



UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ
CENTRO DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA DE TELEINFORMÁTICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE TELEINFORMÁTICA

SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS BIOMÉDICOS COM INTERFACE USB E ETHERNET

MARCOS AURÉLIO PINTO CUNHA

FORTALEZA – CEARÁ
2010

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.



UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ
CENTRO DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA DE TELEINFORMÁTICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE TELEINFORMÁTICA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO
MARCOS AURÉLIO PINTO CUNHA

SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS BIOMÉDICOS COM INTERFACE USB E ETHERNET

Orientador:

Prof. Dr. Paulo César Cortez

Co-orientador

Prof. Dr. Otoni Cardoso do Vale

Dissertação de Mestrado apresentada à Coordenação do Curso de Pós-graduação em Engenharia de Teleinformática da Universidade Federal do Ceará, como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre em Engenharia de Teleinformática.

FORTALEZA – CEARÁ

2010

Resumo

Atualmente, com a modernização da infra-estrutura dos hospitais, os equipamentos de aquisição de sinais biomédicos, como eletroencefalógrafos e eletrocardiógrafos, necessitam de interfaces capazes de prover comunicação e integração com outros equipamentos. Com isso, a necessidade de inclusão de recursos de telecomunicações, como por exemplo, o acesso às redes de dados, como a *internet* ou redes locais, é de grande valia, notadamente para seu uso clínico, de pesquisa e de ensino. Além disso, interfaces de comunicação amplamente utilizadas em equipamentos médicos estão tornando se obsoletas, como as interfaces RS-232, sendo necessário a utilização de outras interfaces, como a USB. O eletroencefalograma é amplamente utilizado para auxiliar no diagnóstico de patologias relacionadas ao cérebro, como epilepsias, assim como o eletrocardiograma é utilizados na detecção de patologias relacionadas ao coração, como arritmias cardíacas. O presente trabalho consiste no desenvolvimento de um protótipo capaz de adquirir sinais biomédicos de baixa amplitude, incluindo as ondas cerebrais obtidas a partir do escalpo, transmiti-las para um PC utilizando interface USB ou *ethernet*, possibilitando uma conexão com outros dispositivos em uma rede local ou através da *internet*. Nesse sentido, este trabalho aborda os aspectos práticos do desenvolvimento desse protótipo. O ganho total proporcionado pelos amplificadores é ajustável e pode variar de 60 dB até 86 dB. O microcontrolador utilizado possui um núcleo com arquitetura ARM Cortex-M3 de 32 bits e instruções de multiplicação e divisão em *hardware*, possibilitando a utilização de algoritmos de filtragem no próprio equipamento. A taxa de amostragem é configurável e pode ser de 256 Hz ou 1000 Hz, a resolução do conversos analógico digital é de 10 bits. Utiliza-se uma pilha de protocolo TCP/IP que consome poucos recursos do processador. O protótipo também possui uma interface USB para transmissão dos dados. Além

disso, é apresentado o *software* desenvolvido para a aquisição, visualização e análise dos dados transmitidos pelo protótipo. A análise é realizada através de filtros que segmentam as formas de onda alfa, beta, teta e delta presentes no EEG. A validação do protótipo é realizada através de dois experimentos sob orientação de um neurologista, em que é possível observar o movimento ocular e a presença da onda alfa no eletroencefalograma, além de realizar a aquisição do eletrocardiograma.

Palavras-chave: Instrumentação Biomédica, Eletroencefalografia, *Ethernet*, USB, conectividade e Amplificador de Instrumentação.

Abstract

The electroencephalogram (EEG) is widely used clinically to investigate brain disorders. This work consists of development of a prototype able to get the brain waves from the scalp and transmit them to a PC through USB interface. Besides that, the prototype have Ethernet interface that provides equipment connectivity with either local network or internet. In this way, this work deals with practical aspects of this prototype design. The specification of Analog Front End, analog digital converter, processor, USB and Ethernet interfaces, and sources are treated taking into account the type of application. The total gain provided by the Analog Front En is adjustable and can vary from 60 dB to 86 dB. To apply these gains, we used the instrumentation amplifier INA326 and the operational amplifier OPA2335, both are single supply. The microcontroller used have two processing cores, the analog to digital converted and UART are integrated. The UART interface is connected with onboard USB/UART transceiver to provide communication with PC. The Ethernet communication is provided by an Ethernet controller with MAC and PHY integrated.

Keywords: Biomedical Instrumentation, Electroencephalography, Epilepsy, Ethernet and USB.

A Deus pela força adquirida no decorrer deste trabalho. A minha família pelo apoio incondicional, especialmente a minha esposa Slyrley e minha filha Adelaide, pela compreensão durante os momentos de ausência no decorrer deste trabalho. Aos meus pais por me darem a educação essencial ao desenvolvimento dos meus valores.

Sumário

Lista de Figuras	xi
Lista de Tabelas	xiii
Lista de Siglas	xiii
1 Introdução	1
1.1 Motivação	3
1.2 Trabalho proposto	5
1.3 Objetivos	6
1.4 Organização da dissertação	7
1.5 Produção Científica	8
2 Sistema Nervoso e Princípios de Eletroencefalografia	11
2.1 Origem do biopotencial	12
2.1.1 Potencial da membrana	12
2.1.2 Medida do potencial da membrana	13
2.1.3 Potencial de Ação	14
2.2 Partes do Sistema Nervoso	16
2.2.1 Estruturas nervosas	16
2.2.2 Neurônios Receptores	17
2.2.3 Neurônios motores	17
2.2.4 Processamento da informação	18
2.2.5 Armazenamento da informação - Memória	18
2.3 Sistema Nervoso Central - SNC	19
2.3.1 Nível da medula espinhal	19
2.3.2 Nível subcortical	20
2.3.3 Nível cortical	20
2.4 Sistema Nervoso Periférico - SNP	21
2.5 Anomalias Cerebrais - Epilepsia	22
2.6 Sistema Internacional 10-20	24
2.7 Interface Eletrodo-Tecido	25
2.8 Ritmos Cerebrais	28

2.9	Técnicas de Análise do EEG	30
2.10	Conclusão	30
3	Arquitetura de eletroencefalógrafos e revisão bibliográfica	33
3.1	Ambiente	34
3.2	Sistema de aquisição - <i>Analog Front End</i>	35
3.2.1	Eletrodos	36
3.2.2	Acoplamento	37
3.2.3	Amplificador de Biopotencial	39
3.2.4	Driver da Perna Direita	42
3.2.5	Amplificadores Operacionais	42
3.2.6	Filtro Notch	44
3.2.7	Filtro Passa-Baixas - <i>Antialiasing</i>	48
3.3	Conversor Analógico Digital	51
3.4	Protocolos de comunicação	52
3.5	Conclusão	53
4	Metodologia	55
4.1	Ambiente	55
4.2	<i>Hardware</i>	57
4.2.1	Amplificador de Instrumentação	58
4.2.2	Amplificação com Ganho Variável	62
4.2.3	Driver da perna direita	63
4.2.4	Filtro <i>Notch</i>	64
4.2.5	Filtro <i>antialiasing</i>	66
4.2.6	Conversor Analógico-Digital	67
4.2.7	Processador	68
4.2.8	Interfaces de comunicação	69
4.2.9	Fonte de alimentação	73
4.3	<i>Firmware</i>	74
4.3.1	Protocolo de comunicação	74
4.4	<i>Software</i>	77
4.4.1	Parâmetros de Análise	79
4.5	Protótipos	80
4.6	Conclusão	83
5	Resultados	85
5.1	Resultados	85
5.1.1	Hardware	85
5.1.2	<i>Firmware</i> e <i>Software</i>	89
5.2	Conclusão	94
6	Conclusões, Contribuições e Trabalhos Futuros	97
6.1	Conclusões	97
6.2	Contribuições	98
6.3	Trabalhos Futuros	99

Lista de Figuras

2.1	medição do potencial de uma membrana de uma fibra nervosa utilizando um microeletrodo. Adaptada de (GUYTON, 2006).	13
2.2	distribuição dos íons e cátions no interior das células e mudança abrupta de tensão na membrana plasmática. Adaptada de (GUYTON, 2006).	14
2.3	potencial de ação.	15
2.4	neurônio típico encontrado no córtex motor.	17
2.5	formas de ondas típicas encontradas no EEG de diferentes tipos de epilepsia.	22
2.6	sistema internacional 10-20 de posicionamento dos eletrodos (NEIDERMEYER; SILVA, 1998).	24
2.7	A. montagem bipolar anterior-posterior dos eletrodos, B. montagem transversal dos eletrodos, C. montagem monopolar dos eletrodos. . .	25
2.8	circuito equivalente da interface eletrodo-eletrólito.	26
2.9	magnitude da impedância com a variação da frequência, adaptada de (WEBSTER, 1998).	27
2.10	circuito equivalente detalhado da interface eletrodo-tecido.	27
2.11	tipos de ondas presentes em eletroencefalogramas normais, adaptada de (WEBSTER, 2006b).	28
3.1	sistema típico utilizado para aquisição de EEG.	34
3.2	ambiente de aquisição remota.	35
3.3	diagrama de blocos de um AFE típico para sistemas de amplificação de biopotenciais.	36
3.4	(a) circuito típico para acoplamento AC (b) circuito com acoplamento AC proposto por Spinelli <i>et al.</i> (SPINELLI; MAYOSKY, 2003).	38
3.5	exemplo de esquema elétrico de um amplificador de instrumentação (BROWN, 1998).	40
3.6	resposta em frequência de um filtro <i>notch</i>	45
3.7	esquema elétrico do filtro <i>notch</i> duplo-T, utilizando apenas capacitores e resistores.	45
3.8	esquema elétrico do filtro <i>notch</i> duplo-T, utilizando um seguidor de tensão.	46

3.9	esquema elétrico do filtro <i>notch</i> duplo-T, utilizando dois amplificadores operacionais.	46
3.10	circuito de filtro <i>notch</i> utilizando a topologia <i>fliege</i> com alimentação simples.	47
3.11	circuito de filtro passa-baixas utilizando topologia <i>Sallen-Key</i>	49
3.12	filtro passa-baixas de quarta ordem projetado por Ridwan no seu eletroencefalógrafo.	50
4.1	ambiente no qual o protótipo proposto está inserido.	56
4.2	ambiente composto por Hospital de Referência, Universidade e protótipo proposto interligados através da rede de dados.	56
4.3	diagrama de blocos do sistema proposto.	57
4.4	diagrama de blocos do AFE proposto por esse trabalho.	58
4.5	esquema elétrico interno do amplificador de instrumentação INA326 (BROWN, 2004).	59
4.6	circuito do amplificador de instrumentação.	60
4.7	circuito integrador utilizado para bloqueio DC.	61
4.8	circuito de ganho ajustável utilizado após o estágio de amplificação diferencial.	62
4.9	simulação do circuito da Figura 4.8 com a variação do potenciômetro R_{347}	63
4.10	circuito do Driver da Perna Direita.	64
4.11	circuito de filtro <i>notch</i> para a frequência de 60 Hz.	65
4.12	simulação do circuito da Figura 4.11 com frequência de rejeição em 60,2Hz e atenuação de 49,9 dB.	65
4.13	circuito do filtro passa-baixas com frequência de corte de 120Hz.	66
4.14	simulação do circuito de filtro passa-baixas com frequência de corte de 120Hz.	67
4.15	interface ADC e AFE.	68
4.16	diagrama de blocos da conexão USB entre o PC e o microcontrolador, utilizando o CI FTDI3232D.	70
4.17	circuito de desacoplamento elétrico através de acoplamento óptico entre o processador e o conversor USB/Serial.	71
4.18	diagrama de blocos dos componentes da interface <i>ethernet</i>	72
4.19	diagrama de blocos do componente KZS8851.	72
4.20	diagrama de blocos da interface <i>ethernet</i> do microcontrolador LM3S6965.	73
4.21	diagrama de blocos do conversor DC/DC utilizado para isolar a fonte de alimentação externa do protótipo.	73
4.22	diagrama de fluxo de dados do protocolo da USB.	75
4.23	diagrama de blocos do <i>firmware</i>	76
4.24	interface desenvolvida para realizar a escolha do tipo de conexão utilizada.	77
4.25	parâmetros necessários para a configuração da interface <i>ethernet</i> e USB.	78
4.26	interface gráfica desenvolvida em MATLAB para a aquisição dos dados.	78
4.27	interface de análise do sinal adquirido.	80

4.28	primeiro protótipo desenvolvido, possui interface RS232, processador HCS12 e dois canais de amplificação.	81
4.29	segundo protótipo, à esquerda, desenvolvido, possui um canal de amplificação e interface para integração com o <i>kit</i> de desenvolvimento EKK-LM3S6965, à direita.	82
4.30	terceiro protótipo, apresenta quatro canais de amplificação, processador LM3S6965, interface de comunicação <i>ethernet</i> e USB. . .	82
5.1	protótipo desenvolvido para aquisição e transmissão de biopotenciais.	86
5.2	resposta em frequência teórica do protótipo.	87
5.3	resposta em frequência do protótipo.	87
5.4	resposta em frequência do protótipo presente na Figura 5.3 após a aplicação de um filtro digital <i>notch</i> de 60Hz.	88
5.5	sinal de 60Hz injetado na entrada do protótipo sem a utilização do filtro <i>notch</i> , e abaixo com a utilização do filtro <i>notch</i>	89
5.6	resposta em frequência dos sinais observados na Figura 5.5.	89
5.7	montagem dos eletrodos (a) no escalpo, em Fp1, Fp2, Cz e O2, na face, em 1 e 2, e (b) no tórax, em 3 e 5.	90
5.8	interface funcional durante a realização de um exame com aquisições de eletromiográfica, eletroencefalografia e eletrocardiografia, apresentando artefatos de movimentação ocular marcados em azul.	91
5.9	interface funcional durante a realização de um exame com aquisições de eletromiográfica, eletroencefalografia e eletrocardiografia, apresentando ondas alfa no canal 3.	92
5.10	acesso à interface de análise dos sinais através de filtros realizado pelo menu da interface principal.	93
5.11	interface funcional durante a realização de um exame mostrando a análise através de filtros dos sinais adquiridos.	94

Lista de Tabelas

4.1	datagrama do pacote de dados transmitido pela USB.	75
-----	--	----

Lista de Siglas

Ag/AgCl	Prata/Clorido de Prata
AC	<i>Alternating Current</i>
ADC	<i>Analog to Digital Converter</i>
AFE	<i>Analog Front End</i>
ARM	<i>Advanced RISC Machine</i>
ARP	<i>Address Resolution Protocol</i>
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
bps	<i>bits por segundo</i>
CI	Circuito Integrado
CMRR	<i>Common Mode Rejection Ratio</i>
CPU	<i>Central Process Unit</i>
DFT	<i>Discrete Fourier Transform</i>
DC	<i>Direct Current</i>
DC/DC	<i>Direct Current/Direct Current</i>
GPRS	<i>General Packet Radio Service</i>
EEG	Eletroencefalograma
ECG	Eletrocardiograma
EMG	Eletromiografia
ESF	Estratégia Saúde da Família
Hz	Hertz, medida de ciclos por segundo

HTTP	<i>Hypertext Transfer Protocol</i>
HUWC	Hospital Universitário Walter Candido
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
IP	<i>Internet Protocol</i>
LAN	<i>Local Area Network</i>
LED	<i>Light Emiter Diode</i>
lwIP	<i>Ligth-weight IP</i>
MAC	<i>Medium Acess Controller</i>
MII	<i>Medium Independent Interface</i>
OSI/ISO	<i>Open System Interconnection/International Standards Organization</i>
OSI	<i>Open System Interconnection</i>
OMS	Organização Mundial de Saúde
PC	<i>Personal Computer</i>
PHY	<i>Physical Layer Device</i>
PDA	<i>Portable Device Assistant</i>
RISC	<i>Reduced Instruction Set Computer</i>
RAM	<i>Ramdom Access Memory</i>
ROM	<i>Read Only Memory</i>
RFC	<i>Request for Comments</i>
RTT	<i>Round Trip Time</i>
RoHS	<i>Restriction of Certain Hazardous Substances</i>
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
SNR	<i>Signal Noise Ratio</i>
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
SLIP	<i>Serial Line Internet Protocol</i>
SO	Sistema Operacional

SSH	<i>Secure Shell</i>
SMD	<i>Surface Mount Device</i>
TCP	<i>Transport Control Protocol</i>
TCP/IP	<i>Transport Control Protocol/Internet Protocol</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
uIP	<i>micro IP</i>
UART	<i>Universal Asynchronous Receiver Transmitter</i>
UDP	<i>User Datagram Protocol</i>
UTI	Unidade de Terapia Intensiva
UFC	Universidade Federal do Ceará
x86	Arquitetura de processadores utilizados em plataformas PC

Capítulo 1

Introdução

O sistema nervoso é único, tendo em vista a complexidade dos processos e controle das ações que pode executar. Esse recebe a cada minuto milhões de informações a partir de diferentes tipos de nervos e órgãos sensoriais e os integra para determinar uma resposta a ser dada pelo corpo. Por exemplo, se a mão encosta em uma superfície quente, a resposta provável será remover rapidamente a mão da fonte geradora de calor o mais rápido possível, mecanismo responsável por essa resposta é controlado pelo sistema nervoso. Neste caso, o impulso é transmitido pontas dos dedos através dos nervos até o cérebro, e a informação é processada e a resposta é organizada, cujo resultado é a remoção da mão da fonte de calor, utilizando como acionamento o sistema muscular (JENNINGS *et al.*, 1995; GUYTON, 2006).

O órgão mais complexo e importante do sistema nervoso, bem como do corpo humano é o cérebro. É através deste órgão que são processadas os sinais vindos do mundo exterior e é através desse órgão também que são enviadas as respostas a esses estímulos. No entanto, assim como todos os órgãos do corpo humano, o cérebro não está imune a doenças ou desequilíbrios funcionais. Dentre esses desequilíbrios, o mais frequente é a epilepsia, tendo ocorrência em cerca de 2 % da população.

A epilepsia é, segundo a Liga Internacional Contra a Epilepsia, um distúrbio de origem cerebral causado pela predisposição a gerar crises epiléticas e é capaz de gerar consequências biológicas, psicológicas e sociais a partir da condição epilética. A crise epilética é um sintoma causado por grande instabilidade elétrica de algumas células cerebrais. Portanto, a epilepsia pode ter várias causas que conduzem à anormalidade desse grupo de células (GUILHOTO, 2009).

A epilepsia é caracterizada por excessiva atividade não controlada de uma parte ou todo o sistema nervoso central. Uma pessoa, que é predisposta à epilepsia, tem ataques epiléticos quando o nível basal de excitação do sistema nervoso (ou uma parte suscetível ao estado de epilepsia) cai abaixo de certo limiar. Dependendo do tempo que este nível é mantido abaixo do limiar, nenhum ataque é disparado (GUYTON, 2006).

A epilepsia não tem cura, mas é controlável através de medicamentos, sendo usado um procedimento cirúrgico para os casos mais graves. Além disso, a epilepsia causa sérios transtornos sociais e econômicos. Pessoas com epilepsia continuamente se deparam com um estigma e exclusão social. Uma das iniciativas que pode diminuir este estigma na sociedade é levar conhecimento à população e aos profissionais da área (GUYTON, 2006).

O custo do tratamento da epilepsia varia de país para país. Em 1990, a Organização Mundial de Saúde (OMS), realizou um levantamento onde concluiu que o preço médio de uma droga para tratamento anti-epiléptico poderia custar algo em torno de US\$ 5,00 por pessoa ao ano.

Os estudos das ondas cerebrais em humanos iniciaram-se em 1924 com as observações do alemão Hans Berg, que eram feitas em pacientes que apresentavam defeitos cranianos. Em 1925, Hans Berger observou que era possível obter os sinais cerebrais de pacientes que tinham crânios sem deformações ou imperfeições e que era possível fazer isso a partir do escalpo. Entre 1926 e 1929, ele conseguiu fazer nítidas aquisições das ondas alfa. A utilização de galvanômetros de enrolamento duplo foi de extrema importância para este feito. O equipamento utilizado possuía sensibilidade de $130 \mu V/cm$ e, à época, era o modelo mais poderoso da Siemens. As gravações eram feitas em papéis fotográficos com duração de 1 a 3 minutos. O equipamento utilizado neste processo de obtenção do sinal é o eletroencefalógrafo e o registro das ondas cerebrais é o eletroencefalograma (EEG) (NEIDERMEYER; SILVA, 1998; GRASS, 1984).

Na década de 50 foi quando o EEG se tornou algo de uso comum. No início dessa década, praticamente todos os hospitais universitários possuíam pelo menos uma máquina de EEG. Ao final da década, o aparato necessário para se realizar o EEG estava presente em um grande número de hospitais públicos e mesmo em hospitais privados (NEIDERMEYER; SILVA, 1998).

A crescente na utilização do EEG combinado com técnicas de neuroimagem

emerge; EEGs digitais de tempo-real utilizados em aplicações críticas tornam-se cada vez mais importantes em Unidades de Terapia Intensiva (UTI), salas de emergência e salas de operação. A utilização de técnicas de processamento de sinais aplicadas a sinais oriundos do EEG são empregados com mais frequência (SWARTZA; GOLDENSOHNB, 1998).

Uma das principais ferramentas para identificar a ocorrência ou analisar a predisposição à epilepsia é o eletroencefalograma (EEG). Esse equipamento amplifica os sinais das ondas cerebrais. Seu uso nos dias atuais, não se restringe mais a uma única sala nos hospitais. A presença deste tipo de equipamento nas casas de pacientes com epilepsia é importante, uma vez que possibilita o monitoramento remoto de pacientes com esse tipo de distúrbio. Com o aumento do número de residências com acesso à *internet* em banda larga, isso pode se tornar uma realidade em curto prazo. Por isso, o desenvolvimento de equipamentos que possibilitem realizar a aquisição de ondas cerebrais e também disponibilizar seus dados através da *internet* a um centro médico é importante para pacientes portadores desse tipo de distúrbio.

A tendência é que equipamentos de EEG não se restrinjam aos hospitais e salas de cirurgia, nota-se cada vez mais a necessidade da presença de equipamentos desta natureza na casa de pacientes ou em programas de saúde do governo federal, como o atual Estratégia Saúde da Família (ESF). A aplicação neste tipo de programa é maximizada quando os equipamentos possuem dimensões pequenas e são portáteis. Nesses casos, é possível utilizar *Holters* de EEG, por exemplo, que possibilitam a gravação constante do estado cerebral do paciente. Também é importante o acesso remoto deste tipo de equipamento, facilitando assim diagnósticos por um grupo de médicos especialistas localizados em um hospital de referência distante do local do exame, por exemplo. Aplicações em telemedicina, que possibilitam esse acesso remoto, auxiliam no diagnósticos realizados por centros especializados remotos. Com isso, o tratamento desses casos pode ser melhor acompanhado.

1.1 Motivação

Atualmente, com a modernização da infra-estrutura dos hospitais, os equipamentos de aquisição de sinais biomédicos necessitam de interfaces capazes de prover comunicação e integração com outros equipamentos. Com isso, a necessidade de inclusão de recursos de telecomunicações, como por exemplo, o acesso à rede

de dados, torna-se necessário, notadamente para seu uso clínico, de pesquisa e de ensino.

Além disso, novos problemas começam a surgir com o envelhecimento da população, resultante do aumento da expectativa de vida. Hoje existem 600 milhões de pessoas acima de 60 anos. Esse número deve dobrar em 2025 e alcançará dois bilhões em 2050. Com isso, a inserção de equipamentos tecnológicos que facilitem o diagnóstico de enfermidades, deve trazer vantagens para a população desta faixa etária. Logo, equipamentos médicos que permitam o acesso remoto às informações coletadas de pacientes e de estado de funcionamento do próprio aparelho através de redes de telecomunicações, devem se tornar uma realidade em curto prazo. Isto evita a necessidade do paciente deslocar-se até uma unidade hospitalar. Além disso, há redução de custo de atendimento, já que o médico pode analisar o resultado do exame remotamente (UNITED, 2007).

No entanto, a maioria dos sistemas comerciais de aquisição não permitem acesso completo às ondas cerebrais, ou seja, seu uso é proprietário, portanto não disponibilizado para a comunidade para pesquisas. Assim, equipamentos que disponibilizam seus dados podem ter seu preço bastante elevado, em muitas vezes, pode impossibilitar pesquisas na área de interesse ou mesmo a utilização em programas governamentais de assistência à saúde pública.

A extração de alguns parâmetros, a partir de informações presentes no EEG coletado, auxilia o especialista no momento da análise de exames. Neste caso, o especialista dispõe de maior quantidade de informações, além das formas de onda, tais como a frequência média, picos de frequência, entre outros parâmetros. Além disso, se a aplicação for o envio apenas destes parâmetros, há a economia de tráfego de dados na rede utilizada, caso o processamento do sinal seja realizado no próprio equipamento que realiza a aquisição do exame.

A utilização de técnicas de processamento digital de sinal pode ser realizada nos sinais obtidos dos pacientes, sendo a análise espectral uma das abordagens mais utilizadas. Nessa abordagem, as principais ferramentas utilizadas são a transformada discreta de *Fourier* e a transformada *Wavelet*. Estudos comparativos entre essas transformadas são descritos por Akin *et al.* (AKIN, 2002) e Muthuswamy *et al.* (MUTHSWAMY, 1998).

A amplitude do espectro de um sinal ou uma série temporal pode ser definida como uma distribuição de várias amplitudes em diferentes frequências. Isso nos dá

uma figura quantitativa do conteúdo de frequências que aquele sinal possui. Em outras palavras, se um sinal a ser modelado é a soma de tons puros de diferentes frequências e fases, seu espectro fornece a amplitude de todos esses tons. No caso de sinais neurológicos, é frequente utilizar-se a análise espectral para chegar a conclusões que não são possíveis em estudos no domínio do tempo. Por exemplo, o acompanhamento de diferentes estágios do sono é melhor observado quando utilizada a análise espectral. Isto porque, neste caso, há o aparecimento de ondas de baixíssima frequência, de até 3Hz (WEBSTER, 2006b).

A análise espectral para extração de parâmetros pode ser realizada no próprio equipamento ou, o que é mais comum, em estações de trabalho que possuam maior poder computacional para realizar os cálculos de maneira mais rápida. Alguns equipamentos de aquisição de sinal possuem apenas um tipo de saída, podendo ser uma saída RS-232 ou Paralela. Com o tempo estas interfaces entram em obsolescência em computadores pessoais (PC) montados em série, à medida que outras interfaces com melhor desempenho entram no mercado. Para isso, o sistema de aquisição deve possuir interfaces modernas e que sejam de uso comum em computadores pessoais atuais, como por exemplo, a interface USB.

A motivação da utilização da interface *ethernet* dar-se pelo crescimento do uso da rede mundial de computadores, a *internet*, e de redes locais para transmissão de dados em áreas nas quais não era comum a sua utilização, como a área biomédica, por exemplo.

Com a ampla utilização da *internet*, o protocolo TCP/IP tornou-se um padrão importante de comunicação. O TCP/IP é uma camada de abstração utilizada para realizar transferência de arquivos, envio de *emails*, transmissão de páginas HTTP e conexões *peer-to-peer*. Em ambientes embarcados, a utilização de pilhas TCP/IP torna possível a comunicação deste sistema com outros sistemas em redes locais ou em redes remotas através da *internet*.

