCVS – Voltage-Controlled Voltage Source

# 1. INTRODUÇÃO

---

Os cursos de Engenharia Elétrica (EE) do Brasil apresentam uma carga extremamente reduzida de conteúdos relacionados à Engenharia Biomédica (EB). Segundo POSSA *et al.* (2008), os cursos de EE brasileiros que apresentam disciplinas de EB em sua grade curricular, na maioria dos casos, são as universidades com cursos de pós graduação na mesma área. Estas disciplinas em sua maioria são optativas, ocasionando uma grande lacuna no conhecimento dos milhares de engenheiros que se formam todo ano em nosso país.

A área da EB é uma área multidisciplinar que integra biologia e medicina com a engenharia, contribuindo de maneira substancial na criação de soluções e desenvolvimento de novas tecnologias aplicadas aos problemas médicos e das áreas das ciências biomédicas. Com a grande expansão do Brasil na área médica a EB vem sofrendo grande demanda de profissionais especializados para gerenciar as novas tecnologias médico-hospitalares.

A necessidade de profissionais com experiência em EB demanda soluções pedagógicas urgentes. O Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina (IEB-UFSC) deu início a estudos de uma solução teórico-prática que possa ser expandida para os outros cursos de EE do Brasil.

Acompanhando este processo a equipe de pós-graduandos da turma 2006 do IEB-UFSC deu início ao desenvolvimento de um instrumento de auxílio ao ensino de temas de EB na graduação de EE, denominado Plataforma Didática de Engenharia Biomédica- Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos (SPSB). O sistema é composto de componentes de *Hardware* (módulo base e módulos didáticos) e *Software* (para visualização dos sinais) além de tutoriais inteligentes e elementos de realidade virtual™. As ações no sentido de melhoria nas práticas pedagógicas atuais no ensino de engenharia compartilham um objetivo em comum, de inserir o aluno mais ativamente no processo de ensino e aprendizagem, fazendo com que seja possível ao aluno passar de um agente passivo para um agente

ativo. Através deste sistema é possível abordar conceitos relacionados à aquisição, condicionamento, digitalização e transmissão de sinais biomédicos de maneira prática, tornando o aprendizado mais dinâmico, atrativo e motivador.

O presente trabalho de mestrado apresenta uma proposta de solução didática para a criação de módulo de aquisição de sinais de EEG com outros componentes do SPSB formando um sistema de aquisição de sinais biomédicos com suporte de tutoriais e roteiros de aula prática. O objetivo é utilizar um sistema de aquisição de sinais, onde o aluno possa ter acesso a todas as partes do circuito, e utilizar estes sinais para demonstrar problemas relacionados a filtros analógicos. Especificamente quanto à questão de qual ordem utilizar em cada estágio do sistema, além de apresentar aos estudantes algumas aproximações de filtros e relacionar onde aplicar cada um.

## **1.1 Motivação**

A motivação para a realização deste trabalho surgiu da idéia de contribuir na criação de um módulo adicional que o SPSB ainda não havia contemplado, contribuindo para o auxílio do ensino de temas de EB na graduação de EE da UFSC. Após a realização de mini-cursos de EB na prática e a criação do Laboratório de Ensino de Engenharia Biomédica (LEEB) pelo IEB-UFSC, vários alunos demonstraram interesse pela área com a utilização de abordagens práticas no SPSB.

Com a criação do LEEB pretende-se investir em um ensino de maior qualidade para os alunos de EE da UFSC, e a partir deste incentivar novos alunos interessados na formação de EB iniciarem a pós-graduação junto ao IEB-UFSC. Ambiciona-se consolidar o conhecimento da EB aos novos profissionais de EE deixando-os aptos a exercer esta função e suprir a crescente demanda de engenheiros especializados em EB.

## **1.2 Objetivos**

### **1.2.1 Objetivo Geral**

O objetivo deste trabalho é desenvolver um módulo para a aquisição de sinais de EEG e que permita a demonstração e análise de variações de fase e amplitude conforme

o filtro de entrada, para o ensino de engenharia biomédica à alunos do curso de graduação de Engenharia Elétrica.

### 1.2.2 Objetivos Específicos

- Desenvolver e implementar um módulo com uma entrada bipolar de EEG, com filtros Butterworth, Chebyshev e Bessel de diversas ordens;
- Desenvolvimento de um tutorial teórico e prático de filtros analógicos, utilizando o SPSB;
- Desenvolvimento de um *Firmware* com sinal de EEG simulado, para o microcontrolador do módulo base;
- Avaliação do módulo de filtros analógicos em conjunto com o SPSB, por alunos da graduação da UFSC;
- Realizar testes de segurança elétrica com intuito de comprovar se o equipamento está de acordo com as normas técnicas pertinentes;

### 1.3 Justificativas

Resultado de pesquisas recentes sobre a inserção de conteúdos de EB nos cursos de graduação de EE sugere que menos de 10% dos cursos de EE oferecem ao menos uma disciplina específica de EB. Além disto, as poucas disciplinas ministradas têm menos de 20% de sua carga horária dedicada a experiências praticas com sinais biomédicos. Estes dados dão suporte a continua melhoria e incremento de novas funções ao SPSB (Rathke, 2008) (Adur, 2008) (Andriguetto, 2008) (Possa, 2008).

A utilização de experimentos práticos tem vantagens em relação aos métodos tradicionais de ensino. A utilização de abordagens práticas ajudam a inserir o aluno no processo de ensino e aprendizado tornando-o um possível agente ativo em sala de aula. O aluno com um papel ativo em sala de aula tem um incentivo e uma maior motivação para a realização do processo de aprendizado.

Em relação ao tema abordado no módulo prático-teórico sobre a eletroencefalografia, na aula prática, este foi escolhido por apresentar uma gama maior de frequências e diferentes morfologias de sinais. A arquitetura empregada na construção da PCI (arquitetura aberta) facilita ao aluno o acompanhamento do sinal ao longo da cadeia de aquisição. Principalmente

devido à implementação de vários filtros diferentes que, através de pontos de teste, o aluno pode acompanhar as diferenças entre cada filtro e selecionar o que apresenta melhor resultado.

## 1.4 Metodologia de Trabalho

A primeira etapa deste trabalho constitui de uma revisão bibliográfica sobre os principais tópicos relacionados ao desenvolvimento do trabalho, dos quais constam: uma investigação dos sinais eletromédicos, um estudo sobre o EEG, as características mínimas de um sistema de aquisição de sinais biomédicos e normas associadas.

Iniciou-se o projeto com a elaboração do plano de trabalho composto de um cronograma detalhado das atividades a serem cumpridas e os períodos necessários para realização de cada etapa.

Foi realizado um estudo das dissertações dos módulos já existentes a fim de buscar todas as características disponíveis nos módulos e evitar incompatibilidades técnicas.

Após a implementação do módulo foram realizados testes de segurança elétrica, para posteriormente poder conectá-lo a um paciente.

A avaliação do sistema foi realizada com alunos da graduação da EE da UFSC, os quais foram convidados a participar das aulas práticas e ao final de cada aula foram submetidos a um questionário de avaliação.

## 1.5 Organização do Trabalho

Este trabalho consta de seis capítulos divididos em: Introdução, Fundamentação Teórica, Matérias e Métodos, Resultados, Discussões e Conclusões, nesta ordem.

No primeiro capítulo é dada uma breve introdução sobre o ensino de engenharia, onde são apresentadas algumas pesquisas sobre a quantidade de disciplinas ofertadas de EB nos cursos de EE do Brasil.

Nesse contexto é inserida a questão do ensino de Engenharia Biomédica e a contribuição dada por este trabalho.

O segundo capítulo traz uma fundamentação teórica, criando uma base para elaboração das soluções propostas neste trabalho.

Os métodos desenvolvidos e materiais utilizados na concepção do projeto são apresentados no terceiro capítulo.

O capítulo quatro traz os resultados adquiridos nos testes de funcionalidade, validação e avaliação do sistema.

O quinto capítulo traz algumas discussões sobre meios utilizados para desenvolvimento do projeto e resultados obtidos com o sistema além de trabalhos futuros.

O sexto capítulo apresenta as conclusões do trabalho realizado, suas contribuições e implicações.

## 2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

---

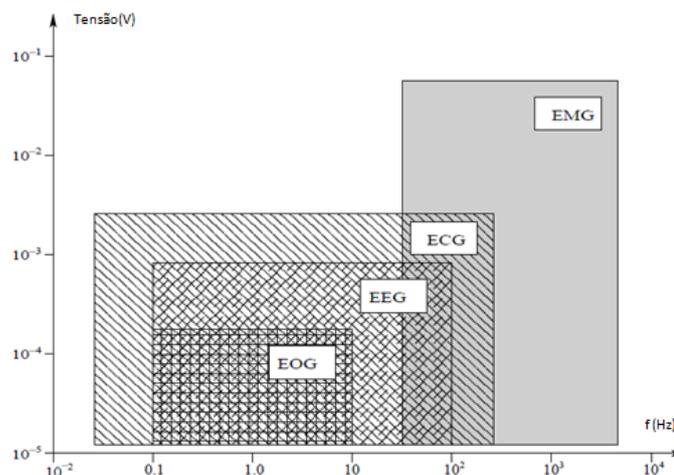
Neste capítulo serão descritos os sinais bioelétricos e suas principais faixas de operação, com destaque para o sinal de interesse deste trabalho o Eletroencefalograma. Também consta uma breve descrição dos requisitos mínimos para o desenvolvimento de um sistema de aquisição de sinais biomédicos.

### 2.1 Sinais Bioelétricos

Os sinais bioelétricos refletem variáveis fisiológicas e, portanto, um meio de condução de informações. As fontes geradoras de sinais bioelétricos são as células nervosas e musculares que, no entanto, não funcionam em separado, mas sim como grandes grupos. Os efeitos acumulados por estes grupos formam um campo elétrico que se propaga pelos vários tecidos do corpo. A atividade de uma rede de neurônios ou músculos pode ser medida por eletrodos posicionados, por exemplo, na superfície da pele (Guyton e Hall, 2002).

A Figura 2.1 representa as faixas em que os principais sinais bioelétricos são classificados, enquanto a Tabela 2.1 descreve de forma mais detalhada os sinais biomédicos. O sinal de interesse deste trabalho o EEG (eletroencefalograma), recebe a classificação de sinal bioelétrico. O sinal bioelétrico é gerado por células nervosas e células musculares, sendo que sua fonte geradora é o potencial de membrana, que sobre certas condições pode ser excitado para gerar um potencial de ação. Nas medidas em uma única célula, onde microeletrodos e transdutores específicos são utilizados, o potencial de ação é o próprio sinal biomédico. Em medições onde os eletrodos de superfície são utilizados como sensores, o campo elétrico gerado pela ação de muitas células, distribuído na vizinhança dos eletrodos, constitui o sinal

bioelétrico. O campo elétrico se propaga através do meio biológico, desse modo o potencial pode ser adquirido em posições relativamente adequadas na superfície, reduzindo a necessidade de uma medição interna do sistema (Northrop, 2004).



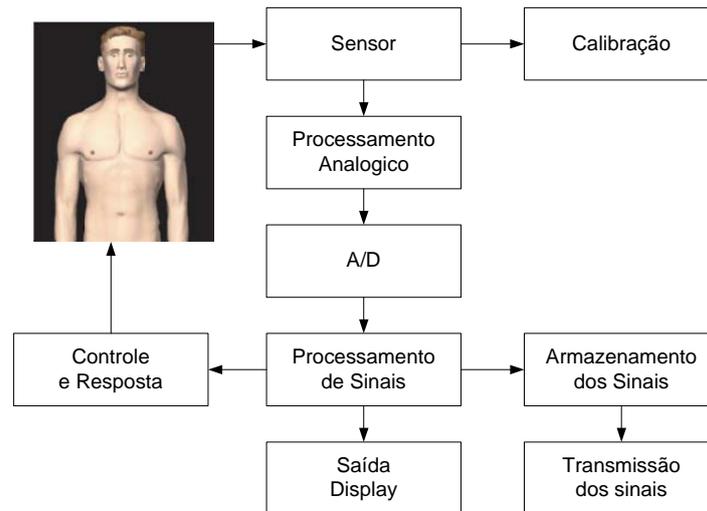
**Figura 2.1 – Faixa de Frequência dos Principais Sinais Bioelétricos (Modificado de Northrop, 2004).**

O sinal bioelétrico requer um transdutor relativamente simples para sua aquisição junto ao corpo humano. A utilização de um transdutor se faz necessário devido à condução do sinal elétrico no meio biomédico ser realizada na forma de íons, diferentemente do sistema de medição onde são conduzidos por elétrons (Cohen, 2006). Após o transdutor é necessário um sistema para a conversão dos sinais a uma forma visual adequada ao profissional da saúde ou pesquisador interessado no sinal bioelétrico.

Um sistema de instrumentação biomédico determina ou mede a quantidade, propriedade ou condição de um determinado processo ou sistema fisiológico. Para converter medidas físicas em grandezas elétricas são utilizados transdutores, os quais têm em sua saída sinais analógicos. Para converter sinais analógicos em digitais é necessário um conversor analógico/digital (A/D) onde o sinal é amostrado e convertido. Entre a aquisição do sinal e a conversão analógica/digital existem alguns requisitos mínimos para o processamento analógico, como alguns filtros de seleção de frequências de interesse e um filtro anti-aliasing (Haykin, 2004), além de circuitos amplificadores de sinal. Um exemplo de sistema de aquisição de sinais biomédicos é mostrado na Figura 2.2 (Northrop, 2004). A saída deste sistema pode ser diretamente em uma folha de papel ou então na tela de um computador.

**Tabela 2.1 – Sinais Bioelétricos, faixa de frequência, amplitude, aquisição (adaptado de Cohen, 2006).**

Classificação	Aquisição	Faixa de frequência	Faixa dinâmica	Comentários
<b>Bioelétrico</b>				
Potencial de Ação	Microeletrodos	100 Hz- 2 kHz	10 $\mu$ V-100 mV	Medição invasiva do potencial de membrana da célula
Eletroneurograma (ENG)	Eletrodo de agulha	100 Hz- 1 kHz	5 $\mu$ V-10 mV	Potencial de um feixe de Nervos
Eletrorretinograma (ERG)	Microeletrodo	0,2 – 200 Hz	0,5 $\mu$ -1mV	Potenciais evocados gerados pela estimulação luminosa
Eletrooculograma (EOG)	Eletrodo de superfície	dc -100 Hz	10 $\mu$ V-5 mV	Potencial de repouso córneo-retinal
Eletroencefalograma (EEG)				
Superfície	Eletrodo de superfície	0,5 – 100 Hz	2-100 $\mu$ V	Potenciais de escalpo multicanal 6-32
faixa delta		0,5- 4 Hz		Jovens crianças, sono profundo e patologias
faixa teta		4- 8 Hz		Áreas centrais e temporais durante estados de alerta
faixa alfa		8- 13 Hz		Acordado, relaxado, olhos fechados
faixa beta		13- 22 Hz		
fusos do sono		6- 15 Hz	50- 100 $\mu$ V	Rajadas que duram de 02-06 seg
complexos K		12- 14 Hz	100- 200 $\mu$ V	Rajadas durante o sono moderado e profundo
Potenciais evocados	Eletrodo de superfície		0,1- 20 $\mu$ V	Resposta do cérebro a potenciais de estímulo
Visual		1- 300 Hz	1- 20 $\mu$ V	Registros do lobo occipital, 200 ms de duração
Somatosensorial		2 Hz- 3 kHz		Córtex sensorial
Auditivo		100 Hz- 3 kHz	0,5- 10 $\mu$ V	Registros no vertex
<b>Eletromiograma (EMG)</b>				
Fibra única	Eletrodo de Agulha	500 Hz- 10 kHz	1- 10 $\mu$ V	Potenciais de ação de uma única fibra muscular
Potencial de ação da unidade motora	Eletrodo de Agulha	5 Hz- 10 kHz	100 $\mu$ V- 2 mV	
EMG de superfície	Eletrodo de superfície			
Músculo esquelético		2- 500 Hz	50 $\mu$ V- 5 mV	
Músculo liso		0,01- 100 Hz	10 $\mu$ V- 100 mV	
Eletrocardiograma (ECG)	Eletrodo de superfície	0,05 – 100 Hz	1- 10 mV	
ECG de alta resolução	Eletrodo de superfície	100 Hz- 1 kHz	100 $\mu$ V- 2 mV	Aparecimento de entalhes de baixa amplitude e alta frequência no ECG



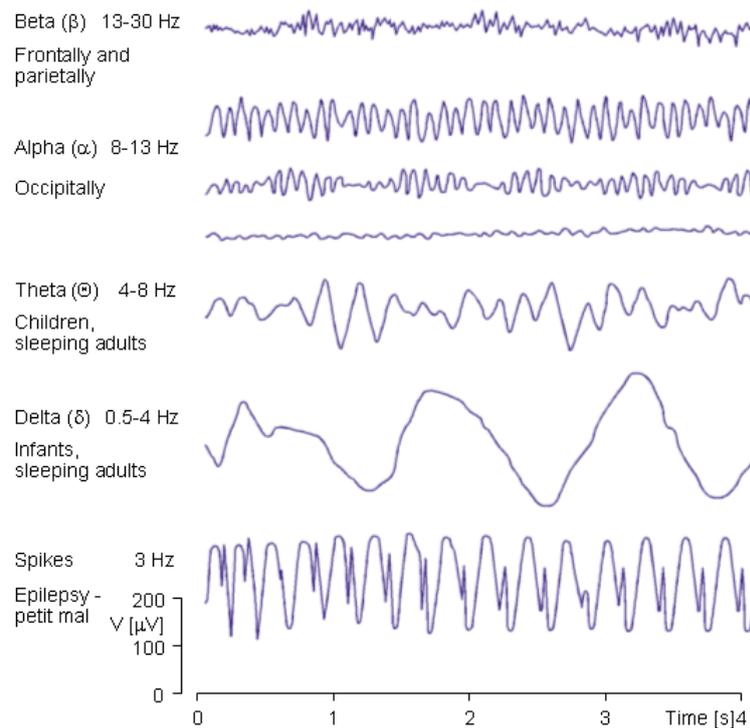
**Figura 2.2 – Exemplo de sistema de aquisição de sinais Biomédicos (Adaptado de Enderle, 2006).**

## 2.2 Eletroencefalograma

O eletroencefalograma (EEG) é um sinal adquirido das atividades nervosas das células do cérebro, sendo visível e registrável, após uma amplificação do sinal a partir de eletrodos pré-posicionados no escalpo. A variação de níveis elétricos captados nesta superfície são chamados de ondas cerebrais. As fontes elétricas dos sinais estão em milhões de células nervosas as quais compõem o cérebro. Cada eletrodo coleta as informações de muitas células em uma pequena área, quando estes neurônios modificam seus potenciais sincronamente (ao mesmo tempo ou em seqüência ordenada), eles criam ritmos de vários tipos (Tyner, Knott e Mayer, 1983) (Webster, 1998). A variação local em células nervosas ou de outras partes do cérebro pode influenciar o sincronismo e os ritmos resultantes dos neurônios corticais (Tyner, Knott e Mayer, 1983).

As tensões no sinal de EEG são relativamente pequenas, mais especificamente da ordem de microvolts ( $\mu\text{V}$ ). Na Figura 2.3 são apresentados diferentes tipos de atividades elétricas registradas em um exame de EEG. As primeiras descrições de Berger<sup>1</sup> a respeito das ondas do cérebro de freqüência de 8-13 Hz, denominada de ritmo Alfa (segunda parte da Figura 2.3) de que este ritmo é o mais proeminente e geralmente é armazenado no dorso da cabeça (Tyner, Knott e Mayer, 1983).

<sup>1</sup> Em 1929, o psiquiatra alemão chamado Hans Berger, que trabalhava na cidade de Jena, anunciou ao mundo científico que: a) Era possível registrar as fracas correntes elétricas geradas no cérebro humano, sem a necessidade de abrir o crânio, e mostrá-las na forma de um registro em papel. Berger denominou a esta nova forma de registro fisiológico de eletroencefalograma (ou EEG); e b) que esta atividade mudava de características de acordo com o estado funcional do cérebro, tais como no sono, na anestesia, na hipóxia (falta de oxigênio) e em certas doenças nervosas, como na epilepsia.



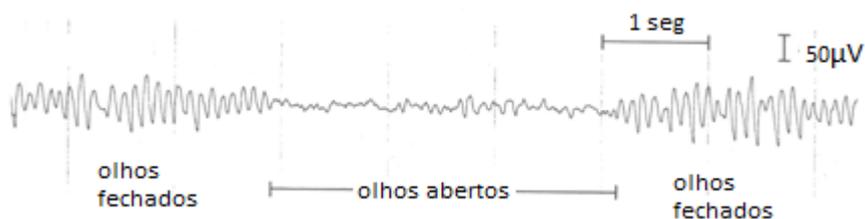
**Figura 2.3 – Tipos comuns de atividades do encéfalo (Adaptado de Malmivuo e Plonensy, 1995).**

Ondas de aproximadamente 20 Hz também foram observadas por Berger, esta frequência foi denominada de ondas Beta (primeira parte da Figura 2.3). O termo beta é utilizado para descrever atividades entre 13-22 Hz, atividades maiores que 22 Hz são denominadas ondas Gama. Apesar das ondas alfa e beta terem sido observadas primeiramente, outras ondas foram posteriormente descritas, como o caso das ondas Teta que variam de 4-7 Hz observadas, primeiramente, por Walter e Dovey (Tyner, Knott e Mayer, 1983).

Em adultos ondas de frequência abaixo de 4 Hz são raramente encontradas, porém Walter e Dovey também observaram ondas abaixo deste valor ao qual denominaram de ondas Delta (0,5-4 Hz) (Tyner, Knott e Mayer, 1983).

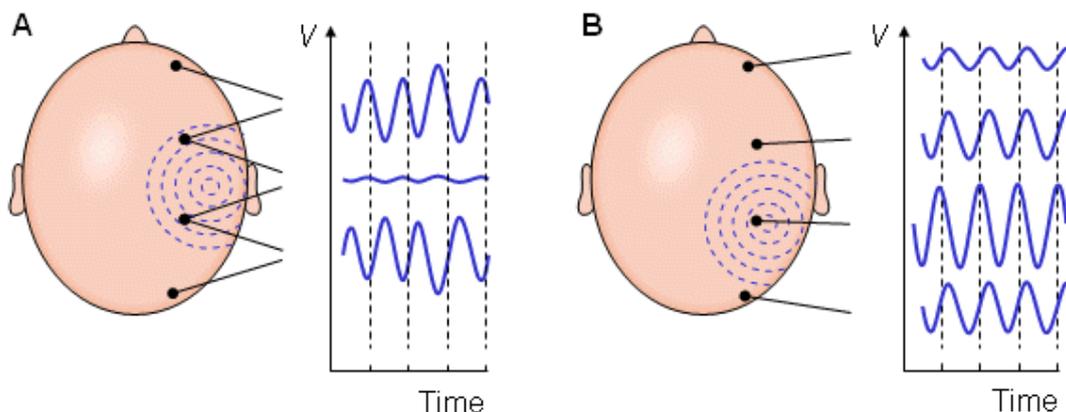
Em pessoas adultas saudáveis, mudanças na atividade do EEG ocorrem regularmente durante alterações do nível de consciência. As mudanças podem ser mais acentuadas em algumas partes do cérebro do que em outras, e podem ser relacionadas a diferentes estados de reatividade. Para um paciente adulto saudável, relaxado e acordado com olhos fechados, e comumente apresenta um ritmo alfa que pode ser captado na área posterior da cabeça. Se o adulto for instruído a abrir os olhos, a atividade alfa deve sofrer uma redução na amplitude do

sinal nas áreas posteriores, em consequência da estimulação visual, conforme apresentado na Figura 2.4 (Malmivuo e Plonensey, 1995) (Northrop, 2004) (Tyner, Knott e Mayer, 1983).



**Figura 2.4 – Atividade da onda alfa com olhos abertos e fechados nos pontos Fp1-Fp2 (Modificado de Tyner, Knott e Mayer, 1983).**

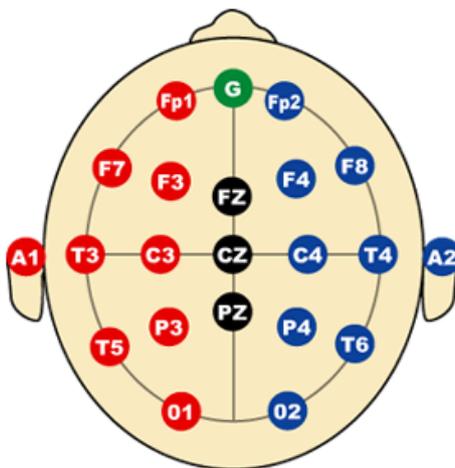
A realização de medidas de EEG pode ser realizada com configurações de eletrodos bipolares ou unipolares. Para o método bipolar a medida realizada é entre a diferença de potencial entre os dois eletrodos, já para o método unipolar o potencial de cada eletrodo é comparado a referência (Ponto CZ na Figura 2.6). Na Figura 2.5 são representados os dois métodos de obtenção do sinal de EEG (Malmivuo e Plonensey, 1995).



**Figura 2.5 – (A) Bipolar (B) Unipolar medidas. A forma de onda do EEG depende do local em que é medido (Adaptado de Malmivuo e Plonensey, 1995).**

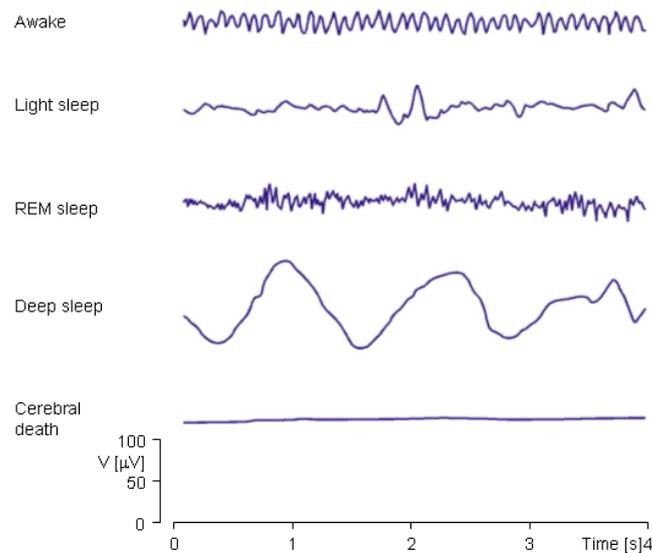
A posição com que cada eletrodo é disposto no escalpo do paciente não tinha uma padronização até o ano de 1958 quando o *American EEG Society* adotou o padrão 10-20 como oficial, (Tyner, Knott e Mayer, 1983). O Sistema 10-20 conforme pode ser visto na Figura 2.6 padroniza o posicionamento dos eletrodos, que são aderidos no escalpo de cada paciente, e informa a designação de cada eletrodo. A partir da adoção deste sistema as pesquisas entre diferentes laboratórios puderam ser comparadas e discutidas de uma maneira mais coerente (Epstein, Bej, *et al.*, 2006).