1.2 Trabalho proposto

Diante da necessidade do desenvolvimento da área de engenharia biomédica dentro do curso de Engenharia de Teleinformática, e visando uma maior integração entre a Faculdade de Medicina e o Departamento de Engenharia de Teleinformática, este trabalho propõe o desenvolvimento de um sistema de aquisição capaz de realizar a amplificação dos sinais cerebrais a partir do escalpo. Além disso, disponibilizar

estes dados através de interfaces de comunicação. As interfaces de comunicação que atendem aos requisitos técnicos do projeto são a interface *USB Device* e *Ethernet*. A interface *USB Device* é utilizada para ser conectada próximo ao local do exame, em um PC. Já a interface *ethernet* deve ser utilizada como forma de comunicação remota com o equipamento, podendo ser utilizada para conexão com a rede mundial de computadores, não limitando o seu uso apenas à rede local (LAN).

Como parte integrante deste trabalho, o desenvolvimento de *firmware* e *software* está presente. O *firmware* tem os seguintes papéis dentro deste trabalho: realizar a inicialização do microcontrolador; configurar os periféricos utilizados, neste caso a interface ethernet, o conversor analógicos digitais, os *times* e a interface serial; digitalizar os sinais através do conversor analógico digital; transmitir os dados através das interfaces *USB Device* ou *ethernet*. Por sua vez, o *software* desenvolvido tem os seguintes papéis: inicializar a comunicação entre o protótipo proposto e a aplicação; realizar a recepção dos dados das ondas cerebrais através das interfaces *USB Device* ou *ethernet*; fazer o processamento digital do sinal através de filtros para segmentação dos ritmos cerebrais, podendo ser utilizado em análises de predisposição à epilepsia.

Para desenvolver um equipamento que atenda aos requisitos discutidos anteriormente, alguns objetivos gerais de específicos devem ser satisfeitos.

1.3 Objetivos

O presente trabalho tem como principal objetivo desenvolver um protótipo de hardware com quatro canais para aquisição sinais biomédicos com uma interface *USB Device* e uma interface *ethernet*.

No desenvolvimento deste trabalho outros objetivos específicos devem ser atingidos:

- i. realizar a revisão bibliográfica sobre o tema;
- ii. analisar os componentes adequados à aplicação;
- iii. projetar circuitos para amplificação, filtro e rejeição de faixas de frequência;
- iv. simular os circuitos projetados;

- v. projetar um protótipo capaz de ser evoluído para tornar-se um produto utilizado em ambientes médicos críticos;
- vi. testar os protótipos desenvolvidos em pacientes do Hospital Universitário Walter Cantídio (HUWC);
- vii. desenvolver um software capaz de receber os dados oriundos das interfaces *ethernet* e *USB* enviadas pelo protótipo de hardware;
- viii. implementar filtros para separação de frequência;
- ix. desenvolver o *firmware* para o processador do protótipo, que realiza a amplificação, digitalização e transmissão das formas de ondas ao PC;
- x. disponibilizar para a comunidade acadêmica os arquivos gerados durante o desenvolvimento deste trabalho em um repositório livre;
- xi. disponibilizar a Universidade Federal do Ceará (UFC) a arquitetura de um sistema de aquisição de sinais biomédicos, capaz de amplificar sinais cerebrais a partir do escalpo.

Apesar dos objetivos específicos citados, este trabalho não tem como objetivos desenvolver um equipamento comercial. Logo, o mesmo não deve ser utilizado em ambientes hospitalares sem autorização ou orientação de um médico. Sendo assim, este equipamento deve apenas ser utilizado para fins de pesquisa acadêmicas.

1.4 Organização da dissertação

No Capítulo 2 é realizada uma descrição do sistema nervoso, suas partes principais, seu funcionamento e suas funções. Além disso, são mostradas as principais doenças que atingem o sistema nervoso. Também nesse Capítulo, é realizada a revisão sobre os princípios de eletroencefalografia, como a utilização de padrões de posicionamento de eletrodos. É abordada a origem do sinal elétrico, através da geração do sinal e sua condução através do corpo humano. Os padrões presentes e as técnicas utilizadas para análise de um EEG, estão abordados neste Capítulo.

No Capítulo 3 é realizada uma revisão bibliográfica sobre as arquiteturas aplicadas à eletroencefalógrafos. É dada ênfase nos circuitos de amplificação, suas

características, montagens, vantagens e desvantagens. Além disso, são abordados aspectos de *firmware*, através do detalhamento das interfaces utilizadas no trabalho e tipos de pilhas de protocolos de comunicação disponíveis.

No Capítulo 4 é descrita a metodologia aplicada ao projeto de *hardware*, *firmware* e *software*. A metodologia de *hardware* é apresentada através da seleção de componentes, especificação de filtros e especificação do processador. No *firmware*, são descritos os protocolos de comunicação utilizados para transmissão dos dados adquiridos. Também é apresentado o *software* desenvolvido para recepção, visualização e análise dos dados obtidos. Além disso, neste Capítulo são apresentados os protótipo desenvolvidos no decorrer deste trabalho.

O Capítulo 5 apresenta os resultados alcançados, pelo trabalho proposto, como o protótipo montado, a resposta em frequência do bloco de amplificação de sinal e o funcionamento do filtro *notch* de 60 Hz. Além disso, é exposto o procedimento utilizado para a aquisição de um exame EEG, utilizando o protótipo desenvolvido. Os resultados de alguns exames realizados também estão disponibilizados neste Capítulo.

Por fim, no Capítulo 6 são expostas as conclusões resultantes do trabalho desenvolvido, as contribuições à sociedade e à comunidade acadêmica e os trabalho que podem surgir a partir do deste exposto.

1.5 Produção Científica

No período de desenvolvimento do trabalho proposto, foram gerados três protótipos de *hardware*. O primeiro protótipo possui apenas dois canais de amplificação e interface serial RS-232. O segundo protótipo é uma prova de conceito realizada para inclusão da interface *ethernet* e USB. No terceiro protótipo, o número de canais está ampliado para quatro, a interface serial é substituída pela interface *USB Device*, e a interface *ethernet* é adicionada. Além disso, os seguintes artigos foram publicados em congressos da área:

- CUNHA, M.A.P.; CORTEZ, P.C.; VALE, O.C.; DE LIMA NETO, L.A. Desenvolvimento de um protótipo para Aquisição de Ondas Cerebrais com Interface *Ethernet* e USB. In: Proceeding of CBIS, 2010, Porto de Galinha-PE. XII Congresso Brasileiro de Informática na Saúde, 2010;

- DE LIMA NETO, L.A.; CORTEZ, P.C.; PEREIRA JUNIOR, E.B.; CUNHA, M.A.P. Sistema Móvel de Aquisição de Eletrocardiograma com comunicação *Bluetooth* e transmissão por GPRS ou 3G. In: Proceeding of CBIS, 2010, Porto de Galinha-PE. XII Congresso Brasileiro de Informática na Saúde, 2010;
- DE LIMA NETO, L.A.; CORTEZ, P.C.; PEREIRA JUNIOR, E.B.; CUNHA, M.A.P. Protótipo de Eletrocardiógrafo Portátil com uma Derivação e Comunicação com Celular via Bluetooth. In: Proceeding of CBEB, 2010, São João Del Rei-MG. XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.

O artigo abaixo foi submetido a congresso da área:

- CUNHA, M.A.P.; CORTEZ, P.C.; VALE, O.C.; DE LIMA NETO, L.A. Protótipo para aquisição de Ondas Cerebrais com Recursos de Conectividade. CLAIB 2011, Havana. V *Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica*.

Capítulo 2

Sistema Nervoso e Princípios de Eletroencefalografia

Neste Capítulo é dado o enfoque à fisiologia do sistema nervoso, desde a geração do biopotencial neural, passando pelas partes que o compõe e, também, é exposta uma anomalia bastante comum no sistema nervoso, a epilepsia. Além disso, aspectos da aquisição deste biopotencial são tratados. A eletroencefalografia ou EEG é a medida da atividade neural cerebral resultante da ação dos neurônios no cérebro. A recepção e transmissão informações por parte do cérebro é realizada através da despolarização dos neurônios, enviando um potencial de ação através das fibras nervosas. Esta atividade é contínua, com isso, há polarização e despolarização dos neurônios constantemente, isso resulta na geração dos sinais elétricos. Essa atividade espontânea do cérebro é dinâmica, estocástica, não-linear e não-estacionária, cujos sinais podem ser obtidos através de eletrodos localizados no escalpo (JENNINGS *et al.*, 1995; VUCKOVIC *et al.*, 2002).

Para realizar a aquisição das ondas cerebrais é necessário ter o entendimento de como as mesmas são geradas e propagadas desde seu nível celular. Para isso, é necessário entender como é formado esse potencial dentro das células e o que é necessário para que essas ondas se propaguem dentro do corpo através do sistema nervoso.

O sistema nervoso é o responsável pelo controle de todas as atividades do corpo humano, sendo assim o sistema mais importante. No entanto, sua principal função é controlar outros sistemas, sozinho não pode controlar todo o corpo. Para entender

melhor essa relação entre o sistema nervoso e os outros sistemas, é fundamental entender o funcionamento das partes que o compõem e suas funcionalidades.

O cérebro possui regiões com funcionalidades diferentes, que possuem atividades elétricas distintas, algumas vezes apresentando frequências altas e em outras regiões frequências mais baixas. Com isso, o posicionamento dos eletrodos no escalpo varia de acordo com o objetivo da pesquisa, pois a posição do eletrodo pode fornecer formas de onda diferentes. Para padronizar o posicionamento dos eletrodos no escalpo existem vários sistemas, sendo que o mais comum é sistema internacional 10-20.

2.1 Origem do biopotencial

Os biopotenciais são resultado da ação eletroquímica de algumas classes de células conhecidas como células excitáveis. Essas células fazem parte dos tecidos musculares, nervosos e glandulares. Eletricamente essas células apresentam o potencial de descanso e, quando estimulada apropriadamente, um potencial de ação é gerado. A origem deste potencial dentro das células e a influência do meio em que estão imersas, conduz a um melhor entendimento para aquisição dos sinais biomédicos (WEBSTER, 1998).

2.1.1 Potencial da membrana

A concentração de potássio (K^+) é grande no interior das células e no exterior é muito pequena. Devido a isso, há a tendência de íons de potássio se mover por difusão para o exterior da célula através da membrana. Com isso, há a transferência de cargas positivas para o exterior das células, criando eletropositividade no exterior e eletronegatividade no interior destas, devido à remanescência de ânions negativos que não são transportados pelo processo de difusão junto com o potássio. A diferença de potencial entre o interior e o exterior da célula é chamada de potencial de difusão. Em um espaço curto de tempo, algo em torno de milissegundos, este potencial se torna grande o suficiente para bloquear a passagem de potássio para o exterior da célula. O potencial de difusão em uma fibra nervosa mamária é em torno de -94 mV , portanto negativa internamente (GUYTON, 2006).

2.1.2 Medida do potencial da membrana

A medida deste potencial é simples em teoria, mas bastante difícil na prática, pois as dimensões envolvidas são muito pequenas. O processo de medição do potencial de uma fibra nervosa pode ser vista na Figura 2.1, em que um eletrodo é introduzido no interior da fibra. Então, o outro eletrodo é colocado no fluido extracelular. A diferença de potencial é registrada através de um voltímetro apropriado, capaz de medir tensões muito baixas.

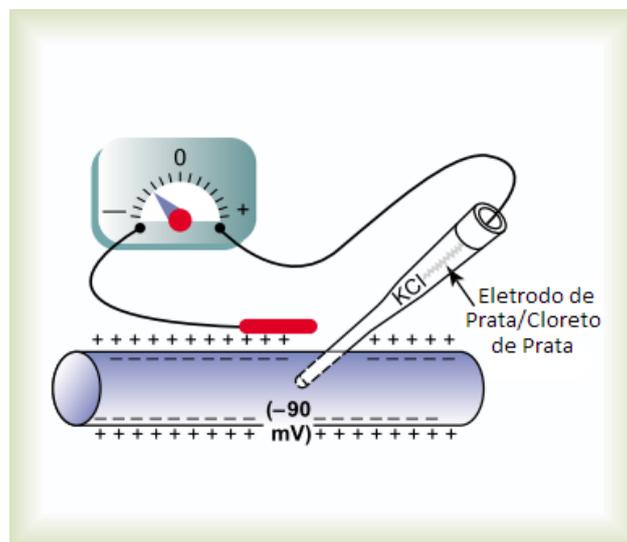


Figura 2.1: medição do potencial de uma membrana de uma fibra nervosa utilizando um microeletrodo. Adaptada de (GUYTON, 2006).

Ao fixar um dos eletrodos, preferencialmente o eletrodo de referência, no meio externo da célula e mover o outro eletrodo através da membrana plasmática, observa-se a transição abrupta entre o potencial externo e o potencial na membrana. Ao continuar movendo o eletrodo no interior da fibra nervosa, a diferença de potencial se mantém constante. Ao atravessar a membrana novamente, a diferença de potencial retorna ao ponto inicial de referência.

Para criar o potencial negativo dentro da membrana, apenas os íons positivos, suficientes para formar uma camada de dipolos na membrana, são transportados para fora da célula. Todos os outros íons restantes no interior da membrana podem ser positivos ou negativos, isso pode ser observado na Figura 2.2. Portanto, um número bastante pequeno de íons necessita ser transferido através da membrana para gerar o potencial de repouso.

A distribuição interna dos íons e a forma de onda adquirida com o procedimento descrito anteriormente podem ser observadas na Figura 2.2.

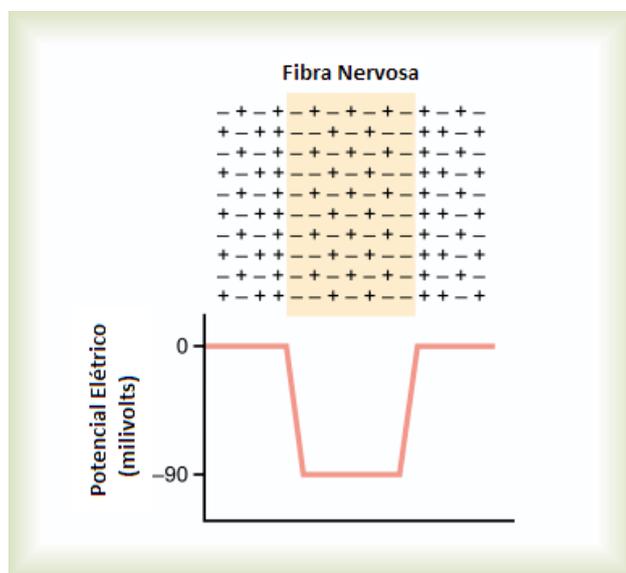


Figura 2.2: distribuição dos íons e cátions no interior das células e mudança abrupta de tensão na membrana plasmática. Adaptada de (GUYTON, 2006).

Uma quantidade também muito pequena de íons positivos movendo-se para o interior da célula pode reverter o potencial de repouso de -90 mV para $+35\text{ mV}$. Essa reversão de potencial pode ocorrer em $0,001\text{ ms}$. Isso possibilita mudanças rápidas no potencial da membrana (GUYTON, 2006).

2.1.3 Potencial de Ação

Os potenciais de ação são as mudanças rápidas no potencial da membrana das fibras nervosas e que se espalham rapidamente. A condução desses potenciais é uma propriedade das células excitáveis, das quais as células nervosas fazem parte. Cada potencial de ação inicia-se através de uma mudança repentina do estado de repouso da membrana. O começo repentino do potencial de ação e a sua abrupta recuperação podem ser vistos na Figura 2.3, sendo possível distinguir seus estágios. Os estágios do potencial de ação são repouso, polarização e despolarização (WEBSTER, 1998; GUYTON, 2006).

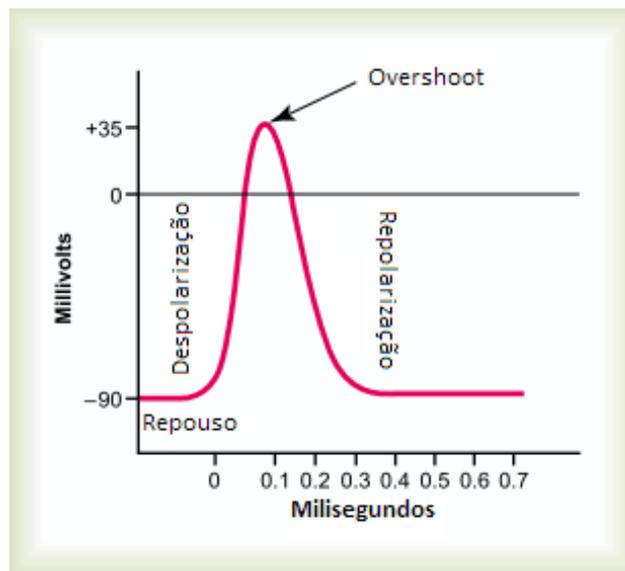


Figura 2.3: potencial de ação.

O estágio de repouso é o momento onde há a presença do potencial de repouso, que é o potencial da membrana antes do potencial de ação ser iniciado. A membrana é dita polarizada durante esse estágio porque a membrana está com potencial de -90 mV . No momento em que a membrana abruptamente se torna muito permeável aos íons de sódio, permitindo que uma grande quantidade de cargas positivas de íons sódio se movimentem para o interior do axônio, a célula está no estágio de despolarização. Assim, nesse processo, o estado polarizado de -90 mV é imediatamente neutralizado pelo fluxo íons de sódio positivamente carregados. Com isso, o potencial cresce rapidamente para tornar-se positivo. Em fibras nervosas longas, o excesso de íons de sódio movendo-se para o interior da célula causa uma sobre-tensão positiva no potencial da membrana, tornando-a pouco positiva. Em fibras nervosas menores, como as presentes em alguns neurônios do sistema nervoso central, o potencial apenas aproxima-se do zero, não passando para o limiar positivo. Após poucos instantes, a membrana se torna altamente permeável íons de sódio. A rápida difusão do íons de potássio para o exterior restabelece o estado normal de potencial de repouso da membrana. Isso é chamado de repolarização da membrana e faz parte do estágio de repolarização (GUYTON, 2006).

Esse processo de repouso, despolarização e repolarização cria o potencial de ação, que é responsável pela condução dos impulsos elétricos nas células nervosas.

2.2 Partes do Sistema Nervoso

Nesta seção são descritas as partes integrantes do sistema nervoso e seu controle sobre os outros subsistemas do corpo humano, como o sistema muscular e cardíaco. As informações disponibilizadas nas seções seguintes são baseadas nas publicações de Bronzino *et al.* (BRONZINO, 2000), Guyton *et al.* (GUYTON, 2006), Ernst *et al.* (NEIDERMEYER; SILVA, 1998), Lopes *et al.* (LOPES, 2002) e Laura *et al.* (GUILHOTO, 2009).

2.2.1 Estruturas nervosas

O sistema nervoso pode ser definido como a união de células nervosas, bem como de células não-nervosas. Células nervosas, ou neurônio, são especializadas na geração, integração e condução de sinais de entrada do mundo exterior ou de outros neurônios e os entrega a outras células excitáveis ou aos atuadores, como as células musculares.

O sistema nervoso central (SNC) contém mais de 100 bilhões de neurônios. Um neurônio típico encontrado no córtex motor pode ser observado na Figura 2.4. Os sinais de entrada chegam através destes neurônios pelas sinapses localizadas comumente nos dendritos, mas também podem aparecer no corpo da célula. Para cada tipo diferente de neurônio, podem existir de poucas centenas até cerca de 200.000 conexões sinápticas, ligando as células sensoriais. Por outro lado, o sinal de saída é conduzido por um único axônio deixando o neurônio. Então, esse axônio possui algumas separações para outra parte do sistema nervoso ou parte periférica do corpo.

Uma característica interessante da maioria das sinapses é que o sinal normalmente é conduzido em um único sentido, partindo do axônio, processado pelo neurônio e tendo como saída o dendrito para a próxima célula nervosa. Isso faz com que o sinal passe na direção necessária para fazer alguma função nervosa específica.

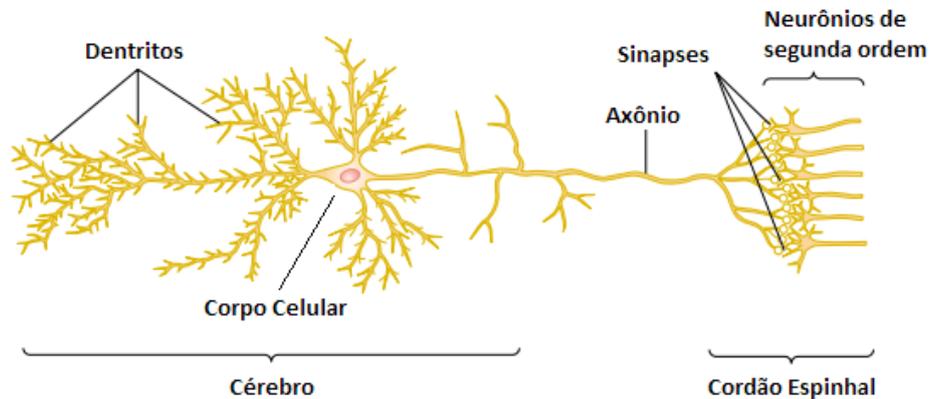


Figura 2.4: neurônio típico encontrado no córtex motor.

2.2.2 Neurônios Receptores

A maioria das atividades do sistema nervoso se inicia através dos receptores sensoriais, que podem ser os receptores visuais nos olhos, auditivos nos ouvidos, os tácteis presentes na pele, ou outro tipo de receptor. As informações obtidas dos receptores podem causar uma reação imediata, a partir do cérebro, ou causar o seu armazenamento na memória por dias, semanas ou anos e com isso determinar uma reação futura do corpo.

As informações obtidas através dos receptores entram no sistema nervoso central através dos nervos periféricos e são conduzidos imediatamente às áreas sensoriais como: na medula espinhal, em todos os seus níveis; nas substâncias reticulares da medula, ponte e mesencéfalo do cérebro; no cerebelo; no tálamo; e em áreas do córtex cerebral.

2.2.3 Neurônios motores

Um dos papéis mais importantes do sistema nervoso é controlar algumas atividades do corpo. Isso pode ser feito através de alguns tipos de controle, tais como: o da contração adequada da musculatura esquelética; o da contração dos músculos lisos dos órgãos internos do corpo; o da secreção de substâncias químicas das glândulas exócrinas, como o suco para realizar a refrigeração, e endócrinas, como a liberação do *gastrin* ao receber o estímulo do cheiro do alimento.

O músculo esquelético pode ser controlador de vários pontos do sistema nervoso central, incluindo: a medula espinhal; as substâncias reticulares da medula, ponte e

mesencéfalo do cérebro; o cerebelo; o tálamo; e áreas do córtex cerebral. Cada uma dessas áreas desempenha um atividade importante e tem seu papel específico, as partes mais baixas, localizadas na proximidade do músculo, atuam nas respostas automáticas e instantâneas do músculo ao estímulo sensorial, as regiões altas analisam os movimentos mais complexos controlados pelos processos do cérebro.

2.2.4 Processamento da informação

Uma das mais importantes funções do sistema nervoso é processar as informações que estão chegando a todo o momento através dos receptores. Mais de 99 % das informações são irrelevantes para o cérebro e são descartadas pelo mesmo. Por exemplo, o contato do nosso corpo com as roupas. Mas quando informações sensoriais que estimulam o cérebro chegam, essas são chaveadas para regiões de integração e motoras do cérebro, gerando uma resposta desejada. Esse chaveamento e processamento da informação é denominada *função integrativa* do sistema nervoso.

Sempre que a informação é transferida entre diferentes partes do sistema nervoso, alguns caminhos de comunicação são estabelecidos, e alguns parâmetros do impulso nervoso de disparo relevantes para a comunicação precisam ser configurados. Tendo em vista a comunicação é através de impulsos, ou trens de pulso, algumas variáveis são o número de pulsos e o intervalo entre os disparos. Por analogia, o sistema nervoso atua como um sistema codificado por pulsos. A codificação da informação pode ser baseada na frequência média, onde cada frequência significaria um tipo de informação relevante. Outros parâmetros podem ser utilizados para a decodificação da informação, como o tempo de disparo, algum padrão temporal, latência e atraso nos picos da onda, variância no intervalo dos picos, entre outros padrões.

2.2.5 Armazenamento da informação - Memória

Apenas uma pequena parte dos eventos detectados pelas células sensoriais disparam alguma ação motora, mas grande parte das informações é armazenada para uso futuro do controle de atividades motoras e para uso no processo de pensamento. A maioria do armazenamento está contida no córtex cerebral, mas mesmo em regiões basais do cérebro e na medula espinhal é possível haver armazenamento de pequenas quantidades de informação.

Ao processo de armazenamento da informação, dar-se o nome de memória, e essa é também umas das funções da sinapse. Toda vez que um mesmo conjunto de

sinais passa através de uma sequência de sinapses, essas se tornam mais suscetíveis à transmissão daquele mesmo sinal no próximo estímulo. Esse processo é denominado facilitação. Depois que esses sinais passaram uma grande quantidade de vezes, a sinapse facilita a passagem dele tanto, que os sinais gerados pelo próprio cérebro podem também causar a transmissão do impulso, mesmo quando as células sensoriais não são estimuladas.

A memória não é imediatamente fixada depois do processo de aprendizagem, mas continua amadurecendo, até chegar ao ponto de estabilizar, ocorrendo com o passar do tempo. Essa estabilização é chamada de *consolidação da memória* (*consolidation of memory*), sendo uma característica dinâmica da memória de longa duração, mas isso não é um processo de tempo definido nem é determinado pelo tempo de aprendizado. Isso é um processo de reorganização da informação armazenada. Com o passar do tempo, a memória ainda não consolidada desaparece, devido à remodelagem dos circuitos neurais, que são responsáveis pela sua representação original, ou devido ao estabelecimento de novas representações, tornando as representações iniciais obsoletas. Pouco se conhece sobre o processo preciso de facilitação das sinapses na memória de longa duração.

2.3 Sistema Nervoso Central - SNC

O sistema nervoso é composto por dois sistemas diferentes que são: o Sistema Nervoso Central (SNC) e o Sistema Nervoso Periférico (SNP). Ambos podem ser separados por sua localização no corpo. O SNC é composto pelo encéfalo e a medula espinhal que se aloja no conduto crânio-requidiano, protegidos pelas meninges e vértebras. Este sistema pode ser dividido em três grandes níveis: medula espinhal, subcortical (baixo cérebro) e cortical (alto cérebro).

Cada um destes níveis possui funções específicas e conjuntamente fazem o sistema nervoso funcionar, mantendo o corpo vivo.

2.3.1 Nível da medula espinhal

É comum imaginar que a medula espinhal é apenas o condutor que liga os sinais da periferia do corpo ao cérebro, ou no sentido inverso, do cérebro para o corpo. Isso não é verdade. Mesmo quando a medula espinhal é rompida na altura do pescoço algumas funções da espinha continuam a funcionar. Por exemplo, os circuitos neurais da medula espinhal podem causar:

- movimentos de caminhada;
- reflexos involuntários de partes do corpo, através de objetos pontiagudos;
- reflexos que fixam as pernas para suportar o corpo contra o efeito da gravidade;
e
- reflexos que controlam os vasos sanguíneos, movimentos gastrointestinais ou a excreção da urina.

De fato, na maioria dos casos, as partes mais altas do cérebro não enviam comandos diretamente para a periferia do corpo, mas enviam sinais para os centros de controle presentes na medula espinhal, simplesmente comandam os centros da medula para executar as funções desejadas.

2.3.2 Nível subcortical

Muito do que se chama de atividade subconscientes do corpo é controlada pelas partes baixas do cérebro - na medula, ponte, mesencéfalo, hipotálamo, tálamo, cerebelo, glândia basal. Por exemplo, o controle subconsciente da pressão arterial e respiração é feito na medula e na ponte. O controle do equilíbrio é uma função combinada do cerebelo e substâncias reticulares da medula, ponte e mesencéfalo. Os reflexos de alimentação, como salivar e lambe os lábios são respostas ao sabor dos alimentos e são controlados por áreas na medula, ponte, mesencéfalo, amígdala e hipotálamo. Vários padrões emocionais, como raiva, excitação, resposta sexual, reações à dor, e reações de prazer podem continuar a acontecer mesmo depois da destruição do boa parte do córtex cerebral.

2.3.3 Nível cortical

O Córtex é uma fonte muito grande de armazenamento de informação e não funciona sozinho, sempre em associação com alguma parte baixa do sistema nervoso.

Sem o Córtex cerebral, as funções da parte baixa do cérebro se tornariam imprecisas. Estas necessitam de informações armazenadas no córtex para realizar suas operações com precisão. Então, o Córtex funciona como um banco de dados em que as partes baixas do sistema nervoso buscam parâmetros para realizar suas operações corretamente.

Conforme descrito anteriormente, o Córtex é essencial na maioria dos nossos processos de pensamento, mas não funcionaria isoladamente do restante do sistema nervoso. Na verdade, são as outras porções do sistema nervoso que iniciam o processo de vigília do córtex cerebral, utilizando assim as informações presentes nele. Logo, cada parte no sistema nervoso possui uma função específica, sendo o Córtex o responsável pelo armazenamento da enorme quantidade de informações necessárias ao funcionamento correto do corpo e da mente.

2.4 Sistema Nervoso Periférico - SNP

Assim como o Córtex é uma parte do SNC e funciona em conjunto com outras partes, o próprio sistema nervoso possui outros subsistemas.

Existe ainda o Sistema Nervoso Periférico (SNP) que consta de um conjunto de nervos distribuídos por todo o organismo. Parte do sistema periférico integra o sistema nervoso autônomo, ou vegetativo, que regula o funcionamento das vísceras e glândulas.

O SNP pode ser subdividido em dois outros sistemas: os Sistemas Autônomo e Voluntário. É possível diferenciá-los através de duas características, sendo uma o tipo de ligação com o sistema nervoso central e a outra é a consciência do controle efetuado.

O SNP Voluntário ou Somático tem por função reagir aos estímulos provenientes do ambiente externo, sendo constituído por fibras motoras que conduzem impulsos do sistema nervoso central aos músculos esqueléticos. O corpo celular de uma fibra motora do SNP Voluntário fica localizado dentro do SNC e o axônio vai diretamente do encéfalo ou da medula até o órgão que o inerva.

O SNP Autônomo ou Visceral, como o próprio nome diz, funciona independentemente de nossa vontade e tem por função regular o ambiente interno do corpo, controlando as atividades dos sistemas digestivo, cardiovascular, excretor e endócrino. Esse sistema contém fibras nervosas que conduzem impulsos do sistema nervoso central aos músculos lisos das vísceras e à musculatura do coração. Um nervo motor do SNP Autônomo difere de um nervo motor do SNP Voluntário pelo fato de conter dois tipos de neurônios, um neurônio pré-ganglionar e outro pós-ganglionar. O corpo celular do neurônio pós-ganglionar fica no interior do gânglio nervoso e seu axônio conduz o estímulo nervoso até o órgão efetuator, que pode ser um músculo

liso ou cardíaco. O corpo celular do neurônio pré-ganglionar fica localizado dentro do SNC e seu axônio vai até um gânglio, onde o impulso nervoso é transmitido sinapticamente ao neurônio pós-ganglionar.

Como o objetivo deste trabalho é analisar a atividade no sistema nervoso central, principalmente nos sinais obtidos a partir do escalpo, não é descrito com profundidade o funcionamento do sistema nervoso periférico, apesar do sistema proposto poder amplificar ondas que formam o ECG

2.5 Anomalias Cerebrais - Epilepsia

Devido à complexidade do sistema nervoso, assim como os demais órgãos, não está imune a doenças e anomalias. A mais comum dessas anomalias é a epilepsia.

A epilepsia é caracterizada por excessiva atividade não controlada de uma parte ou de todo o SNC. Uma pessoa, que é predisposta à epilepsia, tem ataques epiléticos quando o nível basal de excitação do sistema nervoso, ou uma parte suscetível ao estado de epilepsia, cai abaixo de certo limiar. Dependendo do tempo que este nível é mantido abaixo do limiar, nenhum ataque é disparado.

A epilepsia pode ser dividida em três grandes tipos *Grand Mal Epilepsy*, *Petit Mal Epilepsy* e *Focal Epilepsy*. Um EEG típico que apresenta as formas de onda dos três tipos de epilepsia pode ser visto na Figura 2.5.

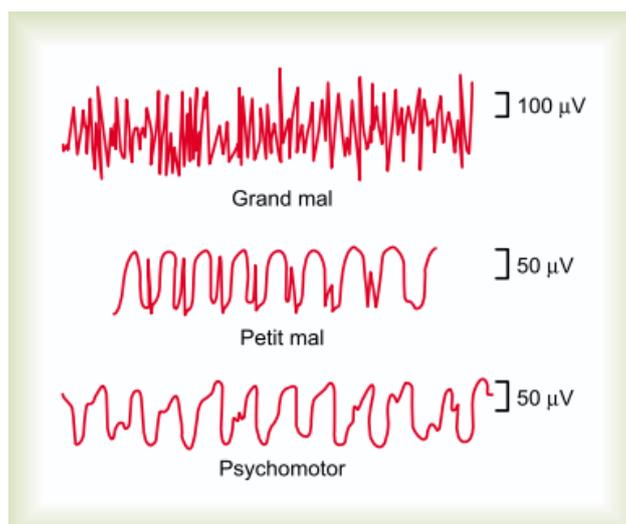


Figura 2.5: formas de ondas típicas encontradas no EEG de diferentes tipos de epilepsia.

A *Grand mal epilepsy* é caracterizada por descargas neuronais em todas as partes

do cérebro: no córtex cerebral, nas partes mais profundas do encéfalo e até mesmo no tronco cerebral. Frequentemente as pessoas quando estão sob esse tipo de ataque mordem ou "engolem" sua língua, dificultando a respiração.

Um ataque epilético de *Grand mal* poder ser de alguns poucos segundos e durar de 3 a 4 minutos. Também é caracterizado por depressão pós-ataque epilético do sistema nervoso como um todo; a pessoa fica em estado letárgico por um ou mais minutos depois do ataque, e então se mantém em fadiga e sonolento por horas depois do ataque.

As descargas de altas tensões e altas frequências encontradas durante um ataque *Grand mal* podem ser vistas na Figura 2.5.

A maioria das pessoas que tem ataques epiléticos *Grand mal* possuem predisposição hereditária à epilepsia. Em tais pessoas, alguns fatores podem aumentar a tendência de esses ataques iniciarem, tais como: estímulo emocional forte, drogas, contínuos e lentos barulhos ou *flashes* de luz. Mesmo em pessoas que não são predispostas geneticamente, alguns tipo de lesões traumáticas em partes do cérebro podem causar excesso de excitabilidade em algumas áreas do cérebro. Essas por sua vez, podem transmitir sinais para os sistemas de ativação do cérebro, causando assim ataques epiléticos *Grand mal* (GUYTON, 2006).

Após uma extrema descarga massiva sobre o sistema nervoso, através de ativações simultâneas. Presume-se que o fim desse tipo de ataque pode se dá pela fadiga neural depois de alguns minutos após o início do ataque.

A *Petit mal epilepsy* é usualmente caracterizada por uma duração de 3 a 30 segundos de inconsciência, durante a qual a pessoa tem contrações musculares, geralmente na região da cabeça, os olhos também piscam. Após estes sintomas, há o retorno da consciência e volta ao estado anterior. Esta sequência total é chamada de síndrome de ausência. O paciente pode passar vários meses sem apresentar nenhum ataque, ou, em casos raros, podem acontecer sequencialmente, um atrás do outro.

É comum que os ataques epiléticos *Petit mal* iniciem na infância tardia e que desapareçam por voltas dos 30 anos de idade. Pode ocorrer que um ataque *Petit mal* inicie um ataque *Grand mal*.

A ***Focal epilepsy*** está relacionada a distúrbios em qualquer parte do cérebro - nas regiões do córtex cerebral ou na estruturas mais profundas do encéfalo e do tronco cerebral. A mesma pode ser oriunda de vários fatores, tais como: pressão

exercida por um tumor em uma determinada região do cérebro, uma área destruída do cérebro, má formação local congênita, entre outras.

2.6 Sistema Internacional 10-20

O Sistema 10-20 ou Sistema Internacional 10-20 é um método reconhecido internacionalmente que descreve o posicionamento dos eletrodos no escalpo durante a realização dos exames e experimentos científicos para aquisição do EEG. Esse método foi desenvolvido com o objetivo de garantir que experimentos fossem reproduzidos e seus resultados comparados ao longo do tempo por outros cientistas e médicos. O sistema é baseado no posicionamento os eletrodos de maneira que abranja uma região do Córtex cerebral imediatamente inferior. A nomenclatura 10-20 se refere ao fato da distância entre os eletrodos ser 10 % ou 20 % da distância total da direita para esquerda ou da posição posterior até a anterior do crânio. Neste sistema o posicionamento dos eletrodos no escalpo pode ser visto na Figura 2.6 (NEIDERMEYER; SILVA, 1998; JASPER, 1958).

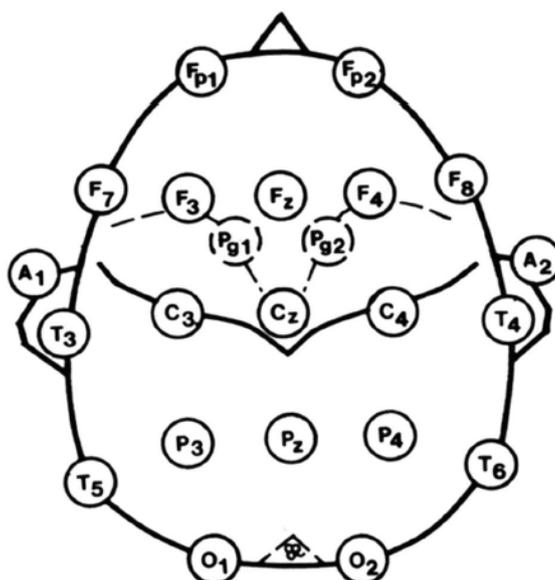


Figura 2.6: sistema internacional 10-20 de posicionamento dos eletrodos (NEIDERMEYER; SILVA, 1998).

O sistema 10-20 é formado por 19 eletrodos no escapo e dois eletrodos nas orelhas. Com isso, é possível fazer a aquisição de até 21 sinais de EEG diferentes, denominados canais. Estes canais podem ser organizados de maneiras diferentes. A

obtenção da forma de onda pode ser através de derivações unipolares (monopolar) ou bipolares desses eletrodos. Ao utilizar uma derivação bipolar, um canal é conectado em pares de eletrodos e o resultado é o registro da diferença de potencial entre esses eletrodos. Portanto, a aquisição neste tipo de posicionamento indica o gradiente do potencial entre duas áreas cerebrais. Este tipo de posicionamento pode ser no sentido Anterior-Posterior do crânio ou de maneira transversal ao crânio. Esses dois posicionamentos podem ser observados na Figura 2.7.A e 2.7.B (WEBSTER, 2006b; MOORE, 2004).

Uma das maneiras de se obter a derivação monopolar é posicionando um dos eletrodos, denominado eletrodo de referência, em uma posição predeterminada, podendo ser a orelha ou o nariz, e fixando o outro eletrodo, denominado eletrodo de captação do sinal, em uma das posições do sistema 10-20. Uma das vantagens desse tipo de derivação é a possibilidade de verificação das descargas generalizadas em diversos eletrodos. Um exemplo de numeração dos canais para a montagem monopolar pode ser visto na Figura 2.7.C (GOLDMAN, 1950; WEBSTER, 2006b).

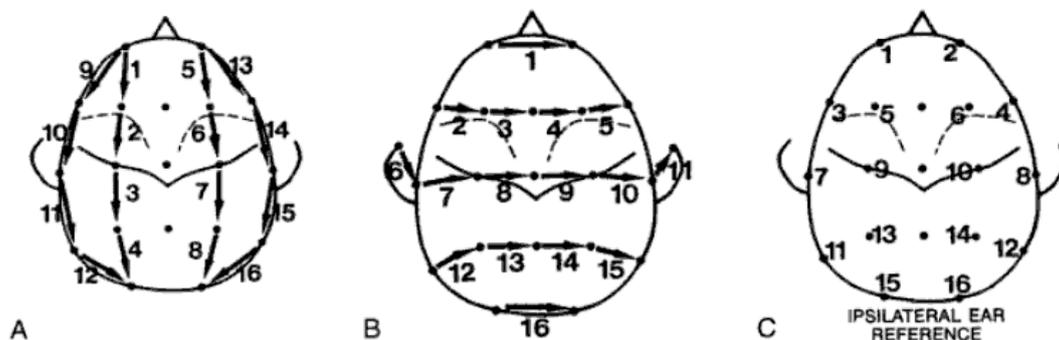


Figura 2.7: A. montagem bipolar anterior-posterior dos eletrodos, B. montagem transversal dos eletrodos, C. montagem monopolar dos eletrodos.

2.7 Interface Eletrodo-Tecido

A interface entre o equipamento de medição e a pele onde está presente o sinal a ser adquirido é feita através de um eletrodo biomédico, que é utilizado de várias formas em uma variedade ampla de aplicações biomédicas, incluindo: detecção de atividade bioelétrica, como o EEG, e aplicação de impulsos terapêuticos no corpo, como os desfibriladores.

As interfaces presentes entre o eletrodo e o sinal a ser estudado, como o eletrólito

aplicado ao eletrodo e a pele do paciente, aumentam o potencial e a impedância dessas interfaces. Isto pode distorcer a medida de biopotencial, durante as aquisições ou apresentar problemas durante a estimulação do tecido, quando injetados impulsos elétricos no tecido. Quando um eletrodo metálico entra em contato com um eletrólito, seja a pele do paciente ou o gel condutor aplicado à pele, ocorre a troca de íons, isso é o resultado de uma reação eletroquímica entre o metal do eletrodo e o eletrólito. Com isso, o eletrodo torna-se carregado negativamente (WEBSTER, 2006a).

As características dos eletrodos têm sido objeto de estudos. Em geral, as características de tensão-corrente do eletrodo-eletrólito são não-lineares, especificamente são sensíveis à corrente que o atravessa, bem como à forma de onda e frequência do sinal (WEBSTER, 1998).

Para entradas senoidais, os terminais do eletrodo possuem características resistivas e capacitivas. Devido ao comportamento essencialmente resistivo em baixas frequências, o modelo contempla um resistor R_{ct} em paralelo a um capacitor C_{dl} , em série com outro resistor R_{total} . Esse modelo descrito pode ser visto na Figura 2.8. A diferença de potencial E_{rev} presente no modelo é consequência do gradiente de concentração iônica na interface entre os meios, por exemplo: a epiderme e o gel condutor ou o gel condutor e o eletrodo. Os valores dos componentes dependem diretamente do material do qual são fabricados os eletrodos e o eletrólito (NETO, 2010).

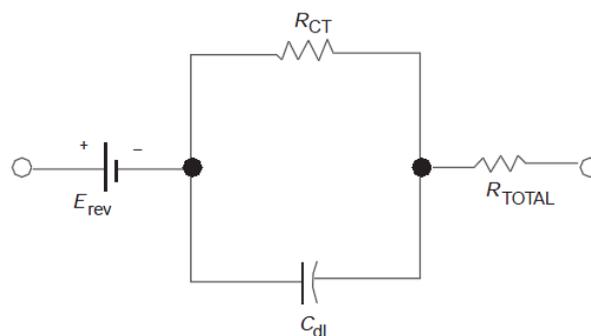


Figura 2.8: circuito equivalente da interface eletrodo-eletrólito.

Este modelo depende da frequência, sendo que em frequências altas e baixas, a impedância é constante, conforme ilustra a Figura 2.9. Um cm^2 de área de eletrodo níquel-carbono a 10 Hz apresenta um valor de impedância de aproximadamente

$30k\Omega$, enquanto um eletrodo $Ag/AgCl$ (Prata/Cloreto de prata) tem menos de 10Ω , respectivamente.

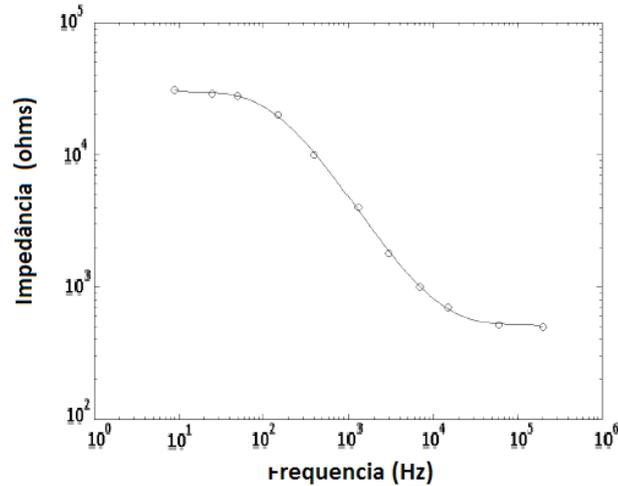


Figura 2.9: magnitude da impedância com a variação da frequência, adaptada de (WEBSTER, 1998).

Quando os biopotenciais são obtidos a partir das superfícies da pele, a interface entre o eletrólito e a pele também deve ser considerada. Um modelo mais completo do que o mostrado na Figura 2.8 é apresentado na Figura 2.10. O valor do potencial E_{rev} é devido à diferença de concentração iônica entre a superfície que separa o gel e a epiderme e pode ser calculado pela equação de *Nernst*. Existem algumas maneiras de diminuir a influência da epiderme sobre a aquisição do sinal, sendo a mais comum a limpeza do ponto de aquisição, através de abrasivos químicos como a acetona ou a utilização de uma lixa fina nesse ponto. Com isso, a influência dos resistores e capacitores que modelam esta camada é reduzida (GUYTON, 2006; WEBSTER, 1998).

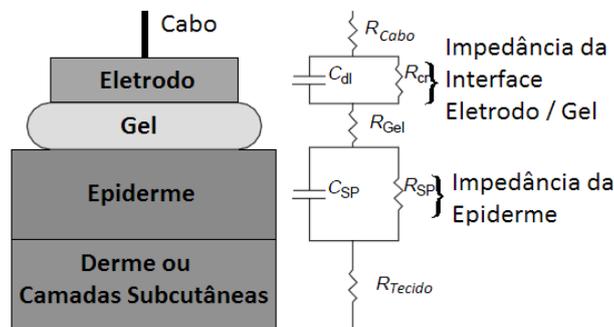


Figura 2.10: circuito equivalente detalhado da interface eletrodo-tecido.

Para boas aquisições do sinal, a impedância da junção eletrodo-tecido deve ser menor do que $5k\Omega$. Entretanto, em algumas aplicações mais críticas, faz-se necessário uma fase prévia de limpeza da pele com materiais próprios para remoção de impurezas, como a gordura, por exemplo. Impedâncias nessa interface abaixo de $20k\Omega$ ainda produzem aquisições de qualidade aceitável (MOORE, 2004).

2.8 Ritmos Cerebrais

Os potenciais de ação obtidos a partir do escalpo variam da ordem de poucos microvolts até poucos milivolts. As oscilações desses potenciais são de uma ou menos a cada segundo até 50 ou mais por segundo. As ondulações desses registros de potenciais elétricos são chamadas de ondas cerebrais e a totalidade do registro constitui o eletroencefalograma EEG. A forma das ondas é muito dependente do grau de atividade do córtex cerebral, havendo uma diferença abrupta entre os estados de vigília, sono e coma, por exemplo. Na maior parte do tempo, essas ondas são irregulares, sem que se possa definir seu padrão geral no EEG. Todavia, por vezes, podem surgir padrões distintivos. Alguns deles são característicos de anormalidades específicas do encéfalo, como a epilepsia. Outros aparecem em pessoas normais, podendo ser classificados como ondas alfa, beta, teta e delta. Um EEG dessas ondas cerebrais pode ser vista na Figura 2.11 (WEBSTER, 2006b).

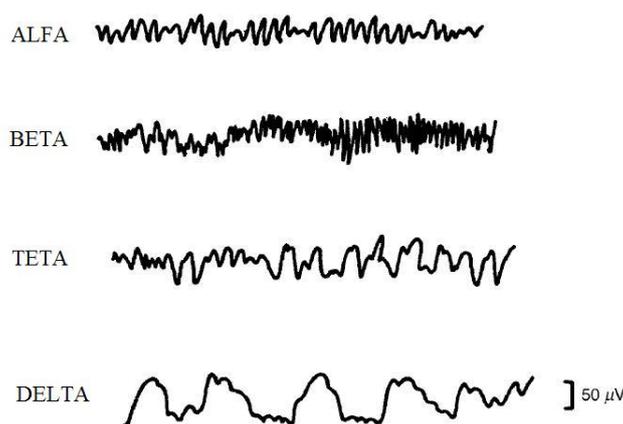


Figura 2.11: tipos de ondas presentes em eletroencefalogramas normais, adaptada de (WEBSTER, 2006b).

As faixas de frequência das ondas cerebrais, suas relações com os estados de atenção e aparecimento de certos tipo de ondas quando anomalias estão presentes

no sistema nervoso são baseados nos trabalho de *Guyton e Webster* (GUYTON, 2006; WEBSTER, 2006b).

As ondas alfa, com frequência entre 8 e 13 Hz, são encontradas no EEG de quase todas as pessoas adultas normais, quando acordadas em estado de cerebração quieta e em repouso. Essas ondas são mais intensas na região occipital, mas também podem ser registradas do escalpo por sobre as regiões parietal e frontal. A ordem de grandeza é, em média, de $50\mu V$. Durante o sono profundo, as ondas alfa desaparecem completamente; se a atenção do paciente acordado é direcionada para algum tipo específico de atividade mental, as ondas alfa são substituídas pelas ondas beta, assíncronas, com maior frequência e menor amplitude. As sensações visuais, como a abertura dos olhos produzem imediatamente, a interrupção das ondas alfa e sua substituição pelas ondas beta assíncronas e de baixa tensão. Essas ondas ocorrem mais intensamente na região occipital do crânio.

Na faixa de frequência de 14 a 30 Hz, há a ocorrência das ondas beta. Particularmente em forte atividade mental, essas ondas podem ocorrer em frequências mais altas como 50Hz, por exemplo, mas raramente atingem esta frequência. Essas ondas são obtidas com mais facilidade na região parietal e frontal do escalpo.

As ondas teta têm frequência que variam entre 4 e 7Hz. Ocorrem, em sua maioria, nas regiões parietal e temporal, em crianças e em alguns adultos, durante estresses emocionais, em especial durante desapontamentos e frustrações. As ondas teta também são encontradas em EEG quando doenças cerebrais, como mal de Parkinson, estão presentes no paciente (PEREIRA; PIMENTEL; GOMES, 1995).

Todas as ondas abaixo da frequência de $3,5Hz$ são caracterizadas como ondas delta. Algumas vezes, ocorrem apenas uma vez a cada 2 ou 3 segundos, ocorrendo no sono muito profundo, na infância e em doenças orgânicas cerebrais graves. Por conseguinte, as ondas delta podem ocorrer, de forma restrita, no córtex, independentemente da atividade nas regiões inferiores do encéfalo.

A análise da presença de cada uma destas durante a análise do EEG pode caracterizar a presença de algum estado cerebral, como sono, hiperatividade, coma, por exemplo. Logo, é importante a análise no domínio da frequência de todo o eletroencefalograma ou em seções desse.

2.9 Técnicas de Análise do EEG

Informações importantes são disponibilizadas através do EEG, que devem ser extraídas do exame. Para isso, existem técnicas de análise que auxiliam na quantificação e classificação das informações disponibilizadas no exame.

Os tipos de análise podem ser classificadas em paramétricas e não-paramétricas, sendo a mais correta. Outro tipo de classificação é a que se baseia na análise do domínio do tempo e da frequência, que é mais comum.

Os métodos não-paramétricos são os mais utilizados. Dentre estes métodos o mais utilizado é a *inspeção clínica*, que é a inspeção visual das formas de onda obtidas. Essa técnica é utilizada durante a execução do exame, em que pode se verificar particularidades no momento do exame, como por exemplo, a existência de baixas frequências no sinal. Apesar de ser o método mais comum é limitado por depender exclusivamente do fator humano. Outra técnica é a *distribuição da amplitude*, que utiliza o fato do sinal do EEG ser considerado, na maior parte do tempo, como uma distribuição Gaussiana. Essa característica pode ser utilizada clinicamente na análise de diferentes estágios do sono (DOLCE; KUNKLE, 1975; DUMERMUTH *et al.*, 1972; ELUL, 1969).

Principal aplicação da técnica de *análise da densidade espectral* em sinais biológicos é determinar a composição de cada uma das frequências no sinal analisado, podendo representar uma relação importante com as características básicas do sistema físico ou biológico analisado. A densidade espectral de um dado sinal ou série temporal pode ser definida como uma distribuição de amplitudes em diferentes frequências. Isto fornece uma foto do conteúdo de frequência contido no sinal (OPPENHEIM; SCHAFER, 2009). Existem diversas técnicas para realizar a análise espectral, sendo que a mais utilizada é a transformada discreta de Fourier ou DFT.

Algumas variações dos métodos citados anteriormente têm sido desenvolvidas com o objetivo extrair dados fiéis e consistentes dos fenômenos físicos ou biológicos.

2.10 Conclusão

Conforme descrito neste Capítulo, o sistema nervoso desempenha papel importantíssimo na manutenção da vida, realizando o controle de todos os outros órgãos, servindo de entrada a estímulos externos e possibilitando a interação com

o meio externo através dos músculos. Tudo isso é possível devido à possibilidade de geração do potencial de ação das células nervosas. No entanto, este sistema é susceptível a doenças, como a epilepsia. A manifestação dessa doença pode ser detectada através do eletroencefalograma. A utilização de recursos tecnológicos como esse para a detecção e o monitoramento desse tipo de anomalia é fundamental do ponto de vista clínico.

Também é apresentado o método internacional de posicionamento dos eletrodos para a realização do EEG, utilizado mundialmente em centros médicos e de pesquisa. Além disso, é exposto um modelo elétrico da interface eletrodo-tecido e algumas sugestões para diminuir a influência desta interface na aquisição do sinal. As ondas presentes em um eletroencefalogramas são discutidas e por fim, técnicas de análise de sinais são expostas, salientando sua importância na conduta clínica. -

Capítulo 3

Arquitetura de eletroencefalógrafos e revisão bibliográfica

Neste Capítulo são apresentadas arquiteturas comumente utilizadas no projeto de eletroencefalógrafo, que é o equipamento utilizado para realizar a aquisição do EEG. Este equipamento é composto principalmente por circuitos de amplificação analógica, nos quais são utilizados amplificadores de instrumentação e filtros diversos.

O ambiente de utilização do equipamento é uma informação importante, tendo em vista que o eletroencefalógrafo pode ser utilizado para aquisições realizadas em pacientes que estão no mesmo ambiente físico e analisadas prontamente pelo médico, mas também pode ser utilizado para realizar aquisições em pacientes remotos e posterior análise por parte de uma junta médica. Dentro destes cenários, a especificação da interface de comunicação torna-se um parâmetro fundamental para o tipo de equipamento projetado.