Os eletrodos para aquisição de sinais de EEG não devem atenuar sinais entre a faixa de 0,5-70 Hz. Alguns experimentos revelam que eletrodos de prata/cloreto de prata ou eletrodos de ouro são os mais imunes a ruídos externos, porém com outros materiais também é possível obter resultados excelentes (Epstein, Bej, *et al.*, 2006). Para reduzir os ruídos é necessário manter os eletrodos sempre limpos. A impedância entre pele-eletrodo não deve ultrapassar os 5000 ohms, e deve ser checada no início do exame e periodicamente durante o mesmo (Tyner, Knott e Mayer, 1983).



**Figura 2.6 – Diagrama representativo do padrão de posicionamento de eletrodos do sistema 10-20, em vista superior da cabeça (Adaptado de Tyner, Knott e Mayer, 1983).**

O sinal de EEG está relacionado intimamente ao nível de consciência da pessoa. Com o aumento da atividade (olhos abertos), o EEG aumenta as freqüências porém diminui a amplitude do sinal. Já quando os olhos estão fechados as ondas alfa predominam no sinal de EEG. Em uma pessoa dormindo as freqüências dominantes do sinal diminuem. Em certa fase do sono os olhos começam a movimentar-se rapidamente, o qual é chamado de REM (*Rapid Eye Movient - Movimento Rápido dos Olhos*), ocorrendo devido aos sonhos que a pessoa tem, os quais ativam os movimentos dos olhos, podendo ser observado como um sinal característico do EEG. Em sonos mais profundos o EEG apresenta ondas mais lentas que são denominadas de ondas delta. Já em pacientes com morte cerebral não é detectado nenhum sinal de EEG. Algumas das ondas relatadas acima são apresentadas na Figura 2.7.



**Figura 2.7 – A atividade do EEG depende do nível de consciência (Adaptado de Malmivuo e Plonensy, 1995).**

### 2.3 Conversões de Biosinais

A utilização de sinais do corpo humano em pesquisas ou em exames clínicos necessita de equipamentos para converter os sinais fisiológicos em sinais elétricos. Os equipamentos têm padrões mínimos de segurança e características do sinal, para poderem realizar os exames clínicos. As características a serem respeitadas dizem respeito ao tipo de sinal, forma de aquisição, frequência de abrangência, dentre outros.

Para o sinal de EEG estes níveis são descritos em diversos periódicos e livros específicos, porém, uma das especificações mais aceitas são as *guidelines* fornecidas pela *American Clinical Neurophysiology Society*. Os sinais de EEG da ordem de  $10\mu\text{V}$  devem ser possíveis de se observar em um exame clínico e dois filtros seletores de sinais são o mínimo requerido para a adequação do sinal de EEG: um filtro passa alta na frequência de 1Hz (-3dB) e um filtro passa baixo de 70Hz (-3dB), recomenda-se também a utilização de um filtro para eliminar a frequência da rede elétrica (Epstein, Bej, *et al.*, 2006).

Um sistema de instrumentação biomédico, conforme representado na Figura 2.2, converte os sinais analógicos em sinais digitais. A operação de conversão de sinais analógicos em sinais digitais utiliza uma cadeia de aquisição de sinais. Esta cadeia é composta por amplificadores, filtros e conversores A/D. Após a transformação em sinal digital esta informação é processada em um microcontrolador, DSP ou FPGA e enviada a uma interface com o usuário. A interface com o usuário pode estar diretamente em um display e/ou enviada a

um microcomputador onde pode ser armazenada e os dados podem ser posteriormente processados (Northrop, 2004).

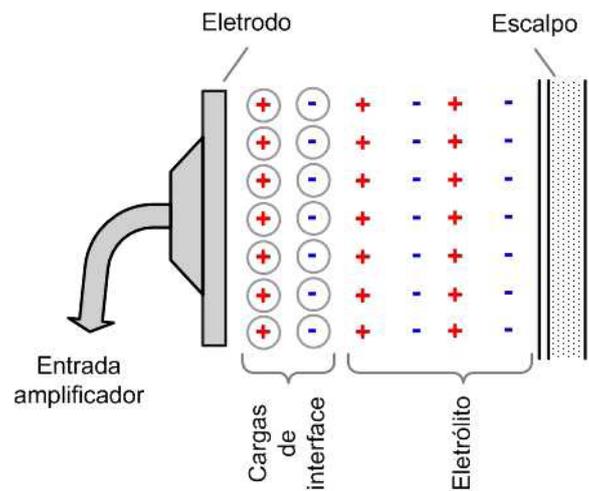
O sinal apresentado ao usuário é o resultado da utilização de um sistema de conversão de biosinais com a menor perda das características originais do sinal sem o devido cuidado com a conversão dos sinais, como por exemplo, utilizar frequência de amostragem inferior a duas vezes à máxima frequência do sinal amostrado (Haykin, 2004). Este sinal digitalizado pode ser sub amostrado, tornando o trabalho de interpretação do sinal do especialista inconclusivo. Para que isto não ocorra, é necessário um sistema que não provoque nenhuma alteração significativa na morfologia do sinal adquirido diretamente do corpo (Webster, 1998).

A seguir serão apresentados os principais elementos de um sistema de aquisição de sinais para EEG.

#### Eletrodos:

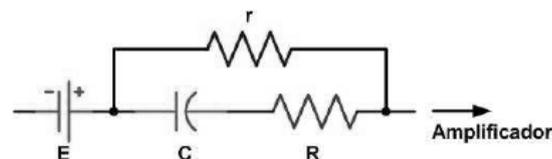
Em exames de EEG de superfície, os eletrodos são a interface entre o escalpo e o sistema de aquisição. De acordo com Tyner, Knott e Mayer (1983), os eletrodos são projetados em formato de disco e o seu material é um metal (prata, platina, ouro, etc.). A fixação dos eletrodos a superfície do escalpo se realiza da seguinte maneira: 1) com a inserção de gel condutivo; 2) seguido do eletrodo e; 3) fixado geralmente com fita adesiva, ou com uma touca onde os eletrodos já estão devidamente posicionados. Os eletrodos têm um diâmetro que pode variar de 4-10mm e alguns modelos têm um furo central por onde o gel condutivo pode ser inserido após a sua fixação ao escalpo (Enderle, 2006).

Quando qualquer metal é colocado em contato com o eletrólito (gel condutivo) surge uma tensão entre o metal e o eletrólito. As ocorrências desta tensão provêm da formação de uma camada de cargas elétricas na superfície do eletrodo e uma carga oposta no eletrólito (Tyner, Knott e Mayer, 1983). A Figura 2.8 apresenta esquematicamente a formação das camadas carregadas eletricamente da interface eletrodo-eletrólito.



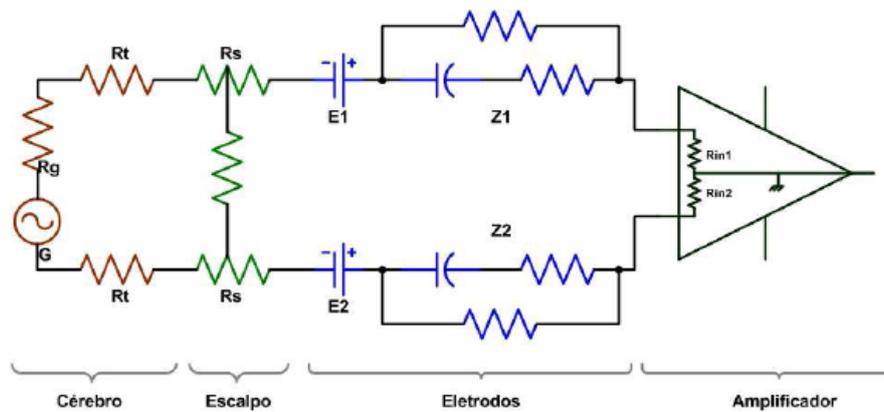
**Figura 2.8 – Cargas entre a interface eletrodo-eletrólito. (Modificado de Tyner, Knott e Mayer, 1983)**

Em um eletrodo ideal a migração de cargas de um lado ao outro encontra um equilíbrio, mantendo a tensão entre o metal e o eletrólito constante. O circuito equivalente da interface eletrodo-eletrólito é apresentado na Figura 2.9 (Tyner, Knott e Mayer, 1983). A fonte de tensão ( $E$ ) representa o potencial de meia-célula que está em série com o elemento capacitivo ( $C$ ) e os elementos resistivos ( $R$ ,  $r$ ) do eletrodo.



**Figura 2.9 – Circuito equivalente de um único eletrodo conectado ao eletrólito. (Modificado de Tyner, Knott e Mayer, 1983)**

Para a monitoração de sinais de EEG geralmente utiliza-se no mínimo de dois eletrodos conectados ao escalpo do paciente, a representação do circuito equivalente é mostrado na Figura 2.10. No circuito equivalente o cérebro é representado por uma fonte ( $G$ ) em série com as impedâncias  $R_g$  e  $R_t$ . O escalpo é representado pelas resistências  $R_s$  e os eletrodos pela fonte  $E_1$  e impedância  $Z_1$  para um eletrodo e pela fonte  $E_2$  e impedância  $Z_2$  para o outro eletrodo. As impedâncias  $R_{in1}$  e  $R_{in2}$  representam as entradas do amplificador (Tyner, Knott e Mayer, 1983).

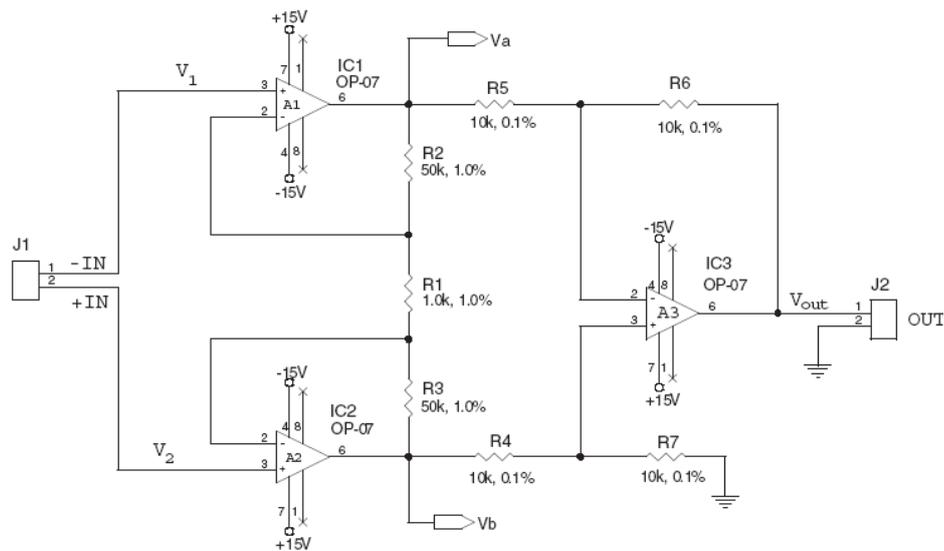


**Figura 2.10 – Circuito equivalente de dois eletrodos conectado ao amplificador de EEG.**  
(Modificado de Tyner, Knott e Mayer, 1983)

#### Amplificador de Instrumentação:

Os amplificadores de instrumentação também são conhecidos como amplificadores de biopotenciais quando devidamente configurados para a obtenção de biosinais. O requisito de resposta para um amplificador de biopotenciais para sinais de EEG é de 0,5-100Hz. O uso de eletrodos externos em pacientes pode ocasionar uma amplitude de sinal que varia entre 25-100 $\mu$ V (Enderle, 2006) (Neuman, 1998). A rejeição de modo comum ou CMRR, deve ser de, pelo menos, 80dB para atenuar os sinais de modo comum. Ou seja, os sinais que estão presentes em ambas as entradas do amplificador, sejam atenuados, preservando somente a amplificação da diferença de tensão entre as entradas (Northrop, 2004) (Nuwer, Comi, *et al.*, 1998).

Conforme Tavares (1997) amplificadores de instrumentação de boa qualidade tem CMRR de 120dB, impedância de entrada da ordem de  $10^{15}$  ohms e ganho ajustável de 1 V/V a 1000 V/V. A construção de amplificadores de instrumentação a partir de amplificadores únicos é comum, porém o uso destes circuitos tem menor CMRR que os amplificadores de instrumentação comerciais (AD8253, AD620, AD8230, etc.) e apresentam maior instabilidade térmica por utilizar componentes discretos (Prutchi e Norris, 2005). Na Figura 2.11 é apresentado o esquema geral de uma configuração de amplificadores simples formando o “amplificador de instrumentação”.



**Figura 2.11 – Exemplo de arquitetura de amplificadores de instrumentação discreto.**  
(Modificado de Prutchi e Norris, 2005).

Esta configuração preserva uma grande impedância de entrada e ainda possibilita ganho. Os dois amplificadores de entrada podem ser analisados como dois amplificadores não inversores e suas tensões de saída são obtidos através das equações:

$$V_A = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)V_1 - \frac{(R_2)V_2}{R_1} \quad (2.1)$$

e

$$V_B = \left(1 + \frac{R_3}{R_1}\right)V_2 - \frac{(R_3)V_1}{R_1} \quad (2.2)$$

Considerando o ganho do amplificador A3 como unitário e  $R_2=R_3$ :

$$V_{Out} = V_B - V_A \quad (2.3)$$

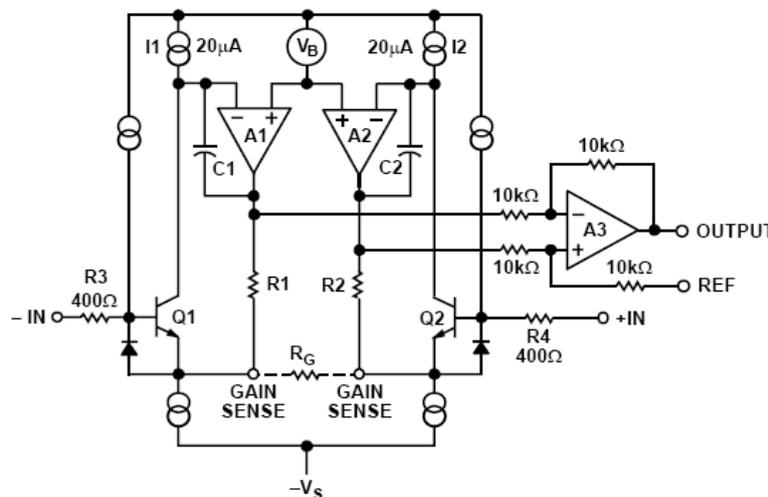
Substituindo as equações obtemos:

$$V_{Out} = (V_2 - V_1) \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) \quad (2.4)$$

Sempre que o ganho do amplificador A3 não for unitário, deve-se multiplicar a equação pelo ganho do estágio diferencial. Se  $R_4 = R_5$  e  $R_6 = R_7$ , então o ganho global de tensão é obtido através da equação:

$$V_{\text{Out}} = (V_2 - V_1) \left( 1 + \frac{2R_2}{R_1} \right) \frac{R_6}{R_5} \quad (2.5)$$

Nos amplificadores de instrumentação comerciais o resistor de ganho pode ser interno ao encapsulamento ou externo. Em outros amplificadores encontra-se a opção de vários estágios de ganho, podendo ser pré-selecionado pelo usuário. Na figura 2.12 é apresentado o circuito equivalente de um amplificador de instrumentação comercial AD620 (Devices, Analog, 2004), onde o ganho é definido pelo resistor  $R_G$ .



**Figura 2.12 – Circuito esquemático do amplificador de instrumentação AD620.**  
(Reproduzido de Analog Devices, 2004).

O ganho do AD620 é definido pela Equação 2.6, sabendo que o valor dos resistores  $R_1$  e  $R_2$  é de  $24,7\text{K}\Omega$ .

$$G = \frac{49,4\text{K}\Omega}{R_G} + 1 \quad (2.6)$$

#### Filtros Seletores de Sinais:

De maneira ideal um amplificador de instrumentação pré-configurado já serviria para a aquisição dos sinais biológicos, no entanto, para a aplicação real, inúmeras interferências estão associadas ao processo de aquisição de sinais. Uma melhor visualização do sinal é obtida inserindo filtros para delimitar as faixas do sinal e atenuar as interferências externas (Webster, 1998).

A construção de filtros pode ser obtida de diversas maneiras através do uso de componentes passivos (resistores, indutores e capacitores), componentes passivos

acompanhados de componentes ativos (transistor, mosfet ou amplificador operacional), ou ainda serem realizados de forma digital (geralmente em DSP ou em microcontroladores). Cada uma destas formas tem suas vantagens e desvantagens, algumas destas estão relacionadas na Tabela 2.2 e Tabela 2.3 (Noceti-Filho, 2007) (Paarmann, 2003).

**Tabela 2.2 – Relação de vantagens de filtros ativos e passivos.**

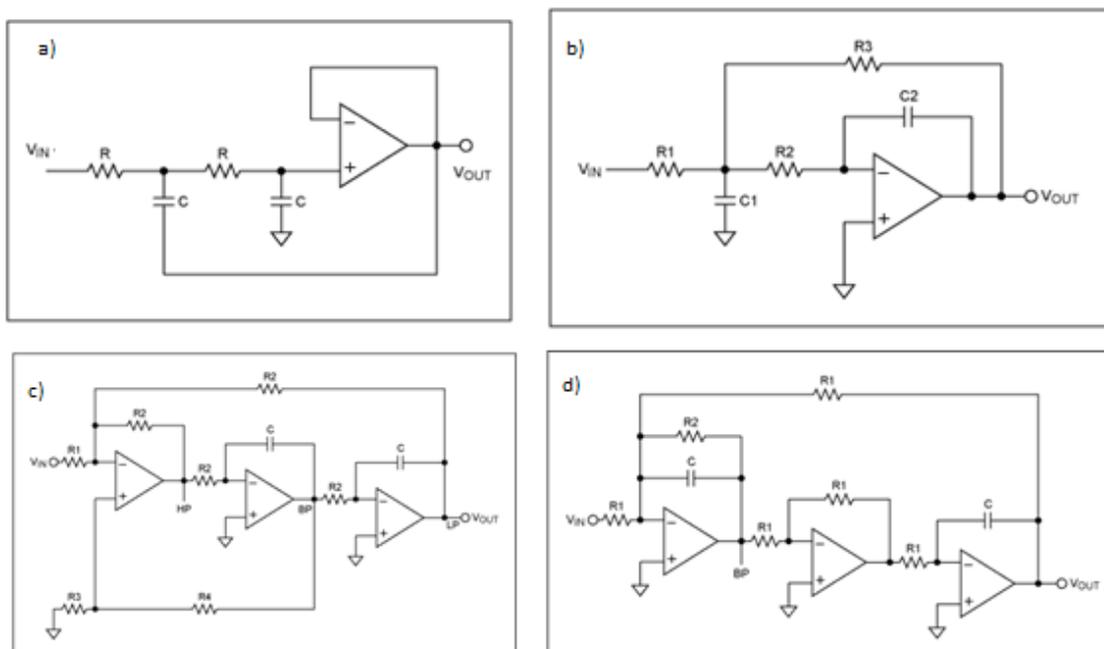
	Filtros Passivos
Vantagens	Apresentam baixa sensibilidade;
	Normalmente podem operar com tensões mais elevadas;
	Menor interferência a ruídos;
	São inerentemente estáveis;
	Não exigem fonte de alimentação;
Desvantagens	Terminação da fonte-carga é crítica;
	O indutor tem de ser construído;
	Em baixas frequências tem componentes de grande volume;
	Em ordens >3 apresenta dificuldades de integração/ajuste;
	Filtros Ativos
Vantagens	Em grande parte dos casos o projeto é simples;
	Montagem mais compacta em relação aos passivos;
	Não exigem filtros anti-aliasing e de reconstrução;
	A terminação fonte carga não é crítica;
Desvantagens	Problemas de faixa dinâmica;
	Sujeitos a oscilações lineares e não-lineares;
	São limitados em frequência;
	Apresentam problemas de sensibilidade ativa e passiva;

**Tabela 2.3 – Vantagens e desvantagens de filtros digitais.**

	Filtros Digitais
Vantagens	Podem ser construídos filtros de ordem elevada (>20);
	Integráveis;
	Precisão do processo digital;
	Repetibilidade;
	Flexibilidade para mudanças de características;
Desvantagens	Requerem filtros anti-aliasing e de reconstrução;

Requerem conversores A/D e/ou D/A;
Limitados em frequência (velocidade do processador, num. de bits, ordem);
Apresentam alto consumo de processamento e energia;
Filtros de Componentes discretos não são práticos;

Dentre os processos de construção de filtros adotou-se a utilização de filtros ativos para a realização deste trabalho. A implementação de filtros ativos podem ser realizadas com diversas topologias (Salen Key, Multiple Feedback, State Variable, Biquadratic, etc) (Noceti-Filho, 2007) (Kugelstadt, 2002) (Thede, 2004).



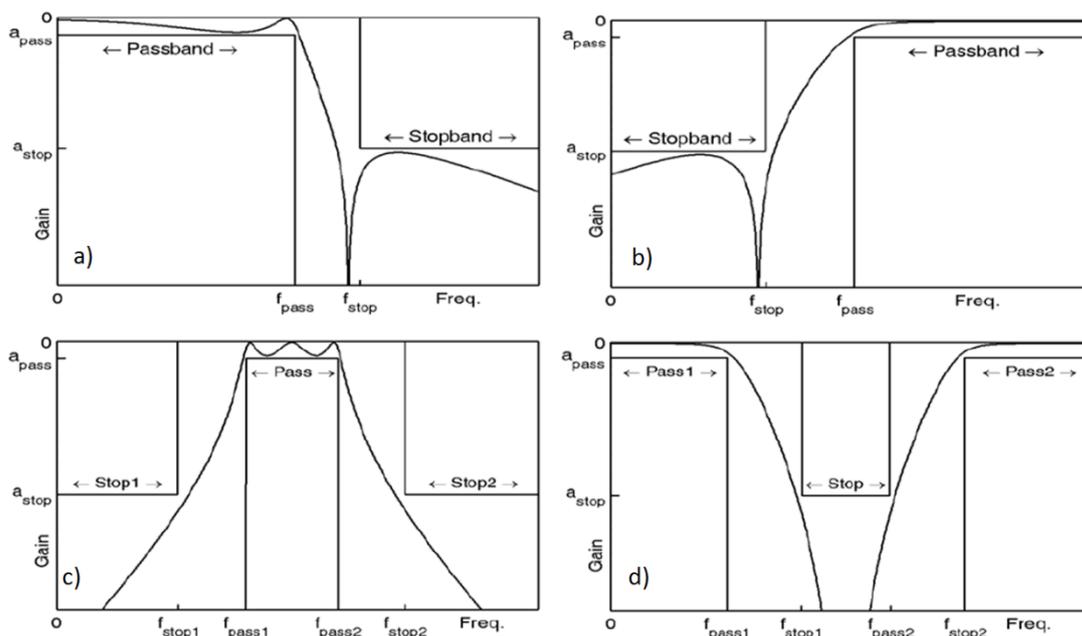
**Figura 2.13 – Filtro passa baixas implementado em diversas topologias, a) Salen Key, b) Multiple Feedback, c) State Variable e d) Biquadratic (Adaptado de NOCETI-FILHO, 2007).**

A escolha da topologia do filtro depende do sinal de interesse sendo que, o projetista, deve optar pelo filtro que melhor se adapta as condições do sinal. Por exemplo, a utilização de filtros do tipo *Salen Key*, pois estes não invertem a fase do sinal original, do que filtros do tipo *Multiple Feedback* os quais invertem a fase do sinal. Ou seja, qualquer topologia escolhida tem vantagens e desvantagens sobre alguma outra topologia e cabe ao projetista a opção da escolha da mais adequada ao sinal de interesse (Kugelstadt, 2002).

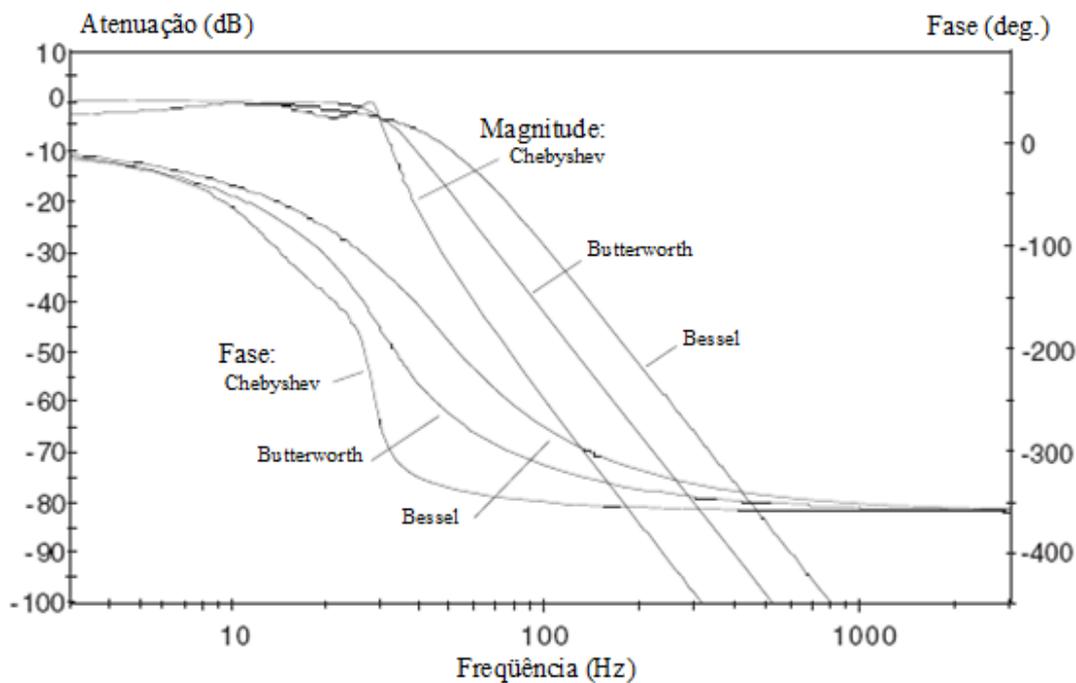
Após a definição do tipo de topologia de filtro a ser utilizada devemos escolher a banda de frequência do filtro, conforme Figura 2.14. Existem quatro opções tradicionais de filtros:

filtro passa baixa, filtro passa alta, filtro rejeita faixa e filtro passa banda. Com a escolha do tipo de filtro e a topologia a ser implementada, só resta a escolha da aproximação do filtro. Cada filtro pode ser aproximado a uma função característica, como é o caso das aproximações Butterworth, Chebyshev, Bessel e Eliptic. As características de magnitude e fase das três topologias mais utilizadas estão representadas na Figura 2.15 (Thede, 2004) (Winder, 2002).