Interfaces de comunicação simples, como serial, não apresentam complexidade de implementação elevada. No entanto, a utilização de interfaces que possibilitam comunicação remota o nível de complexidade do *firmware* aumenta, sendo aconselhável a utilização de pilhas de protocolos previamente desenvolvidas. Neste Capítulo é realizada uma análise das pilhas disponíveis para ambientes embarcados.

3.1 Ambiente

O eletroencefalógrafo é empregado na aquisição de biopotenciais cerebrais obtidos a partir do escalpo. Também é necessária a visualização das formas de onda obtidas durante o exame. Tipicamente, utiliza-se um equipamento denominado pre-amplificador, responsável apenas pela amplificação e transmissão dos sinais, um equipamento, capaz de disponibilizar a visualização das formas de onda, e um computador pessoal (PC). Em sistemas típicos utilizam-se as interfaces serial ou paralela para transmissão das formas de onda, possibilitando apenas a visualização do exame no próprio ambiente onde o paciente se encontra. O sistema típico empregado no Hospital Universitário Walter Cantídio da Universidade Federal do Ceará (UFC) pode ser visto Figura 3.1.

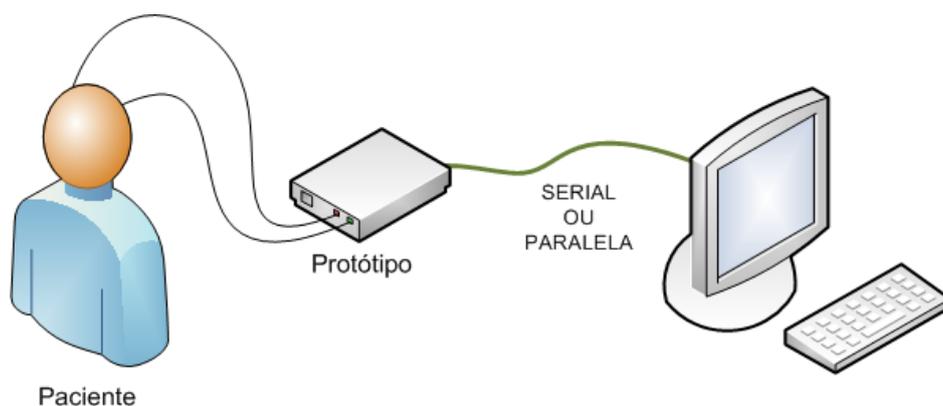


Figura 3.1: sistema típico utilizado para aquisição de EEG.

Esse sistema é composto por amplificadores e filtros, presentes no AFE, pela interface de comunicação e pelo equipamento de visualização presente no local do exame.

Sistemas capazes de fornecer informações de maneira remota ainda não são comuns em ambientes hospitalares e residenciais. Um exemplo de um sistema de aquisição remota pode ser visto na Figura 3.2.

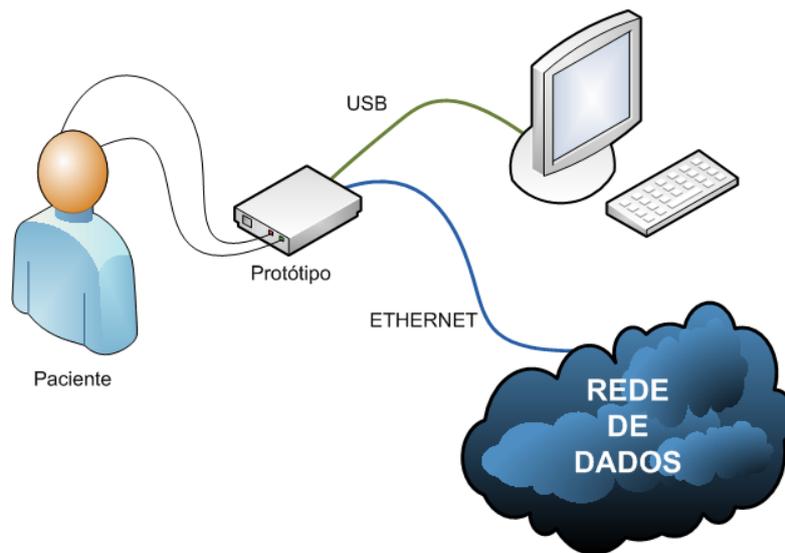


Figura 3.2: ambiente de aquisição remota.

3.2 Sistema de aquisição - *Analog Front End*

Os sinais biológicos são *potenciais de ação* que produzem campos elétricos, tensões e potenciais gerados pelos nervos, fibras nervosas e músculos. Esses sinais possuem tensões muito baixas, da ordem de μV até $100mV$, em que a impedância da fonte é muito alta e existem sinais de interferência com amplitudes elevadas, além do ruído presente no ambiente. Esses sinais devem ser amplificados para serem compatíveis com os equipamentos eletrônicos, como conversores analógico-digitais, ou ADC, e *displays* gráficos, por exemplo. A fase de amplificação deve possuir ganho considerável, algo em torno de 20.000 vezes, para que seja possível realizar a interface com ADCs ou *displays* gráficos (BRONZINO, 2000).

Em geral, a amplificação é composta por dois estágios. O primeiro estágio garante um ganho pequeno, em torno de 20 vezes. Antes da entrada no segundo estágio, insere-se um circuito amplificador integrador responsável por remover a tensão residual DC gerada pelos eletrodos. O ganho total do estágio de amplificação de um EEG é da ordem de 10.000 a 20.000. Na saída do estágio de amplificação, o sinal deve ser da ordem de grandeza de poucos volts. Devido à presença do integrador, responsável pelo bloqueio DC, entre os dois estágios de amplificação, a amplificação possui a característica de filtro passa-altas (MOORE, 2004).

O diagrama de blocos do AFE típico é mostrado na Figura 3.3. Observa-se nesta figura os demais filtros usados em equipamentos desta natureza. A seguir são

descritos todos esses blocos.

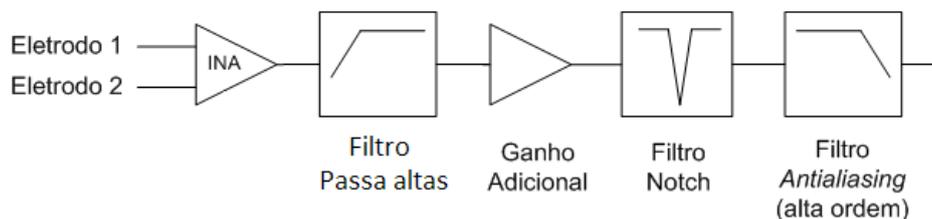


Figura 3.3: diagrama de blocos de um AFE típico para sistemas de amplificação de biopotenciais.

3.2.1 Eletrodos

Com o objetivo de medir e gravar potenciais, e por sua vez, correntes no corpo, faz-se necessário a utilização de uma interface entre o equipamento capaz de amplificar o sinal e a origem do sinal. Essa interface é feita pelos eletrodos.

Idealmente, existem dois tipos de eletrodos: os que são perfeitamente polarizados e os perfeitamente não polarizados. Essa classificação está relacionada ao que ocorre com os eletrodos quando a corrente passa através desse e do eletrólito. Os eletrodos perfeitamente polarizados são aqueles nos quais não permitem a passagem de carga quando uma corrente é aplicada. Naturalmente, deve existir a passagem de corrente através da interface, mas essa corrente é apenas a corrente momentânea, seu comportamento se assemelha ao de um capacitor. Os eletrodos perfeitamente não-polarizados, por sua vez, permitem a passagem integral da corrente através da interface eletrodo-eletrólito, não necessitando de energia para a passagem através da interface. Com esse tipo de eletrodos não há formação de potenciais nos eletrodos (WEBSTER, 1998).

Nenhum desses dois tipos de eletrodos é fabricável. No entanto, alguns tipos de eletrodos se aproximam de algumas características desses dois grupos. Eletrodos fabricados a base de materiais nobres, como platina, se aproximam do comportamento de um eletrodo perfeitamente polarizado. Os eletrodos de Ag/AgCl (Prata/Clorido de Prata) são os que se aproximam mais das características de um eletrodo perfeitamente não-polarizado. Os eletrodos de Ag/AgCl são os mais encontrados no mercado e os mais comuns em exames como o ECG e EEG (WEBSTER, 2006b).

Com o objetivo de melhorar a aquisição, diminuindo o ruído, existem os eletrodos

ativos, que realizam uma parte da amplificação do sinal próximo ao escaldo. Isso é possível devido à utilização de componentes eletrônicos no eletrodo (NETO, 2010; METTINGVANRIJN; PEPER; GRIMBERGEN, 1994).

A maioria dos sistemas utiliza eletrodos padrão que necessitam de gel condutor entre a pele e o eletrodo. Esse gel funciona como eletrólito e melhora a condução do sinal entre o escalpo e o eletrodo. A principal dificuldade na utilização deste tipo de eletrodo está na necessidade de preparação da pele e utilização de gel condutor. No entanto, com o passar do tempo o gel resseca e diminui a aderência com a pele, aumentando assim a impedância do contato entre o eletrodo e a pele, causando grande redução na razão sinal-ruído, ou SNR. Curtos circuitos também podem ocorrer entre pontos vizinhos, devido ao suor ou excesso de gel condutor. Alguns desses problemas podem ser resolvidos com a utilização de eletrodos especiais (*dry electrode*), que não necessitam de gel condutor. No entanto, modificações no AFE devem ser realizadas para trabalhar com a grande impedância de entrada, característica desse tipo de eletrodo. Além disso, é necessário que alguns cuidados sejam tomados para utilização desses eletrodos, como a blindagem dos cabos. Alguns trabalhos foram desenvolvidos neste sentido, tais como Gargiulo *et al.* (GARGIULO *et al.*, 2008) e Popescu *et al.* (POPESCU *et al.*, 2007).

3.2.2 Acoplamento

O acoplamento dos sinais aos amplificadores de instrumentação pode ser em AC ou DC. O acoplamento AC é essencial na medida de biopotenciais. O *offset* causado pelo eletrodo é algumas vezes maior do que a magnitude da grandeza do sinal biológico a ser medido. Nesse sentido, para prevenir a saturação dos amplificadores, o ganho de amplificadores com acoplamento DC é limitado. Assim estágios de entradas que necessitam de ganhos muito altos precisam possuir acoplamento AC (SPINELLI; MAYOSKY, 2003).

Na prática, a diferença de potencial DC entre os eletrodos pode chegar a ± 500 mV. Por exemplo, se o braço esquerdo possui *offset* de +300 mV e o *offset* DC do braço direito é 0 V, e considerando-se o ganho de um equipamento para obtenção EEG da ordem de 10.000 vezes, a diferença de potencial na saída do estágio de amplificação é da ordem de 3.000 V. Na prática, a saída dos amplificadores operacionais satura e isso impossibilita a amplificação do sinal AC de interesse. Logo, o estágio de amplificação deve possuir apenas acoplamento AC, rejeitando as

componentes DC do sinal (INSTRUMENTS, 2007).

Existem várias formas de se realizar o acoplamento AC. A técnica mais simples de acoplamento AC é a utilização de filtros passa-altas na entrada de um amplificador de instrumentação DC. Pelo fato do amplificador de instrumentação ser diferencial, os filtros também devem ser diferenciais, a utilização desta técnica pode ser observada na Figura 3.4. Esse circuito é simples e se adapta a aplicações de baixo consumo, mas o resistor R_2 reduz a impedância de modo comum, o qual degrada efetivamente o CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*) devido ao efeito do divisor de tensão. Esse CMRR é dependente das tolerâncias dos componentes, e se degrada bastante com o desbalanceamento das impedâncias e decai com o aumento da frequência (PALLÁS-ARENY; WEBSTER, 1999; HUHTA; WEBSTER, 1973; SPINELLI; MAYOSKY, 2003).

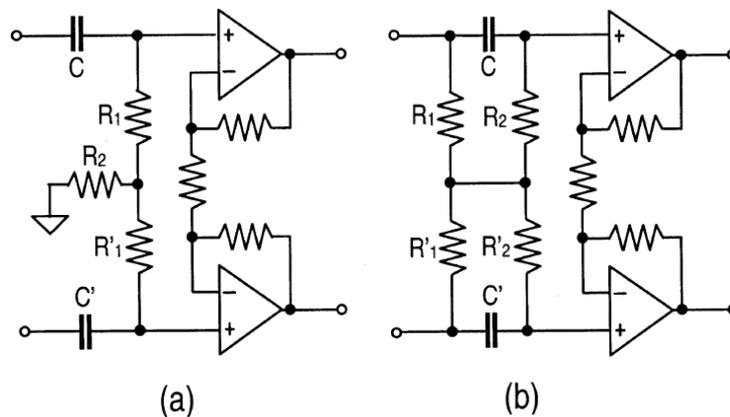


Figura 3.4: (a) circuito típico para acoplamento AC (b) circuito com acoplamento AC proposto por Spinelli *et al.* (SPINELLI; MAYOSKY, 2003).

Uma técnica alternativa utilizada para acoplamento AC é apresentada na Figura 3.4(b), no qual não há a utilização do resistor ligado ao terra, tornando-se possível o aumento do CMRR. Como a rede de entrada desse circuito não está aterrada, caso a tensão de modo comum seja aterrada, nenhuma corrente flui através da rede, pois não há nenhum caminho para correntes de modo comum e, assim, todos os nós da rede atingem o mesmo potencial. Essa ausência de potencial implica em um CMRR idealmente infinito, independente da tolerância dos componentes da rede. Contudo, na prática existem impedâncias internas ao amplificador que estão aterradas e que, devido ao desbalanceamento das impedâncias do eletrodo, limitam ao valor do CMRR. Assim, essa limitação não é atribuída à rede de acoplamento

AC (NETO, 2010; SPINELLI; MAYOSKY, 2003).

Com base no circuito proposto na Figura 3.4(b) e considerando $\tau_2 = R_2C = R'_2C'$, a função de transferência dessa rede é dada por

$$G_{DD}(s) = \left(\frac{s\tau_2}{1 + s\tau_2} \right). \quad (3.1)$$

Apesar de algumas limitações, o acoplamento DC é bastante difundido, pois para que o estágio de amplificação diferencial apresente uma resposta adequada em baixas frequências, este não deve ser ligado aos eletrodos através de capacitores em série, mas acoplado diretamente. Essa configuração pode saturar os amplificadores desse estágio. Como solução a este problema, utiliza-se um ganho moderado neste estágio de amplificação. É possível também realizar o acoplamento AC do sinal nas próximas etapas de amplificação (WEBSTER, 1998). Esse tipo de acoplamento é utilizado no trabalho de Ridwan *et al.* (RIDWAN *et al.*, 2008).

3.2.3 Amplificador de Biopotencial

Um sinal de origem biológica possui baixos níveis de tensão, no caso do EEG, variam de microvolts a poucos milivolts, impossibilitando seu processamento direto nos sistemas atuais. Um amplificador de biopotencial tem como objetivo proporcionar ganho a esta fonte de sinal para que a mesma possa ser integrada a sistemas de processamento, gravação e visualização deste tipo de sinais. Em alguns casos, o amplificador de biopotencial também possui a função de isolar o paciente do equipamento de medição, podendo ser projetado através de amplificadores isoladores ou circuitos de proteção.

É possível utilizar diversos arranjos com amplificadores operacionais, visando obter um ganho e características específicas para uma dada amplificação. A utilização de um simples amplificador de diferença, não é recomendável para aplicações onde o sinal a ser estudado possui grandezas muito baixas, como é o caso das ondas cerebrais adquiridas a partir do escalpo. Esse tipo de amplificação possui desvantagens quando comparado a outros tipos de arranjo, que são a baixa resistência de entrada e baixa rejeição do ruído de modo comum (SEDRA, 2000).

Um arranjo com três amplificadores operacionais pode melhorar essas melhorar essas características. Este circuito consiste na utilização de dois estágios de amplificação. O primeiro é composto por dois amplificadores A_1 e A_2 , um para cada

entrada, e seus resistores associados; e o segundo estágio é formado pelo amplificador operacional A_3 em conjunto com quatro resistores associados, sendo este composto por um amplificador de diferenças, conforme mostrado na Figura 3.5 (PRUTCHI, 2005; SEDRA, 2000).

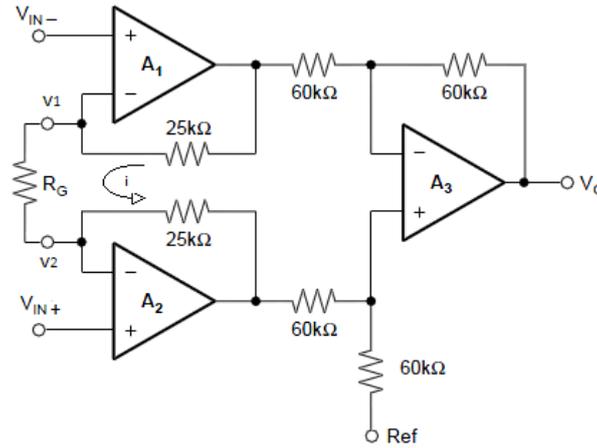


Figura 3.5: exemplo de esquema elétrico de um amplificador de instrumentação (BROWN, 1998).

A análise deste circuito é simples, supondo que os amplificadores operacionais são ideais. Os curtos-circuitos virtuais nas entradas dos amplificadores A_1 e A_2 fazem aparecer a tensão v_1 e v_2 nos terminais do resistor R_G equivalentes às tensões V_{in-} e V_{in+} , respectivamente. Logo, a tensão $(v_1 - v_2)$ aparece sobre o resistor R_G , que produz uma corrente $i = (v_1 - v_2)/R_G$ através de R_G e dos dois resistores de $25k\Omega$, indicados na Figura 3.5. Essa corrente produz uma diferença de potencial entre os terminais de saída de A_1 e A_2 dada por

$$v_{O1} - v_{O2} = \left(\frac{R_G + 2(25K)}{R_G} \right) (v_1 - v_2). \quad (3.2)$$

As saídas dos amplificadores operacionais A_1 e A_2 são ligadas na sequência em um amplificador de diferença de ganho unitário, que produz uma tensão de saída v_o dada por

$$v_o = -(v_{O1} - v_{O2}). \quad (3.3)$$

Neste caso, ganho total proporcionado por este arranjo é dado por:

$$G = 1 + \left(\frac{50k\Omega}{R_g} \right). \quad (3.4)$$

É possível observar que a configuração do ganho pode ser realizada através de um único resistor, no caso o R_G . Isso facilita o desenvolvimento, especificação e produção do protótipo projetado.

Nesse tipo de arranjo, com três amplificadores operacionais, observam-se que ambos os amplificadores de entrada estão em sua configuração não-inversora, a impedância de entrada vista por cada uma das fontes de sinal V_{in-} e V_{in+} é idealmente infinita. Essa é a principal vantagem desse tipo de arranjo para um amplificador de instrumentação.

Como a impedância de entrada de um amplificador de biopotencial deve ser satisfatoriamente grande para não atenuar consideravelmente o sinal medido, esse tipo de arranjo é bastante utilizado e pode ser visto em diversos trabalhos na área de aquisição de sinais biomédicos (RIDWAN *et al.*, 2008; GARGIULO *et al.*, 2008; PALLÁS-ARENY; WEBSTER, 1991).

Atualmente, a utilização da configuração com três amplificadores está disponível no mercado em um único CI. Em um único encapsulamento apenas um único resistor necessita ser configurado para prover o ganho projetado. É raro observar a aplicação dessa configuração com amplificadores discretos (PRUTCHI, 2005).

Outra característica importante do amplificador de instrumentação é a alta rejeição em modo comum do sinal. A tensão de modo comum é o ruído que está presente da mesma forma nas duas entradas do amplificador. A origem deste ruído pode ser a presença de ondas eletromagnéticas no ambiente, tais como as geradas em aparelhos celulares, telefones sem-fio e a rede elétrica. Este tipo de ruído está presente na maioria dos ambientes sendo muitas vezes impossível a eliminação da fonte do ruído. Para equipamentos biomédicos, em que a frequência do sinal de interesse está limitado a aproximadamente 100 Hz , a maior interferência é proveniente da rede elétrica. Muitas vezes esse ruído está acoplado ao equipamento através dos cabos que unem os eletrodos ao equipamento de medição (WEBSTER, 1998).

Nenhum amplificador de instrumentação real rejeita completamente a tensão em modo comum. Para quantificar esta imperfeição utiliza-se o conceito *Common Mode Rejection Ratio* (CMRR), que é dado por

$$CMRR = 20 \log_{10} \left(\frac{G_d}{|G_c|} \right) (dB), \quad (3.5)$$

em que G_d é o ganho diferencial e G_c é o ganho em modo comum. Para equipamentos de aquisição de biopotenciais, o valor do CMRR deve ser maior do que 80 dB, tornando a tensão em modo comum muito pequena. Além disso, o amplificador deve possuir alta impedância de entrada, devendo ser superior a 10 MΩ.

A melhor forma de se obter valores mais elevados de CMRR é utilizando nas entradas dos sinais dois amplificadores operacionais no modo seguidor de tensão ou *buffers* e projetar esta fase com valor de ganho elevado, dentro das limitações dos amplificadores operacionais. Essa técnica é utilizada no arranjo com três amplificadores operacionais (MOORE, 2004; PALLÁS-ARENY; WEBSTER, 1991).

3.2.4 Driver da Perna Direita

Outra técnica utilizada para diminuir a tensão de modo comum é a realimentação do sinal de modo comum na fonte do sinal. No caso de aparelhos biomédicos, esta técnica denomina-se *Driver* da Perna Direita.

Além disso, em alguns equipamentos biomédicos modernos de aquisição de sinal, o paciente não possui a mesma referência do circuito de aquisição. Ao invés disso, a saída de um amplificador auxiliar é conectada a um eletrodo na perna direita do paciente. A tensão de modo comum do corpo, que é captada através dos eletrodos de aquisição, é fornecida pelo amplificador de instrumentação, através do resistor R_G representado na Figura 3.5. Essa tensão é invertida e re-injetada no corpo novamente, reduzindo a tensão de modo comum.

3.2.5 Amplificadores Operacionais

A escolha do amplificador operacional para ambientes biomédicos é uma das etapas de um projeto de *Analog Front End* para biopotenciais. Esse processo é baseado em alguns parâmetros do próprio amplificador, tais como: faixa de passagem, tensão de *offset* e *drift*.

O ganho de um amplificador é praticamente constante em uma faixa de frequências entre ω_1 e ω_2 . Logo, sinais abaixo de ω_1 e acima de ω_2 apresentam ganho menor. A faixa de frequências na qual esse ganho é constante é denominada faixa de passagem do amplificador (*bandwidth*). Assim, um circuito de amplificação deve ser projetado

para que o espectro de sinais amplificados estejam dentro da faixa de passagem do amplificador (SEDRA, 2000).

Outra característica não-ideal de amplificador é a tensão de *offset*, ou desequilíbrio DC. A tensão de *offset* normalmente não é um parâmetro decisivo na escolha de um amplificador operacional, principalmente por apresentar valores pequenos desta tensão. O amplificador operacional LM741, bastante utilizado em laboratórios didáticos, apresenta valor de *offset* tipicamente de 1 mV , podendo chegar ao valor máximo de 5 mV . É possível utilizar amplificadores operacionais com estes valores de *offset* quando o sinal de interesse está presente em valores de tensão superiores aos apresentados pelo *offset*, como por exemplo sinais de termopares, com tensões de 1 V e 10 V . No entanto, quando os sinais de interesse apresentam tensões próximas aos valores da tensão de *offset*, estes podem ser distorcidos pelo amplificador operacional. Como os sinais biomédicos ou biológicos, em sua maioria, apresentam valores da ordem de poucos milivolts, a escolha de um amplificador operacional que apresente valores de tensão de *offset* baixos é de extrema importância. Alguns amplificadores encontrados no mercado apresentam valores máximos de $5\mu\text{V}$, como é o caso do circuito integrado OPA2335 (SEMICONDUCTOR, 2004; BROWN, 2003).

Em geral, a tensão de *offset* é especificada para a faixa de temperatura de 0°C a 25°C , sendo esta especificação inválida e inconstante para toda a variação de temperatura. A especificação desta variação na faixa de temperatura é o *drift*, que corresponde à variação do *offset* em função da temperatura. A unidade desse parâmetro é expressa em $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$. Em amplificadores operacionais de uso geral o valor de *drift* é de $15\mu\text{V}/^\circ\text{C}$, como por exemplo no amplificador operacional LM741. Este valor pode ser proibitivo em aplicações biomédicas. Baixos valores de *drift*, em torno de $0,1\mu\text{V}/^\circ\text{C}$, evitam preocupações com controle de temperatura sobre esses amplificadores operacionais. Em amplificadores específicos, em que se enquadra o circuito integrado OPA3223, o valor de *drift* é de no máximo $0,05\mu\text{V}/^\circ\text{C}$, atendendo assim aos requisitos para amplificação de sinais biomédicos (SEMICONDUCTOR, 2004; WEBSTER, 2006b; BROWN, 2003).

Todas as junções de semicondutores geram ruído, limitando a amplificação de sinais de baixa amplitude. Os amplificadores operacionais possuem entradas com junções de transistores, que geram ruídos de tensão e corrente. Este tipo de ruído é aleatório, mas sua amplitude varia com a frequência. Por exemplo, para baixas

frequências a densidade espectral de potência do ruído varia com $1/f$ (ruído de *flicker*), então a componente de ruído é considerável nas baixas frequências. Para as frequências médias, o ruído é menor e pode ser especificado em unidades RMS (WEBSTER, 2006b).

A análise destes parâmetros auxilia o projetista na escolha do amplificador operacional adequado ao projeto de amplificação de biopotencial utilizado nas fases de amplificação ajustável, bloqueio DC e filtro passa-baixas.

Após a fase de amplificação diferencial, proporciona-se ao sinal um ganho de aproximadamente 20 vezes seu valor, outra fase de amplificação é necessária, pois o sinal ainda possui amplitude muito baixa para ser convertida pelo conversor analógico digital, sendo necessário a utilização de filtros de amplificação intermediária. É possível projetar um amplificador com ganho variável para esta fase. O objetivo deste tipo de montagem pode ser realizar a aquisição de sinais com ganhos diferentes através de, em que pode ser prover ganho variável

3.2.6 Filtro Notch

Uma das maiores fontes de interferência na aquisição de sinais biomédicos é a rede elétrica. Para minimizar a influência desse tipo de interferência sobre o sinal, utiliza-se o filtro *notch*. Este tipo de filtro possui banda de rejeição bastante acentuada em uma frequência específica, neste caso, em 60Hz, atenuando abruptamente qualquer contribuição desta ao sinal. Este filtro tem comportamento de um rejeita-faixa, sendo a faixa de rejeição é bastante estreita. A resposta em frequência de um filtro *notch* pode ser vista na Figura 3.6 (WEBSTER, 1998; BAI *et al.*, 20045).

Existem algumas arquiteturas propostas para o circuito de um filtro *notch*, uma bastante simples, denominada duplo-T, utiliza apenas capacitores e resistores, também classificado como filtro passivo, por não apresentar amplificadores operacionais em seu circuito. A principal vantagem deste tipo de circuito está no custo e na ausência de tensão de alimentação. No entanto, este circuito é muito dependente da carga. Para uma resposta adequada, os resistores utilizados no filtro devem ter valores muito menores que os valores da carga. O circuito dessa arquitetura de filtro pode ser visto na Figura 3.7.