Em aproximações do tipo Butterworth a banda de passagem do filtro sofre uma redução plana na transição de banda passante (*passband*) para banda de rejeição (*stopband*), diferente de aproximações do tipo Chebyshev onde ocorre uma atenuação mais abrupta da banda passante, porém nesta aproximação ocorre um “*overshoot*” da banda antes da atenuação do sinal. No caso de aproximações do tipo Bessel a transição da banda de passagem para banda de corte ocorre de uma maneira mais branda do que a transição nas aproximações do tipo Butterworth (Kugelstadt, 2002) (Thede, 2004).



**Figura 2.14 – Tipos de Filtros: a) Filtro passa baixa; b) Filtro passa alta; c) Filtro passa banda; d) Filtro rejeita banda (Adaptado de Thede, 2004).**



**Figura 2.15 – Resposta em frequência e fase das aproximações Butterworth, Chebyshev e Bessel (Adaptado de Thede, 2004).**

A utilização de filtros em cascata para elevar a ordem do filtro e assim atingir uma atenuação maior pode ser aplicada a qualquer tipo de filtro. Cada uma das aproximações, apresentadas na Figura 2.15, tem suas características aumentadas conforme a ordem do filtro. Por exemplo, para um filtro com resposta Chebyshev quanto maior a ordem maior o nível do *overshoot* apresentado na banda de transição (Thede, 2004) (Noceti-Filho, 2007) (Devices, Analog, 2004).

### Apresentação dos Sinais

A apresentação dos sinais de EEG pode ser visualizada de diversas maneiras, como por exemplo: o uso de impressoras analógicas a pena; ou com o uso de conversores para sistemas digitais. Cada um dos tipos de apresentação de sinais tem suas características distintas. Neste trabalho o uso de sistema de conversão de sinais A/D é brevemente descrito a seguir.

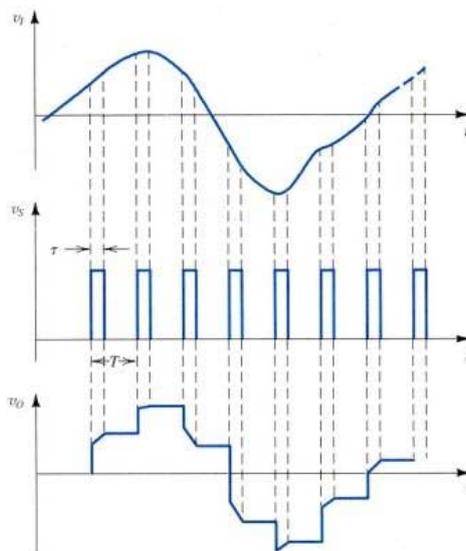
Sistema de conversão de sinais analógicos para digitais utilizam basicamente um componente em comum, o conversor Analógico/Digital. O conversor A/D, como seu próprio nome relata, realiza a operação de conversão de sinais analógicos em sinais digitais. O A/D realiza a amostragem dos sinais ao longo do tempo. Cada amostra é convertida num código

digital correspondente (quantização). Na Figura 2.17 é demonstrada a amostragem de um sinal genérico no tempo e em seguida a sua reconstrução no formato digital (Horowitz e Hill, 1989).

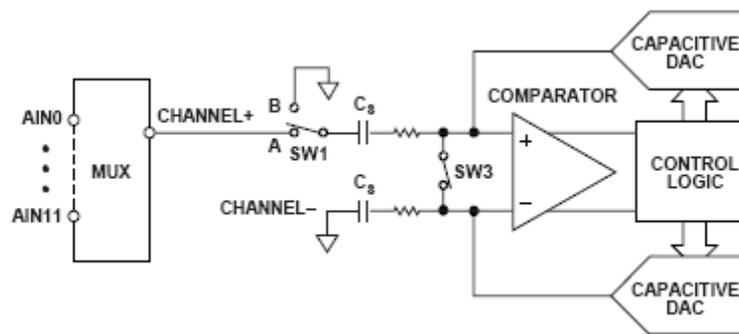
Existem diferentes maneiras de construção de conversores A/D, dentre elas podemos citar os métodos de aproximações sucessivas, de conversão paralela ou FLASH, de conversão de Rampa Simples, de conversão de Rampa Dupla e de conversão Sigma-Delta. O conversor A/D utilizado neste projeto é do tipo de aproximações sucessivas, o qual é apresentado na Figura 2.17 (Garrod, 1997).

A quantidade de bits de cada conversor A/D é diretamente proporcional a melhor representação dos sinais no meio digital. Ou seja, quanto maior o número de bits, maior é a precisão do sinal amostrado (Garrod, 1997). A frequência de amostragem de um conversor A/D, segundo o critério de *Nyquist*, deve ser de no mínimo duas vezes a frequência do sinal de interesse (Haykin, 2004).

Em sinais de EEG é recomendado o uso de conversores A/D preferencialmente de, no mínimo, 12 bits e frequência de amostragem de 200 Hz (Epstein, Bej, *et al.*, 2006).



**Figura 2. 16 – Representação da amostragem de um sinal genérico (Adaptado de Winder, 2002).**



**Figura 2.17 – Conversor A/D interno ao ADuC7026 (Reproduzido de Analog Devices, 2005)**

Estando o sinal analógico convertido para o meio digital é necessário um meio de interação visual com o meio externo. Pode ser utilizada uma impressora, um display ou ainda este sinal pode ser transferido para um microcomputador para uma melhor visualização. Quando os dados são transferidos para um microcomputador, estes podem ser facilmente processados e manipulados posteriormente ao exame realizado, facilitando assim o diagnóstico realizado pelo profissional da saúde.

## 2.4 Normas Associadas

A Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) define uma norma geral de segurança de equipamentos eletromédicos que é a **NBR IEC 60601-1 - Equipamento Eletromédico – Parte 1 – Prescrições gerais para segurança e uma norma específica para equipamentos**. No caso do equipamento de registro de EEG, a norma específica aplicada é a **NBR IEC 60601-2-26 Equipamento Eletromédico Parte 2: Prescrições particulares para segurança de eletroencefalógrafos**. Esta norma especifica as prescrições particulares para a segurança de eletroencefalógrafos, sendo este definido como um equipamento eletromédico destinado a produção de registros gráficos e/ou uma indicação visual para atividade elétrica do cérebro, para fins de diagnósticos.

O protótipo desenvolvido não possui um gabinete para manter o equipamento isolado, e não há uma classificação clara na norma NBR IEC 60601-1 para equipamentos sem utilização de gabinetes. Entretanto, como o equipamento necessita de um enquadramento a um critério, para poder ser ensaiado, este foi identificado como classe II do tipo BF. Com a definição da classe do equipamento BF a NBR IEC 60601-2-26: informa que a corrente de fuga através do paciente não pode ultrapassar 5mA.

## 3. MATERIAIS E MÉTODOS

---

### 3.1 Plataforma Didática de Engenharia Biomédica

O desenvolvimento da Plataforma Didática de Engenharia Biomédica no IEB-UFSC teve início com a turma de pós-graduandos de 2006 com o objetivo de criar um instrumento de auxílio ao ensino de temas de Engenharia Biomédica para a graduação de Engenharia Elétrica da UFSC (Adur, 2008) (Andriguetto, 2008) (Possa, 2008) (Rathke, 2008) (Santos, 2009).

A plataforma é formada por recursos de *Hardware* (módulos didáticos de aquisição de biosinais, módulo base), *Software* (para visualização dos sinais em um microcomputador), além de tutoriais inteligentes e um ambiente em realidade virtual™. Nos próximos subitens serão discutidos os módulos existentes do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos (SPSB).

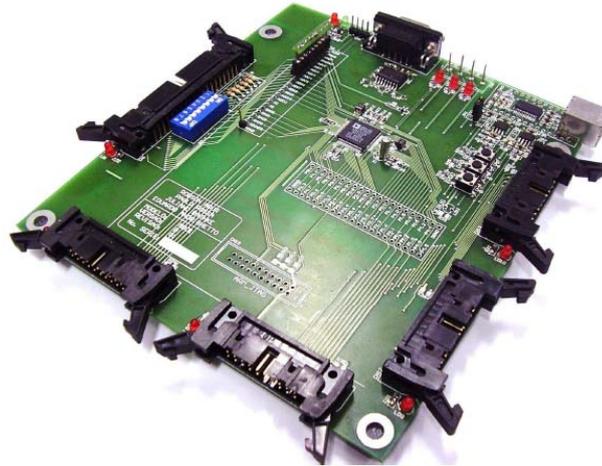
#### 3.1.1 Módulo Base

O módulo base foi construído com o intuito de dar suporte aos módulos analógicos e fazer a interligação com o microcomputador. O módulo base conta com um microprocessador da Analog Devices ADuC7026, que faz o gerenciamento das informações providas dos módulos analógicos, uma interface serial e uma interface USB, através do módulo da FTDI FT232RL, com o qual faz a comunicação ao microcomputador. Uma foto do módulo base é apresentada na Figura 3.1.

As principais características do ADuC7026 estão listadas abaixo:

- Unidade central de processamento baseado em arquitetura ARM7, RISC 16/32-bits, desempenho acima de 41MIPS;
- Frequência de operação de 41.78MHz, gerado a partir de PLL;
- 12 conversores A/D com resolução de 12 bits;

- 4 conversores D/A com resolução de 12 bits;
- Suporte para debug e carregamento de código através de interface JTAG;
- Interface de comunicação UART/SPI/I2C;
- Firmware para carregamento serial *in-circuit* pré-gravado em fábrica, o que permite gravar o firmware desenvolvido via interface UART;
- Disponibilidade de mais de 40 pinos de interface digital geral (GPIO);



**Figura 3.1 – Módulo Base (MB01) (Modificado de Adur, 2008).**

O módulo base conta ainda com uma interface USB isolada, com o uso dos circuitos integrados ADuM1200 da Analog Devices, os quais isolam eletricamente o circuito. O circuito utilizado para realizar a interconexão do microcontrolador à porta serial é apresentado na Figura 3.2.

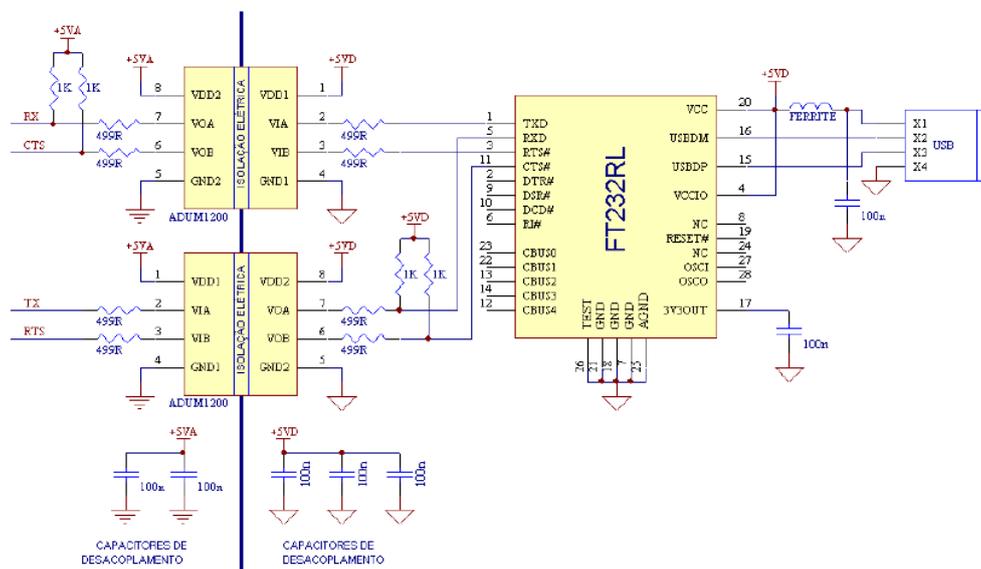


Figura 3.2 – Interligação da porta USB ao ADuC7026 (Reproduzido de Adur, 2008).

### 3.1.2 Fonte de Alimentação

A fonte de alimentação utilizada com o módulo base foi concebida com o intuito de eliminar ruídos desnecessários à alimentação dos circuitos, portanto, a utilização de uma fonte chaveada não é aconselhável. A fonte foi construída de maneira tradicional, ou seja, com transformador de desacoplamento galvânico (transformador de uso geral) e com redução de tensão, seguido de ponte retificadora e capacitores de filtro. Após a retificação optou-se por utilizar reguladores de tensão lineares. A escolha das tensões de saída foi de +5VDC, -5VDC e +3,3VDC. A tensão de 3,3VDC é utilizada exclusivamente pelo ADuC7026, enquanto que a alimentação simétrica de 5VDC é utilizada na parte analógica dos módulos.

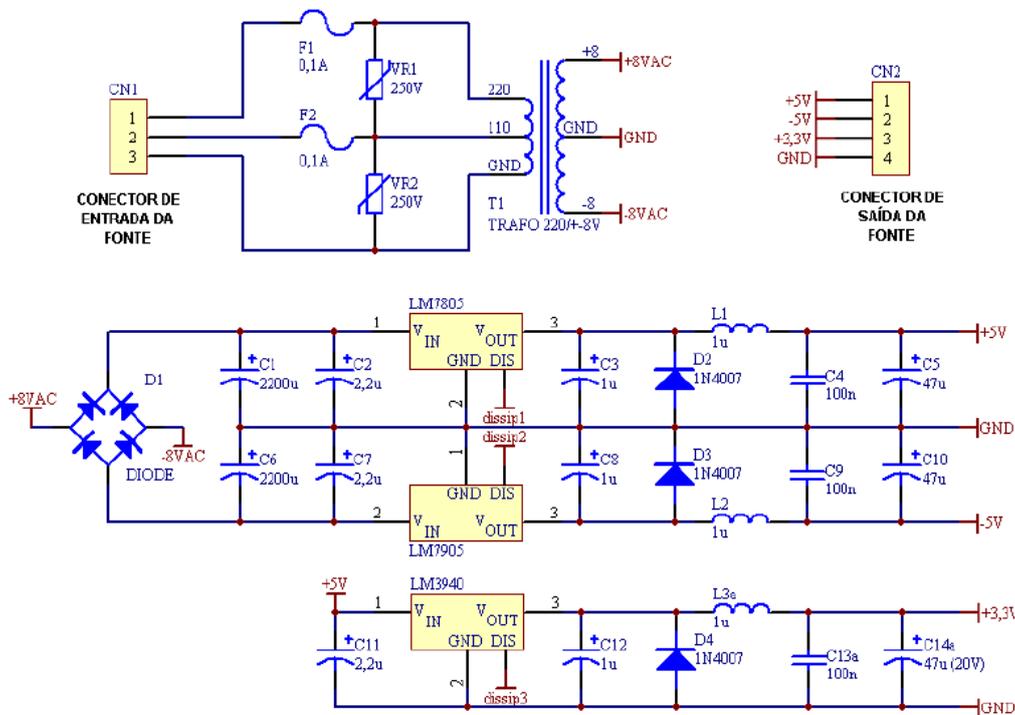


Figura 3.3 – Esquema da Fonte de Alimentação FT01 (Reproduzido de Adur, 2008).

### 3.1.3 Módulo de ECG, EOG e EMG

O módulo de Eletrocardiograma (ECG), Eletromiograma (EMG) e Eletrooculograma (EOG), são apresentados na Figura 3.4. Este módulo “3 em 1” aceita a aquisição dos três tipos de sinais (ECG, EMG e EOG), porém, a aquisição de cada um destes sinais deve ser feita em placas diferentes (Rathke, 2008). O projetista deste módulo optou por criar uma placa, no entanto, realizando algumas modificações no ganho dos amplificadores e faixa dos filtros pode-se realizar a aquisição dos três sinais. Com estas alterações, que são realizadas no processo de

fabricação do módulo, faz-se necessário o uso de três placas independentes para a aquisição dos sinais.



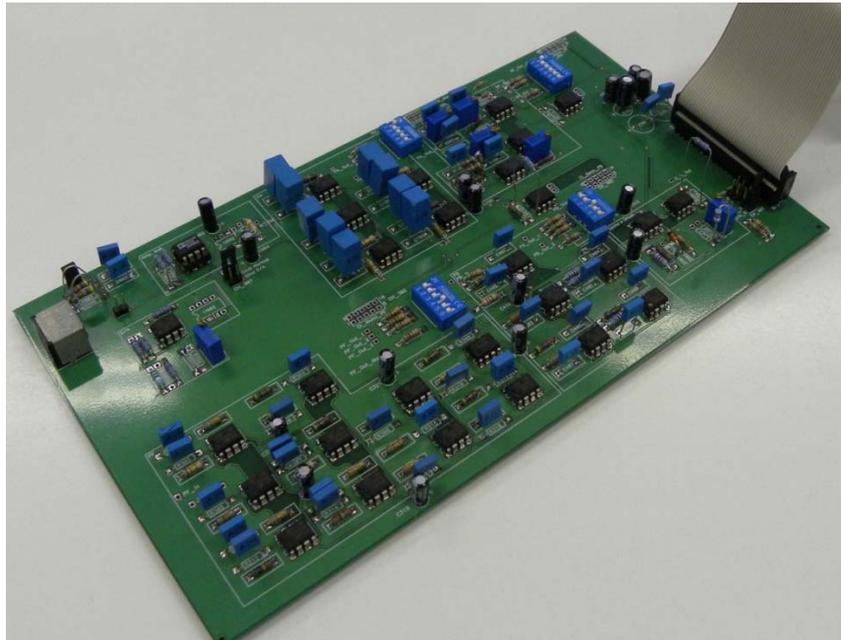
**Figura 3.4 – Módulo de ECG, EMG, EOG. 1-Conector para o cabo dos eletrodos, 2-Conector para a ponteira de prova, 3-Chave habilita circuitos, 4-Saídas dos circuitos disponíveis para o aluno, 5-Jumper para a seleção do ganho da ponteira de prova, 6-Jumper para seleção sinal teste/sinal dos eletrodos, 7-Conector para entrada de sinal de circuito externo, 8-Conector para alimentação de circuito externo e 9-Conector para ligação com o módulo base (Reproduzido de Rathke, 2008).**

Este módulo foi construído com o intuito de demonstrar para o aluno os conceitos de conversão A/D e a aquisição de sinais de ECG, EMG e EOG. Para isto, a cadeia de aquisição conta com um amplificador de instrumentação, um filtro passa alta, um filtro passa baixa e um filtro rejeita faixa. Após os filtros existe um circuito de ganho, offset e proteção. Esta placa oferece diversas opções para o usuário inserir circuitos de filtros externos, a fim de verificar seu funcionamento na cadeia de aquisição como um todo.

### 3.2 Módulo de Filtros Analógicos

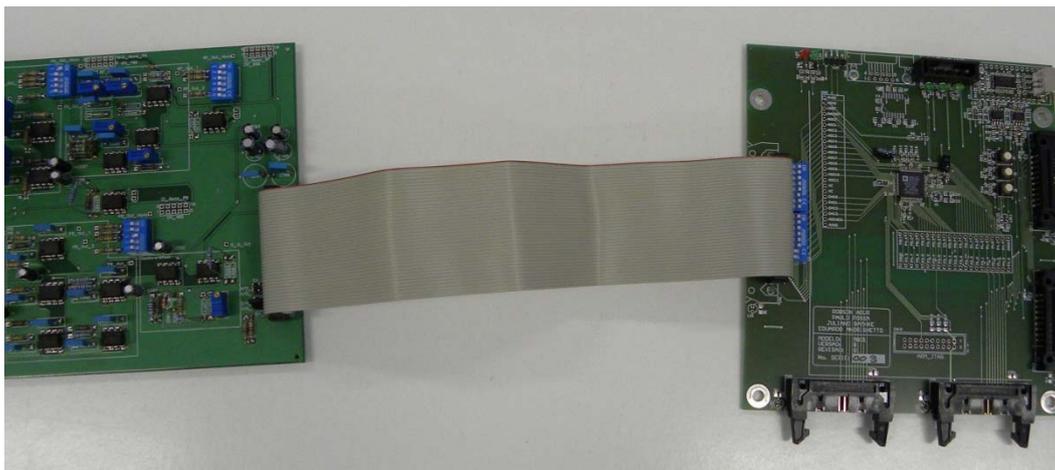
O Módulo Didático de Filtros Analógicos (MD-FA) apresentado na Figura 3.5, é um módulo integrante da plataforma didática SPSB. Sua função é servir de auxílio para a

compreensão do funcionamento de filtros analógicos no condicionamento de sinais de EEG. Para tal optou-se por produzir um *Hardware* capaz de demonstrar o funcionamento de diversos filtros utilizados normalmente em Engenharia Elétrica. Em seu processo de confecção pode-se optar por qual resposta de filtro utilizar. Dessa maneira não houve a necessidade de criar uma única placa de tamanho “exagerado”, contendo todas as opções de filtros oferecidas, dificultando o manuseio e a localização dos componentes no circuito pelo aluno.



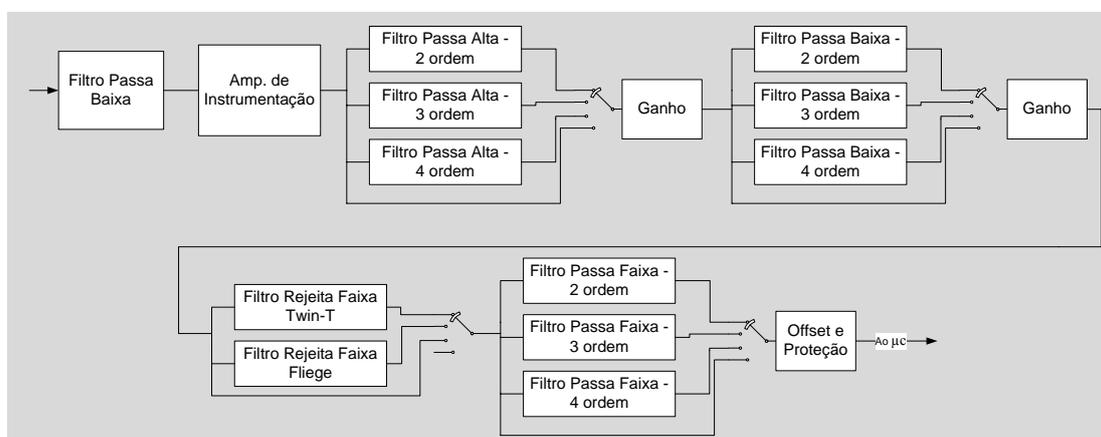
**Figura 3.5 – Módulo de Filtros Analógicos.**

A conexão do MD-FA ao Módulo Base é realizada através de cabo paralelo de 40 vias, conforme a Figura 3.6. A conexão do canal de EEG do MD-FA ao paciente é realizada através de cabo de três vias com malha de terra. Na extremidade do cabo, do lado do paciente, o cabo divide-se e em cada uma das três pontas apresenta uma garra do tipo “jacaré”. A outra extremidade do cabo tem um conector do tipo Mini-Din de quatro vias que se conecta diretamente ao conector fêmea soldado na PCI.



**Figura 3.6 – Conexão entre o Módulo Base e o Módulo de Filtros Analógicos.**

O canal de EEG do MD-FA conta com diversas opções de filtros, ao longo da cadeia de aquisição, para que o usuário teste a opção que melhor “filtra” o sinal. A cadeia de condicionamento de sinais (Figura 3.7), conta com um filtro passa baixa na entrada, um amplificador de instrumentação, um filtro passa alta (com opção de escolha de ordem 2, 3, 4), amplificador de ganho, filtro passa baixa (com opção de escolha de ordem 2, 3, 4), amplificador de ganho, filtro rejeita faixa (com opção de escolha entre a topologia Twin-T ou Fliege), filtro passa faixa (com opção de escolha de ordem 2, 3, 4) e um circuito de offset e proteção.



**Figura 3.7 – Representação em diagrama de blocos da cadeia de aquisição.**

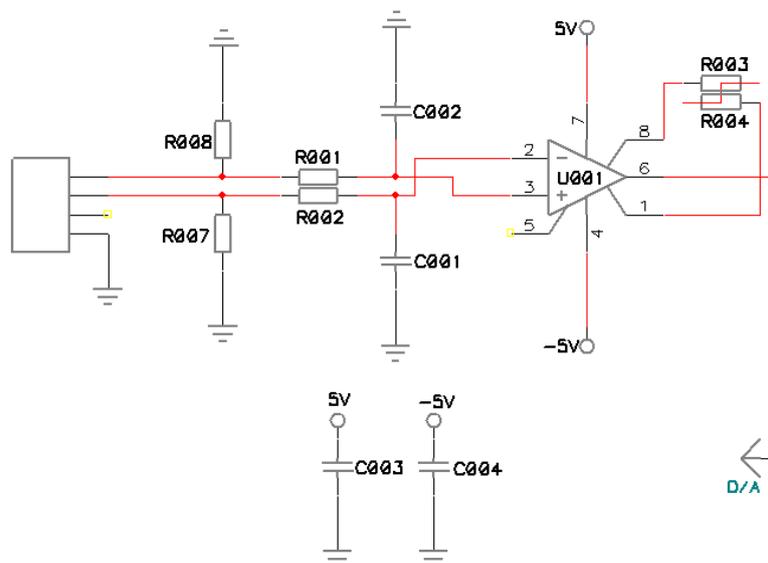
No APÊNDICE I estão relacionadas as principais características e recursos disponíveis do módulo MD-FA. Com o intuito de melhorar a visualização dos componentes na cadeia de aquisição optou-se por utilizar uma construção da placa de circuito impresso (PCI) com componentes discretos. A montagem do tipo SMD (*Surface-Mount Technology*), tem a vantagem de ocupar um espaço menor, entretanto, os componentes têm seu tamanho reduzido dificultando o acompanhamento didático pelos alunos. Os amplificadores operacionais

utilizados em todos os filtros são da Texas Instruments - TL071, todos os capacitores são de poliéster (com exceção dos capacitores de filtro da alimentação), os resistores utilizados são de 1/8 watt e de 1% de precisão.

O MD-FA foi confeccionado em três versões, com alteração somente na aproximação dos filtros utilizados, ou seja, cada uma das placas tem topologia Salen Key com opção de escolha da ordem do filtro, porém, cada uma das placas tem uma aproximação diferente (Butterworth, Chebyshev e Bessel).

### 3.2.1 Amplificador de Instrumentação

O amplificador de instrumentação (AI) é utilizado em circuitos onde se necessita de uma rejeição de modo comum elevada, alto ganho diferencial e baixo ganho de modo comum. Estes requisitos são necessários para a implementação de um sistema de aquisição de sinais biomédicos, portanto, utiliza-se um AI da Analog Devices AD620. O AD620 é a versão comercial de três amplificadores ligados em modo de rejeição comum elevada, conforme Figura 2.11 (Devices, 2004) (Webster, 1998).



**Figura 3.8 – Circuito do amplificador de instrumentação e filtro passa baixa, implementado no MD-FA.**

O AD620 foi escolhido devido as suas características específicas para equipamentos eletromédicos e por ser um componente de fácil aquisição no mercado nacional. O circuito apresentado na Figura 3.9 tem um filtro passivo para reduzir as altas frequências que são irradiadas nos cabos dos eletrodos (Prutchi e Norris, 2005).

A frequência de corte escolhida para o filtro de entrada é de 1200 Hz e, este valor foi determinado para evitar ruídos de alta frequência provindos de irradiação de radiofrequência, fontes chaveadas, e demais dispositivos que comutam em alta frequência. Os valores dos resistores R001 e R002 são obtidos através da equação 3.1.

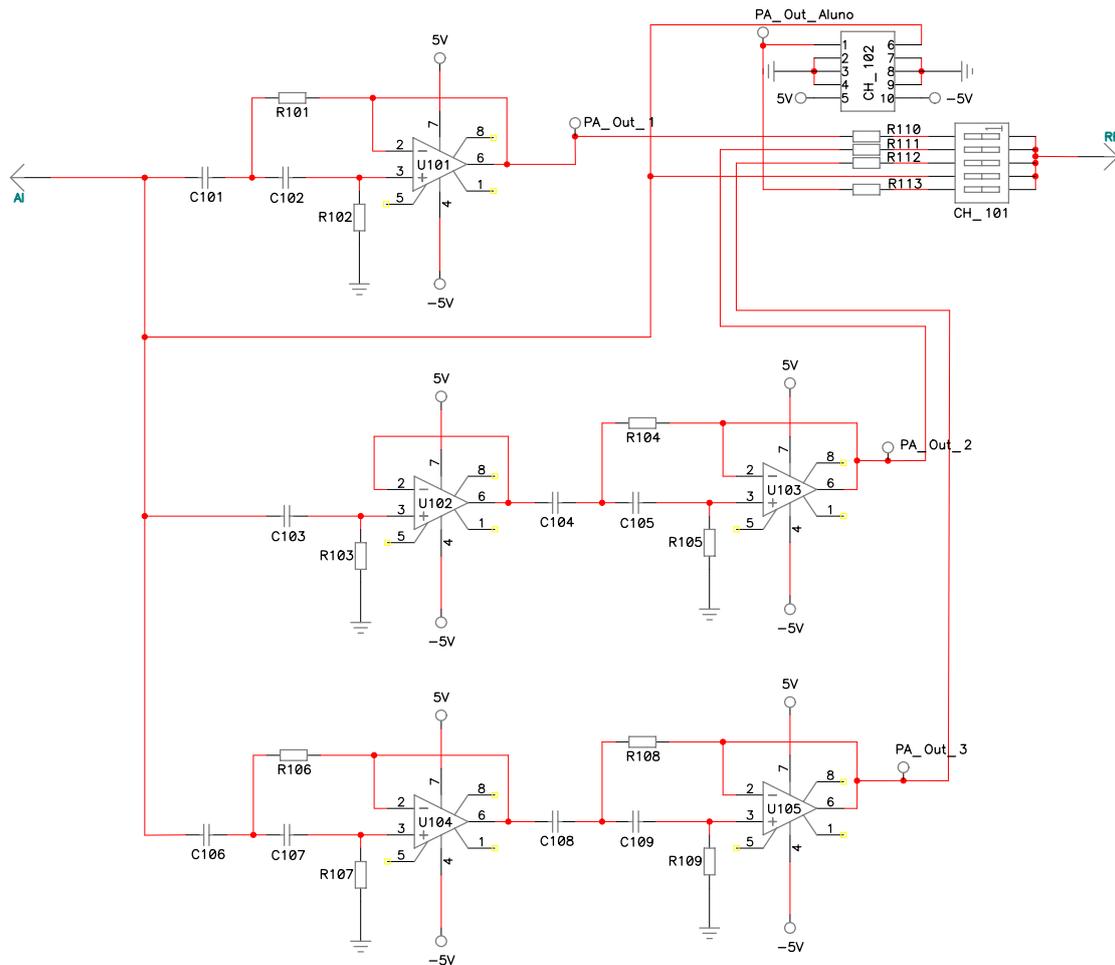
$$Freq = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.1)$$

Com os valores comerciais adotados para R001 e R002 de 1500 ohms, C001 e C002 de 100 nF, a frequência de corte resultante é de aproximadamente 1326 Hz. O ganho utilizado neste AI é de aproximadamente 3,5 que foi obtido utilizando a equação 2.6 fornecida no *datasheet* do fabricante. A opção por um ganho inicial baixo foi adotada em função da não saturação dos sinais de saída do AI, devido a sua tensão de alimentação simétrica ser de apenas 10V. O ganho foi distribuído gradativamente ao longo da cadeia de aquisição.

Os cálculos efetuados para cada um dos componentes é apresentado no APÊNDICE III.

### 3.2.2 Filtro Passa Alta

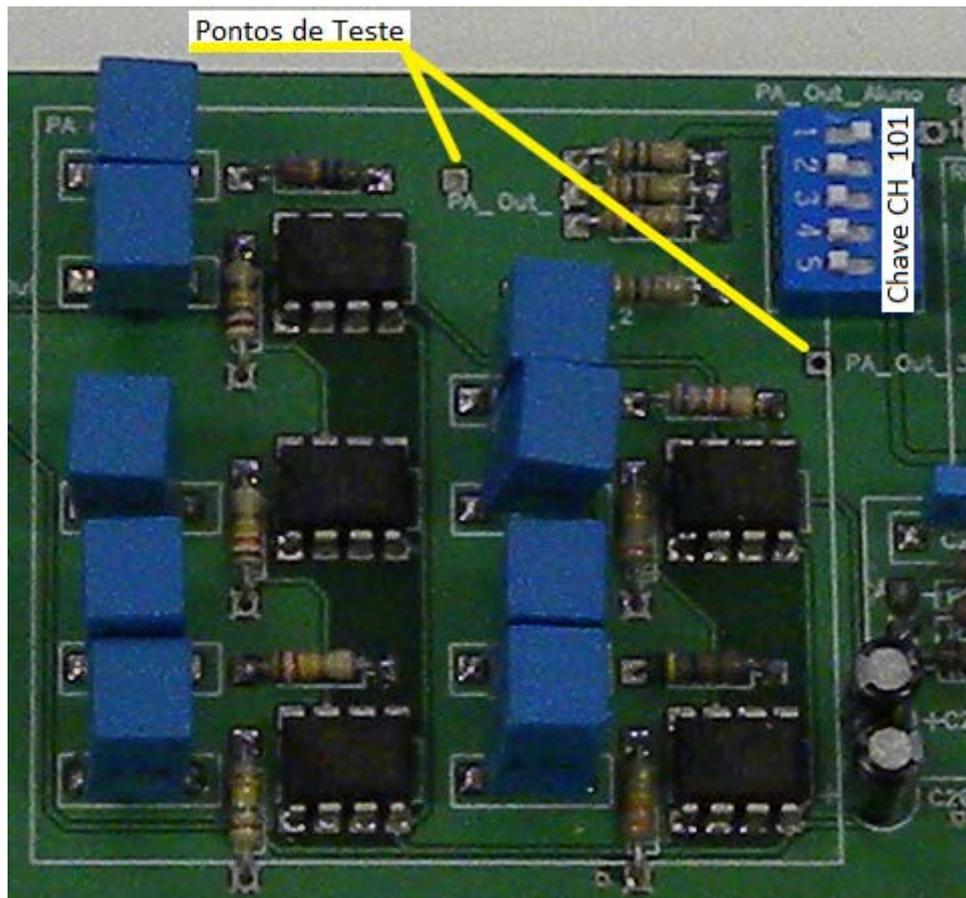
O filtro passa alta implementado no MD-FA é apresentado na Figura 3.9. A topologia utilizada foi a Salen Key, para as ordens 2, 3 e 4. A topologia Salen Key foi definida em função da não inversão do sinal de entrada e por proporcionar um número reduzido de amplificadores operacionais, mesmo para filtros de quarta ordem. Esta topologia também foi adotada por proporcionar a possibilidade de utilizar as aproximações pré-determinadas para este módulo, facilitando a criação de um único modelo de PCI. O ganho adotado para o filtro passa alta é unitário assim como todos os outros filtros implementados.



**Figura 3.9 – Circuito do filtro passa alta utilizado no MD-FA.**

A frequência de corte selecionada para cada um dos filtros é de 0,5 Hz, a fim de retirar as componentes DC e/ou tensões de offset aplicadas ao sinal pelo AI (Epstein, Bej, *et al.*, 2006) (Webster, 1998). As simulações de cada um dos filtros são apresentadas no APÊNDICE II para cada ordem de filtro implementada e também para as aproximações selecionadas para este filtro (Butterworth, Chebyshev e Bessel). Os cálculos efetuados para cada um dos componentes são apresentados no APÊNDICE III.

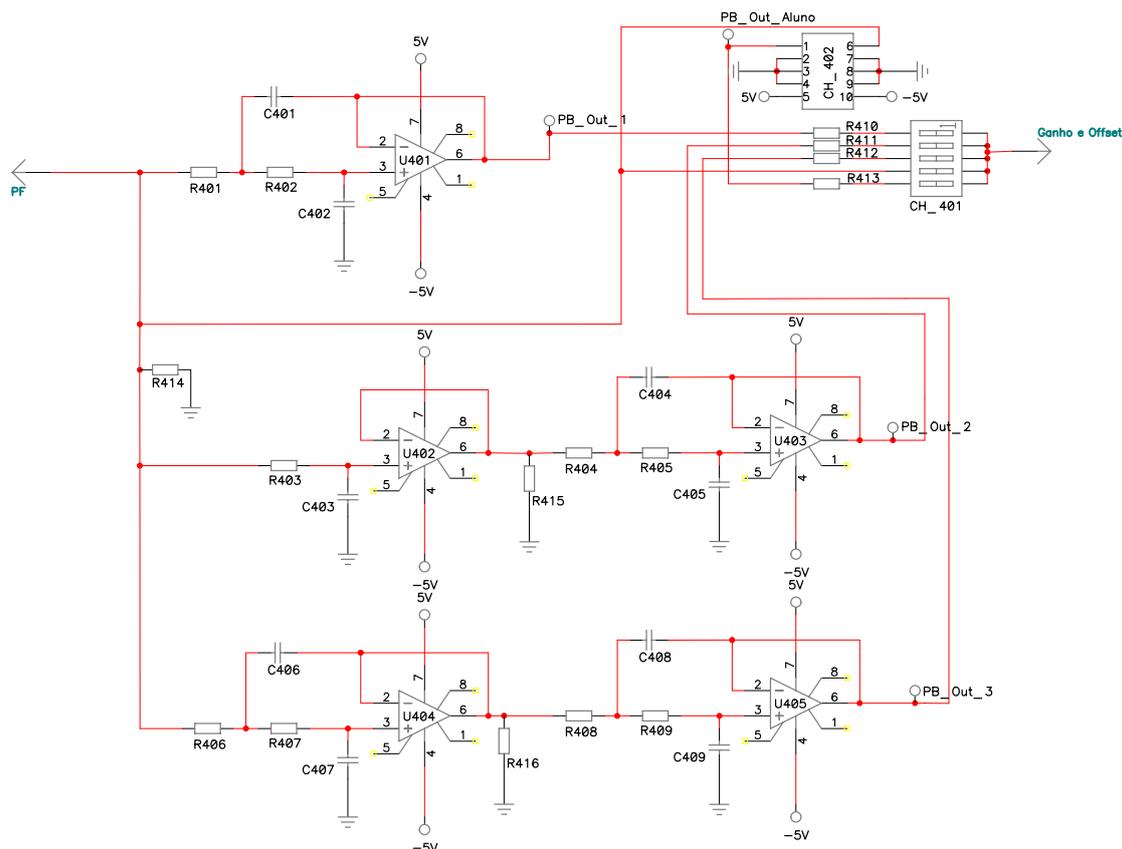
O circuito implementado para o filtro passa alta é composto de um filtro de segunda ordem, um filtro de terceira ordem e um filtro de quarta ordem. Cada um dos filtros é pré-selecionado pelo usuário através da chave CH\_101, ou ainda pode ser inserido um filtro externo ao circuito, através do conector CH\_102. A saída de cada um dos filtros conta com um ponto de teste para o usuário poder observar o comportamento do sinal. Os pontos de teste estão ao longo de toda cadeia de aquisição.



**Figura 3.10 – Foto do filtro passa alta no MD-FA.**

### 3.2.3 Filtro Passa Baixa

O filtro passa baixa implementado no MD-FA é apresentado na Figura 3.11 e foram adotados os mesmos critérios do filtro passa alta. A topologia é a Salen Key, e com a opção de escolha da ordem do filtro a ser utilizado (2, 3 e 4 ordem) pelo usuário. A escolha da frequência de corte do filtro de 100 Hz deve-se a opção de registrar somente sinais de EEG até esta faixa, amplamente indicada pelos pesquisadores (Epstein, Bej, *et al.*, 2006) (Nuwer, Comi, *et al.*, 1998) (Velde, 2000). Os cálculos efetuados para cada um dos componentes é apresentado no APÊNDICE III.

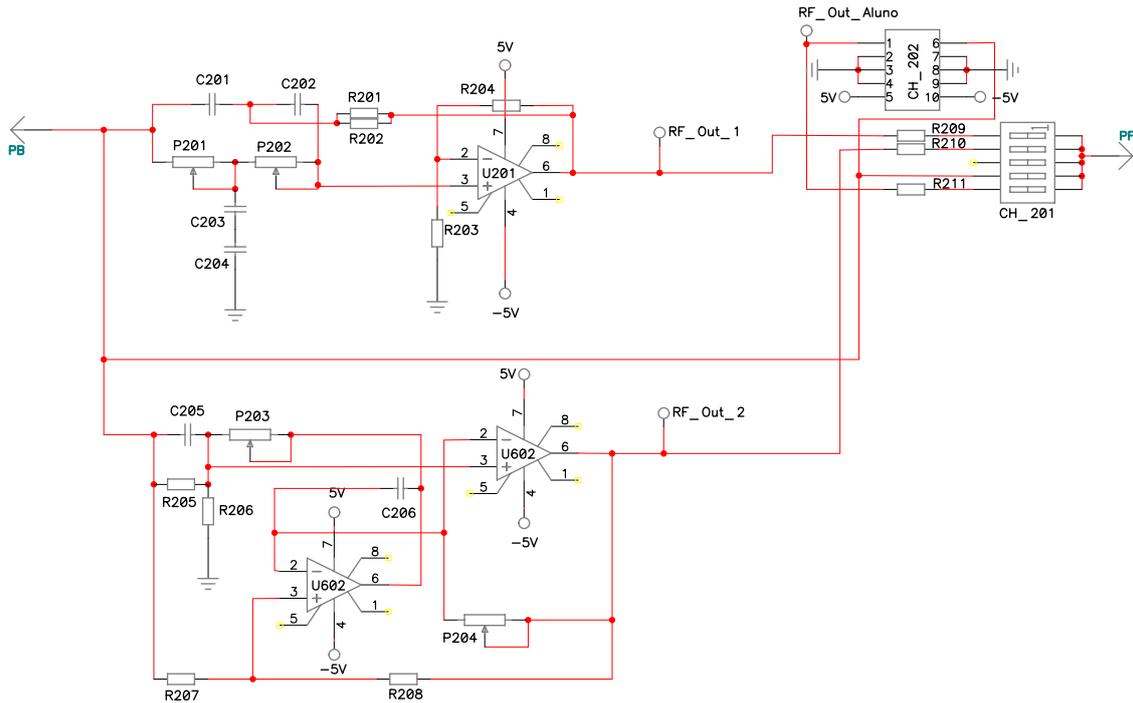


**Figura 3.11 – Circuito do filtro passa baixa utilizado no MD-FA.**

O usuário pode optar pela escolha da ordem do filtro passa baixa na cadeia de aquisição do MD-FA, semelhante ao filtro passa alta. É possível optar por um filtro de segunda ordem, um filtro de terceira ordem ou um filtro de quarta ordem. Esta disponível a opção de By-pass do circuito original e inserir um filtro externo desenvolvido pelo usuário através do conector CH\_402. O circuito externo desenvolvido pelo aluno em uma proto-board é alimentado através do conector CH\_402, onde também está disponível o sinal de saída e entrada da cadeia de aquisição.

### 3.2.4 Filtro Rejeita Faixa

O filtro rejeita faixa utilizado nesta etapa da cadeia de aquisição de sinais do módulo MD-FA é composto por duas topologias utilizadas em ampla escala pelos projetistas de filtros, sendo elas as topologias Twin-T e Fliege (Carter, 2006). A Figura 3.12 apresenta a configuração destas duas topologias utilizadas.



**Figura 3.12 – Circuito do filtro rejeita faixa do módulo MD-FA.**

O intuito da utilização de filtros rejeita faixa é realizar a atenuação da frequência induzida pela rede elétrica (60 HZ) no paciente e dos equipamentos elétricos próximos ao MD-FA. Como o equipamento não possui caixa metálica ou malha de terra em torno do circuito, estando sujeito a grandes interferências externas, alguns níveis de ruídos no sinal foram considerados aceitáveis.

A primeira parte da Figura 3.12 mostra a topologia do filtro rejeita faixa Twin-T. O valor dos componentes utilizados foi obtido pelas Equações 3.2 a 3.4.

A frequência de corte do filtro é obtida a partir dos valores da ponte duplo T:

$$F_m = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.2)$$

O ganho do circuito é independente da frequência de corte:

$$G = 1 + \frac{R204}{R203} \quad (3.3)$$

O fator qualidade é em função do ganho adotado para o circuito:

<sup>2</sup> O **fator Q** pode ser entendido como a ressonância do filtro. Quando Q é alto, a curva de ressonância do filtro é estreita atuando numa faixa limitada de frequências. Quando Q é baixo, a curva de ressonância é mais larga e o filtro atua numa faixa maior do espectro de frequências. Q pode ser definido como a razão entre a frequência de corte e a largura da banda da curva de ressonância (essa largura é definida pelos dois pontos que estão 3 dB abaixo da frequência de corte)

$$Q = \frac{1}{2(2 - G)} \quad (3.4)$$

A partir dos valores reais dos componentes, obteve-se um valor de frequência de corte de aproximadamente 60 Hz nos resultados das simulações (APÊNDICE II). Para o ajuste no PCI optou-se por substituir os resistores da ponte duplo-T por potenciômetros de precisão. Uma desvantagem encontrada nesta topologia é o grande número de componentes críticos, seis no total, dos oito componentes passivos do filtro.

Na segunda parte da Figura 3.12 está o circuito do filtro rejeita faixa do tipo Fliege, e os componentes foram calculados conforme as **Equações 3.5 e 3.6**.

A frequência de corte do filtro é obtida através da equação:

$$F_0 = \frac{1}{2\pi R_0 C_0} \quad (3.5)$$

O ganho é obtido de forma independente da frequência:

$$Q = \frac{R_g}{2R_0} \quad (3.6)$$

A frequência do filtro rejeita faixa (60 Hz) de topologia Fliege foi calculada de maneira a ter componentes passivos próximo dos valores comerciais, porém optou-se por utilizar potenciômetros de precisão em substituição aos resistores  $R_0$  (P203 e P204). O fator de qualidade<sup>2</sup> (Q) adotado para este filtro foi unitário, os melhores resultados foram atingidos com Q próximo a um nos resultados práticos e nas simulações. Os cálculos efetuados para cada um dos componentes são apresentados no APÊNDICE III

### 3.2.5 Filtro Passa Faixa

O filtro passa faixa apresentado na Figura 3.13, foi desenvolvido utilizando a topologia Salen Key, empregando um filtro passa alta em série com um filtro passa baixa. Esta integração de dois filtros para formar um novo, é amplamente utilizada, devido ao cálculo dos componentes ser simplificado e a não ocorrência de componentes considerados “críticos” na montagem (Paarmann, 2003) (Kugelstadt, 2002).

Optou-se por dar destaque as ondas *alfa* do sinal de EEG. A frequência de corte do filtro passa faixa esta compreendida entre: 8–13Hz. As ondas *alfa* podem ser observadas na parte frontal da cabeça. Em um exercício comum realizado em exames de EEG, que consiste do

<sup>2</sup> O fator Q pode ser entendido como a ressonância do filtro. Quando Q é alto, a curva de ressonância do filtro é estreita atuando numa faixa limitada de frequências. Quando Q é baixo, a curva de ressonância é mais larga e o filtro atua numa faixa maior do espectro de frequências. Q pode ser definido como a razão entre a frequência de corte e a largura da banda da curva de ressonância (essa largura é definida pelos dois pontos que estão 3 dB abaixo da frequência de corte)

fechamento e abertura dos olhos do paciente, onde se pode notar a variação da amplitude do sinal (Tyner, Knott e Mayer, 1983).

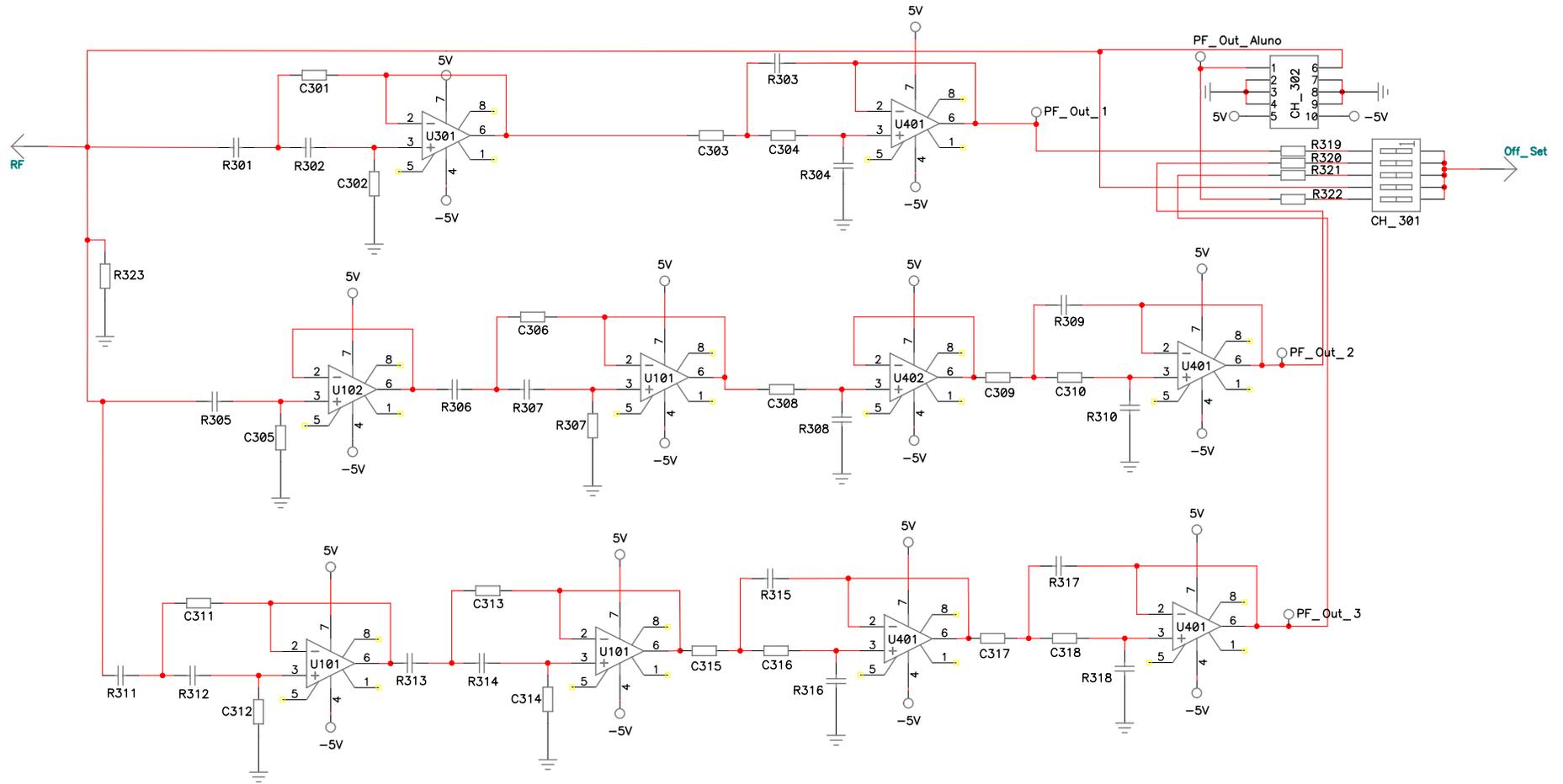
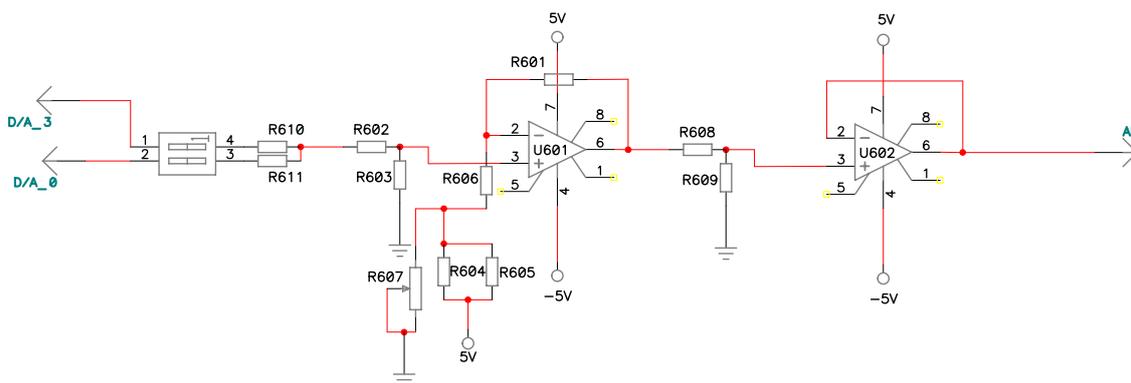


Figura 3.13 – Circuito do filtro passa faixa utilizado no MD-FA.

Este filtro foi implementado com a mesma disponibilidade de escolha pelo usuário da ordem de filtro, ou seja, pode-se selecionar um filtro passa faixa de segunda ordem, filtro de terceira ordem ou filtro de quarta ordem. O usuário também pode desviar o sinal pelo circuito e inserir um filtro externo, através do conector CH\_302. Os cálculos efetuados para cada um dos componentes são apresentados no APÊNDICE III.

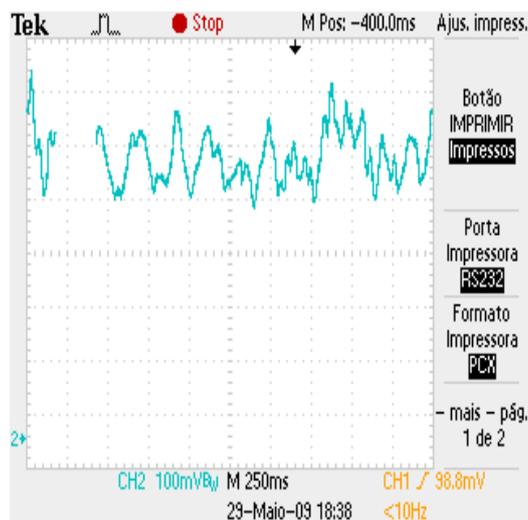
### 3.2.6 Sinal de Teste

O sinal de entrada do MD-FA pode ser captado dos eletrodos ou do sinal simulado pelo conversor Digital/Analógico (D/A) do ADuC7026. Para injetar o sinal de teste na entrada do amplificador de instrumentação é necessário condicioná-lo aos mesmos níveis de tensão encontrados no sinal do EEG captado do paciente. O sinal provindo do microcontrolador tem uma amplitude máxima de  $3 V_{p-p}$  e um *offset* de 1,25 V. O circuito apresentado na Figura 3.14 faz o papel de condicionamento deste sinal de teste.