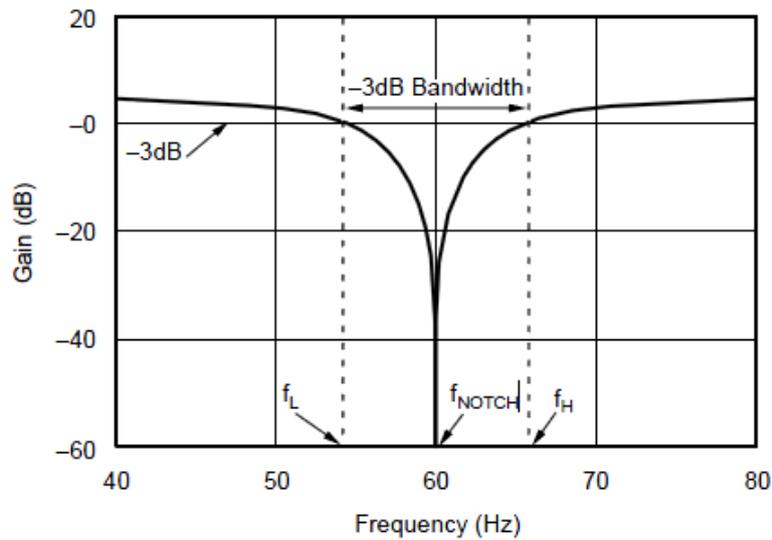


Figura 3.6: resposta em frequência de um filtro *notch*.

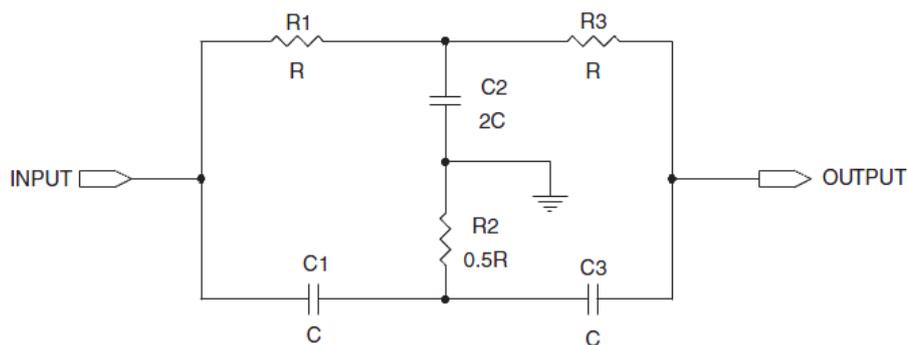


Figura 3.7: esquema elétrico do filtro *notch* duplo-T, utilizando apenas capacitores e resistores.

A frequência de corte do circuito apresentado na Figura 3.7 é dada por (PRUTCHI, 2005)

$$f_{notch} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}. \quad (3.6)$$

A sensibilidade da saída do circuito proposto na Figura 3.7 pode ser reduzida inserindo-se um amplificador operacional seguidor de tensão na saída do filtro. Essa solução é mostrada na Figura 3.8. Nesse circuito é proposta a utilização de um amplificador operacional com alimentação simples, essa arquitetura evita utilização de fontes simétricas no projeto, reduzindo o custo (PRUTCHI, 2005; CARTER, 2000).

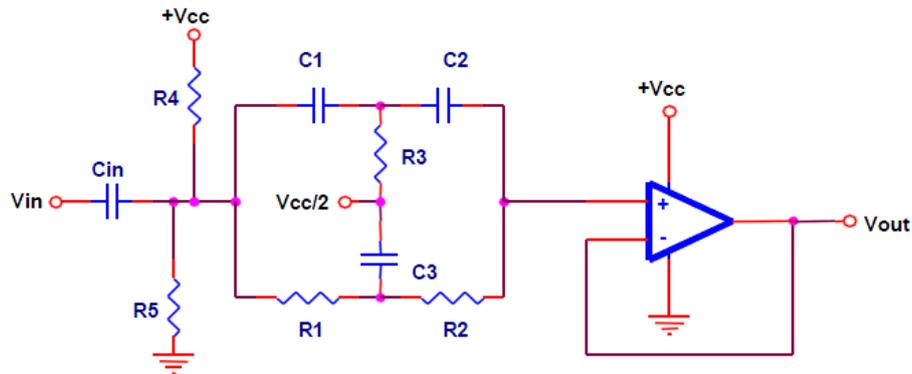


Figura 3.8: esquema elétrico do filtro *notch* duplo-T, utilizando um seguidor de tensão.

Uma arquitetura utilizando dois amplificadores operacionais também pode ser utilizada para controlar o fator Q do filtro, como mostrado na Figura 3.9. Esse fator é controlado pela relação entre os resistores R_4 e R_5 . Esses resistores controlam que proporção do sinal de saída será utilizado para realimentar o circuito, uma vez que esse fator é influenciado pela realimentação na junção $R_3 C_3$. Quanto menor o valor da relação $R_4 R_5$ melhor será o fator Q . O circuito mostrado na Figura 3.9 também utiliza alimentação simples. O amplificador operacional A_2 é necessário para garantir a baixa impedância na junção $R_3 C_3$, que não deve variar com o ajuste da relação entre R_4 e R_5 (CARTER, 2000; NETO, 2010; PRUTCHI, 2005).

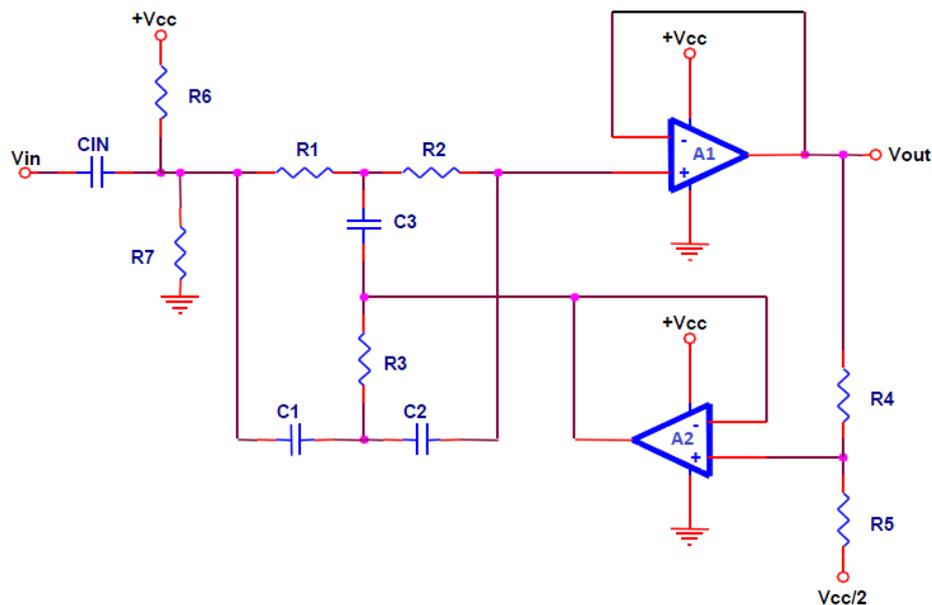


Figura 3.9: esquema elétrico do filtro *notch* duplo-T, utilizando dois amplificadores operacionais.

Alguns valores de componentes precisam ser iguais ou proporcionais seguindo as seguintes relações, para resistores temos que

$$R_0 = R_1 = R_2 = 2R_3, \quad (3.7)$$

para capacitores temos que

$$C_0 = C_1 = C_2 = \frac{C_3}{2}. \quad (3.8)$$

No entanto, o filtro duplo-T necessita de seis componentes de alta precisão para ajuste da frequência central de corte, sendo dois desses a razão dos outros. Para algumas aplicações é difícil especificar valores de componentes proporcionais, neste caso, são necessários oito componentes de precisão, fazendo R_3 igual a dois resistores R_0 em paralelo e C_3 igual a dois capacitores C_0 em paralelo.

Outra topologia utilizada, denominada *fliege*, também necessita de dois amplificadores operacionais e apresenta algumas vantagens quando comparada com a topologia duplo-T. A topologia *fliege* pode ser vista na Figura 3.10.

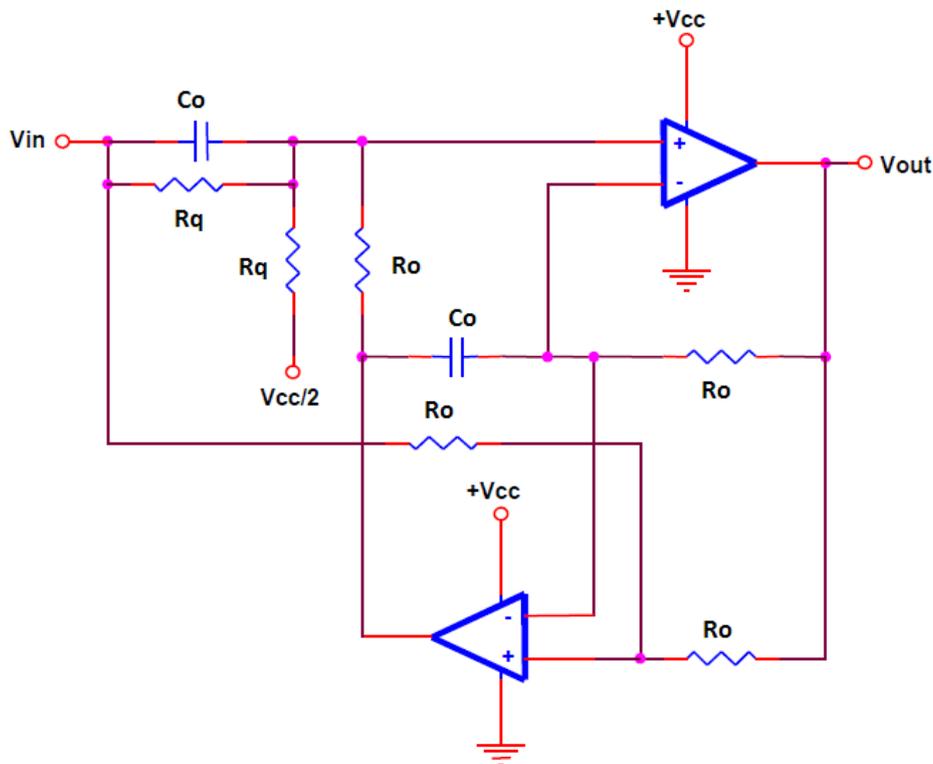


Figura 3.10: circuito de filtro *notch* utilizando a topologia *fliege* com alimentação simples.

A frequência de corte deste circuito é dado por

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_0 C_0}. \quad (3.9)$$

O fator Q pode ser ajustado através dos resistores R_q que é dado por

$$Q = \frac{R_q}{2R_0}. \quad (3.10)$$

As principais vantagens deste tipo de topologia são as seguintes:

- apenas quatro componentes de precisão são necessários para ajustar a frequência central;
- pequenas diferenças nos valores dos componentes são toleráveis quando analisada a profundidade da curva de rejeição, mas afetam diretamente a frequência central;
- o fator Q pode ser ajustado independentemente da frequência central através de dois resistores de mesmo valor. Esses resistores não necessitam ser de precisão;
- a frequência central deste filtro pode ser ajustada em uma faixa estreita sem prejuízo da profundidade de rejeição do filtro *notch*.

No entanto, este filtro necessita de dois amplificadores operacionais na sua implementação (CARTER, 2006).

Valores altos de fator Q nem sempre são desejáveis, tendo em vista que em alguns países a frequência da rede elétrica pode variar um pouco da frequência central de 50Hz ou 60Hz.

3.2.7 Filtro Passa-Baixas - *Antialiasing*

O processo de *aliasing* é caracterizado pela sobreposição de sinais, dependendo do procedimento, o sinal a ser analisado pode ser sobreposto por esse processo.

Uma maneira de eliminar o *aliasing* é garantindo que nenhuma frequência acima da metade da taxa de amostragem esteja presente no sinal amostrado (PRUTCHI, 2005). Algumas das maneiras de prevenir que não existam tais frequências

de sobreposição é realizando a super-amostragem do sinal e incluindo um filtro *antialiasing*. Duas topologias de filtros são utilizadas com esse objetivo, são elas: *Multiple-feedback* e *Sallen-Key*.

A topologia *Multiple-feedback* utiliza amplificadores operacionais na configuração integradora. Este filtro é robusto a pequenas variações dos valores dos componentes passivos. No entanto, provê ganho negativo ao sinal, não sendo tão utilizado para amplificação de sinais biomédicos.

A topologia *Sallen-Key* é relativamente independente da especificação do amplificador operacional, necessitando que a faixa de passagem do amplificador se estenda além da frequência de corte do filtro projetado. Uma das características mais importantes é o ganho positivo proporcionado por esse tipo de topologia, necessário para aplicações biomédicas. A função de transferência do filtro com topologia *Sallen-Key* é obtido pela equação a seguir

$$H(s) = \frac{\frac{R_3+R_4}{R_3}}{s^2(R_1R_2C_1C_2) + s(R_1C_1 + R_1C_2\left(-\frac{R_4}{R_3}\right) + 1)}. \quad (3.11)$$

Os capacitores e resistores podem ser calculados de maneira a simplificar Equação 3.11. Um circuito utilizando a topologia *Sallen-Key* pode ser vista na Figura 3.11.

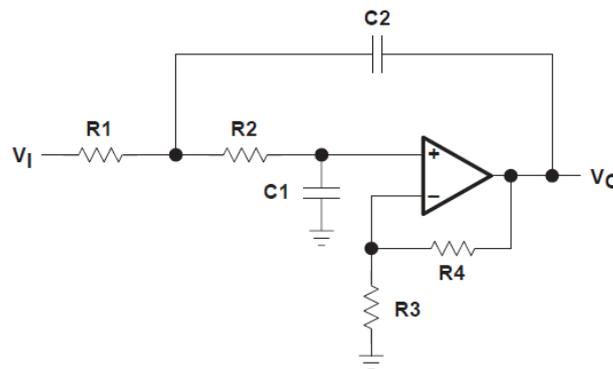


Figura 3.11: circuito de filtro passa-baixas utilizando topologia *Sallen-Key*.

Alguns trabalhos na área biomédica utilizam esta topologia. O trabalho de Gargiulo (GARGIULO *et al.*, 2008) utiliza um filtro com frequência de corte ajustável através da variação de um capacitor. Em seu trabalho utiliza-se faixa de passagem do AFE de $0,38Hz$ até $44Hz$, podendo ter valor máximo de $100 Hz$.

O trabalho proposto por Ridwan (RIDWAN *et al.*, 2008) utiliza um filtro de dois estágios de segunda ordem, disponibilizando um filtro passa-baixas de quarta ordem para o estágio de *antialiasing*. Os dois estágios são projetados na topologia *Sallen-Key*. Além disso, a frequência de corte do filtro passa-baixa é de 95 Hz, também provendo ganho de 10 vezes ao sinal. O circuito projetado por Ridwan pode ser visto na Figura 3.12.

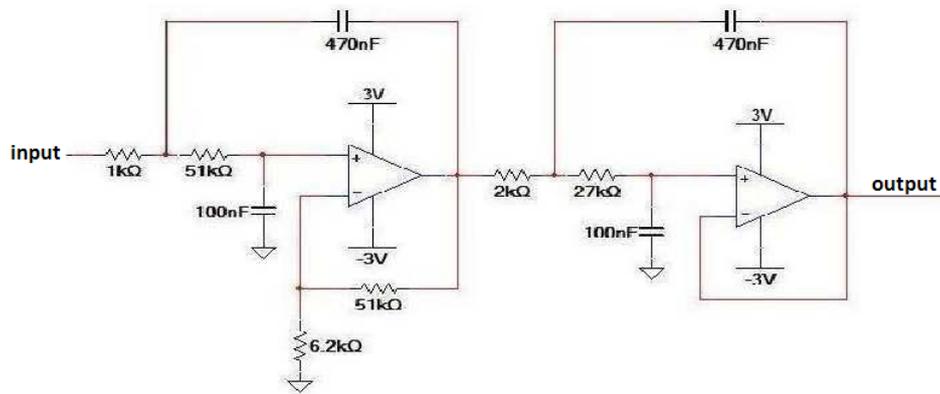


Figura 3.12: filtro passa-baixas de quarta ordem projetado por Ridwan no seu eletroencefalógrafo.

É possível implementar um filtro passa baixas com frequência de corte variável, como propõe Yoo (YOO *et al.*, 1995). Em seu trabalho, a frequência de corte pode variar de 10 *Hz* até 200 *Hz*, através do projeto de um filtro de quarta ordem do tipo *Bessel*. Este filtro é implementado utilizando um bloco de filtro ajustável, utilizando o componente LTC1060, onde a frequência muda apenas através da mudança de *clock* inserida no circuito. Para reduzir o ruído inserido pela variação do *clock*, é inserido uma fase posterior com um filtro simples *Sallen-Key* de segunda ordem (TECHNOLOGY, 2000).

Diversos tipos de filtro passa-baixas são utilizadas. No entanto, sempre é possível observar que os ganhos proporcionais por essa fase são positivos, mantendo-se constante a utilização do filtro *Sallen-Key*. A frequência de corte não é um consenso, variando de 10 *Hz* até 200 *Hz*. A escolha da frequência de corte deve ser analisada em cada caso estudado e dependendo do objetivo do estudo.

3.3 Conversor Analógico Digital

Atualmente, é possível visualizar e processar os exames em computadores ou sistemas embarcados. Para isso é necessário que o sinal analógico seja convertido para a forma digital. Alguns parâmetros são necessários para utilização do ADC, tais como resolução e frequência de amostragem.

A resolução é um parâmetro que indica em quantas unidades podem ser seccionadas um faixa de conversão. Em ADCs com resolução de 10 *bits*, por exemplo, uma faixa de 3,3 V pode ser seccionada em 1024 segmentos. O cálculo do número de segmentos é dado por 2^n , onde n representa o número de *bits* da resolução. Neste exemplo, cada um dos 1024 números da representação significa 0,3030 mV da escala completa. Quanto maior for a resolução do conversor analógico digital melhor será a representação do sinal.

Conversores Analógico-Digitais com resolução de 8 *bits* são utilizados em trabalhos relacionados à engenharia biomédica, como o eletroencefalograma proposto por Kruk *et al.* (KRUK, 2003) e pelo eletrocardiógrafo proposto por Lima Neto *et al.* (NETO, 2010). No primeiro há a utilização de ADC externo com utilização de circuito *sample and hold* externo ao ADC, já Lima Neto propõe a utilização do conversor interno ao encapsulamento do microcontrolador juntamente com o circuito de *sample and hold*, o que é mais comum em aplicações mais recentes. Já Ridwan *et al.* (RIDWAN *et al.*, 2008) também propõe a utilização do ADC interno do microcontrolador e que possui 10 *bits* de resolução.

Em outros trabalhos é proposta a utilização de resoluções maiores, como é o caso do trabalho proposto por Sarikaia *et al.* (SARIKAYA; ALIM; REZAEI, 2006), onde é utilizada a resolução de 12 *bits*. Além disso, podem ser ajustáveis como mostrado por Gargiulo *at al.* (GARGIULO *et al.*, 2008) em seu trabalho, onde utiliza resolução configurável de 12 *bits* ou 16 *bits*.

A frequência de amostragem do ADC deve obedecer ao teorema de *Nyquist*, podendo ser encontrado em vários artigos como sendo de 256 Hz até 1 kHz (OPPENHEIM; SCHAFFER, 2009).

3.4 Protocolos de comunicação

A especificação *ethernet* trata do comportamento de camadas física e de enlace. Para que a transmissão de dados ocorra de forma confiável, alguns protocolos acima dessas camadas são necessários, tais como ARP, IP e TCP. Ao conjunto de protocolos dar-se o nome de pilha de protocolos, pois, cada um pode representar uma camada da especificação OSI/ISO. O protocolo da camada de transporte é responsável pelo envio e recepção dos pacotes através das camadas inferiores, sendo que o mais utilizado com esse objetivo é o TCP.

Do ponto de vista do *firmware* e *software* desenvolvidos, o protocolo TCP proporciona as seguintes vantagens: orientado à conexão, comunicação ponto-a-ponto, confiabilidade, conexão *full-duplex*, interface de *streams*, inicialização de sessão confiável e finalização de sessão sem perda de dados. Essas características garantem funcionalidades importantes como a necessidade de uma requisição de conexão entre as aplicações antes do envio dos dados, também garantem que os dados transmitidos não sofrerão alteração nem serão duplicados através pela rede de dados. A característica de confirmação do início da conexão faz com que pacotes oriundos de outras conexões seja descartados pelo protocolo, não havendo interferência de dados de outras conexões. O encerramento da sessão também é um ponto importante, pois pacotes de encerramento podem chegar antes da transmissão dos dados estar concluída, o protocolo TCP garante que a sessão só será fechada quando todos os pacotes daquela conexão forem entregues.

O protocolo TCP atende às características para ambientes biomédicos que necessitam de transmissão sem perda de dados. No entanto, implementações da pilha TCP/IP utilizadas em plataformas x86 necessitam de muitos recursos de memória de programa e memória de dados para execução. A utilização de recursos pode chegar a centenas de *Kbytes* de ROM e muitas centenas de memória de execução RAM. Esses dois recursos são bastante escassos em microcontroladores aplicados a sistemas embarcados. Em processadores de 8 e 16 *bits* a memória de programa pode ser de apenas poucos *Kbytes* e memória de dados de apenas de poucos *bytes*. Isso torna a utilização de pilhas convencionais difícil em ambientes embarcados com restrições críticas de memória (FREESCALE, 2007; MICROCHIP, 2003; INSTRUMENTS, 2010).

Existem implementações que possuem foco na redução de código e utilização de pouco recurso de memória RAM, sendo as mais comuns a μ IP ou uIP e a

lwIP. Ambas são desenvolvidas para consumir poucos recursos de memória e disponibilizam alguns protocolos integrados, tais como UDP, ARP, SLIP, além dos protocolos TCP e IP. As duas implementações são escritas em linguagem de programação C. Além disso são aderentes à RFC específica para os protocolos TCP e IP (DUNKELS, 2004; WOESTENBERG, 2004).

3.5 Conclusão

Neste capítulo são expostas algumas arquiteturas de *hardware* utilizadas para a amplificação do sinal cerebral. Observa-se que estes circuitos possuem três grandes blocos de amplificação e filtragem. O primeiro é composto por um amplificador de instrumentação, que atenua bastante o ruído de modo comum oriundo dos cabos e eletrodos, no segundo estágio é utilizado um amplificador operacional não-inversor configurado para proporcionar ao sinal um ganho maior que o ganho do amplificador de instrumentação. Faz-se necessário, para realizar a remoção do ruído de 60Hz causado pela rede elétrica, a utilização de um filtro *notch* com essa frequência de rejeição. Também é necessária a utilização de um filtro *antialiasing* antes da conversão analógica-digital. As resoluções dos ADC pode variar de 8 até 16 bits para aplicações biomédicas.

As características dos protocolos de rede também são abordadas neste Capítulo, sendo o TCP indicado para ambientes biomédicos, por garantir a entrega dos pacotes e fornecer segurança para o início da transmissão dos dados.

Capítulo 4

Metodologia

Neste Capítulo é apresentada a metodologia empregada para o desenvolvimento de um eletroencefalógrafo, com quatro canais e que disponibiliza os sinais adquiridos através de interfaces de comunicação *ethernet* ou USB. Também é exposta a arquitetura do *firmware* e o *software* propostos para a transmissão, visualização e processamento dos sinais obtidos.

O trabalho proposto é organizado em três grandes blocos, que são: *hardware*, *firmware* e *software*. No início do capítulo explora-se a metodologia empregada no desenvolvimento do *hardware*, por ser o objetivo principal do trabalho. Em seguida, são descritas as características do *firmware* desenvolvido, como a arquitetura empregada, protocolos desenvolvidos e diagrama de blocos da solução de *firmware*. Por fim, após a amplificação e digitalização dos sinais pelo conjunto *hardware* e *firmware*, as amostras são transmitidas a um PC, podendo ser visualizado por um *software* especificamente desenvolvido para este fim. Os aspectos do desenvolvimento desse *software*, bem como as suas características, são abordadas também neste Capítulo. A descrição dos protótipos elaborados, totalizando três, durante o desenvolvimento do trabalho também é abordada deste Capítulo.

4.1 Ambiente

O ambiente no qual o protótipo proposto é inserido é composto do paciente, de onde são obtidos os sinais, de um PC, que pode ser utilizado local ou remotamente, da rede de dados, por onde são disponibilizadas as amostras para aquisição remota, e pelo protótipo de aquisição de sinais. Esse ambiente pode ser visto na Figura 4.1.

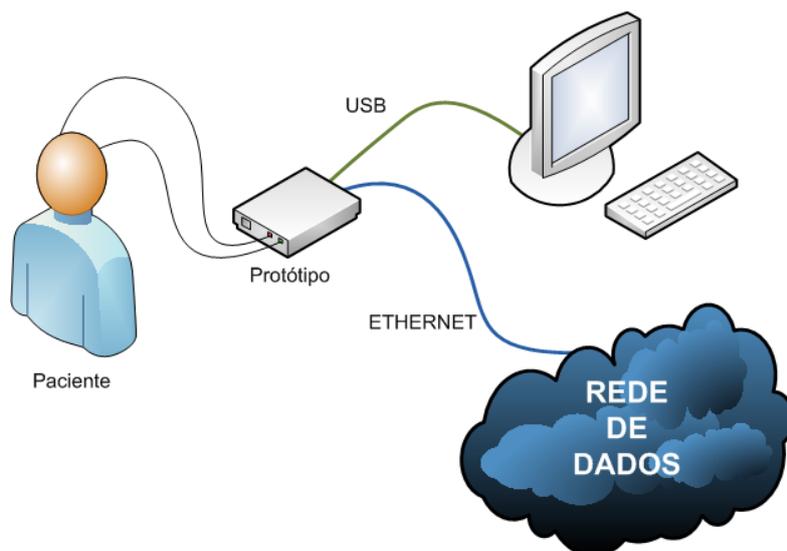


Figura 4.1: ambiente no qual o protótipo proposto está inserido.

A rede de dados utilizada pode ser uma rede existente que interconecte diversos centros de pesquisa, universidades e hospitais de referência, como mostrado na Figura 4.2. Isso possibilita a troca de exames de forma mais ágil. Além disso, a utilização de uma rede de dados para envio de informações possibilita o monitoramento de pacientes que possuam disfunções críticas que necessitem de observação constante. Um exemplo de aplicação possível é a utilização do sistema proposto presente na casa de pacientes para monitoramento de estados do sono ou de predispostos a ataques epiléticos.

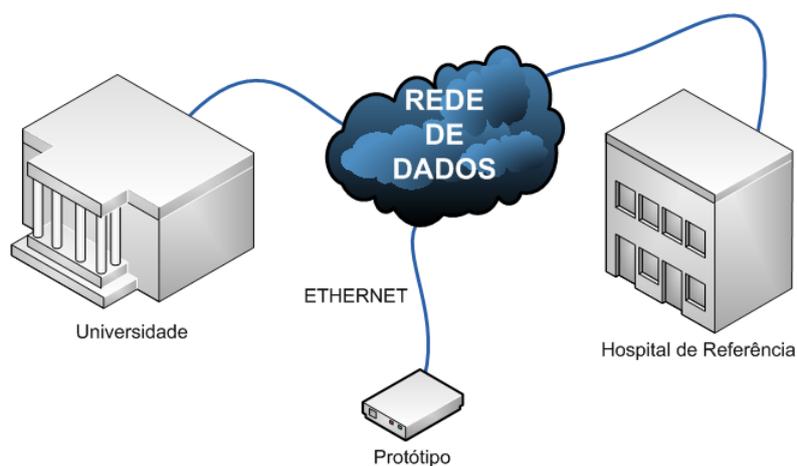


Figura 4.2: ambiente composto por Hospital de Referência, Universidade e protótipo proposto interligados através da rede de dados.

A aquisição, a conversão analógica-digital e a transmissão dos dados são realizadas pelo protótipo desenvolvido e apresentado por este trabalho. No protótipo proposto, todas estas tarefas são realizadas sem a necessidade de outro equipamento.

O protótipo é composto por três grandes blocos funcionais, conforme mostrado na Figura 4.3. O primeiro é responsável pelo contato, amplificação e condicionamento do sinal a ser estudado, esse é denominado *Analog Front End* ou simplesmente AFE. O conversor analógico digital ou ADC (*Analog to Digital Converter*) é o segundo bloco, que é responsável por realizar a conversão do sinal analógico contínuo em um sinal digitalizado discreto. O terceiro bloco é formado pelo processador e as interfaces de comunicação e é responsável por controlar a conversão analógica digital, realizar o encapsulamento das informações adquiridas e transmiti-las através da interface USB para um PC ou através da interface *Ethernet* para computadores localizados em ambiente remoto.

Além disso, existe um bloco não-funcional, que é composto pela fonte. Este bloco garante a isolamento da rede elétrica, necessária a equipamentos médico-hospitalares, sendo uma forma de proteger o paciente de choques elétricos oriundos desta rede.

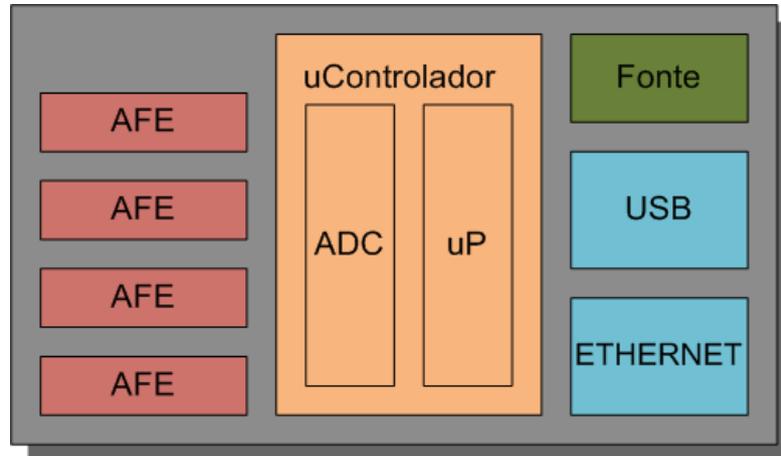


Figura 4.3: diagrama de blocos do sistema proposto.

4.2 Hardware

O protótipo de EEG como um todo é capaz de realizar a aquisição dos quatro canais presentes no protótipo funcional e realizar a transmissão dessas amostras através de duas interfaces de comunicação, *ethernet* ou USB. A transmissão é realizada de forma exclusiva nas interfaces, sendo possível o envio das amostras

apenas por um dos dois canais de transmissão, ou seja, apenas uma interface do protótipo transmite os dados enquanto a outra interface está desabilitada. Além disso, existem quatro indicadores luminosos LEDs e quatro botões no protótipo. Esses podem ser utilizados para fins genéricos, como indicação de início de transmissão, estado de operação e problemas de operação. Nesta seção são descritos os métodos aplicados na especificação do *hardware* do eletroencefalógrafo proposto.

O diagrama de blocos do AFE proposto neste trabalho pode ser visto na Figura 4.4.

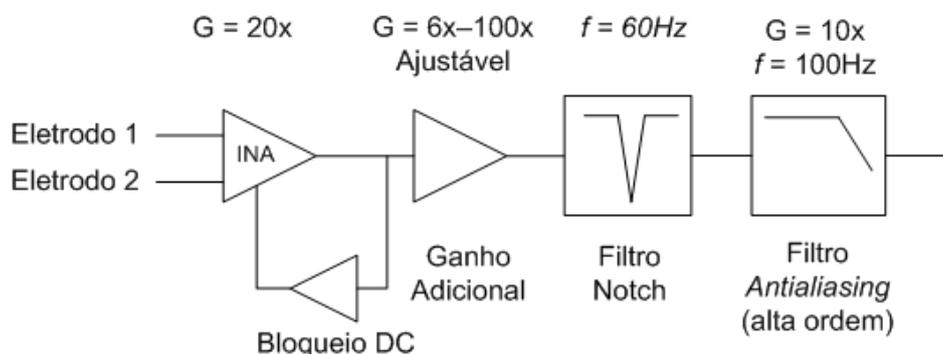


Figura 4.4: diagrama de blocos do AFE proposto por esse trabalho.

4.2.1 Amplificador de Instrumentação

O estágio de amplificação de instrumentação é composto por duas etapas. A primeira é utilizada na amplificação da diferença de tensão entre os sinais de entradas através de amplificador de instrumentação. A segunda etapa é utilizada para eliminar a tensão DC residual.

No primeiro estágio, utiliza-se um arranjo com três amplificadores encapsulados em um CI, que é comum nos projetos de equipamento de instrumentação biomédica. No trabalho proposto utiliza-se o amplificador de instrumentação INA326, que pode ser alimentado através de fonte de tensão simples, ou seja, utilizando-se apenas uma única tensão, eliminando-se a necessidade de uma fonte simétrica no circuito. Além disso, este CI possui a característica de manter a entrada em *rail-to-rail*, ou seja, pode receber sinais em toda a sua faixa de alimentação, diferente de outros amplificadores operacionais que só aceitam entrada no mínimo com 20 mV acima de sua tensão de alimentação negativa e no máximo 100 mV abaixo de sua tensão de alimentação positiva. Outra característica deste amplificador é a sua alta-rejeição em modo comum.

O diagrama interno simplificado do INA326 pode ser visto na Figura 4.5. Observa-se que a tensão diferencial, dada por V_{in+} e V_{in-} , é aplicada no resistor R_1 . A corrente gerada através de R_1 tem origem nos estágios de saída dos amplificadores A1 e A2. O amplificador A2 combina a corrente em R_1 com uma replica espelhada da corrente do amplificador A1. A corrente resultante na saída do amplificador A2 e a corrente espelhada associada é duas vezes a corrente em R_1 . Essa corrente flui em direção do pino 5, como entrada ou saída, e passa pelo resistor R_2 , resultando no ganho G dado por

$$G = 2 \left(\frac{R_2}{R_1} \right). \quad (4.1)$$

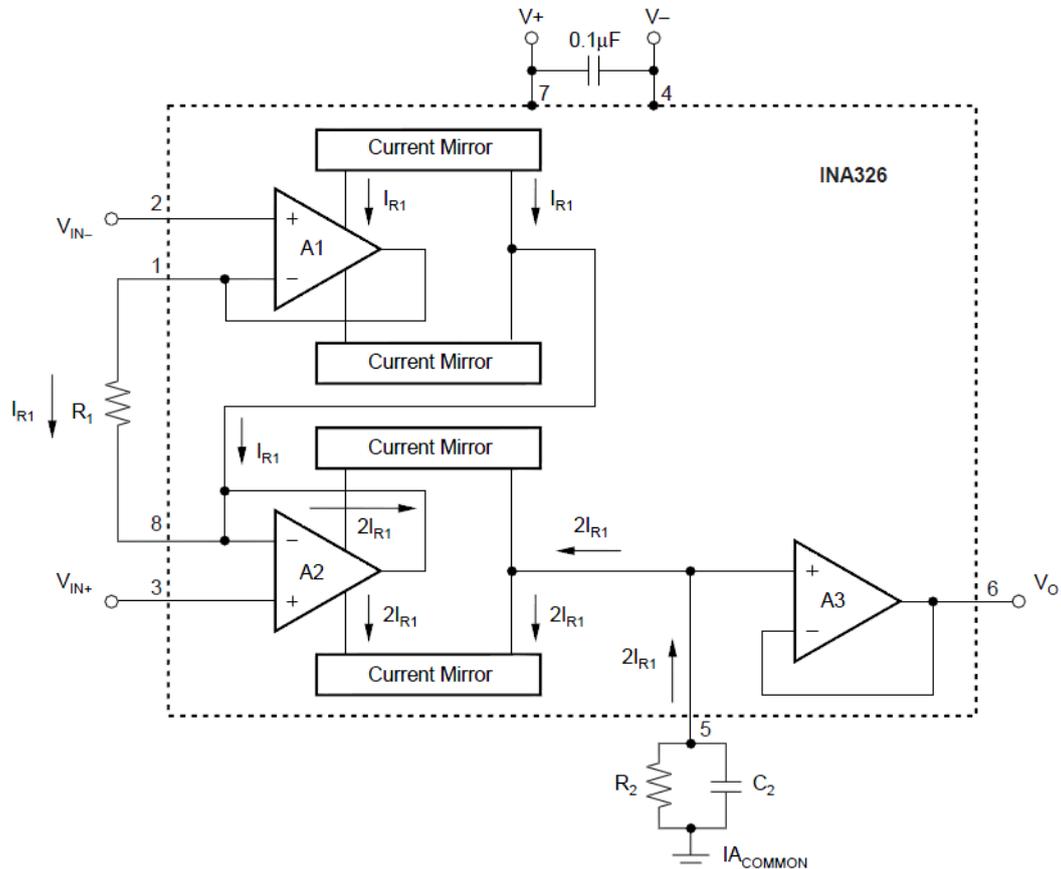


Figura 4.5: esquema elétrico interno do amplificador de instrumentação INA326 (BROWN, 2004).

Ainda nesta Figura, os amplificadores A1 e A2 e seus espelhos associados são alimentados por conversores internos que provêm tensão positiva e negativa. Como

resultado, a tensão aplicada a R_2 pode variar de 20 mV abaixo da tensão de alimentação negativa até 100 mV acima da tensão de alimentação positiva. O amplificador A3 disponibiliza uma saída *bufferizada* da tensão em R2. O estágio de entrada de A3 é também alimentado por conversores para fornecer uma operação *rail-to-rail* (BROWN, 2004).

O ganho projetado para a fase de amplificação é de 20 vezes a tensão de entrada. Para isso, os valores de resistência utilizados são $R_{303} = R_{304} = 10k\Omega$ e $R_{311} = 200k\Omega$. O circuito utilizado para realizar a amplificação diferencial pode ser visto na Figura 4.6. Nesta Figura, são indicados os pseudonomes de sinais para uma compreensão adequada do circuito.

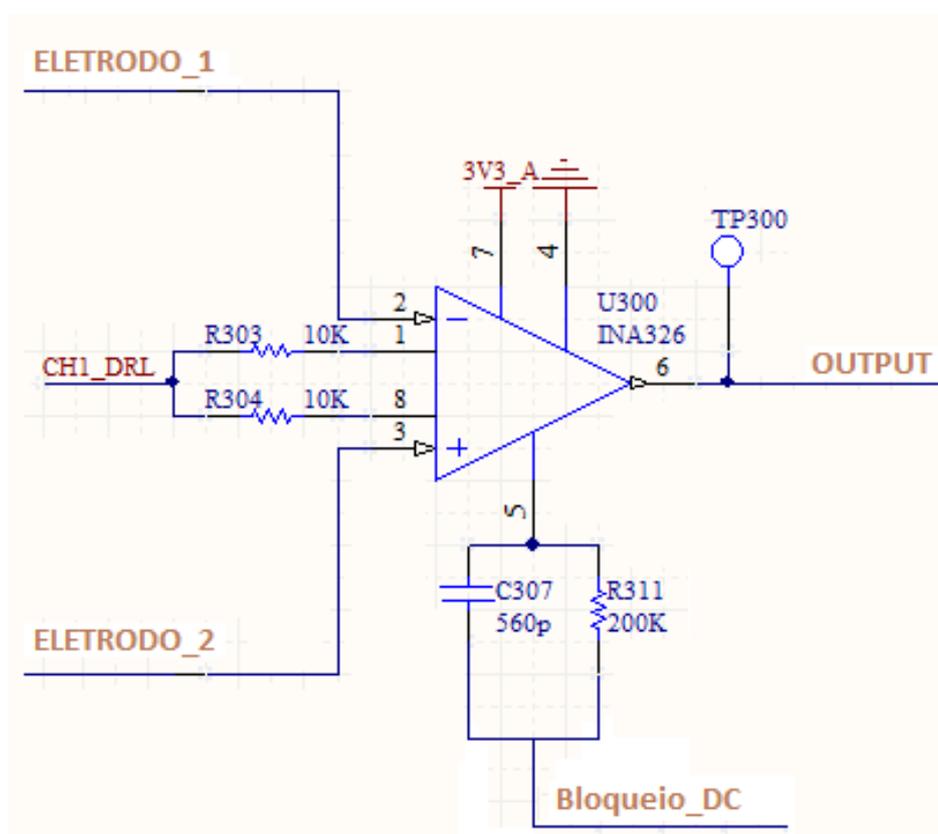


Figura 4.6: circuito do amplificador de instrumentação.

Os sinais denominados **CH_DRL** e **Bloqueio_DC**, presentes na Figura 4.6, são utilizados como entrada ou são saída de outros circuitos. O **CH_DRL** é utilizado como entrada para o circuito do *driver* da perna direita. O sinal **Bloqueio_DC** é a saída do CI utilizado para bloquear a tensão DC, que pode ocasionar a saturação dos amplificadores.

O circuito utilizado possui resistores na entrada dos eletrodos, que é uma característica dos amplificadores acoplados de forma DC. Esse tipo de acoplamento não é adequado para amplificação de sinais biológicos. Com o objetivo de tornar um circuito acoplado de forma DC em um amplificador acoplado de forma AC, utiliza-se um circuito de restauração de base, que é composto por um amplificador operacional configurado como integrador, conforme mostrado na Figura 4.7. O objetivo deste circuito é manter o sinal sobre amplificado sobre uma tensão base, não deixando uma tensão DC sobrepor-se ao sinal de interesse. Essa é a segunda fase do estágio de amplificação de instrumentação.

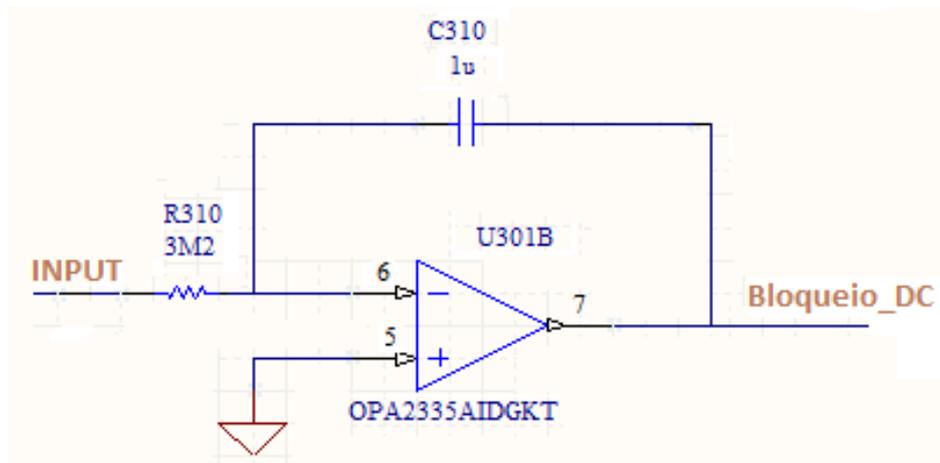


Figura 4.7: circuito integrador utilizado para bloqueio DC.

A função de transferência do circuito é dada por

$$\frac{V_o(s)}{V_i(s)} = \frac{1}{sC_{310}R_{310}}, \quad (4.2)$$

cuja frequência de corte do integrador é dada por

$$f = \frac{1}{2\pi C_{310}R_{310}}. \quad (4.3)$$

Nesta Figura, o circuito integrador *miller*, como é conhecido, é um circuito passa-baixas, mas quando sua saída é utilizada como referência para um amplificador de instrumentação, então o objetivo é apenas permitir a variação da referência quando houver uma variação nas frequências mais baixas, então o conjunto amplificador de instrumentação e integrador *miller* funcionam com um filtro passa-altas.

Além da amplificação inicial, outros circuitos são necessários para realizar a amplificação do sinal biológico.

4.2.2 Amplificação com Ganho Variável

Este trabalho propõe a utilização de amplificadores variáveis em cada um dos canais com o propósito realizar a calibração na ordem de grandeza desejada pelo pesquisador ou médico responsável pelo exame ou pesquisa. Isso possibilita entre outras aplicações, a utilização de um dos canais para a aquisição do sinal do biopotencial do coração ou obtenção da eletromiografia. O circuito de amplificação variável, mostrado na Figura 4.8, projetado para este trabalho possui ganho ajustável de 6 até 100 vezes o valor do sinal de entrada. O ajuste é realizado através de um potenciômetro.

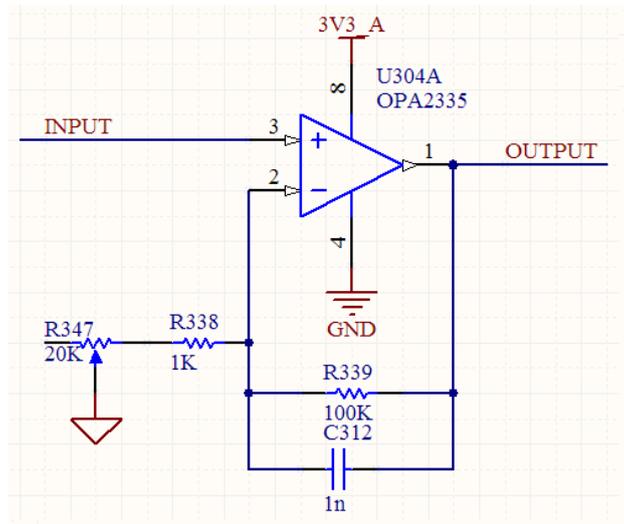


Figura 4.8: circuito de ganho ajustável utilizado após o estágio de amplificação diferencial.

O ganho DC do circuito mostrado na Figura 4.8 é dado por

$$G_{cc} = \frac{R_{339}}{R_{338} + R_{347}}, \quad (4.4)$$

em que $R_{339} = 100K\Omega$, $R_{338} = 1K\Omega$ e R_{347} variável de 0Ω até $20K\Omega$. Este circuito também possui comportamento de um filtro passa-baixas proporcionado pela presença do capacitor C_{312} , cuja faixa de corte é dada por

$$f_{cc} = \frac{1}{2\pi R_{339} C_{312}} \approx 1500Hz, \quad (4.5)$$

em que $C_{312} = 1nF$.

Apesar desta frequência de corte ser bem superior à faixa de interesse do sinal, este filtro tem apenas o objetivo de realizar a amplificação do sinal e filtrar frequências muito altas. A filtragem *antialiasing* e a limitação da banda do sinal são realizadas por circuitos posteriores.

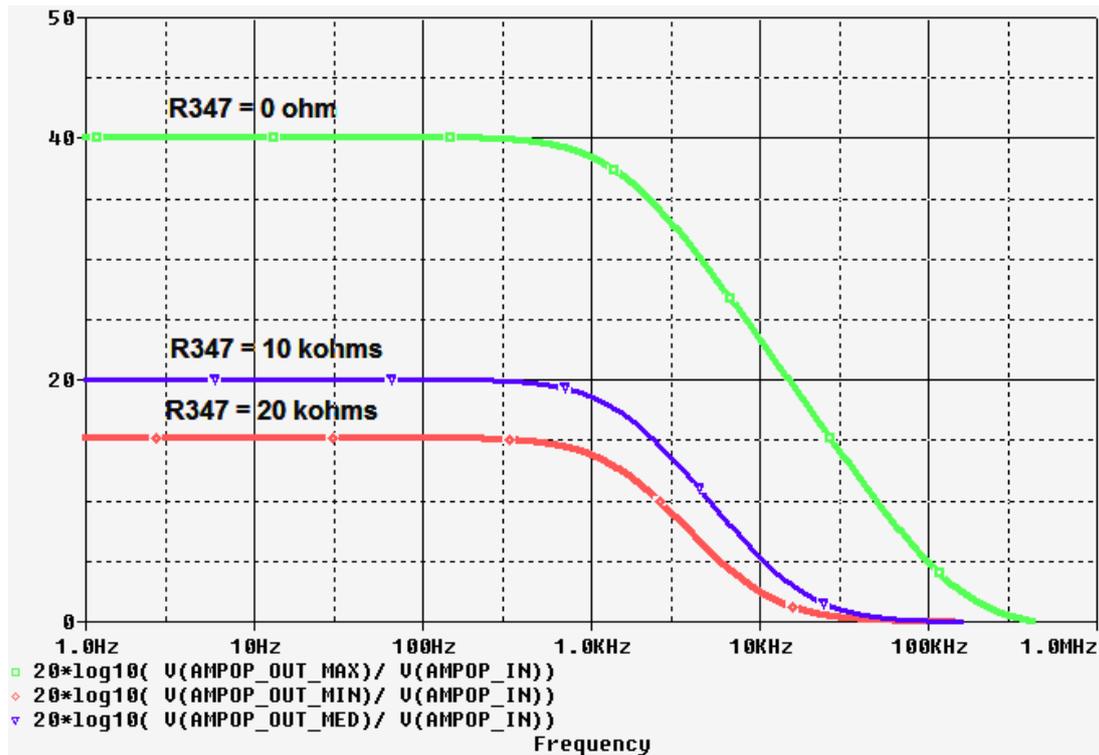


Figura 4.9: simulação do circuito da Figura 4.8 com a variação do potenciômetro R_{347} .

A simulação do circuito representado pelo esquema elétrico da Figura 4.8 pode ser visto na Figura 4.9. Nesta simulação, os valores atribuídos ao resistor R_{347} são de $20k\Omega$, $10k\Omega$ e 0Ω , valores máximos, intermediário e mínimo do potenciômetro, respectivamente. Os valores de ganhos obtidos correspondentes a tais valores de resistência do potenciômetro estão expresso em *dB*. Observam-se nesta Figura os valores variáveis de ganho. Assim, a saída deste estágio possui ganho variável de 6 vezes até 100 vezes, que é inserido nos outros estágios do AFE.

4.2.3 Driver da perna direita

Uma técnica utilizada para redução do ruído de modo comum é a injeção desse ruído captado pelos eletrodos ou cabos através dos amplificadores de instrumentação

e inserir no paciente. Para isto, utiliza-se o *driver* da perna direita. O circuito proposto por esse trabalho realiza a soma das contribuições dos ruídos de modo comum dos quatro canais captados através dos amplificadores de instrumentação, inverte a fase do mesmo e os reinjeta no paciente através de um eletrodo. O circuito proposto pode ser visto na Figura 4.10, onde mostra a realimentação negativa para reduzir o ruído de modo comum.

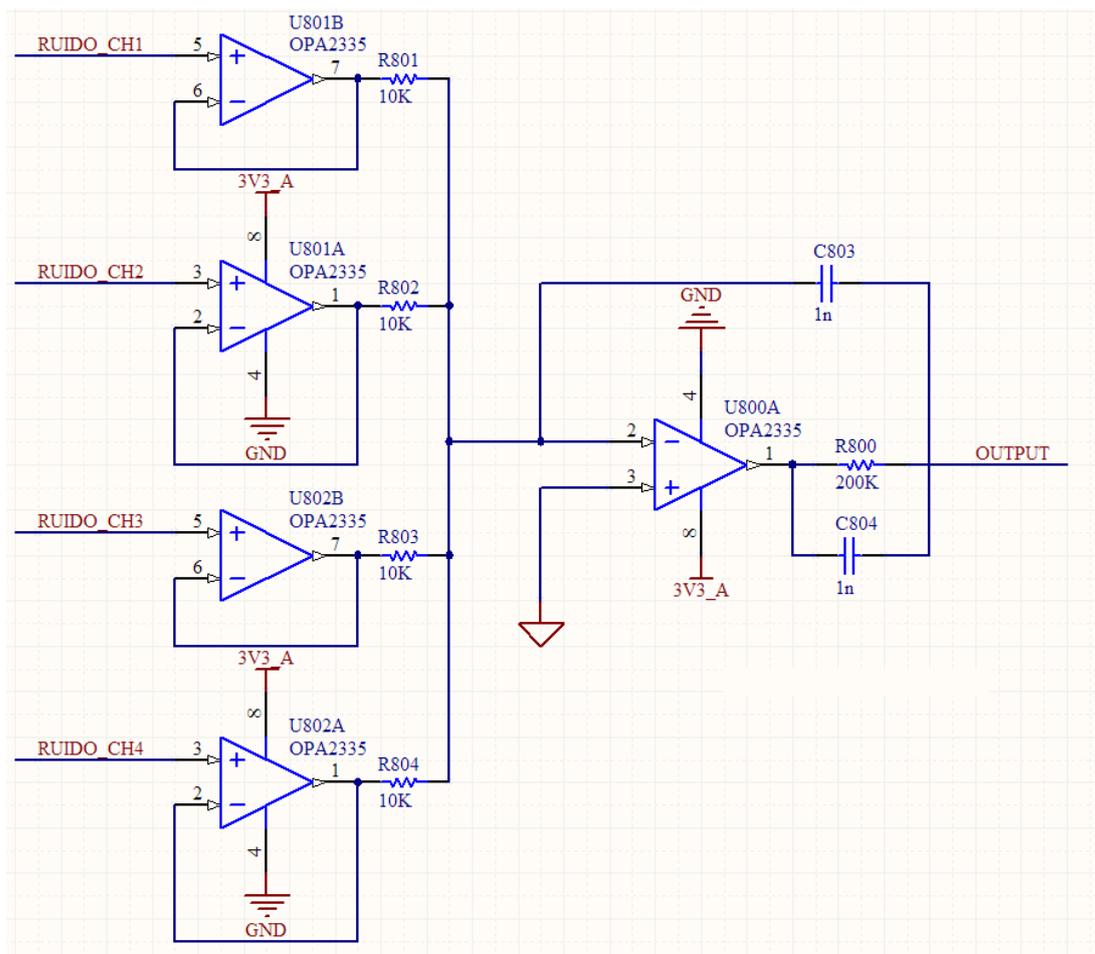


Figura 4.10: circuito do Driver da Perna Direita.

4.2.4 Filtro *Notch*

A amplitude do sinal de interesse em eletroencefalografia é muito pequena, ruídos como os gerados pela rede elétrica podem sobrepor-se ao sinal de interesse de maneira a impossibilitar a realização da aquisição ou exame. A utilização de filtros que eliminem esse tipo de frequência é bastante importante. Neste trabalho, utiliza-se um filtro *notch* para rejeitar a frequência da rede elétrica. A frequência de corte alvo

utilizada para rejeição é a de 60 Hz. O circuito utilizado pode ser visto na Figura 4.11, cujos valores dos componentes são $R_{334} = R_{340} = R_{346} = R_{348} = R_{349} 12k\Omega$, $C_{321} = C_{316} 220nF$ e $R_{333} = R_{346} = 82k\Omega$. A utilização destes valores produz uma frequência de corte $f_c = 60,29Hz$ e um fator Q é igual a 3,14. A simulação do circuito apresentado pela Figura 4.11 pode ser visto na Figura 4.12. É possível observar a abrupta rejeição na frequência de 60Hz, conforme especificado.