**Figura 3.14 – Circuito de condicionamento do sinal de teste do MD-FA.**

O circuito de condicionamento de sinal de testes está dividido em duas partes. Na primeira parte temos um divisor de tensão formado pelos resistores R602 e R603. Após este divisor o sinal é inserido na entrada positiva do amplificador operacional U601, é apresentado na Figura 3.15. O U601 realiza a operação de subtração da tensão *offset* do sinal de teste. Na parte final temos uma segunda divisão de tensão formada pelos resistores R608 e R609 e o amplificador operacional U602 é utilizado como *buffer*. O sinal em seguida é enviado para a chave seletora (CH\_01) de entrada do AI.



**Figura 3.15 – Sinal de EEG simulado na entrada positiva do U601.**

### 3.3 Roteiro de Aula Prática

Para utilização do MD-FA junto ao Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos (SPSB) foram criados roteiros de aulas práticas. Estes roteiros contam com uma introdução ao tema da aula prática e os conceitos fundamentais para apresentação aos alunos. Junto ao roteiro estão detalhados o Hardware (Placa Base e MD-FA) e o Software de visualização. O roteiro de aula prática presente neste trabalho é sobre **Filtros Analógicos**.

Os filtros analógicos são utilizados em praticamente todas as áreas da eletrônica, no entanto, em circuitos de equipamentos eletromédicos existem alguns cuidados extras a serem tomados. Com o uso de sinais de EEG adquiridos diretamente do corpo humano ou com o uso de sinal simulado, pretende-se demonstrar as principais limitações encontradas nos filtros convencionais.

O roteiro de aula prática é composto por experiências teórico-práticas que são brevemente descritas abaixo:

- a) Experiência I: realização de testes com o sinal simulado nos filtros do MD-FA com o intuito de testar o funcionamento do módulo;
- b) Experiência II: é sugerido ao aluno que a partir das equações apresentadas no tutorial crie um filtro passa baixa (cálculo e implementação). Este filtro pode ser inserido no módulo MD-FA para substituir o filtro passa baixa existente;
- c) Experiência III: é sugerido ao aluno que, a partir das equações presentes no tutorial, crie um filtro rejeita faixa de ordem maior aos filtros presentes no módulo MD-FA.

Também é proposto um método de ajuste da frequência de corte do filtro rejeita faixa;

- d) Experiência IV: Após a criação dos filtros das experiências II e III o aluno pode realizar a aquisição do sinal de EEG real e compare os resultados obtidos com os dois filtros desenvolvidos e os filtros presentes no módulo MD-FA;

Cada uma das experiências tem uma fundamentação teórica para dar suporte ao aluno dos conceitos tratados na experiência. Cada uma das experiências demonstra ao aluno uma visão de como pode ser construído um equipamento eletromédico.

O roteiro de aula prática esta inserido no Portal Saúde+Educação®, no item plataforma didática de ensino de Engenharia Biomédica. Este portal apresenta várias matérias envolvendo EB e EE, com uma linguagem mais simples, na Figura 3.16 é mostrada uma tela do portal. O roteiro de aula prática pode ser encontrado no APÊNDICE IV.

The screenshot shows the 'Saúde+Educação' portal interface. At the top, there is a navigation bar with icons for 'Boletim', 'Glossário', 'Fórum', 'Ajuda', and 'Sair'. Below this, the user is logged in as 'Rafael Briese'. The main content area is titled 'Tutorial de Plataforma Didática de Engenharia Biomédica' and 'Filtragem de Sinais'. A table of contents is visible, with 'Mão na massa' selected. The page content includes a section for '4.1 - CONHECENDO O MÓDULO BASE E O SOFTWARE DE VISUALIZAÇÃO' and '4.1.1 - O Módulo Base'. The text describes the 'módulo base (MB)' and its components, listing: 12 conversores A/D de 12 bits; 4 conversores D/A de 4 bits; and processamento de 40 MIPS (mil instruções por segundo). Below the text is a photograph of a green printed circuit board (PCB) with various components labeled with numbers 1 through 14. The board features an ADUC7026 microcontroller, several integrated circuits, and connectors labeled CN1, CN13, and CN14.

Figura 3.16 – Portal Saúde+Educação® (Reproduzido de Instituto de Engenharia Biomédica - UFSC)

## 4. RESULTADOS

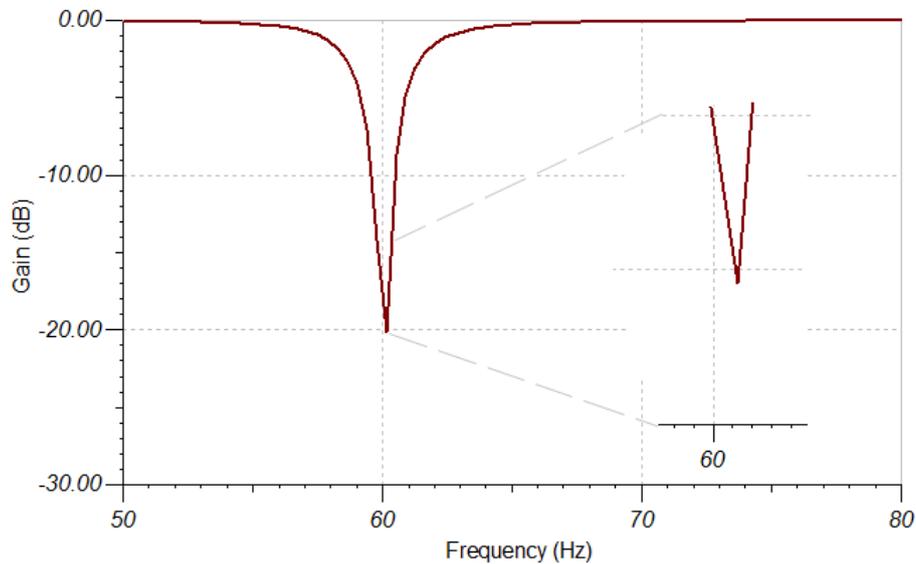
---

Este capítulo apresenta os resultados dos testes efetuados em laboratório (testes de bancada) no módulo didático de filtros analógicos, além de testes de segurança elétrica e avaliação do tutorial.

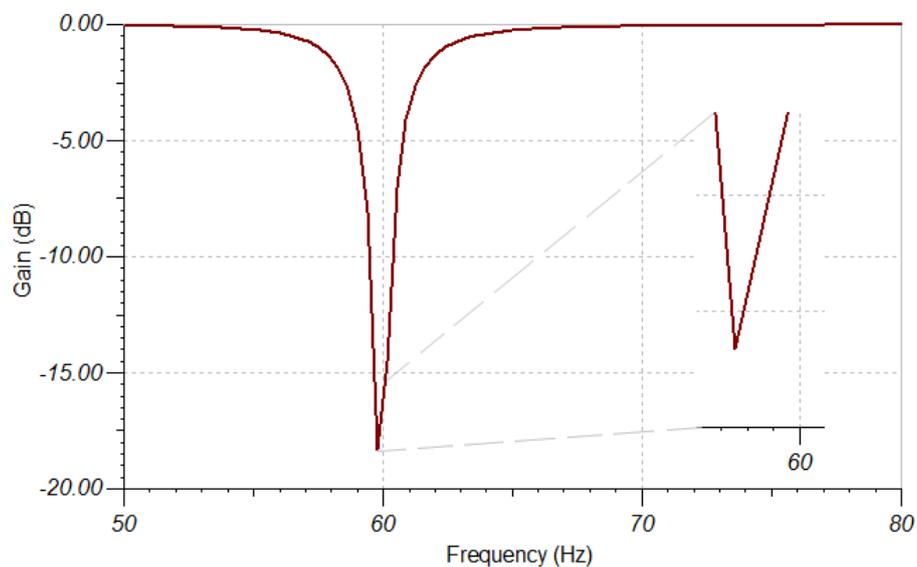
### 4.1 Testes de Bancada

Os testes aplicados aos filtros, apresentados anteriormente, utilizaram a plataforma do *Labview*® da National Instruments e o software *Labview SignalExpress* Versão 2.5. A partir deste software e da plataforma de Hardware do *Labview* foi possível gerar gráficos de resposta em frequência para os filtros de rejeita faixa e filtros passa baixa. Em função do desempenho do Hardware, em baixas frequências (abaixo de 30 Hz), ser inadequado para os testes de resposta em frequência, optou-se por utilizar a faixa de frequência de 30-200 Hz eliminando, deste modo, a possibilidade de realizar os testes dos filtros passa alta (<1 Hz) e dos filtros passa faixa (8-13 Hz) (National Instruments Corporation, 2009) (Adur, 2008).

A partir do *SignalExpress* foi gerado um sinal de 1 V<sub>p-p</sub> e frequência de 30-200 Hz com 1000 pontos. O sinal provindo da placa de Hardware do *Labview* foi aplicado a um divisor de tensão resistivo e acoplado diretamente a entrada do módulo MD-FA. Para o ensaio, os filtros passa alta e passa faixa foram desligados, e os filtros passa baixa e rejeita faixa foram ligados um por vez. A saída do MD-FA foi conectada ao conversor D/A do Hardware do *Labview*. Com este procedimento foi possível obter as respostas em frequência dos filtros e o resultado apresentado no software está na Figura 4.1 a Figura 4.6. Foram realizados testes com todas as ordens de filtros, porém, optou-se por apresentar somente os filtros de segunda ordem.



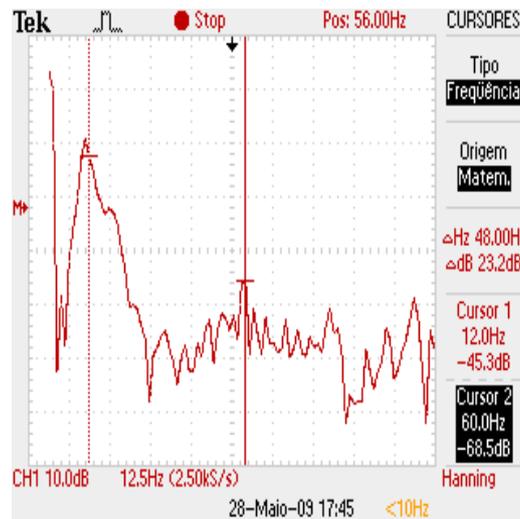
**Figura 4.1 – Filtro rejeita faixa, topologia Fliege ( $F_c = 60$  Hz).**



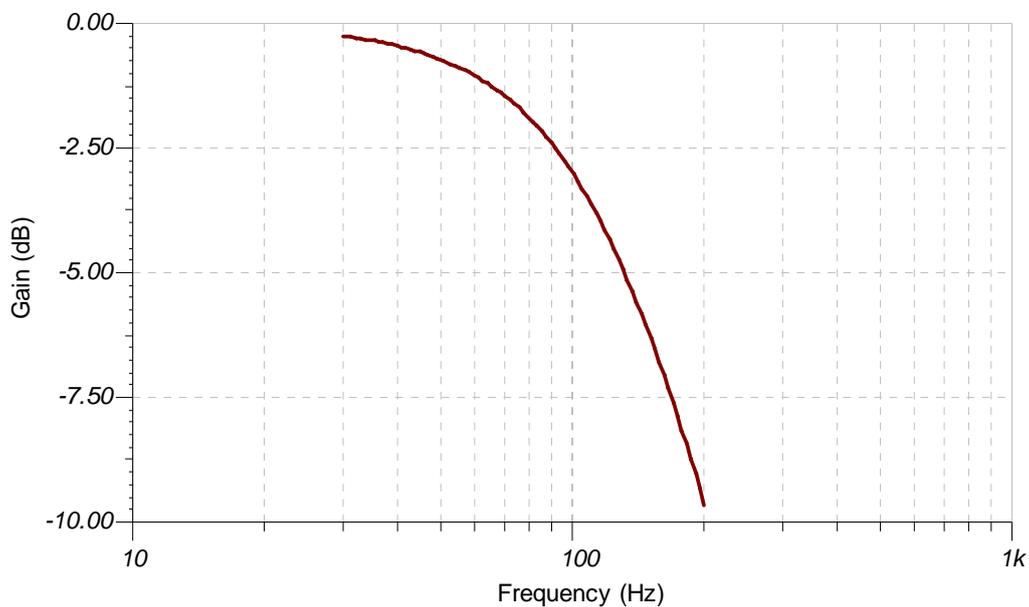
**Figura 4.2 – Filtro rejeita faixa de topologia Twin-T ( $F_c = 60$  Hz).**

Entre as duas topologias de filtros rejeita faixa implementadas a que melhor obteve resultado prático foi a do tipo Fliege, porém, a topologia Twin-T teve resultado muito próximo. No levantamento da resposta em frequência dos circuitos as duas topologias tiveram resultados semelhantes, com atenuações de aproximadamente 20 dB para a frequência central do filtro. Em função da limitação do número de pontos gerados no *SignalExpress* observou-se pequenas variações no ponto máximo de corte dos filtros, conforme detalhes na Figura 4.1 e Figura 4.2.

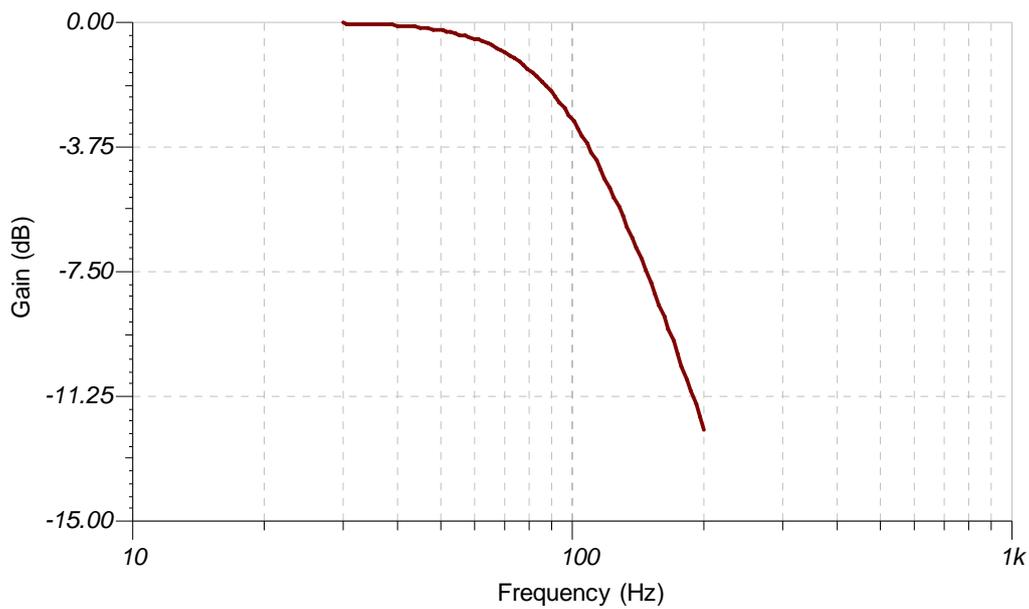
A Figura 4.3 apresenta a FFT do sinal de EEG após o filtro de 60 Hz, onde é apresentada uma frequência de 12 Hz (cursor 1) como próximo do sinal de maior amplitude. No cursor 2 foi selecionado a frequência de 60 Hz, que apresenta uma atenuação significativa em relação ao sinal de interesse. Esta atenuação mostrou ser suficientemente eficaz para a não contaminação do sinal de EEG apresentado ao usuário do sistema.



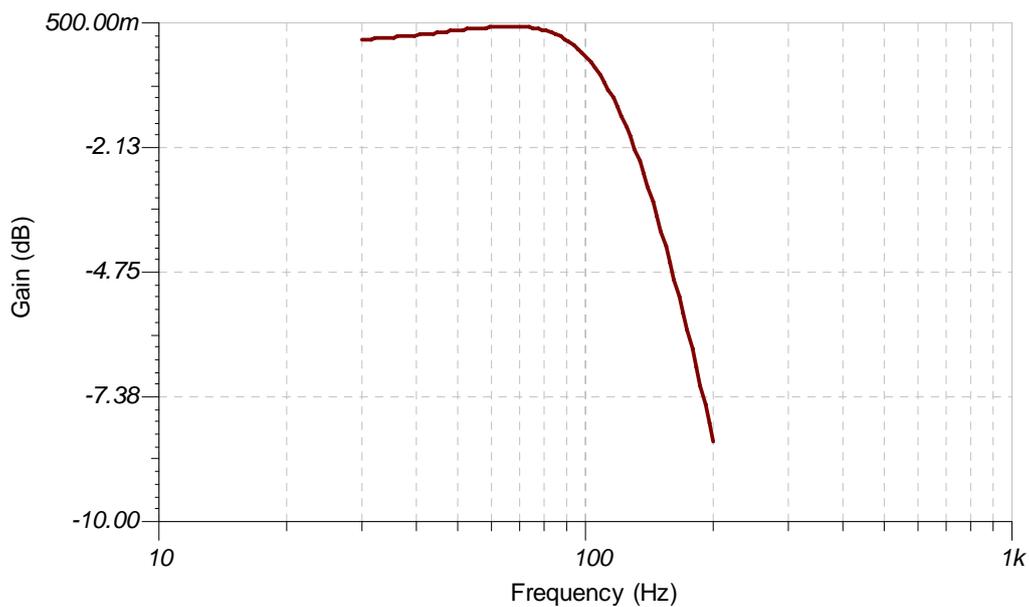
**Figura 4.3 – FFT do sinal de EEG, demonstrando a atenuação do filtro rejeita faixa.**



**Figura 4.4 – Filtro passa baixa de 2ª ordem com aproximação do tipo Bessel ( $F_c=100$  Hz).**



**Figura 4.5 – Filtro passa baixa de 2ª ordem com aproximação Butterworth ( $F_c=100$  Hz).**



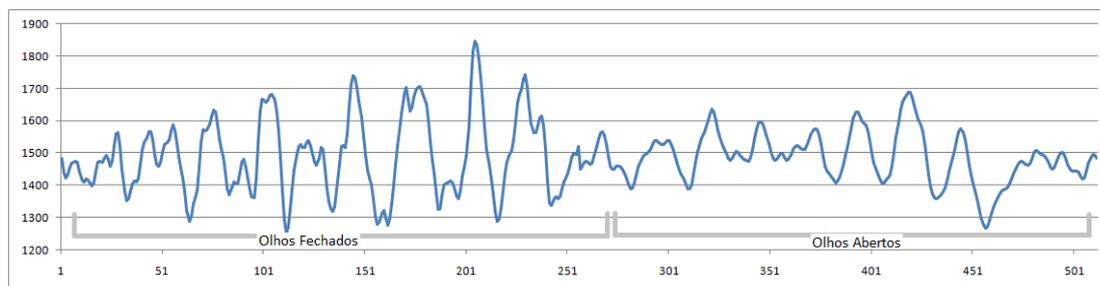
**Figura 4.6 – Filtro passa baixa de 2ª ordem com aproximação Chebyshev ( $F_c=100$  Hz).**

O resultado da resposta em frequência para os filtros implementados foram semelhantes e dentro do esperado para as aproximações utilizadas. Para os filtros com aproximações do tipo Bessel e Butterworth a frequência de corte calculada esta coerente com a frequência apurada. No filtro com aproximação do tipo Chebyshev houve uma pequena alteração na frequência de corte (frequência de corte real = 130 Hz). Porém, é aceitável para um circuito com capacitores de poliéster e resistores com um por cento de precisão.

Os filtros de maior ordem tiveram resultados semelhantes aos filtros de segunda ordem. Os filtros passa alta e passa faixa tiveram bons resultados em relação aos resultados simulados (conforme APÊNDICE II). O filtro passa alta comportou-se de maneira adequada retirando as componentes CC do sinal, porém, para a implementação do filtro passa alta com aproximação Chebyshev ocorreu um pequeno incremento das componentes de baixa frequência mas não influenciando em excesso a morfologia do sinal.

Os filtros passa faixa implementados para destacar a frequência *alfa* do EEG (8-13 Hz) tiveram resultados semelhantes às simulações e os sinais acima de 13 Hz foram atenuados eliminando as frequências indesejadas. Após o filtro, o sinal, apresentava uma redução maior das componentes de alta frequências conforme Figura 4.7.

Após os testes com os filtros, o sinal de testes de EEG e os ensaios de segurança iniciaram-se o registro de sinais reais. O sinal de EEG foi adquirido voluntariamente do próprio autor deste trabalho. Foram realizados vários testes com duração média de 10 minutos. Um intervalo do sinal adquirido é mostrado na Figura 4.7.



**Figura 4.7 – Registro EEG Bipolar, O1 – O2.**

O sinal apresentado na Figura 4.7 foi retirado diretamente do buffer da porta USB. Devido ao software de visualização estar apresentando perda de pacotes e, conseqüentemente, apresentando diferenças na morfologia do sinal. Em função deste motivo as amplitudes do sinal apresentadas estão na faixa de 0-4096 (12bits do conversor A/D) e o eixo X representa o número de amostras recebidas. Para a aquisição deste sinal foram habilitados os filtros passa alta, passa baixa, rejeita faixa e o filtro passa faixa, o comportamento do sinal com todos os filtros habilitados mostrou-se estável.

Durante a realização do monitoramento na região occipital do escalpo realizou-se o experimento de fechar e abrir os olhos, um teste bastante comum em monitoramento de EEG. Comparando os resultados obtidos com os resultados apresentados por Tyner, Knott e Mayer (1983) (Figura 2.4) é possível notar uma semelhança na amplitude do sinal e uma maior

freqüência das ondas com os olhos fechados (repouso). E com os olhos abertos (vigília) o sinal de menor amplitude e a lentificação apresentada nas ondas do EEG.

## 4.2 Testes de Segurança Elétrica

O MD-FA foi submetido aos testes de conformidade elétrica de acordo com as normas da Associação Brasileira de Avaliação Técnica (ABNT). Os testes de verificação do grau de proteção e segurança contra choque elétrico foram realizados no Laboratório de Avaliação Técnica (LAT) do Instituto de Engenharia Biomédica (IEB-UFSC). As normas as quais o equipamento foi submetido foram **NBR IEC 601-1** (Equipamento eletromédico – Parte 1 – Prescrições gerais para segurança e uma norma específica para equipamentos) e **NBR IEC 60601-2-26** (Equipamento Eletromédico Parte 2: Prescrições particulares para segurança de eletroencefalógrafos). O teste dos módulos MD-FA (03 unidades, cada uma com uma aproximação diferente dos filtros) foi realizado no equipamento FLUKE BIOMEDICAL 601 PRO SERIES – INTERNACIONAL SAFETY ANALIZER do LAT-IEB-UFSC. O resultado dos testes esta apresentado nas tabelas abaixo.

**Tabela 4.1 – Valores medidos da corrente de fuga através do paciente com tensão sobre as partes aplicadas em comparação aos limites da norma.**

Corrente de Fuga Através do Paciente (Tensão sobre as partes aplicadas)				
	Partes sob Teste			
Condição do teste	Todas as entradas em relação ao terminal de referência ( $\mu\text{A}$ )	IN+ em relação ao terminal de referência ( $\mu\text{A}$ )	IN- em relação ao terminal de referência ( $\mu\text{A}$ )	Limite ( $\mu\text{A}$ )
Polaridade Normal, Isolação Normal	16	22	23	5000
Polaridade Normal, Isolação Reversa	55	58	59	5000

Polaridade Reversa, Isolação Normal	30	35	37	5000
Polaridade Reversa, Isolação Reversa	40	45	49	5000

**Tabela 4.2– Valores medidos da corrente de fuga através do gabinete em comparação aos valores limites da norma**

Corrente de Fuga Através do Gabinete				
Condição de Teste	Condição Normal		Condição Anormal sob uma só Falha	
	Valor Medido ( $\mu\text{A}$ )	Limite ( $\mu\text{A}$ )	Valor Medido ( $\mu\text{A}$ )	Limite ( $\mu\text{A}$ )
Polaridade Normal	2	100	3	100
Polaridade Reversa	3	100	3	100

**Tabela 4.3 – Valores medidos da corrente de fuga através do paciente em comparação aos valores limites da norma.**

Corrente de Fuga Através do Paciente			
Condição do teste	Partes Sob Teste		Limite ( $\mu\text{A}$ )
	IN- em relação a todas entradas ( $\mu\text{A}$ )	IN+ em relação a todas entradas ( $\mu\text{A}$ )	
Polaridade Normal, Condição Normal	6	6	100
Polaridade Normal, Condição Anormal	8	8	500
Polaridade Reversa, Condição Normal	2	2	100
Polaridade Reversa, Condição Anormal	7	9	500

**Tabela 4.4 – Valores medidos da corrente de fuga auxiliar através do paciente em comparação aos valores limites da norma.**

Corrente de Fuga Através do Paciente					
	Partes Sob Teste				
Condição do teste	Todas as entradas em relação ao terminal de referência ( $\mu\text{A}$ )	IN- em relação ao terminal de referência ( $\mu\text{A}$ )	IN+ em relação ao terminal de referência ( $\mu\text{A}$ )	Referência em relação ao terminal de referência ( $\mu\text{A}$ )	Limite ( $\mu\text{A}$ )
Polaridade Normal, Condição Normal	6	6	6	6	100
Polaridade Normal, Condição Anormal	24	22	24	24	500
Polaridade Reversa, Condição Normal	15	20	19	20	100
Polaridade Reversa, Condição Anormal	23	23	22	23	500

Em função das três placas testadas apresentarem resultados semelhantes aqui está demonstrado somente o resultado do teste de compatibilidade elétrica de uma placa. As placas mantiveram resultados semelhantes aos outros módulos desenvolvidos para o SPSB, estando de acordo com as normas segundo o teste realizado.

A Tabela 4.1 apresenta os valores de corrente de fuga através do paciente, e os valores medidos não ultrapassam os  $50\mu\text{A}$ . Uma exceção foi no teste realizado com a polaridade normal e isolamento reversa onde se obteve valores acima deste patamar. Os valores de corrente de fuga através do gabinete estão relativamente baixos ( $<3\mu\text{A}$ ) e estes valores representam uma segurança a mais ao utilizador do MD-FA. Os outros dois testes realizados apresentaram valores abaixo de  $25\mu\text{A}$ , sendo que, estes valores estão abaixo de 25% dos valores atribuídos pela norma.