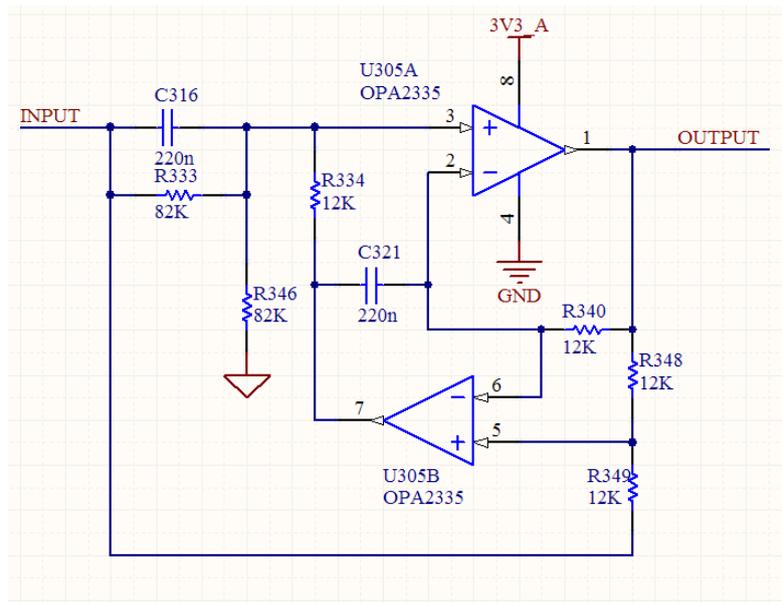


Figura 4.11: circuito de filtro *notch* para a frequência de 60 Hz.

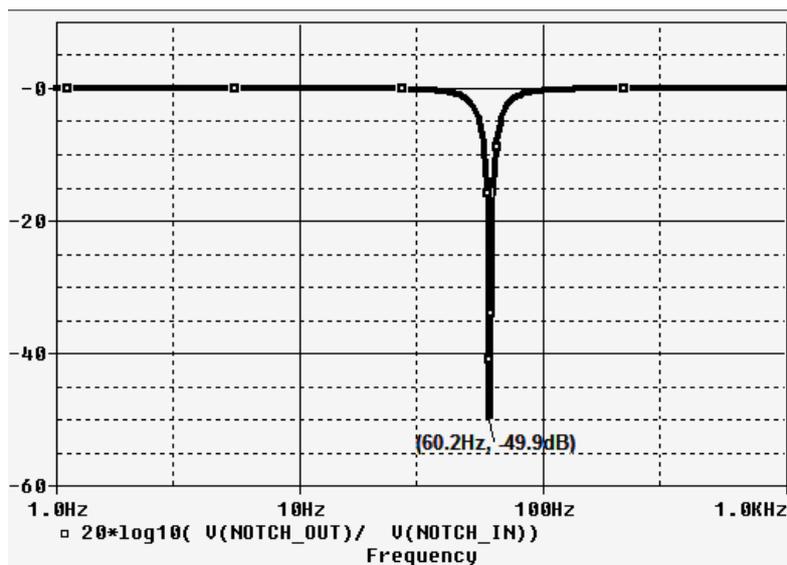


Figura 4.12: simulação do circuito da Figura 4.11 com frequência de rejeição em 60,2Hz e atenuação de 49,9 dB.

O circuito é projetado com CI OPA3225 fabricado pela *Texas Instruments*. Esse CI possui dois amplificadores operacionais em um único encapsulamento (BROWN, 2003).

A utilização de componentes de precisão é fundamentais para a utilização do filtro *notch*, variações na precisão dos capacitores da ordem 10% deslocam a frequência de corte para faixas indesejáveis. Neste trabalho, são utilizados componentes com precisão de 1%.

4.2.5 Filtro *antialiasing*

Neste trabalho, limita-se a frequência do sinal em 120Hz por poder ser utilizado em diversas aplicações na aquisição de biopotenciais. O circuito implementado pelo trabalho proposto pode ser visto na Figura 4.13. A topologia utilizada é a *Sallen-Key*, por não apresentar inversão no ganho. O tipo de filtro utilizado é o *Butterworth*, por apresentar boa linearidade de fase na banda de passagem.

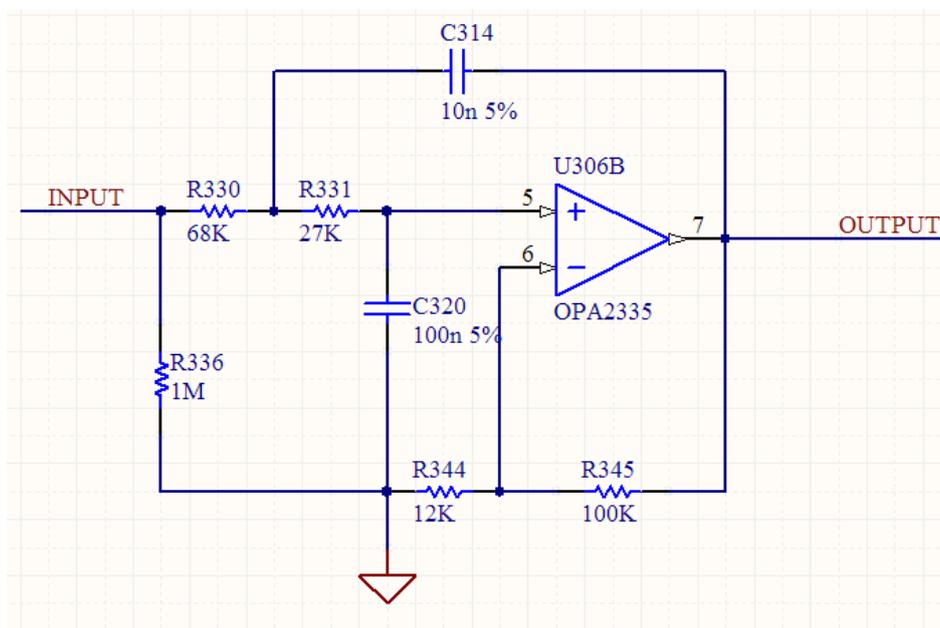


Figura 4.13: circuito do filtro passa-baixas com frequência de corte de 120Hz.

A resposta em frequência simulada do filtro proposto pode ser visto na Figura 4.14.

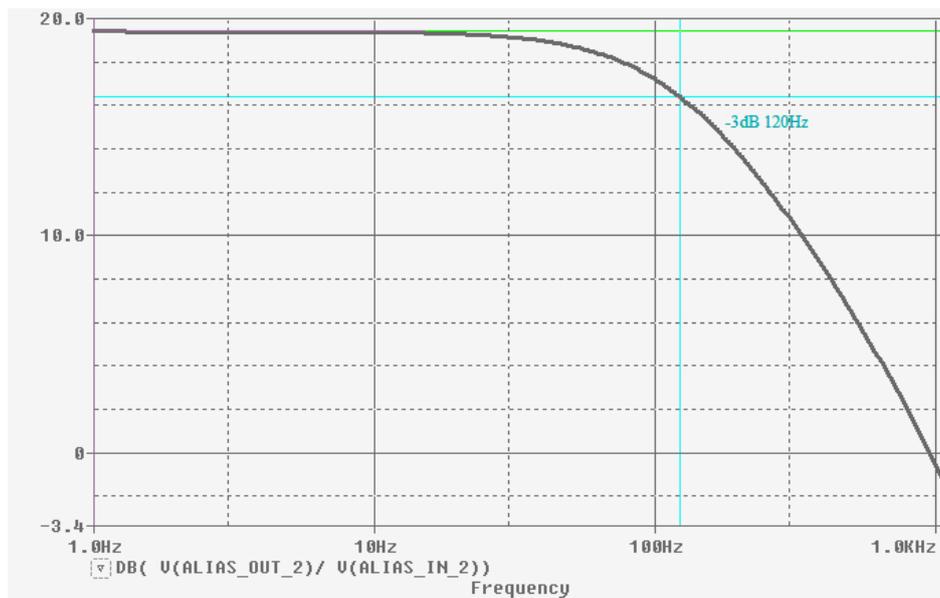


Figura 4.14: simulação do circuito de filtro passa-baixas com frequência de corte de 120Hz.

Após a fase de amplificação, o sinal está condicionado entre 0 e 3,3V com tensão de pedestal de 1,25V. Logo, o sinal pode ser inserido em uma entrada de um conversor analógico-digital (ADC).

4.2.6 Conversor Analógico-Digital

Segundo Nuwer, eletroencefalógrafos comerciais necessitam de um conversor analógico digital com resolução mínima de 12 *bits* (NUWER, 1998). No entanto, neste trabalho foi utilizado o ADC interno do microcontrolador que possui 10 *bits*. Este procedimento foi adotado, pois a oferta mundial de componentes durante o desenho do projeto do EEG estava bastante baixa, elevando assim dois fatores, o tempo de entrega e o preço. Como o protótipo possui fim acadêmico e a resolução utilizada pode ser encontrada em diversos trabalhos como os citados anteriormente, então foi escolhida a resolução de 10 *bits*.

O microcontrolador utilizado, LM3S6965 Stellaris Micro, possui quatro entradas multiplexadas para um único ADC. A seleção da entrada é feita automaticamente através de recursos disponibilizados pelo microcontrolador ou pode ser selecionada pelo *firmware*. O diagrama de blocos da conversão analógica digital é mostrado na Figura 4.15.

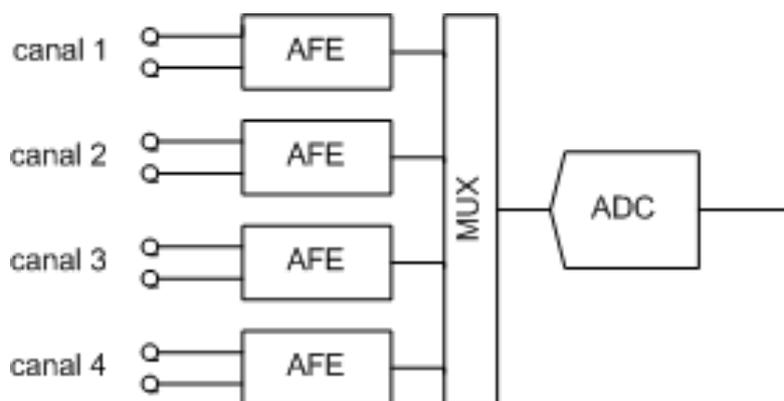


Figura 4.15: interface ADC e AFE.

O multiplexador está integrado ao encapsulamento do processador, sendo necessário apenas a ligação do AFE com os pinos de entrada do microcontrolador.

4.2.7 Processador

O poder de processamento ou número de execuções realizadas por segundos pode ser um parâmetro utilizado para especificar o microcontrolador utilizado. Aliado a isto, a integração dos periféricos e preço também são fatores relevantes. O microcontrolador Stellaris Micro LM3S6965 da fabricado pela *Texas Instruments* apresenta características que atende a esses fatores.

O *core* presente no LM3S6965 é uma ARM Cortex-M3 de 32 *bits*. Essa linha de *cores* ARM é voltada a plataformas embarcadas e de baixo consumo, além de apresentar boa integração com periféricos internos, como *timers*, *watchdog timers*, canais ADC, interfaces de comunicação síncrona UART e interface de depuração JTAG. Também possui memória de programa *Flash* de 256Kbytes, com cliço de escrita de um de *clock*, e 64Kbytes de memória RAM.

Três fatores tornam esse microcontrolador uma boa escolha de projeto para o trabalho proposto. O primeiro e determinante é a presença de um bloco *ethernet*, que possui um controlador de acesso ao meio ou *Medium Access Controller* - MAC, e a camada física ou *PHY*, internamente. A principal vantagem deste tipo de arquitetura é a utilização de poucos componentes externos. Para a utilização da interface *ethernet* é necessário apenas a inserção de filtros de linha, componentes magnéticos para isolamento galvânica e um conector do tipo RJ45. Existem fabricantes que disponibilizam conectores e os componentes magnéticos em um único encapsulamento. Esse tipo de componente é utilizado neste trabalho.

O segundo fator é a presença de quatro canais para conversão analógica digital. Esse conversor possui características que podem melhorar as medidas realizadas e otimizar o tempo de processamento da CPU. A aquisição pode ser realizada automaticamente através da configuração de um sequenciador. Esse módulo pode realizar a conversão de todos os canais e somente ao final de todas as conversões interromper a CPU. Outro bloco é responsável por realizar a média em hardware, disponibilizando assim uma única amostra que representa a média de várias amostras, isso melhora a precisão da aquisição, funcionando como um filtro passa-baixas.

A presença de instruções de multiplicações e divisão em *hardware* também é fundamental. A realização de pré-processamento no próprio microcontrolador pode se tornar viável com a utilização deste recurso de *hardware*. Filtros digitais *notch* podem ser implementados para remover a frequência de 60Hz no próprio protótipo. Além de outras operações relevantes para o auxílio ao diagnóstico ou compressão dos dados enviados via rede.

4.2.8 Interfaces de comunicação

Existem diversos equipamentos biomédicos de aquisição que utilizam vários tipos de interface de comunicação entre os estágios de aquisição e o de armazenamento. Neste trabalho, são implementados dois tipos de interfaces, bem como a metodologia utilizada para projetar os circuitos.

Interface USB

A interface *Universal Serial Bus* - USB está bastante difundida e presente nos diversos equipamentos utilizados diariamente, como televisores, sistemas de som, computadores, dentre outros. É natural que equipamentos biomédicos utilizem esse tipo de interface, uma vez que apresentam taxas de transmissão mais elevadas que a interface RS-232 e paralela. Entretanto, ainda hoje a grande maioria de equipamentos biomédicos não usa interfaces do tipo USB ou *ethernet*, em especial, os eletroencefalógrafos.

O microcontrolador utilizado não possui interface USB integrada em seu encapsulamento. Como alternativa, utiliza-se o CI FTDI3232D fabricado pela *FTDI Chip*, que funciona como um conversor USB/Serial. Ao conectar-se à interface USB do PC, este dispositivo emula uma interface serial no sistema operacional. A conexão

com o microcontrolador é realizar através de uma interface serial (CHIP, 2009). O diagrama de blocos funcional da interface USB pode ser visto na Figura 4.16.

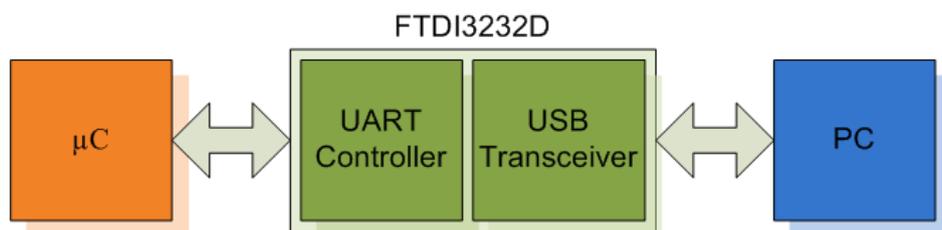


Figura 4.16: diagrama de blocos da conexão USB entre o PC e o microcontrolador, utilizando o CI FTDI3232D.

Através da conexão entre o FTDI3232 e o microcontrolador existe uma referência comum entre o PC e o protótipo, é necessário realizar o desacoplamento entre a referência do PC e o protótipo para evitar danos ao paciente em caso de distúrbios na rede elétrica que porventura venham afetar o PC. Neste trabalho, a isolação elétrica é implementada entre a conexão do microcontrolador e o conversor USB/Serial, que é alimentado pela interface USB do PC, e isolado opticamente, conforme mostrado na Figura 4.17. O componente utilizado para realizar o desacoplamento é o 6N139 fabricado pela *Fairchild Semiconductors*. Esse dispositivo possui resposta rápida, possibilitando a utilização de taxas de transferência de até 115200 bps (SEMICONDUCTORS, 2000).

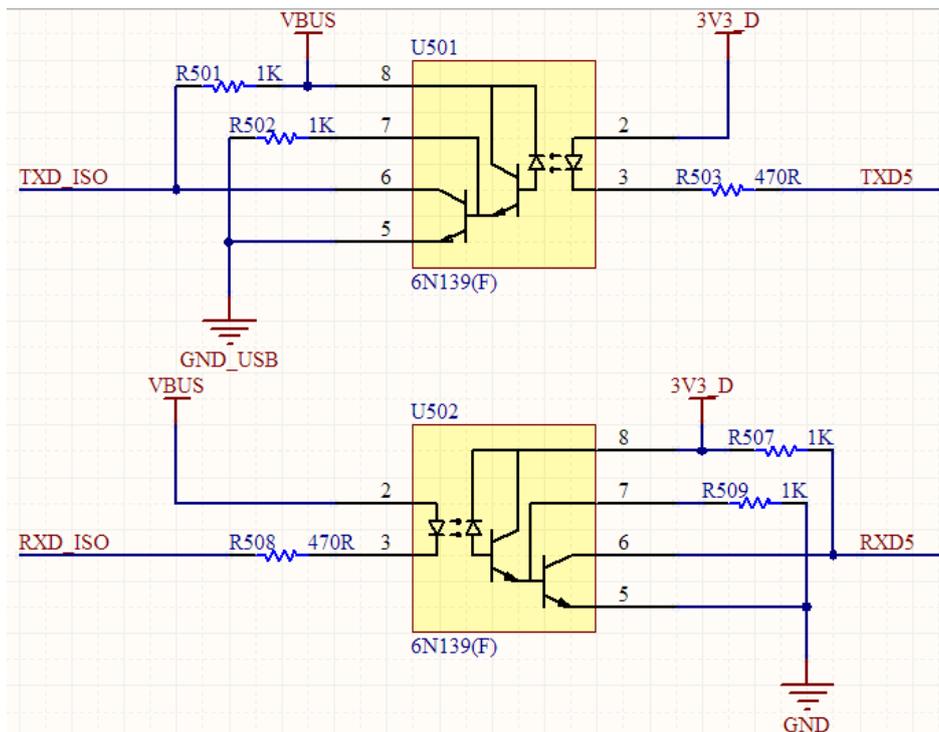


Figura 4.17: circuito de desacoplamento elétrico através de acoplamento óptico entre o processador e o conversor USB/Serial.

Interface Ethernet

O padrão de comunicação *ethernet* descreve um protocolo de rede de camadas física e de enlace, segundo o padrão OSI/ISO são as camadas 1 e 2, respectivamente. Essa rede é utilizada para interconectar redes locais ou LAN através de cabos. Esse tipo de conexão permite o envio de pacotes até 100m, utilizando um único cabo. A taxa de transmissão vem crescendo com o passar dos anos, podendo chegar a 100Gbps em redes mais velozes (IEEE, 2008; TANENBAUM, 2003).

A operação da rede local *ethernet* é especificada para selecionar velocidades de 1Mbps até 10Mbps, utilizando controle de acesso ao meio (MAC). A utilização da interface *Medium Independent Interface* ou MII, permite selecionar dispositivos diferentes de camada física PHY para operar com cabos coaxiais, pares trançados ou cabos de fibra ópticas (IEEE, 2008). O diagrama de blocos das partes integrantes da interface *ethernet* pode ser visto na Figura 4.18.

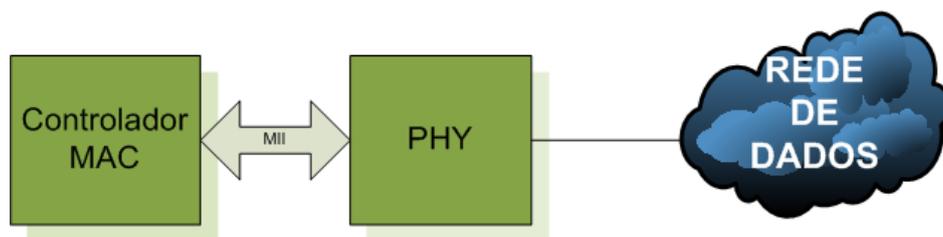


Figura 4.18: diagrama de blocos dos componentes da interface *ethernet*.

A grande maioria dos microcontroladores não possui interface *ethernet* interna ao seu encapsulamento. Com isso, alternativas externas surgem para suprir esta necessidade. Alguns fabricantes, como *Micrel* e *Microchip*, disponibilizam componentes em um único encapsulamento que possuem o controlador MAC e a interface física PHY. A comunicação entre o microcontrolador e os dispositivos pode ser feita através da interface paralela, quando utilizado o componente ENC424J600 fabricado pela *Microchip*, ou SPI, quando utilizado o componente KSZ8851 fabricado pela *Micrel*. O componente ENC424J600 também suporta comunicação através da interface SPI. O diagrama de blocos do componente KSZ8851 pode ser visto na Figura 4.19 (MICREL, 2009; MICROCHIP, 2009).

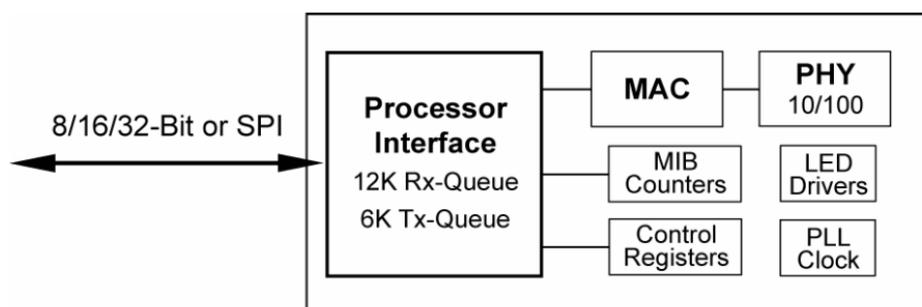


Figura 4.19: diagrama de blocos do componente KZS8851.

Neste trabalho, utiliza-se um microcontrolador que possui os dois elementos da *ethernet* internos ao encapsulamento, ou seja, possui o *core* ARM, o MAC e o PHY integrados ao *chip*. O diagrama de blocos da interface *ethernet* interna do microcontrolador LM3S6965 pode ser vista na Figura 4.20.

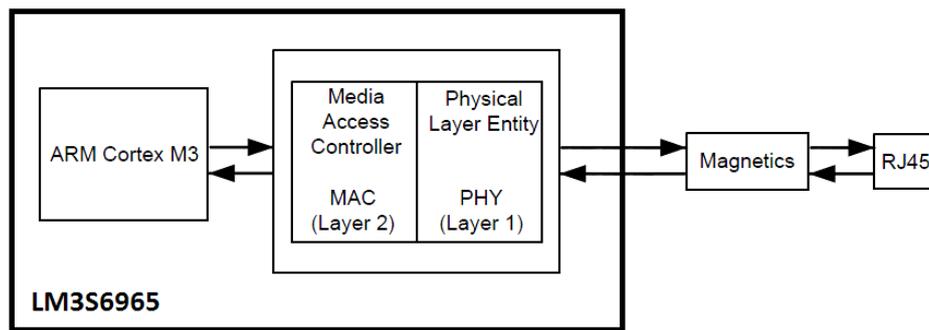


Figura 4.20: diagrama de blocos da interface ethernet do microcontrolador LM3S6965.

Os componentes magnéticos e o conector RJ45 mostrados na Figura 4.20 podem ser integrados em um único componente. Neste trabalho, utiliza-se o componente J402 fabricado pela *Pulse*, que integra tais componentes da interface *ethernet*. Esse componente atende aos requisitos exigidos pela norma *IEEE* 802.3 e apresenta isolação galvânica de $1500V_{RMS}$.

4.2.9 Fonte de alimentação

Utiliza-se como fonte de alimentação uma fonte externa de 12V, podendo ser ou não isolada da rede elétrica. Neste trabalho a isolação da rede elétrica é feita através do módulo DC integrado ao próprio protótipo, garantindo assim a isolação do paciente da fonte de alimentação. O componente utilizado é um conversor DC/DC não-regulado que provê $3kV$ de isolação da rede elétrica. O diagrama de blocos o isolador DC/DC pode ser visto na Figura 4.21.

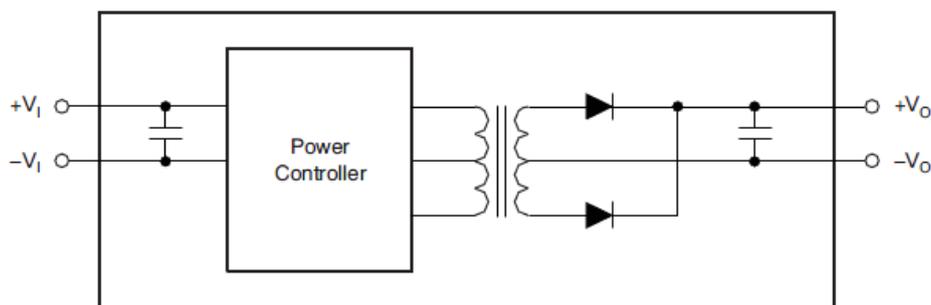


Figura 4.21: diagrama de blocos do conversor DC/DC utilizado para isolar a fonte de alimentação externa do protótipo.

O componentes utilizado para realizar a isolação galvânica é o DCH010505D fabricado pela *Texas Instruments*, que possui dimensões bastante reduzida

(INSTRUMENTS, 2008).

4.3 *Firmware*

O firmware desenvolvido controla o *hardware* para configurar a aquisição de amostras do conversor análogo-digital, transmitir os dados e configurar as interfaces *ethernet* e USB.

4.3.1 Protocolo de comunicação

A pilha lwIP necessita de maior *footprint* de memória, pois, implementa recursos adicionais como estimativa de RTT, *fast recovery* e *fast retransmit*. Já a pilha uIP possui menor *footprint* de memória, pois, essa pilha divide algumas funcionalidades com a aplicação, como o recurso de retransmissão, que, se desejado, deve ser implementado pela aplicação. Por apresentar menor *footprint* de memória, a pilha utilizada neste trabalho é a uIP.

O protocolo utilizado para transmissão dos dados através da interface *ethernet* baseia-se em uma característica do protocolo TCP, que é a utilização de portas de conexão. Nesse protocolo, normalmente cada número ou faixa números de porta está associado a um determinado tipo de serviço. Por exemplo, os protocolos *TELNET* e *SSH* possuem números de porta padrão, sendo 23 e 22, respectivamente. Neste trabalho, utiliza-se uma faixa de endereços de portas de 3001 até 3004. Essas portas são destinadas ao envio das amostras adquiridas por cada um dos quatro canais do protótipo. A porta 3001 é associada ao canal 1, a porta 3002 ao canal 2 e assim sucessivamente até a porta 3004.

Devido à utilização de uma porta por canal, faz-se necessário realizar a abertura de conexão de cada uma das portas. Essa abordagem transforma a aquisição de cada um dos canais independentes, podendo ser realizada a aquisição de apenas um canal individualmente ou de todos simultaneamente.

A interface USB possui um tratamento diferenciado quando comparado à interface *ethernet*, pois, não é utilizada sobre nenhum protocolo ou pilha de protocolos específicos, sendo necessário o desenvolvimento de um protocolo que garanta a recepção correta dos dados. Apesar de utilizar a interface USB como meio de transmissão, tanto o sistema operacional (SO) quanto o protótipo desenvolvido utilizam uma abstração de *hardware*, emulando uma interface USB em uma interface Serial Assíncrona (UART). Com isso, o protocolo a ser utilizado deve garantir a

recepção e transmissão dos dados. O fluxo básico da troca de informações entre o PC e o protótipo através de interface USB é mostrado na Figura 4.22. No fluxo de dados, cada pacote é iniciado com o tipo de comando que está sendo enviado, podendo ser do tipo COMANDO (0xAA), seguido do tipo de comando ou de dados seguido do pacote de dados. Todos os pacotes, cuja estrutura está mostrada na Tabela 4.1, enviados utilizam *checksum* como técnica de checagem de erro. Caso o *checksum* não esteja correto, o pedido de retransmissão é feito.