### 4.3 Avaliação do Tutorial

A avaliação do tutorial do sistema foi realizada com alunos da graduação de Engenharia Elétrica da UFSC, que os alunos estavam distribuídos entre a 3ª e a 7ª fase do curso, em um total de 12 alunos. Estes foram divididos em 4 grupos, cada grupo executou as experiências do tutorial prático. O objetivo deste teste é avaliar em condições reais a utilização do módulo por alunos, o período de experimentos durou cerca de duas horas para cada grupo. Após o término das experiências os alunos eram convidados a preencher um questionário de avaliação do sistema sobre motivação, organização e facilidade de uso.

O instrumento de avaliação utilizado foi um questionário elaborado a partir de um sistema validado, desenvolvido por ARNONE & SMALL (1999) e utilizado na avaliação motivacional de websites: o Webmac 4.0 Senior. Neste questionário são avaliados quatro aspectos do sistema, se é motivante, fácil de usar, significativo e organizado. As respostas do questionário são numeradas de 0 a 3 de acordo com o grau de aceitação do aluno com a afirmação proposta (Possa, 2008).

3 = concordo fortemente

2 = concordo um pouco

1 = discordo um pouco

0 = discordo fortemente

NA = Não Aplicável

Ao final do questionário o aluno deve retornar as questões assinaladas com NA e atribuir uma pontuação para esta baseada no seguinte critério:

**0** ponto, se a Plataforma SPSB seria beneficiada se tivesse incluído este item.

**1** ponto, se a Plataforma SPSB não necessita deste item.

**2** pontos, se a Plataforma SPSB ficou melhor sem a inclusão deste item.

As trinta e duas questões que compõem o questionário são divididas de forma igual entre os quatro aspectos, abaixo são listadas a ordem das perguntas e seus respectivos significados.

E	S	O	F
1. ____	2. ____	3. ____	4. ____
5. ____	6. ____	7. ____	8. ____
9. ____	10. ____	11. ____	12. ____
13. ____	14. ____	15. ____	16. ____
17. ____	18. ____	19. ____	20. ____
21. ____	22. ____	23. ____	24. ____
25. ____	26. ____	27. ____	28. ____
29. ____	30. ____	31. ____	32. ____
<b>TOTAL E ____ TOTAL S ____ TOTAL O ____ TOTAL F ____</b>			

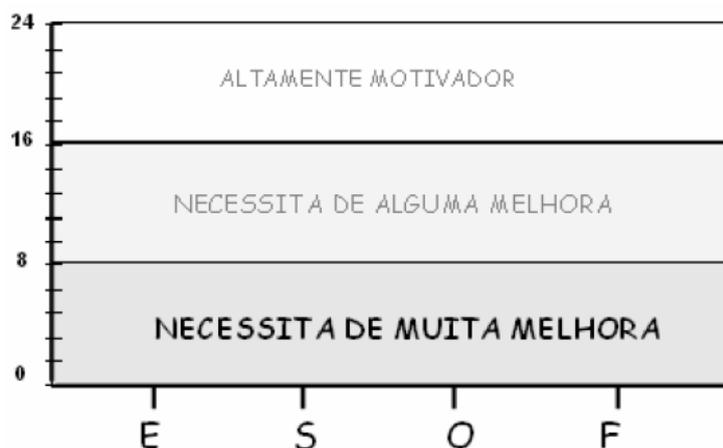
A coluna **E** reflete o quanto ESTIMULANTE o sistema é para o aluno.

A coluna **S** reflete o quanto SIGNIFICATIVO o sistema é para o aluno.

A coluna **O** reflete o quanto ORGANIZADO o sistema é para o aluno.

A coluna **F** reflete o quanto FÁCIL DE USAR o sistema é para o aluno.

São utilizados gráficos para avaliar o desempenho do sistema, como o da Figura 4.8, onde a soma das respostas (valores de 0-3) das questões de cada coluna indica a pontuação total de cada atributo do sistema. Uma escala lateral indica a pontuação atingida por cada atributo.

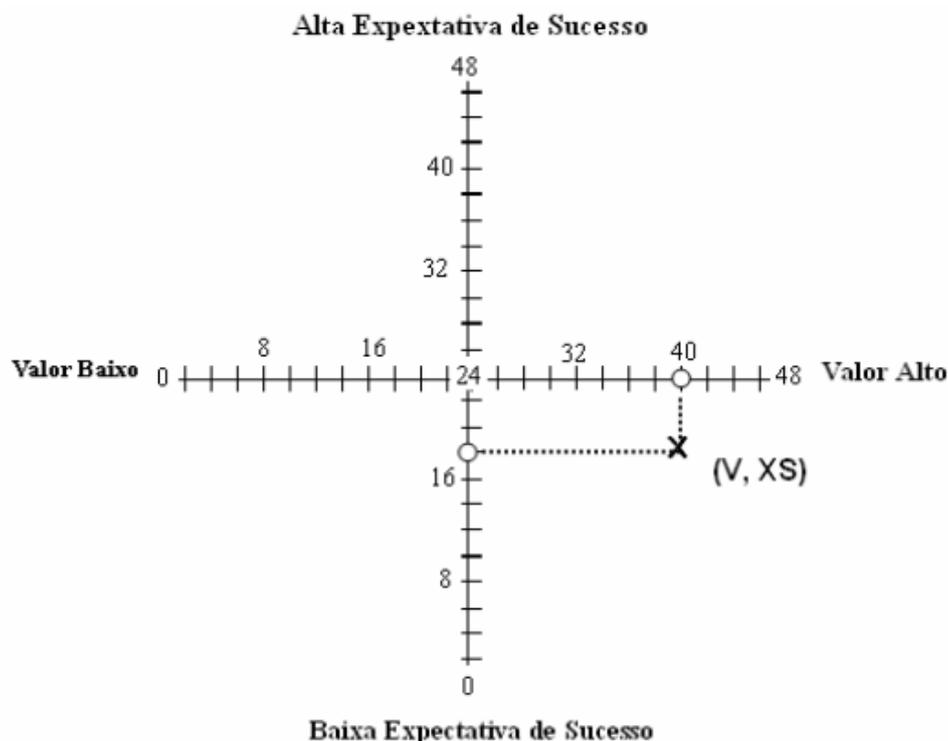


**Figura 4.8 – Gráfico de avaliação do sistema**

Para a análise das pontuações das qualidades totais utiliza-se o gráfico apresentado na Figura 4.9. Para traçar este gráfico são estabelecidos dois índices de pontuação, V e XS. O primeiro reflete uma pontuação resumo de motivação na dimensão de valor, ou seja, informa o quão útil e estimulante foi o sistema. O índice XS reflete uma pontuação resumo de motivação na dimensão de expectativa para o sucesso, isto é, quão organizado e fácil de usar o sistema é.

Juntos estes dois índices formam um ponto no plano cartesiano (X,Y) que determina a pontuação atingida pelo sistema.

$$E + S = \text{_____}(V) \quad O + F = \text{_____}(XS)$$



**Figura 4.9 – Gráfico das qualidades motivacionais totais (Reproduzido de Possa, 2008).**

As questões elaboradas foram divididas entre os elementos do sistema, hardware, software e tutoriais, preservando a estrutura do questionário, não alterando o significado (organizado, fácil de usar, significativo e motivante) da pergunta original. Ao final foram colocadas duas questões abertas, propiciando que o aluno descreva suas contribuições sobre a avaliação do sistema, contribuindo na sugestão de melhorias ou apontando possíveis pontos de falha (Adur, 2008) (Andriguetto, 2008) (Possa, 2008) (Rathke, 2008) (Santos, 2009).

A Tabela 4.5 mostra a resposta das questões e a Figura 4.10 apresenta o gráfico com as pontuações referentes a cada atributo do sistema. Nesta tabela além das trinta e duas questões que compõem o questionário principal encontram-se as respostas de uma questão colocada ao final do questionário que pergunta se o aluno já havia estudado sobre o conteúdo abordado.

No gráfico da Figura 4.9 a escala lateral traz a pontuação de cada atributo onde o valor máximo que pode ser alcançado é 24, sendo oito questões de 3 pontos para cada atributo. Na horizontal encontram-se os atributos E(estimulante), S(significativo), O(organizado), F (fácil de usar). O gráfico com o valor da pontuação das qualidades motivacionais totais em função do valor esperado é apresentado na Figura 4.11.

Tabela 4.5 – Resposta dos questionários.

		Questões																																		
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33		
Alunos	A	3	3	3	1	3	2	3	3	2	3	3	2	3	3	3	3	2	3	3	3	3	2	3	2	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	N
	B	3	3	3	3	3	3	3	2	3	3	2	2	3	2	3	2	2	3	3	2	3	3	3	2	3	3	3	3	3	2	2	3	2	S	
	C	3	3	3	3	3	2	3	3	3	3	2	2	2	3	3	2	1	2	3	3	3	2	2	3	2	3	2	3	3	2	3	2	N		
	D	2	2	3	3	3	3	2	3	2	3	3	1	2	3	3	1	3	3	3	2	2	3	3	2	2	2	2	2	2	2	2	3	3	S	
	E	3	1	3	2	3	2	1	3	3	2	2	3	3	3	3	3	2	3	2	3	2	3	2	3	2	3	3	3	3	2	3	3	2	N	
	F	2	3	3	3	3	2	3	2	2	3	2	3	3	3	2	2	3	3	3	1	3	3	2	1	2	2	2	2	3	3	3	3	N		
	G	3	3	3	2	2	3	2	2	3	3	3	2	3	3	3	3	3	2	2	3	2	2	3	2	1	3	2	3	3	3	2	3	N		
	H	3	3	2	3	3	3	3	3	2	2	3	3	3	2	3	2	1	3	3	2	3	3	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	2	S	
	I	3	3	3	3	3	3	3	2	2	3	2	3	2	3	2	2	3	3	2	3	3	2	2	2	2	3	3	2	3	2	3	3	S		
	J	3	3	3	3	3	3	2	2	3	3	2	2	3	3	2	3	2	2	2	2	3	3	3	2	3	2	2	3	2	3	3	2	S		
	K	2	3	3	3	2	3	3	3	2	2	3	2	3	3	3	1	2	3	3	2	3	3	2	3	2	2	3	2	3	3	2	2	N		
	L	3	3	3	2	3	2	3	3	3	3	3	2	3	3	2	3	3	2	3	2	2	3	2	3	2	3	1	3	3	3	3	3	N		

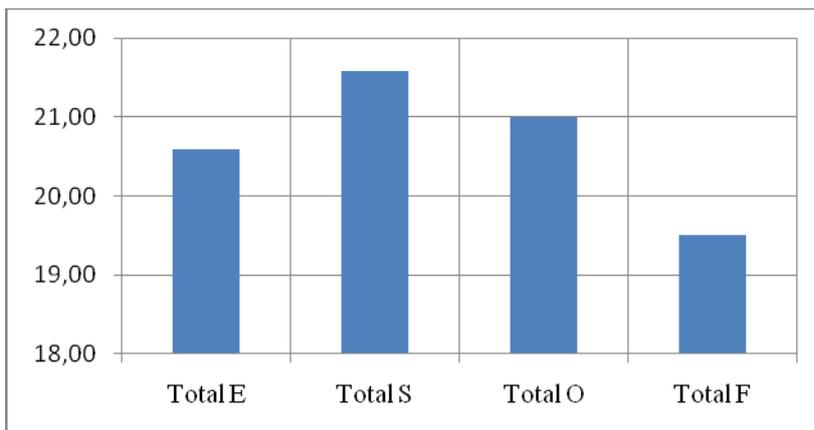


Figura 4.10 – Pontuação de cada atributo da plataforma.

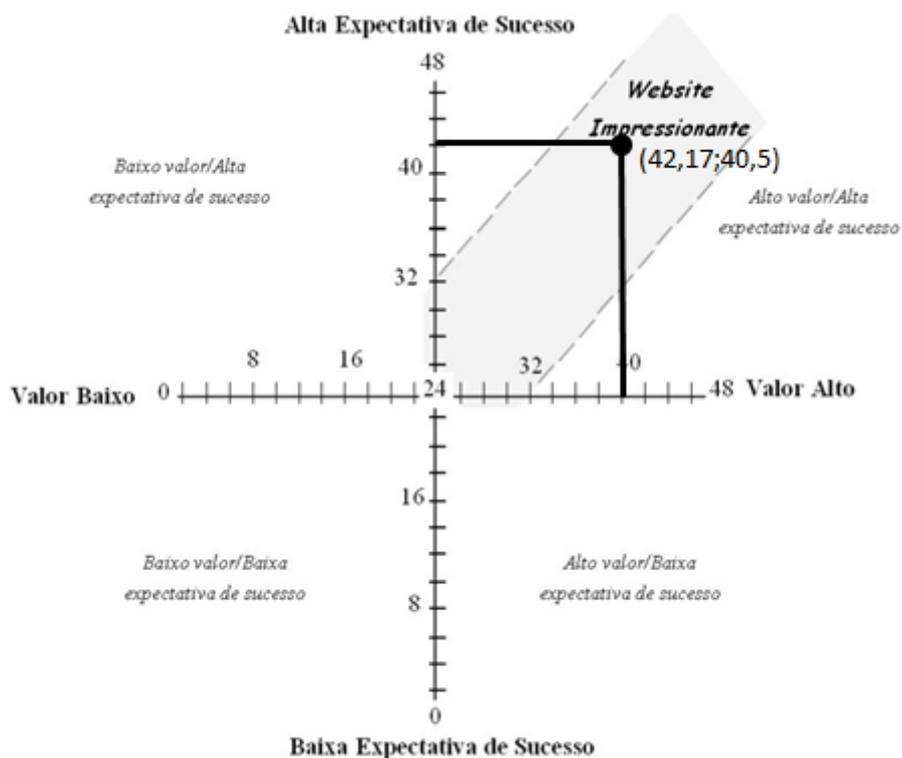


Figura 4.11 – Gráfico demonstrando a expectativa de sucesso em função do valor atribuído à pontuação de cada atributo, neste caso as coordenadas V e XS valem respectivamente 42,17 e 40,5.

Os gráficos das Figura 4.10 e Figura 4.11 apontam um alto valor de pontuação para os atributos e uma alta expectativa de sucesso. Podendo ser considerado um sistema altamente motivador com alta expectativa de sucesso.

## 5. DISCUSSÃO

---

Antes da implementação do *hardware* do módulo didático de filtros analógicos (MD-FA) procedeu-se vários ensaios em softwares de simulação (ORCAD v.10, P-CAD v.2006, Tina v.7), a fim de eliminar o possível retrabalho sobre o PCI. Porém, após a montagem verificou-se uma discrepância entre a localização dos pinos do conector de 40 pinos do módulo base (MB01). A documentação apresentava inversão em relação à PCI do MB01.

Em relação ao *Firmware* do microcontrolador foram realizadas mudanças na sincronia da aquisição do conversor A/D, pois o mesmo apresentava problemas na frequência de amostragem. O envio dos sinais amostrados ao computador é realizado pela porta serial do ADuC7026 que é diretamente conectado ao módulo conversor serial/USB FT232RL. Observou-se que o “gargalo” da transmissão USB é devido ao conversor FTDI (serial/USB) por somente suportar uma taxa de transferência de 115kBps.

Foi acrescentado, ao *Firmware*, três segundos de sinal EEG reais. Estes sinais foram amostrados em 512Hz, e utilizando somente um filtro passa baixa analógico e um filtro digital de 60Hz. O intuito de apresentar sinais simulados aos alunos é demonstrar as diferentes frequências obtidas com o sinal de EEG. Este sinal (gravado no microcontrolador) consta com dois segundos de sinais normais e com um segundo de ocorrência de ondas lentas (Espículas).

Quanto ao MD-FA, este foi confeccionado utilizando-se resistores ajustáveis. O que por um lado ajuda na correta posição da frequência de corte dos filtros rejeita faixa, existe o inconveniente de realizar ajustes no momento de reprodução das placas. Porém, o método utilizado para ajuste do filtro de 60 Hz tornou-se recompensador, pois a frequência de 60 Hz foi atenuada em mais de 30dB na prática.

Os filtros rejeita faixa implementados nas topologias Fliege e Twin-T, obtiveram resultados semelhantes de atenuação da frequência da rede elétrica (60 Hz). A utilização na prática de fatores de qualidades (Q) maiores que 2,5 resultaram em distorções no sinal de saída então optou-se por reduzir o fator de qualidade para valores menores do que 2,5. Em simulações realizadas, os filtros não apresentaram distorções significativas até um fator de qualidade maior do que 10. Foram realizados testes em proto-board com filtros rejeita faixa com Q reduzidos ( $<2,5$ ), porém, com número de ordem maior (os filtros implementados são de 1ª ordem) os resultados não tiveram distorções e a atenuação foi maior. Recomenda-se utilizar filtros rejeita faixa com fator qualidade menores do que 2 e ordens maiores a fim de obter melhores atenuações do sinal de 60 Hz.

O nível de ruído presente nos sinais deve-se, em grande parte, a interferência eletromagnética irradiada de lâmpadas fluorescentes (120Hz), sinais de rádio transmissão, computadores, etc. O uso de uma arquitetura aberta, em que se disponibiliza acesso aos circuitos, contribuiu para o nível de ruído presente no sinal. Para diminuir estas interferências poderia ser construída uma placa mais compacta, com menor área e componentes mais próximos. No entanto esta arquitetura acarretaria perda de espaço para escrita de indicações visuais dos recursos da placa o que poderia prejudicar o caráter didático do módulo.

Os resultados atingidos com o teste de segurança elétrica demonstraram um desempenho aceitável, garantindo níveis coerentes de corrente de fuga. Mesmo com as três placas os valores apresentaram uma divergência de apenas 5%. Quando outras unidades forem confeccionadas é necessário realizar novos testes de segurança elétrica.

Um ponto crítico observado no SPSB é o software de visualização em função da perda de pacotes. Mesmo ajustando o software para cada computador os resultados são considerados somente satisfatórios. Em computadores com clock abaixo de 2 GHz e processadores considerados “baratos” (como os da linha Celeron®), o sinal visualizado na tela apresenta grande perda de pacotes tornando-se incompreensível a morfologia original do sinal.

Uma interessante constatação é a ampla divulgação dos tutoriais no Portal Saúde+Educação. A inserção dos tutoriais da Plataforma de Engenharia Biomédica facilitou aos usuários do LEEB e dos Mini-cursos de EB uma possibilidade de estudar os conteúdos em casa e aprimorar-los em sala de aula.

### Trabalhos Futuros

Como sugestão de trabalhos futuros pode-se ressaltar a criação de um novo software de visualização para a plataforma SPSB. Poderiam ser incluídas rotinas de filtros digitais no sistema e reescrever o software de uma maneira a não ter problemas de perda de pacotes. Em conjunto com a

criação de rotinas de controle e verificação da relação entre dados recebidos pelo computador e os sinais desenhados na tela.

## 6. CONCLUSÃO

---

Com o intuito de melhorar o ensino de EB na UFSC o IEB-UFSC deu o passo inicial com a criação do LEEB para a aplicação das dissertações produzidas pelos alunos do IEB-UFSC e um exemplo disso é a plataforma de ensino de engenharia biomédica. Com a inserção dos alunos num contexto teórico-prático espera-se um maior desenvolvimento dos alunos na área de EB e um maior interesse por um campo da EE ainda pouco explorado em nosso país.

A proposta deste trabalho de realizar a implementação de um instrumento que contribua para o ensino de temas da EB na graduação de EE foi cumprida. Os objetivos foram alcançados na elaboração do projeto e implementação do módulo MD-FA, no projeto de alteração do *Firmware* do microcontrolador e no desenvolvimento do tutorial prático sobre filtros analógicos.

A disponibilidade dos alunos poderem interagir com o professor em sala de aula através de experiências práticas é de fundamental importância para o aprendizado do aluno. Outro aprendizado importante de ser ressaltado é a organização e dinâmica de grupo necessária para realizar as experiências.

Os dados alcançados na avaliação elétrica do equipamento demonstraram perfeitas condições para realizar a aquisição de sinais diretamente a seres humanos. Porém, devem ser refeitos os testes a cada vez que o sistema for reproduzido a fim de evitar qualquer problema com choque elétrico a pessoa conectada ao equipamento.

Os dados obtidos pela avaliação apontaram que a plataforma atingiu os resultados esperados. O valor alcançado para cada atributo foi elevado, todos os aspectos avaliados (se o sistema é estimulante, organizado, significativo e fácil de usar) obtiveram uma pontuação elevada, apontando um sistema altamente motivador. O gráfico apresentado na Figura 4.10 demonstra o

quão significativo foi a expectativa de sucesso alcançada com os questionários aplicados. Mesmo com valores elevados de expectativa de sucesso ocorreram pequenos problemas durante as aulas práticas. Como por exemplo, o uso de eletrodos descartáveis não apresentava bons resultados por não durarem toda a experiência devidamente presos ao paciente e problemas de conexão entre os eletrodos e o módulo. Os problemas possíveis de serem resolvidos com o empenho do tutor em prevenir certas ocorrências de falhas é imprescindível para o sucesso do SPSB.

A continuação de desenvolvimento de outros módulos para o sistema SPSB é de fundamental importância para aumentar cada vez mais a abrangência das matérias relacionadas à EB no Portal Saúde+Educação, com o intuito de melhorar a qualidade do ensino de EB nos cursos de Engenharias da UFSC. E, se possível, demonstrar esta plataforma a outras universidades para o incremento do conhecimento dos alunos de EE, na área de EB.

## APÊNDICES

---

## Apêndice I – Especificações Técnicas

Recursos	Especificação
Tensão de alimentação	+ - 5 Vdc
Consumo máximo	200 mA
CMRR	100 dB com ganho 10 @ 1kHz
Faixa de frequência de operação	0,5 a 100 Hz
Conector para o cabo dos eletrodos	Mini-Din fêmea 4 pinos tipo RF
Conector de entrada/saída do circuito do aluno	Barra de pinos dupla 2x4
Conector de interface com o MB	Header 90° com extrator 40 pinos
Chave desabilita circuitos	Dip switches 5 posições 2,54 mm
Recurso de alimentação para circuito externo	+ 5Vdc, -5Vdc e GND, I<100mA
Sinal simulado de EEG	Tensão mín. -0,5 V; tensão máx. 1,5 V;
Pontos de Teste	Disponível a cada saída de filtro
Temperatura de operação	5 a 60°C

## Apêndice II – Simulações dos Filtros Implementados

Neste apêndice serão apresentados os testes de todos os filtros realizados em softwares de simulação. O software utilizado foi o Filter Pro v2.0 da Texas Instruments®, disponível no site [www.ti.com](http://www.ti.com).

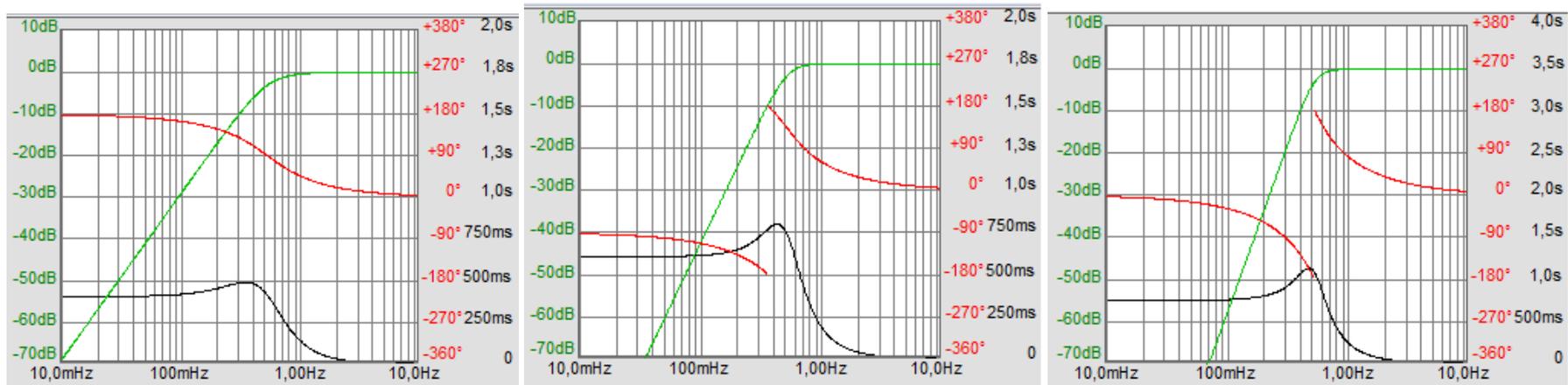


Figura II.1 – Filtro passa alta com aproximação Butterworth (2, 3 e 4 ordem).

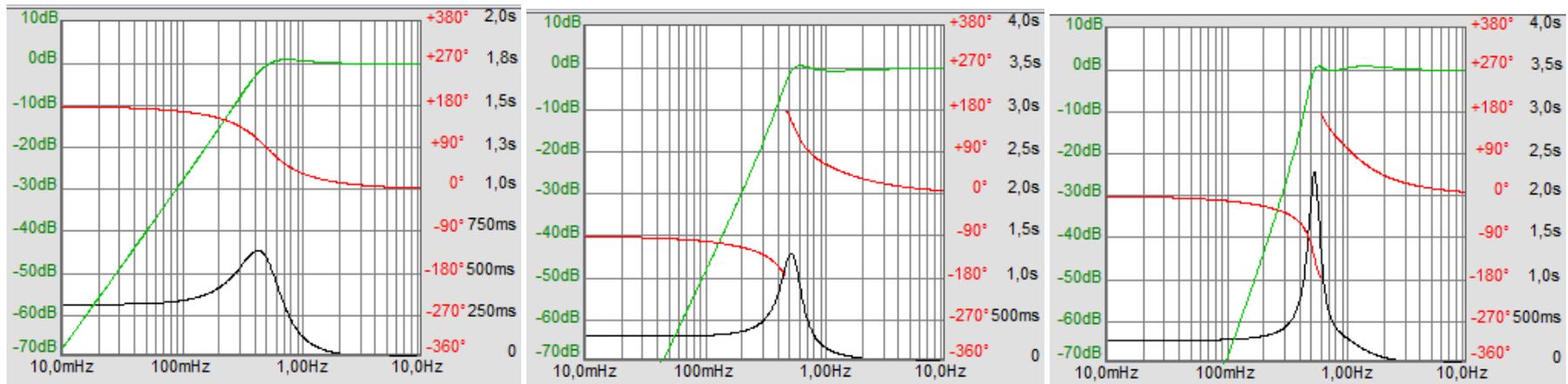


Figura II.2 – Filtro passa alta com aproximação Chebyshev (2,3 e 4 ordem).

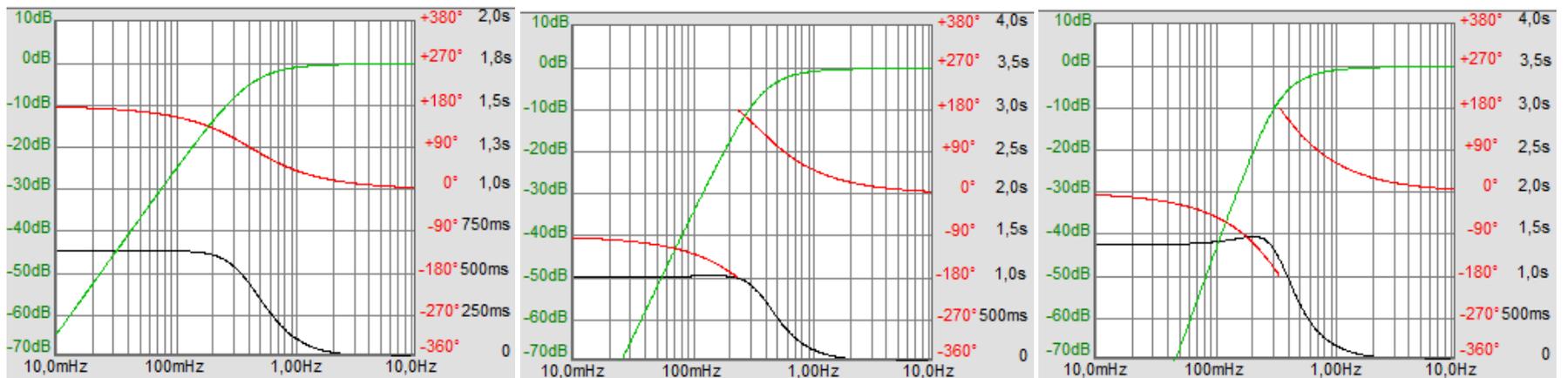


Figura II.3 – Filtro passa alta com aproximação Bessel (2, 3 e 4 ordem).

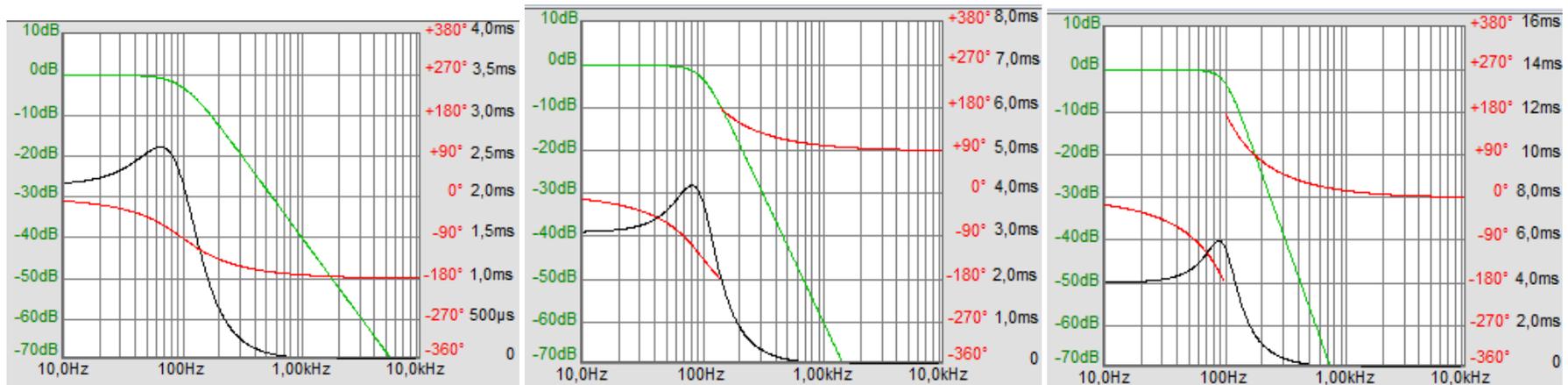


Figura II.4 – Filtro passa baixa com aproximação Butterworth (2, 3 e 4 ordem).

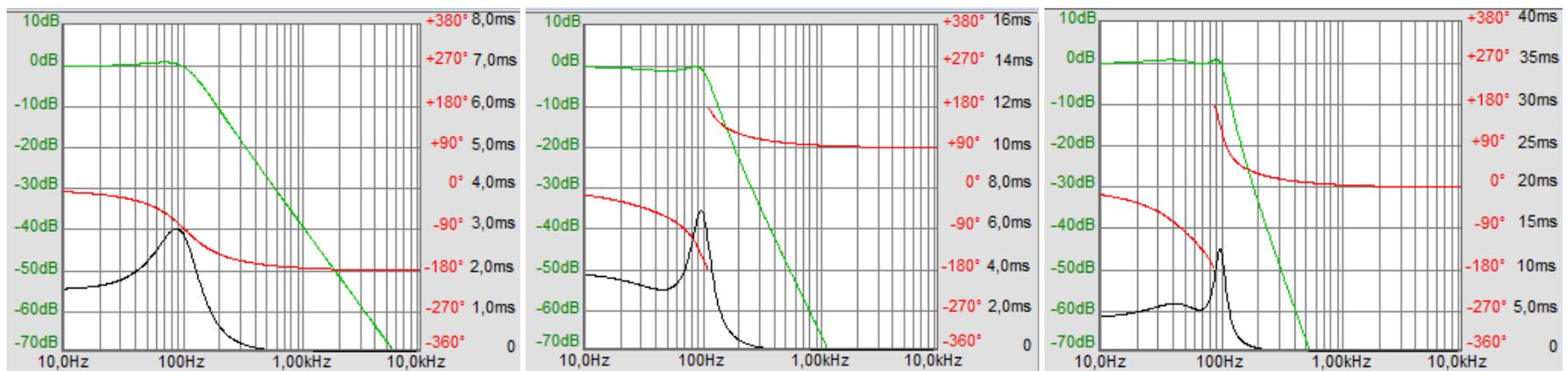


Figura II. 5 – Filtro passa baixa com aproximação Chebyshev (2, 3 e 4 ordem).

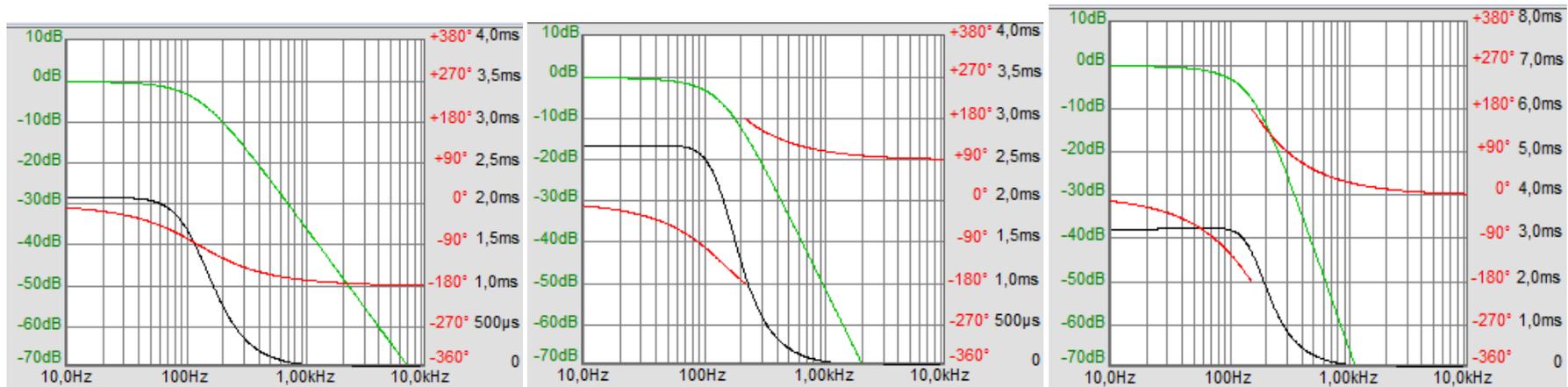


Figura II.6 – Filtro passa baixa com aproximação Bessel (2, 3 e 4 ordem).

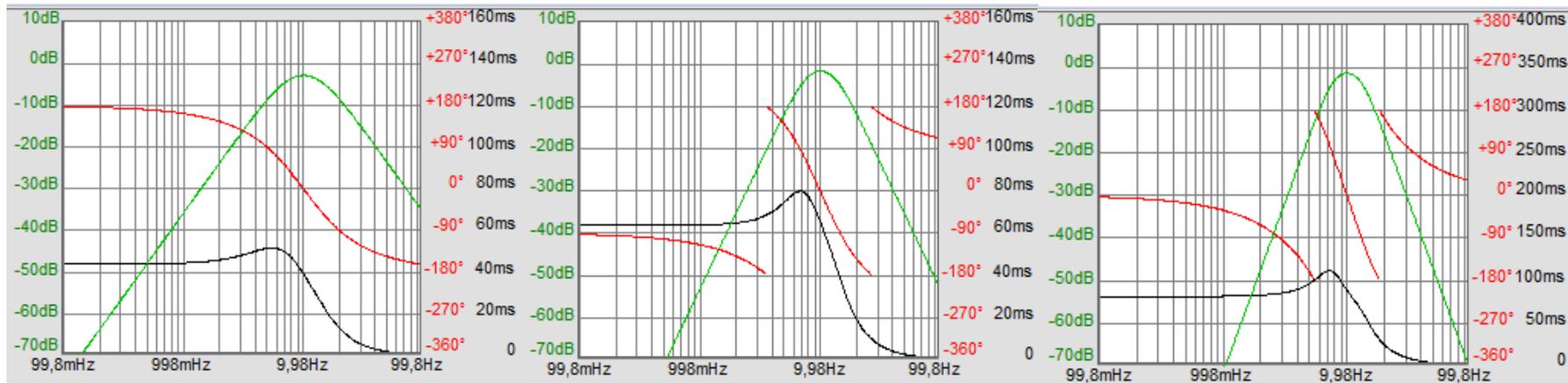


Figura II.7 – Filtro passa faixa com aproximação Butterworth (2, 3 e 4 ordem).

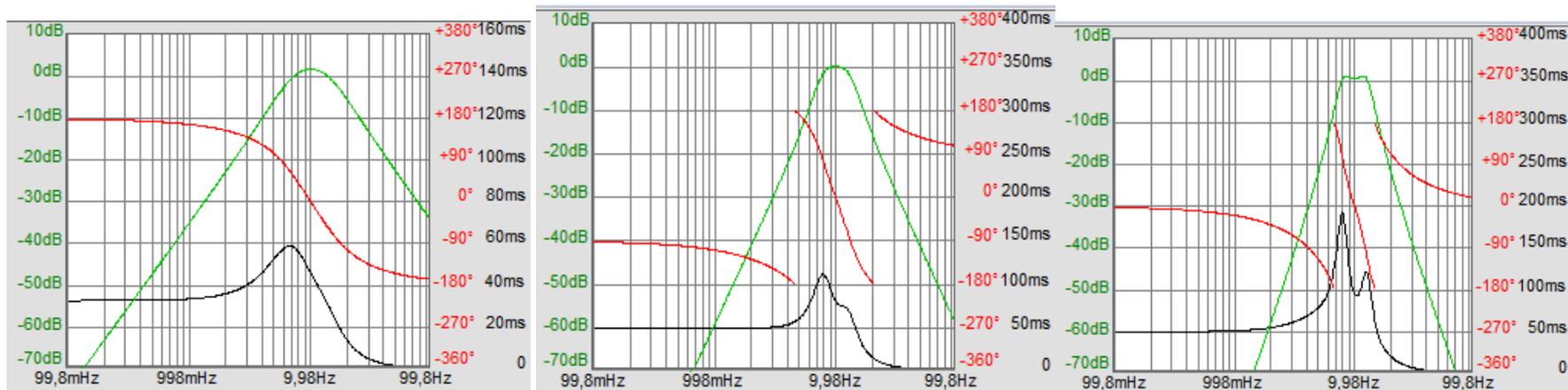


Figura II.8 – Filtro passa faixa com aproximação Chebyshev (2, 3 e 4 ordem).

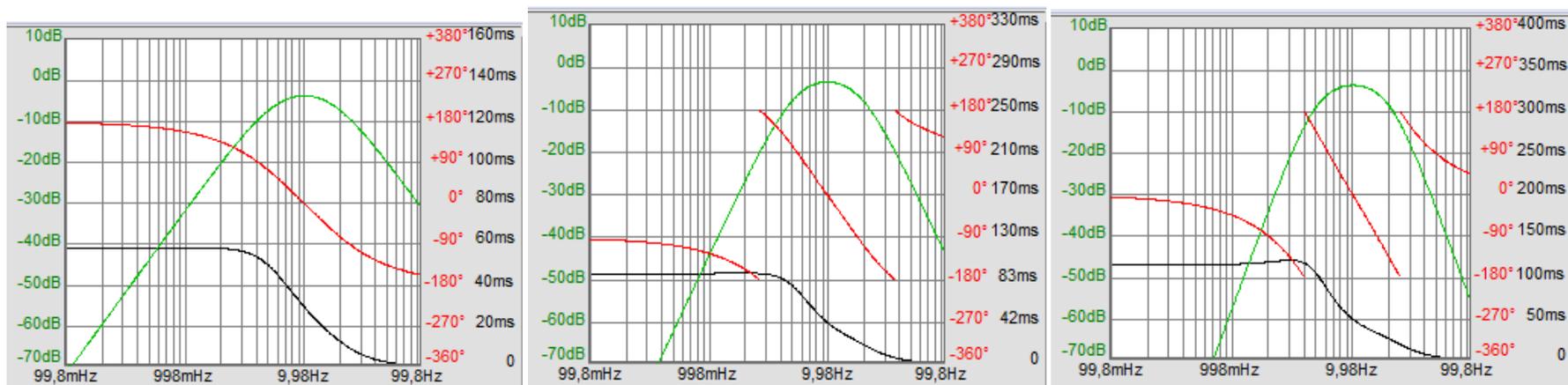


Figura II. 9 – Filtro passa faixa com aproximação Bessel (2, 3 e 4 ordem).



Figura II. 10 – Filtro rejeita faixa: A) Topologia Fliege; B) Topologia Twin-T

### Apêndice III – Cálculo dos Filtros

Para a criação dos módulos foram realizados os cálculos para cada um dos componentes, os quais foram efetuados segundo Noceti-Filho, 2007. Nas Tabelas a seguir, são demonstrados os valores adotados para cada um dos componentes.

Tabela III.1 – Valores dos componentes adotados para os filtros passa baixa, passa alta e passa faixa.

		Butterworth	Chebyshev	Bessel			Butterworth	Chebyshev	Bessel
Passa Baixo	r401	6,8k	8k2	18k	Passa Faixa	c301	68k	8k6	68k
	r402	47k	27k	82k		c302	120k	330k	86k
	c401	22n	220n	22n		r301	220n	330n	330n
	c402	100n	22n	10n		r302	220n	330n	330n
	r403	33k	120k	56k		c305	86k	680k	68k
	c403	22n	22n	10n		r305	220n	56n	220n
	r404	12k	8k2	22k		c306	47k	22k	8,6k
	r405	22k	18k	56k		c307	180k	180k	330k
	c404	22n	470n	22n		r306	220n	220n	330n
	c405	100n	10n	10n		r307	220n	220n	330n
	r406	4,7k	4k7	15k		c311	82k	12k	82k
	r407	68k	180k	82k		c312	100k	56k	86k
	c406	22n	470n	22n		r311	220n	330n	330n
	c407	100n	10n	10n		r312	220n	330n	330n
	r408	5k6	2k7	1k8		c313	33k	4,7k	62k
	r409	22k	12k	56k		c314	220k	620k	150k
	c408	22n	2,2u	220n		r313	220n	330u	330u
	c409	220n	10n	10n		r314	220n	330u	330u
R414	2M2	2M2	2M2	r323	nc	nc	nc		
Passa Alta	c101	2,2u	1u	1u	c303	47k	56k	86k	
	c102	2,2u	1u	1u	c304	270k	150k	150k	
	r101	100k	82k	330k	r303	220n	22n	68n	
	r102	180k	560k	470k	r304	56n	1u	100n	
	c103	2,2u	2,2u	1u	c308	220k	320k	150k	
	r103	120k	470k	220k	r308	56n	220n	56n	
	c104	2,2u	2,2u	2,2u	c309	47k	68k	6,2k	
	c105	2,2u	2,2u	2,2u	c310	150k	160k	180k	
	r104	68k	22k	150k	r309	330n	56n	1u	
	r105	270k	760k	270k	r310	56n	47n	68n	
	c106	2,2u	2,2u	2,2u	c315	82k	68k	4,2k	
	c107	2,2u	2,2u	2,2u	c316	330k	380k	220k	
	r106	120k	27k	180k	r315	100n	56n	1u	
	r107	150k	120k	220k	r316	56n	47n	68n	
	c108	2,2u	2,2u	2,2u	c317	47k	120k	6,8k	

c109	2,2u	2,2u	2,2u	c318	120k	220k	120k
r108	47k	1,2M	135k	r317	470n	6,8n	1u
r109	330k	12k	330k	r318	56n	1u	68n

Tabela III.2 –Valores adotados para os filtros rejeita faixa.

	Comp.	Valor
Rejeita Faixa	c201	100n
	c202	100n
	r201	27k
	r202	27k
	c203	220n
	c204	0r
	r203	1k
	r204	100r
	p201	50k
	p202	50k
	c205	100n
	c206	100n
	r205	56k
	r206	56k
	r207	1k
	r208	1k
	p203	50k
	p204	50k
	r205	120k
	r206	120k
	c205	330n
	c206	330n
	p204	8k
	p205	8k

Tabela III.3 – Valores adotados para os circuitos intermediários (AI, D/A e Off Set).

	Comp.	Valor
AI	R001	1k5
	R002	1k5
	C001	100n
	C002	100n
	R007	2M
	R008	2M
D/A	R601	10k
	R602	10k
	R603	10k
	R604	3k9
	R605	nc
	R606	10k
	R607	pot 5k
	R608	220k
	R609	10R
	R610	100R
	R611	100R
Off Set	R501	12k
	R502	2k2
	R503	100R
	R504	1k
	R503	1k
	R507	-
	R508	3k9
	P501	5k
	Z501	1n4148
	Z502	1n4728

Tabela III.4 – Valores adotados para os resistores de ganho do MD-FA.

	Comp.	Valor
Ganho	R003	22k
	R004	0r
	R005	3k3
	R006	820r
	R114	39k
	R115	1k
	R415	10k
	R416	1k
	R503	4k7
	R504	1k

## Apêndice IV – Roteiro de Aula Prática

O tutorial desenvolvido para este módulo está disponível no endereço [www.saudeeducacao.ufsc.br](http://www.saudeeducacao.ufsc.br). O roteiro é composto por:

- Conteúdo Teórico;
- História;
- Correlação Clínica;
- Mão na Massa;
- Bibliografia;

Porem, neste apêndice somente será demonstrado o capítulo 4 (Mão na Massa), onde são descritos as experiências preparadas para este modulo

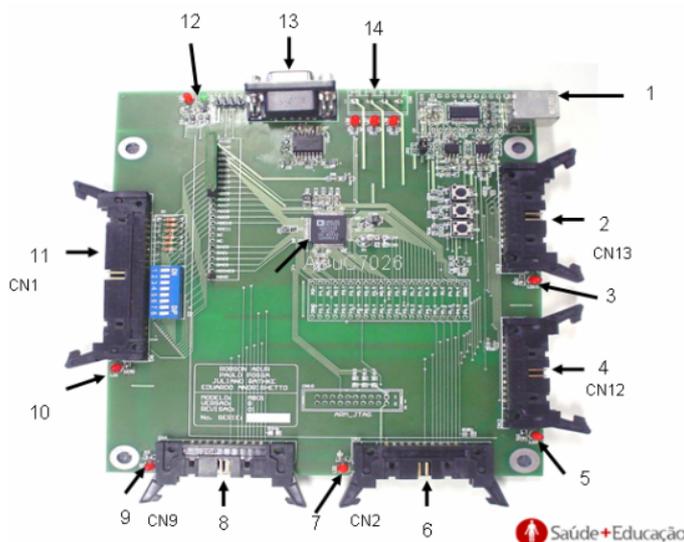
### 4.1 – CONHECENDO O MÓDULO BASE E O SOFTWARE DE VISUALIZAÇÃO

#### 4.1.1 – O Módulo Base

O **módulo base (MB)** é um dos componentes do SPSB, sua função é converter os sinais analógicos, dos módulos de aquisição, em sinais digitais e enviar para o computador. Outra funcionalidade do **MB** é gerar sinais analógicos para utilização em testes e experimentos em módulos didáticos. O principal componente do **MB** é um microcontrolador, o ADuC 7026 da *Analog Devices*. Suas principais características são:

- 12 conversores A/D de 12 bits;
- 4 conversores D/A de 4 bits;
- processamento de 40 MIPS (mil instruções por segundo).

A **Figura 4.1** mostra o MB com a indicação dos seus principais componentes.



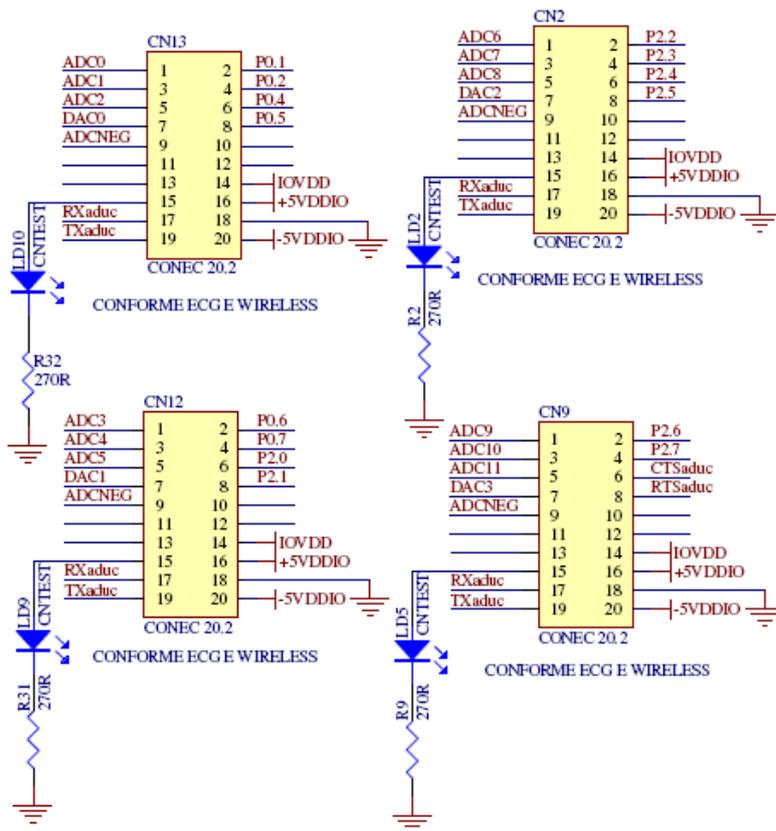
**Figura 4.1** – Principais recursos do MB: (1) Conexão USB; (2), (4), (6), (8), (11) Conectores latch; (3), (5), (7), (9), (10) Leds indicadores de conexão; (12) Leds indicadores de transmissão TX e RX; (13) Conector serial RS232; (14) Conexão para fonte de alimentação.

Os recursos do MB são:

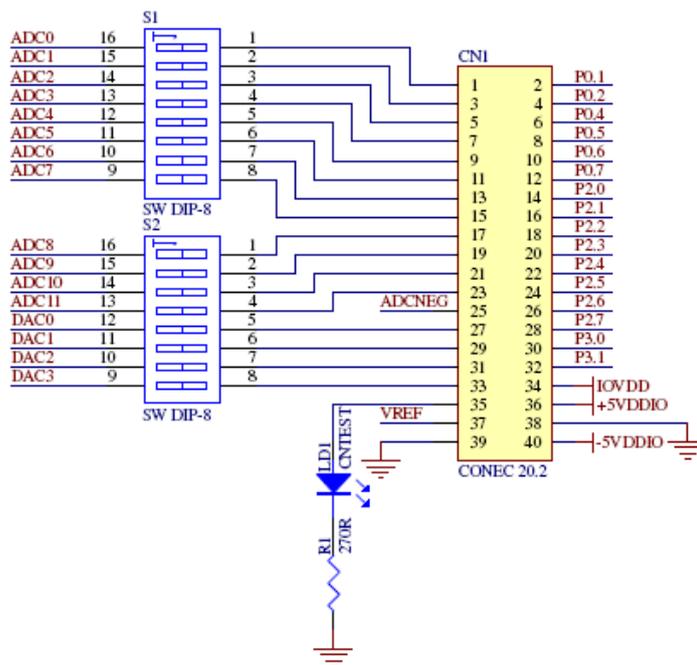
- Comunicação USB;
- Comunicação RS232;
- Conexão para o emulador JTAG;
- 4 conectores latch de 20 pinos que dão acesso a 3 conversores A/D, 1 conversor D/A e 4 portas I/O.
- 1 conector latch de 40 pinos que dá acesso a 12 conversores A/D, 4 conversores D/A e 16 portas I/O.

Os conversores A/D e D/A do módulo base tem uma resolução de 12 bits e capacidade para adquirir sinais de até 500 kHz. A interface JTAG é utilizada para recursos de *debug*.

Os conectores latch (CN1, CN2, CN9, CN13, CN12) são extensões dos recursos do microcontrolador. Neles estão dispostos os conversores A/D, D/A e portas I/O. Os Leds de indicação de conexão acendem quando algum módulo é conectado ao MB, são o indicativo de que a conexão foi feita corretamente. As **Figuras 4.2** e **4.3** mostram a disposição dos conversores A/D e D/A do microcontrolador entre os conectores *Latch*.



**Figura 4.2** - Disposição dos recursos do microcontrolador nos conectores Latch **CN2**, **CN9**, **CN12** e **CN13**.



**Figura 4.3** - Disposição dos recursos do microcontrolador nos conectores Latch **CN1**.

Nas **Figuras 4.2** e **4.3** é possível ver a disposição dos A/Ds e D/As nos conectores *Latch*. Dessa forma se algum módulo for ligado no **CN13** os A/Ds utilizados serão os de número 0 até 2, e o D/A o de número 0, a seqüência de numeração é seguida para os outros conectores. Dessa forma se algum dispositivo é ligado neste mesmo conector (CN13), então, no programa de visualização os sinais visualizados devem ser os dos respectivos A/Ds, 0, 1 e 2. A mesma observação é válida para em relação aos outros conectores. No caso do conector *Latch* **CN1**, estão disponíveis praticamente todos os recursos do microcontrolador. Para que não ocorram conflitos entre o conector CN1 e os demais, existem dois conjuntos de chaves, **S1** e **S2**, para desligar os recursos analógicos (A/D's e D/A's) do CN1.

#### 4.1.2 – O Software de Visualização

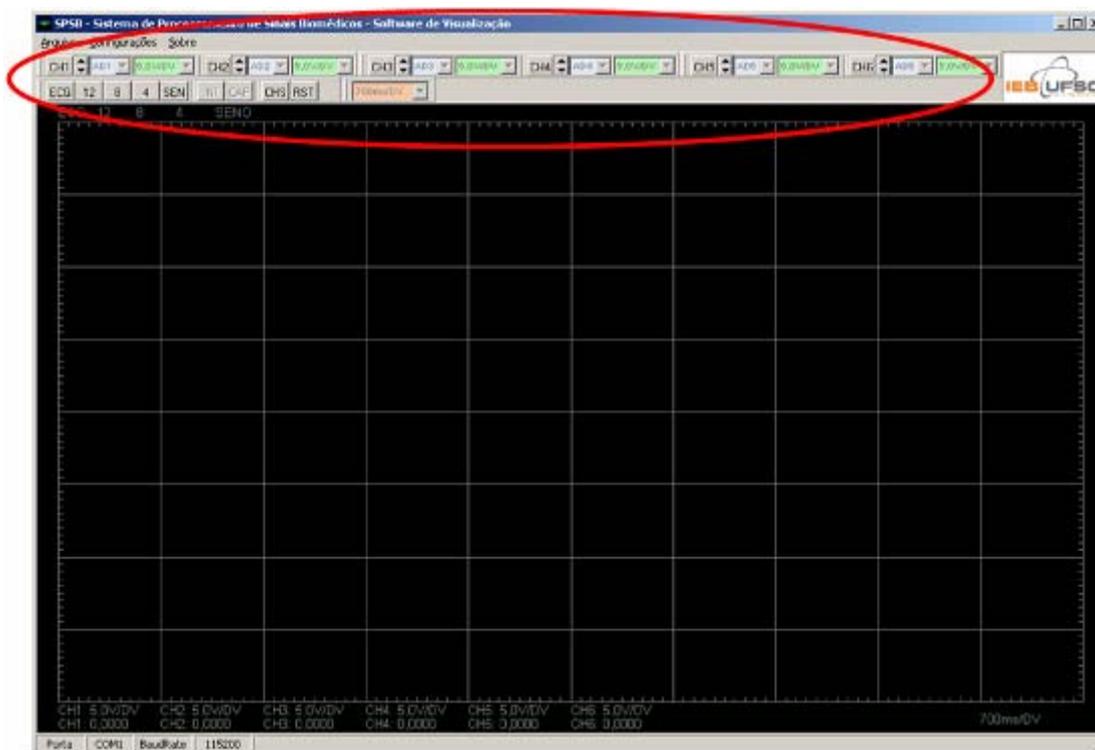
O Software de Visualização (SW) é parte integrante do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos (SPSB). Ele serve como ferramenta de auxílio para todas as aulas práticas disponíveis no SPSB. Este software possibilita a visualização dos sinais eletrofisiológicos processados no Módulo Base do SPSB e foi desenvolvido para desempenhar funcionalidades básicas de um osciloscópio.

O software apresenta os seguintes recursos ao usuário:

- Visualização de até seis canais simultâneos na tela do microcomputador;
- Escolha predefinida de até seis escalas para a amplitude independente para cada canal;
- Escolha predefinida entre quatro escalas de tempo para todos os canais simultaneamente;
- Movimentação independente da linha de base de cada canal;
- Botões de ativação do hardware;
- Captura de imagem em formato JPEG;
- Configurações da taxa de comunicação predefinida de 115,2 kbps;
- Configurações de seleção da porta de comunicação habilitada;
- Configurações para taxas de atualização na tela;
- Configurações do tamanho de buffer de recepção dos sinais;

- Configurações das escalas de amplitude predefinidas;
- Configurações de códigos de ativação predefinidas do ADuC 7026.

A **Figura 4.4** mostra os principais detalhes dos recursos do software.



**Figura 4.4** – Detalhes do Software.

Onde:

- Os botões **CH1**, **CH2**, **CH3**, **CH4**, **CH5**, **CH6** ativam individualmente os canais a serem exibidos, fazem controle do posicionamento na tela, selecionam qual conversor A/D o canal está utilizando e definem as amplitudes individuais;
- Os botões **ECG**, **12**, **8**, **4**, **SEN** ativam funções do microcontrolador ADuC 7026 no Módulo Base do SPSB. Estas funções são: simulador de ECG [**ECG**], resolução dos A/D's em bit's [**12**][**8**][**4**], gerador de senóide [**SEM**];
- O Botão **INI** ativa o início da varredura horizontal na tela do software com controle de quatro escalas pré-definidas de tempo;
- O Botão **CAP** captura a tela atual e salva como arquivo no formato JPEG;

- O botão **RST** restaura todas as configurações iniciais de cada canal.

A **Figura 4.5** mostra um exemplo na visualização de seis canais simultâneos na aquisição de um ECG simulado pelo microcontrolador ADuC 7026.



**Figura 4.5** – Exemplo de visualização.

Onde:

- Todos os canais estão habilitados;
- A amplitude do sinal selecionada em 5 V por divisão;
- A varredura horizontal selecionada em 700 ms por divisão;
- A porta de comunicação selecionada em COM1;
- A taxa de transmissão de dados em 115,2 kbps;
- No rodapé da tela são apresentadas as medições instantâneas por canal.

### Roteiro de aula prática I:

**Objetivo:** Esta aula prática tem o objetivo de testar o modulo MD-FA e demonstrar ao aluno os sinais ao longo da cadeia de aquisição.

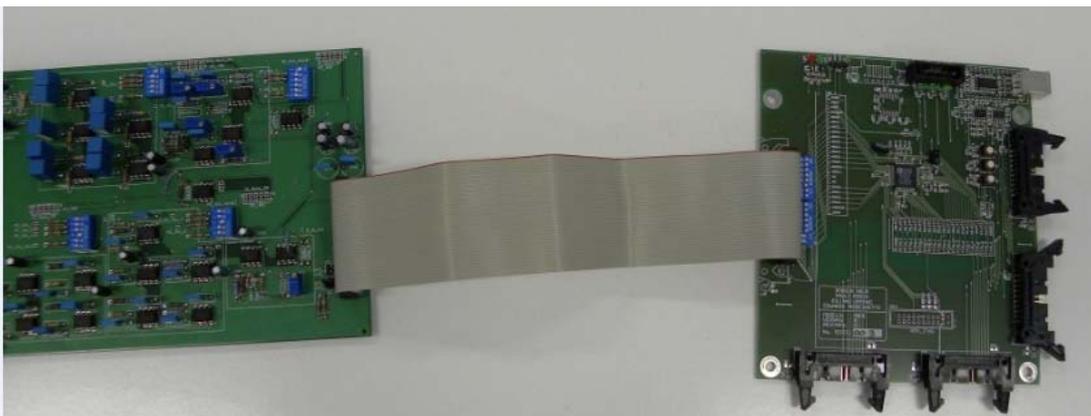
**Material Necessário:** Para a realização desta aula prática são necessários os seguintes materiais:

1. Computador com o software de visualização "Plataforma SPSB" instalado e configurado para utilização;
2. Cabo de comunicação USB;
3. Módulo Base;
4. Fonte de alimentação do Módulo Base;
5. Módulo didático de MD-FA;
6. Cabo de comunicação MD-FA;
7. 3 Eletrodos descartáveis para EEG;
8. Cabo de eletrodos;
9. Osciloscópio e ponteiras;

### Instruções Gerais:

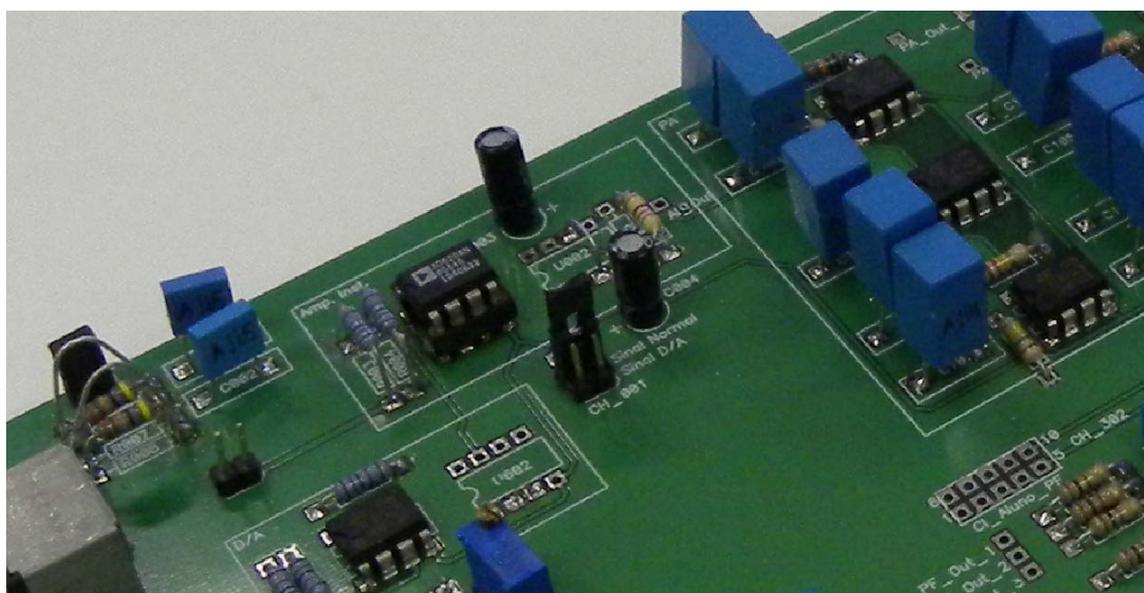
Conecte a fonte e o modulo MD-FA ao módulo base, conforme Figura IV.1.

Após a interligação dos módulos conecte a fonte a tomada e verifique a presença da alimentação nos 3 leds no módulo base, ou seja, os três devem acender.



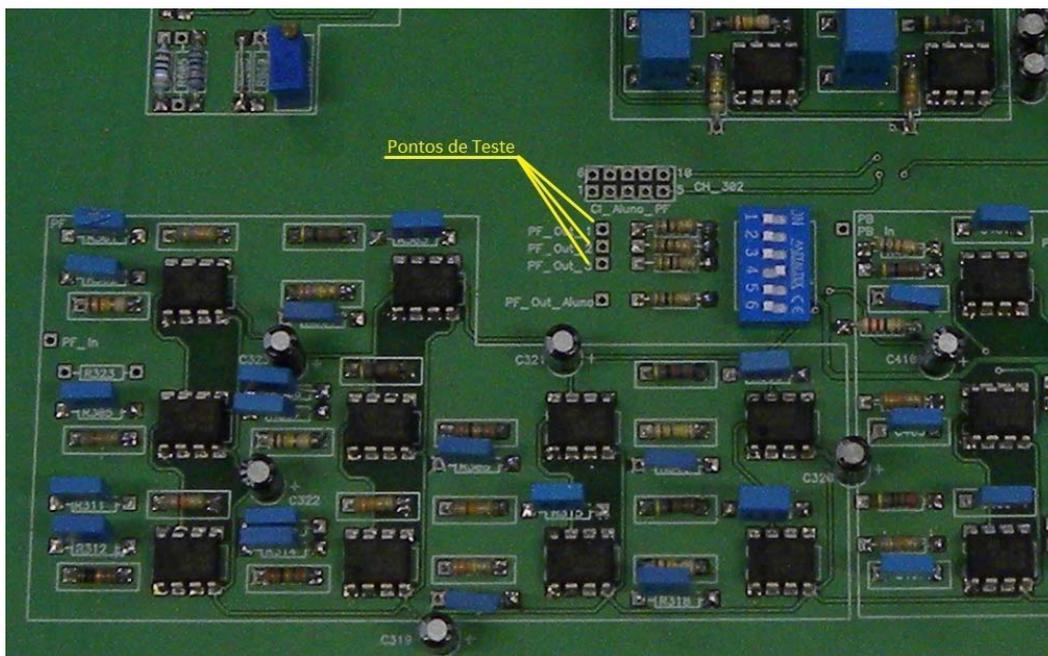
**Figura IV.1– Esquema de ligação do modulo a placa base.**

No modulo MD-FA ligue a chave CH\_001 na posição sinal de teste (sinal D/A), que é apresentado na Figura IV.2.



**Figura IV.2 – Foto da chave CH\_001 (seleção do sinal de entrada).**

Após a escolha do sinal de teste o usuário pode verificar com o auxílio do osciloscópio o sinal ao longo da cadeia de aquisição nos pontos de saída de cada um dos filtros, conforme a Figura IV.3.



**Figura IV.3 – Indicação dos pontos de teste do MD-FA.**

A comprovação do funcionamento do módulo pode ser observada com o sinal já amplificado no ponto de teste G\_OUT. Neste ponto o sinal deve estar presente com uma amplitude de aproximadamente 1,25V.

Outro teste a ser realizado é a conexão do módulo base ao computador e abrir o programa "Plataforma.exe". Para podermos observar os sinais de testes gerados no microcontrolador devemos conectar o A/D\_0 no D/A\_0 e o A/D\_1 no D/A\_1 via *jumper*, diretamente na placa base. O sinal obtido no software é apresentado na Figura IV.4.

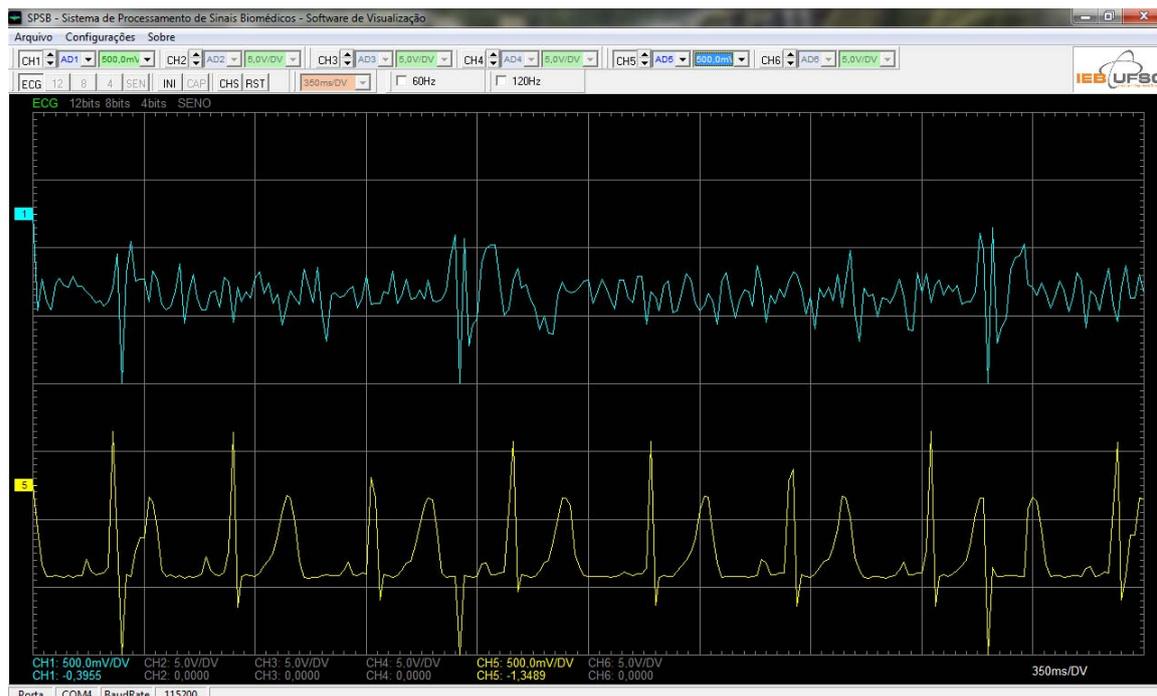


Figura IV. 4 – Tela do Software com os dois sinais de teste.

## Roteiro de Aula prática II

**Objetivo:** Esta aula prática tem como objetivo o projeto e implementação de um filtro passa baixa do tipo Elíptico.

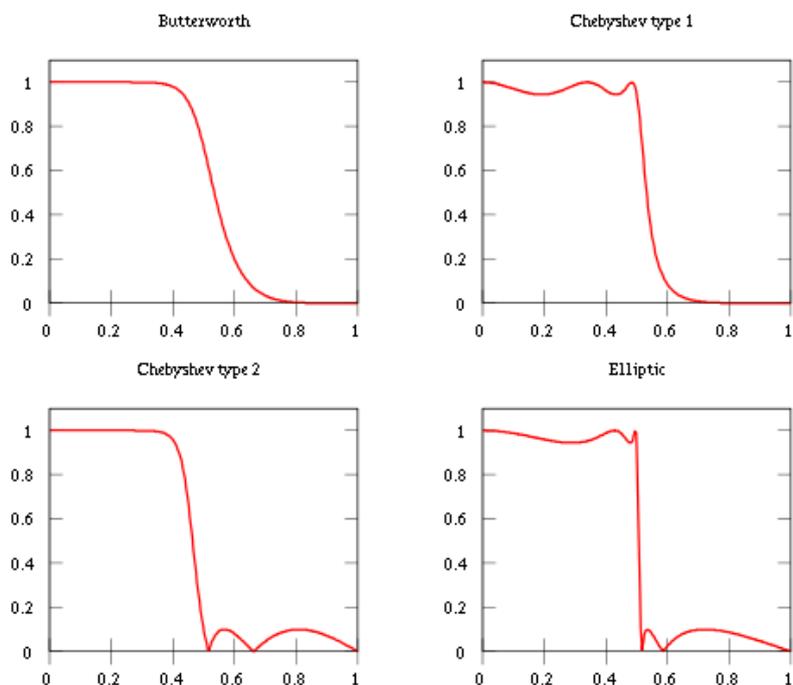
**Material Necessário:** Para a realização desta aula prática são necessários os seguintes materiais:

1. Módulo Base;
2. Fonte de alimentação do Módulo Base;
3. Módulo didático de MD-FA;
4. Cabo de comunicação MD-FA;
5. Cabo interligação MD-FA a protoboard;
6. *Protoboard*;
7. Amplificadores operacionais;
8. Resistores, capacitores, jumpers;

## 9. Osciloscópio e ponteiros;

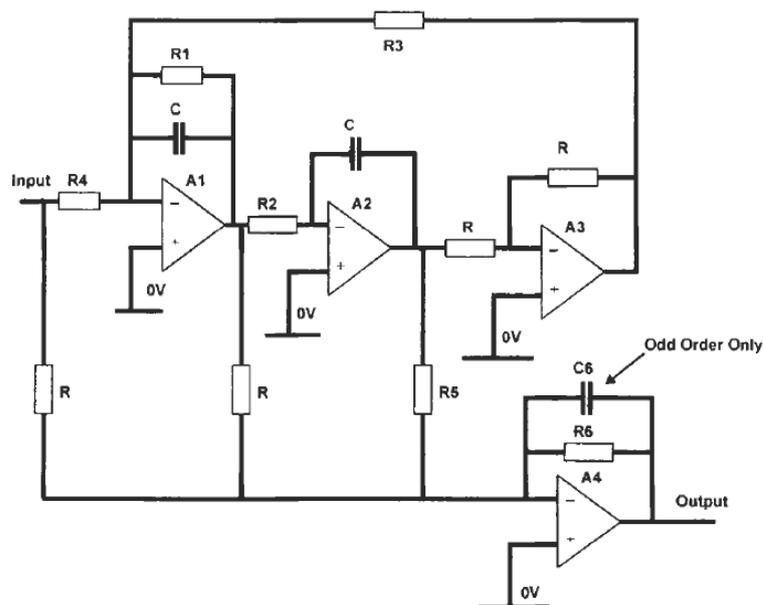
### Instruções Gerais

A partir das equações apresentadas no tutorial crie um filtro passa baixa de 4ª ordem com implementação Bi-quad e aproximação Elíptica (ou cauer). Com a utilização de um filtro com aproximação elíptica pretende-se obter uma frequência de corte mais próxima da calculada, conforme é apresentado na Figura IV.5.



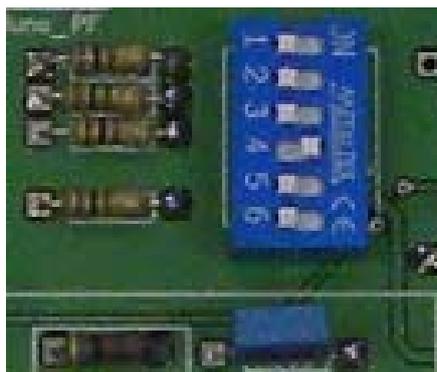
**Figura IV. 5 – Comparação das aproximações Butterworth, Chebyshev tipo I e II e Elíptico (Reproduzido de Thede, 2004).**

O circuito a ser implementado tem sua configuração padrão apresentada na Figura IV.6.



**Figura IV. 6 – Circuito para implementação do filtro passa baixa com aproximação elíptica (Reproduzido de Winder, 2002).**

Após a implementação do circuito utilize o cabo de conexão com a protoboard e o MD-FA para poder alimentar o circuito e enviar o sinal filtrado para a cadeia de aquisição. Para utilizar o circuito montado pelo aluno deve-se pré selecionar na chave CH-401 a posição 4, conforme Figura IV.7.



**Figura IV.7 – Foto da chave CH\_401 (seleção do circuito do aluno).**

O aluno deve observar as alterações presentes no sinal, com a inserção do filtro por ele implementado, na cadeia de aquisição. Estas alterações podem ser observadas com a ajuda de um osciloscópio que realize a operação matemática FFT.

# Bibliografia

---

ADUR, R. **SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS: MÓDULO DIDÁTICO DE ELETROENCEFALOGRAMA**. Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis. 2008.

ANDRIGUETTO, E. **SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS: REDE WIRELESS ZIGBEE COM APLICAÇÃO DO PADRÃO IEEE 802.15.4r**, *Dissertação de Mestrado*. Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis. 2008.

ARNONE, M. P.; SMALL, R. V. The Website Motivational Analysis Checklist (WebMAC SENIOR 4.0), 1999. Disponível em: <[www.marilynarnone.com/WebMACSr.4.0.pdf](http://www.marilynarnone.com/WebMACSr.4.0.pdf)>. Acesso em: 10 julho 2008.

CARTER, B. High-speed notch filters. **Analog Applications Journal**, Dalas, 2006. 19-26.

COHEN, A. Biomedical Signals: Origin and Dynamic Characteristics; Frequency-Domain Analysis. In: BRONZINO, J. D. **The Biomedical Engineering Handbook**. 2. ed. Boca Raton: CRC Press, 2006. Cap. 52.

DEVICES, A. **Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier AD620**. Norwood: Analog Devices, Inc., 2004.

DEVICES, ANALOG. **A Designer's Guide to Instrumentation Amplifiers**. Norwood: Analog Devices, Inc., 2004.

DEVICES, ANALOG. **Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier AD620**. Norwood: Analog Devices, Inc., 2004.

DEVICES, ANALOG. **Precision Analog Microcontroller, 12 Bit Analog I/O, ARM7TDMI® MCU ADUC70XX**. Norwood: Analog Devices, Inc., 2005.

ENDERLE, J. D. **Bioinstrumentation**. 1. ed. New York: Morgan & Claypool Publishers, 2006.

EPSTEIN, C. M. et al. Guideline 1: Minimum Technical Requirements for Performing Clinical Electroencephalography. **Journal of Clinical Neurophysiology**, Vol. 23, n. 2, April 2006. 86-91.

EPSTEIN, C. M. et al. Guideline 8: Guidelines For Recording Clinical EEG on Digital Media. **Journal of Clinical Neurophysiology Society**, Vol.23, n. 2, April 2006. 122-124.

GARROD, S. A. R. D/A and A/D Converters. In: DORF, R. C. **The Electrical Engineering Handbook**. New York: CRC Press, 1997. Cap. 32.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

HAYKIN, S. **Sistemas de Comunicação: Analógicos e Digitais**. Tradução de José Carlos Barbosa dos Santos. 4. ed. Porto Alegre: Bookman, 2004.

- HOROWITZ, P.; HILL, W. **The Art of Eletronics**. 2. ed. Cambridge: Cambridge University Press, 1989.
- INSTITUTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA - UFSC. Portal Saúde+Educação. Disponível em: <<http://www.saudeeducacao.ufsc.br>>. Acesso em: 10 Abril 2009.
- IRONS, F. H. **Active filters for integrated-circuit applications**. Norwood: Artech House, Inc., 2005.
- KUGELSTADT, T. Active Filter Design Techniques. In: MANCINI, R. **Op Amps For Everyone**. Dallas: Texas Instruments, v. SLOD006B, 2002.
- MALMIVUO, J.; PLONSEY, R. **Bioeletromagnetism: Principles and Aplications of Bioelectric**. New York: Oxford University Press, 1995.
- NATIONAL INSTRUMENTS CORPORATION. **LabVIEW™ SignalExpress™ - Getting Started with LabVIEW SignalExpress**. National Instruments Corporation. Austin. 2009.
- NEUMAN, M. R. Biopotencial Amplifiers. In: WEBSTER, J. G. **Medical Instrumentation - Application and Design**. 3a. ed. New York: John Wiley & Sons, INC., 1998.
- NOCETI-FILHO, S. **Filtros Seletores de Sinais**. 2. ed. Florianópolis: Ed. UFSC, 2007.
- NORTHROP, R. B. **Analysis and Aplications of Analog Electronic Circuits to Biomedical Instrumentation**. Washington, D.C.: CRC Press, 2004.
- NUWER, M. R. et al. IFCN standards for digital recording of clinical EEG. **Electroencephalography and clinical Neurophysiology**, 1998. 259-261.
- PAARMANN, L. D. **Design and Analisys of Analog Filters: A Signal Processing Perspective**. New York: Kluwer Academic Publishers, 2003.
- POSSA, P. R. D. C. **Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos: Modulo Didático de Amplificador de Potenciais Bioelétricos**. Universidade Federal de Santa Catarina. Florianopolis. 2008.
- POSSA, P. R. et al. **Proposta de plataforma didática para ensino de Engenharia Biomédica em Cursos de Engenharia Elétrica: IV Tutorial sobre Eletrocardiografia**. XXXV Congresso Brasileiro de Educação e. Curitiba: UnicenP. 2007.
- PRUTCHI, D.; NORRIS, M. **Design And Development Of Medical Eletronic Instrumentation: A Practical Perspective of the Design, Construction, and Test of Medical Devices**. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2005.
- RATHKE, J. E. **SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS: MÓDULOS DIDÁTICOS DE ECG, EMG, EOG E CONVERSÃO ANALÓGICO-DIGITAL DE BIOSINAIS**, Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Santa Catarina. Florianopolis. 2008.
- SANTOS, F. C. **Sistema de processamento de sinais biomédicos: ambiente de monitoração cardíaca em realidade virtual**. Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis. 2009.

TAVARES, M. C. **Monitor de Atividade Cerebral Baseado em Microcontrolador, Dissertação de Mestrado.** Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis. 1997.

THEDE, L. **Practical Analog and Digital Filter Design.** Norwood: Artech House, Inc., 2004.

TYNER, F. S.; KNOTT, J. R.; MAYER, W. B. **Fundamentals of EEG Technology - Volume 1 Basic Concepts and Methods.** New York: Raven Press, 1983.

VELDE, M. V. D. **Signal Validation in Electroencephalography Research, Ph.D. thesis.** Technische Universiteit Eindhoven. Netherlands. 2000.

WEBSTER, J. G. **Medical Instrumentation: Application and Design.** 3. ed. New York: Wiley, 1998.

WINDER, S. **Analog and Digital Filter Design.** 2. ed. Wobourn: Elsevier Science (USA), 2002.