CMD=0xA5A5	CANAL1	CANAL2	CANAL3	CANAL4	CHECKSUM
------------	--------	--------	--------	--------	----------

Tabela 4.1: datagrama do pacote de dados transmitido pela USB.

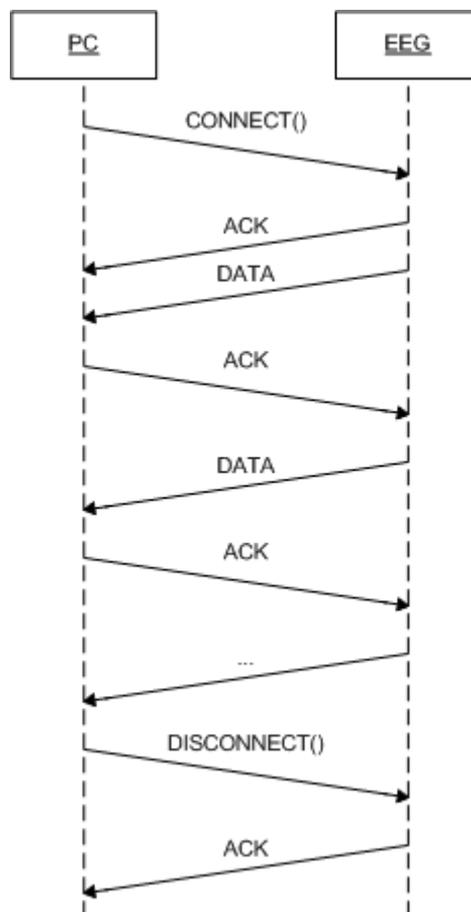


Figura 4.22: diagrama de fluxo de dados do protocolo da USB.

O sistema projetado permite apenas a aquisição através de uma das interfaces disponíveis. Logo, não há concorrência entre as interfaces para acesso aos dados amostrados. Quando a interface *ethernet* realizar a transmissão das amostras dos

canais adquiridos através do ADC, os dados recebidos através da interface USB são ignorados, tornando a recepção possível apenas após a finalização da conexão *ethernet*.

Considerando o cenário exposto, o diagrama de blocos da solução de *firmware* pode ser visto na Figura 4.23. O *firmware* desenvolvido é escrito em linguagem C, no ambiente de compilação *uVision* disponibilizado pela *Keil*. Este ambiente possibilita a compilação do código, geração da imagem a ser gravada e interface com o gravador, possibilitando a utilização apenas desta ferramenta para desenvolvimento do *firmware* do protótipo (KEIL, 2010).

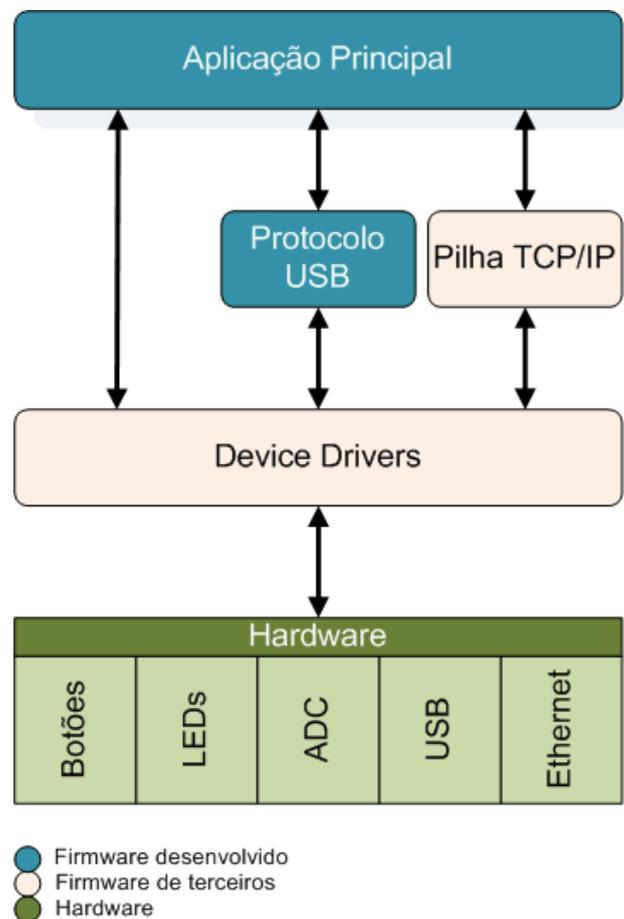


Figura 4.23: diagrama de blocos do *firmware*.

A *Texas Instruments* disponibiliza para utilização, em conjunto com o microcontrolador, uma biblioteca de controle dos dispositivos (*device drivers*), através da qual é possível realizar operações de escrita, leitura e configuração dos diversos dispositivos presentes no protótipo, como ADC, *timers*, *I/Os* e interfaces

de comunicação, por exemplo.

4.4 *Software*

A visualização dos dados é realizada por uma interface gráfica desenvolvida para PC, que pode estar localizada no ambiente físico onde o exame está sendo realizado e assim conectado através da interface USB ou *ethernet*. Também pode estar em local remoto, assim a conexão com a interface *ethernet* proporciona a comunicação de dados entre o protótipo e a interface gráfica, sendo necessário uma rede lógica interligando o protótipo de EEG e o PC. A rede mais utilizada para este objetivo é a *internet*, mas também pode ser utilizada uma rede local, no caso do exame ser realizado no mesmo ambiente como é o caso de hospitais.

O *software*, além de realizar a visualização dos dados, permite realizar operações de filtragem nas faixas de frequência de ocorrência das ondas cerebrais alfa, beta, teta e gama, além de especificar que tipo de filtro e que ordem do mesmo é desejada para análise.

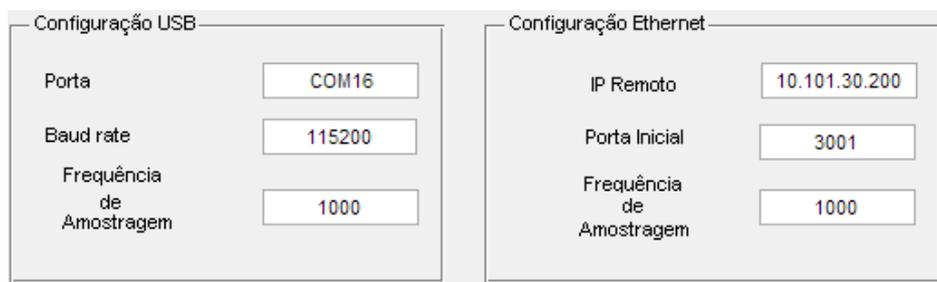
É utilizado o MATLAB para realizar a implementação da interface gráfica. Uma ferramenta bastante utilizada para integrar o desenvolvimento de uma interface gráfica e as funcionalidades de processamento de sinais do MATLAB é a ferramenta GUIDE. Esta interface é utilizada para realizar a aquisição, visualização e processamento dos sinais enviados ao PC. Uma das funcionalidades disponibilizadas pelo *software* é a opção de seleção do meio de comunicação entre o PC e o protótipo, a seleção pode ser feita através da interface, como é possível observar na Figura 4.24. O início da transmissão é realizada através da ativação do botão conectar.



Figura 4.24: interface desenvolvida para realizar a escolha do tipo de conexão utilizada.

É possível realizar algumas configurações nas interfaces de comunicação, como alteração da frequência de amostragem. Esses parâmetros podem ser configurados

através da interface mostrada na Figura 4.25.



Configuração USB

Porta	COM16
Baud rate	115200
Frequência de Amostragem	1000

Configuração Ethernet

IP Remoto	10.101.30.200
Porta Inicial	3001
Frequência de Amostragem	1000

Figura 4.25: parâmetros necessários para a configuração da interface *ethernet* e USB.

Os quatro canais disponibilizados na placa podem ser observados simultaneamente através da interface gráfica. A interface antes da aquisição dos sinais pode ser vista na Figura 4.26.

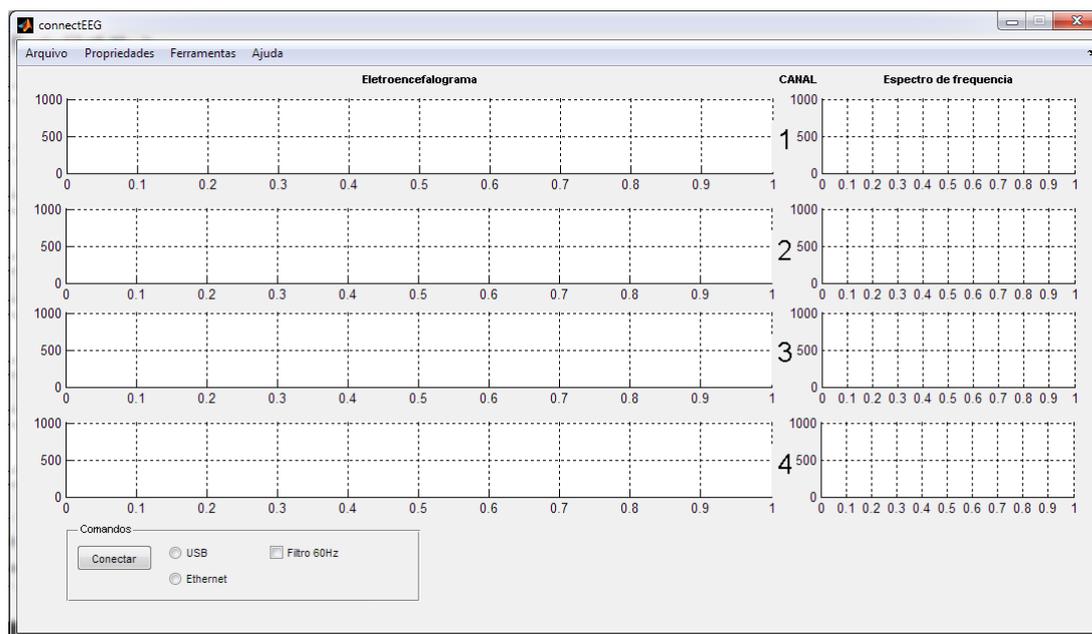


Figura 4.26: interface gráfica desenvolvida em MATLAB para a aquisição dos dados.

A transformação no domínio da frequência é feita através da transformada discreta de Fourier. Antes de realizar a DFT é necessário realizar o pré-processamento do sinal, na qual uma das técnicas utilizadas é o janelamento.

O procedimento utilizado para aquisição da DFT consiste na utilização de uma fração, ou porção finita do sinal (COOLEY; TUKEY, 1965).

A média e as tendências lineares dos dados são removidos através da multiplicação do sinal analisado por uma janela de mesmo tamanho do sinal. Neste procedimento, a janela de *Hamming* é utilizada, mas outros formatos de janela podem ser utilizados, como *Blackman*, *Chebyshev*, *Hanning*, *Kaiser*, triangular, retangular, entre outras. Mais detalhes sobre a utilização de diferentes tipos de janela podem ser vistos em (HARRIS, 1978; OPPENHEIM; SCHAFER, 2009).

4.4.1 Parâmetros de Análise

O EEG é um sinal que representa o efeito de sobreposição de ondas dos diversos processos existentes no cérebro. Cada EEG pode ser subdividido em bandas: delta ($0 - 4Hz$), teta ($4 - 8Hz$), alfa ($8 - 12Hz$), beta ($13 - 30Hz$) e gama ($30 - 60Hz$). A análise das dinâmicas nas faixas de frequência é mais representativa do que a análise do EEG como um todo. Na verdade, a análise destas faixas específicas pode resultar em informações mais precisas sobre o comportamento cerebral, podendo não ser totalmente visível ou de fácil detecção quando analisado o espectro do EEG original. Alguns trabalhos foram desenvolvidos demonstrando a importância da análise das ondas de forma separadas como o apresentado por Adeli *et al.*, Dumermuth *et al.* e Hazarika *et al.* (ADELI; GHOSH-DASTIDAR; DADMEHR, 2007; DUMERMUTH *et al.*, 1972; HAZARIKA *et al.*, 1997).

Com base na importância da existência da análise das subbandas de frequência presentes no EEG, este trabalho disponibiliza uma ferramenta que possibilita a realização da segmentação dessas bandas através de filtros digitais, que são configurados pelo operador através de parâmetros de escolha de um dos filtro expostos anteriormente. A interface gráfica foi desenvolvida para o médico ou pesquisador realize a análise dos dados obtidos através da aquisição do EEG realizado pelo protótipo.

Nesse *software*, é possível selecionar que tipo de onda é analisada dentre as presentes no EEG. Os parâmetros do filtro que podem ser configurados são: ordem do filtro e tipo de filtro. As faixas de corte dos filtros passa banda, responsáveis pela separação dos ritmos alfa, beta, teta e gama estão fixas em $4 - 8Hz$, $8 - 12Hz$, $13 - 30Hz$ e $30 - 60Hz$, respectivamente. O filtro passa-baixa especificado para filtrar o ritmo cerebral delta está com frequência de corte em $4Hz$. A interface gráfica de análise pode ser vista na Figura 4.27.

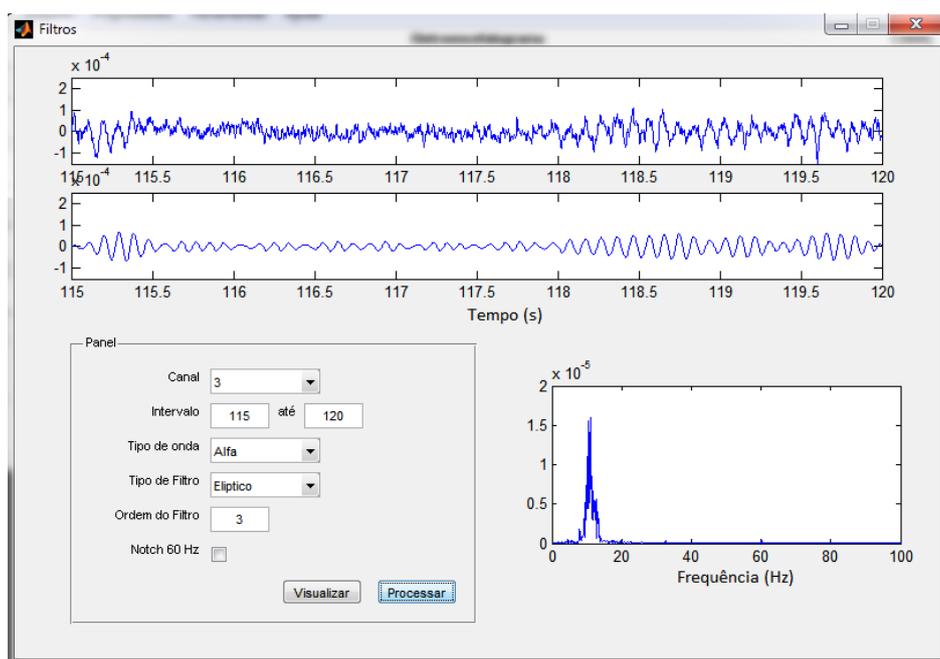


Figura 4.27: interface de análise do sinal adquirido.

O tipo de filtro utilizado para a análise pode ser alterado utilizando-se a interface gráfica, podendo ser um dos filtros clássicos: *butterworth*, *chebyshev* tipo 1, *chebyshev* tipo 2 e elíptico.

4.5 Protótipos

A utilização de protótipos preliminares com o objetivo de validar parcial ou completamente circuitos é uma prática comum em projetos desta natureza. Esse tipo de abordagem é adotada neste trabalho. Foram desenvolvidos três placas com este objetivo.

O primeiro protótipo foi desenvolvido com o objetivo de validar as características dos amplificadores e uma alternativa de processador. As principais características do primeiro protótipo são a de possuir dois canais de aquisição de dados, um processador da família HCS12 da Freescale e comunicação serial RS232. O primeiro protótipo pode ser visto na Figura 4.28.



Figura 4.28: primeiro protótipo desenvolvido, possui interface RS232, processador HCS12 e dois canais de amplificação.

A necessidade de uma interface de dados para acesso remoto é uma das características deste trabalho, no entanto o processador da família HCS12 utilizado no primeiro protótipo não disponibiliza nenhuma interface de rede para comunicação remota. Logo, a alternativa de migração de plataforma tornou-se necessária. Processadores da família ARM são bastante utilizados em aplicação orientadas a conectividade, como acesso às redes *ethernet*.

O segundo protótipo consiste no desenvolvimento de uma placa de amplificação de sinal, contendo apenas o AFE, fez-se necessário para validação da integração entre o sinal amplificado e a transmissão de dados através da interface *ethernet*. Essa protótipo funciona como uma placa acessório do kit de desenvolvimento EKK-LM3S6965 que possui o processador alvo e a interface *ethernet* em uma placa base. A disposição dos componentes no protótipo de amplificação foi alterada considerando a otimização do espaço e visando aplicações que não dispõem de muito espaço (FREESCALE, 2007). O segundo protótipo pode ser visto na Figura 4.29.

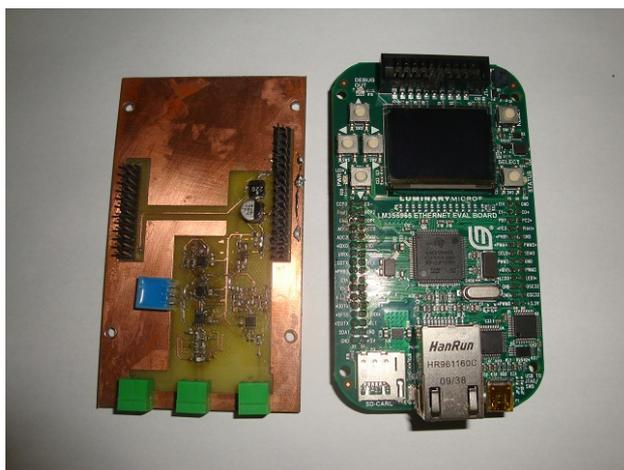


Figura 4.29: segundo protótipo, à esquerda, desenvolvido, possui um canal de amplificação e interface para integração com o *kit* de desenvolvimento EKK-LM3S6965, à direita.

O terceiro protótipo integra a placa desenvolvida e o processador em uma única placa. Além disso, são disponibilizados mais três canais de amplificação, totalizando quatro canais neste terceiro protótipo. O terceiro protótipo pode ser visto na Figura 4.30.



Figura 4.30: terceiro protótipo, apresenta quatro canais de amplificação, processador LM3S6965, interface de comunicação *ethernet* e USB.

Este procedimento para o aperfeiçoamento do equipamento é extremamente importante, pois possibilita a correção de problemas encontrados em protótipos anteriores, melhorando todos os processos de montagem e teste da placa.

4.6 Conclusão

O desenvolvimento de uma solução de aquisição de ondas cerebrais é composto de três componentes: *hardware*, *firmware* e *software*. Cada uma destes elementos é fundamental no processo de aquisição e possui suas particularidades. Neste capítulo é possível observar as particularidades envolvidas na transmissão de dados em sistemas de aquisição, como a utilização de protocolos específicos em interfaces mais simples e a utilização de protocolos já desenvolvidos em interfaces que necessitam de controle mais complexo. As funcionalidades para a análise de ritmos cerebrais também é desenvolvida neste trabalho e pode ser ajustada pelo responsável pela realização do exame, através de parâmetros de ordem do filtro, por exemplo. A visualização simultânea dos sinais adquiridos também é extremamente importante e é atendido pelo trabalho proposto.

Capítulo 5

Resultados

Neste Capítulo são apresentados os resultados de *hardware*, *firmware* e *software* obtidos no decorrer do desenvolvimento deste trabalho. No *hardware* é exposta a resposta em frequência do protótipo completo, com os filtros *notch* e *antialiasing*. O *firmware* e *software* são apresentados em uma única seção através da explicação do procedimento de algumas aquisições, utilizando o *software* desenvolvido, e seus resultados.

5.1 Resultados

O trabalho proposto é composto pelo desenvolvimento de um protótipo de aquisição de sinais biológicos que possibilita o envio através das interfaces *ethernet* ou USB. O *firmware* desenvolvido controla a conversão analógica digital e transmite os dados ao *software*, também desenvolvido no decorrer deste trabalho, onde são visualizados e podem ser processados.

5.1.1 Hardware

Como resultado do trabalho proposto, é disponibilizado à Universidade Federal do Ceará e à comunidade acadêmica um protótipo funcional com características de conectividade através da interface *ethernet*. Este protótipo também possui interface USB, possibilitando a conexão com praticamente todos os PC comerciais atuais ou PDAs. Além disso, este protótipo possui quatro canais para aquisição de biopotenciais. Também é parte integrante do protótipo proposto o driver da perna direita, utilizado em exames de potenciais evocados.

A protótipo físico possui dimensões de 135 mm por 75 mm , além de possuir a maioria de seus componentes aderentes à diretiva RoHS (*Restriction of Certain Hazardous Substances*) e encapsulamento SMD (*Surface Mount Device*). Foram desenvolvidas três protótipos funcionais, cujo último protótipo funcional é mostrado na Figura 5.1. O custo do protótipo funcional, considerando componentes e manufatura de placa de circuito impresso, está em torno de 215,62 dólares americanos. O consumo total, quando considerado a transmissão de pacotes através da *ethernet*, é de aproximadamente 200 mA .

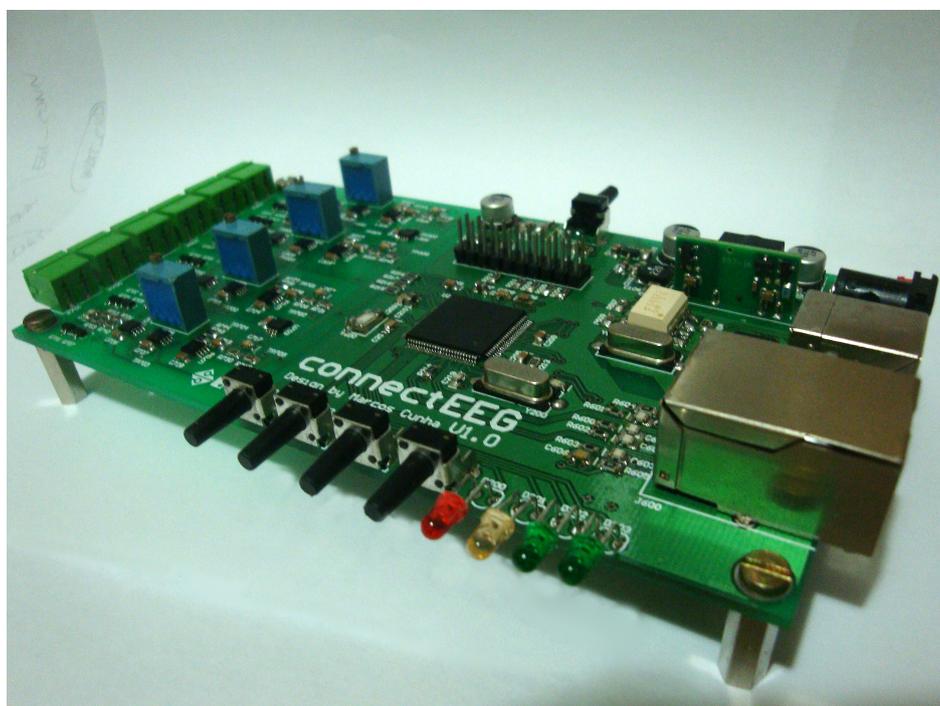


Figura 5.1: protótipo desenvolvido para aquisição e transmissão de biopotenciais.

Um fator importante nos resultados da implementação do protótipo de aquisição de biopotenciais é o conhecimento relacionado à resposta em frequência dos circuitos, em particular do AFE como um todo. É possível observar a resposta em frequência teórica do protótipo na Figura 5.2.

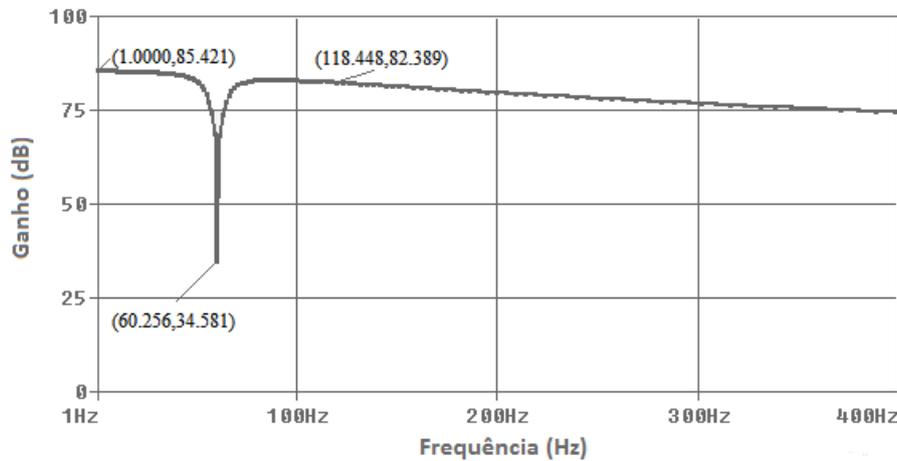


Figura 5.2: resposta em frequência teórica do protótipo.

Os pontos identificados na Figura 5.2 correspondem ao ganho inicial, à atenuação na frequência de 60 Hz e a frequência de corte do filtro *antialiasing*, respectivamente.

Para obter este resultado experimental da resposta em frequência, utilizou-se um gerador de frequência em modo *sweep* para varrer uma faixa de frequência de 1 a 400 Hz em 120 segundos. Com isso, é possível injetar no sistema ondas em diversas frequências e observar o comportamento do protótipo desenvolvido. Após a aplicação destas ondas, realiza-se a transformada de *Fourier* no sinal adquirido para analisar que frequências foram rejeitadas e amplificadas pelo protótipo. A resposta em frequência experimental do AFE proposto pode ser vista na Figura 5.3.

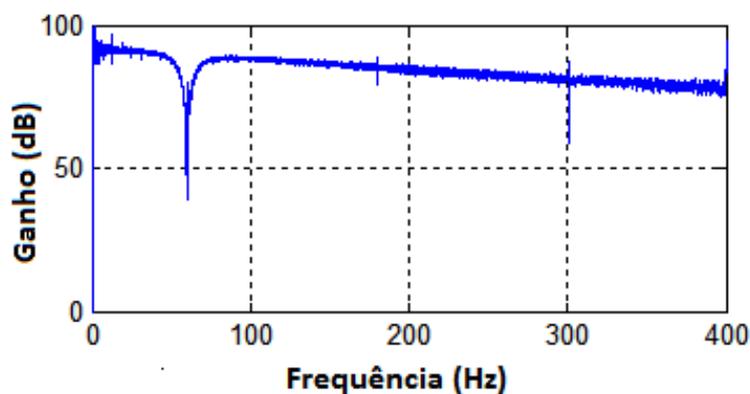


Figura 5.3: resposta em frequência do protótipo.

Observa-se que no resultado exposto na Figura 5.3 a atuação do filtro *notch* de 60 Hz , eliminando esse ruído do sinal. Também é possível analisar o decaimento

do ganho com o aumento da frequência, esse comportamento é causado pelo filtro *antialiasing*, que limita a banda do sinal. A partir da comparação da Figura 5.2 com a Figura 5.3, é possível observar que comportamento projetado se aproxima do comportamento obtido experimentalmente, validando assim o protótipo projetado. Observa-se também picos em frequências acima da frequência de corte, que ocorre devido a presença de outros equipamentos na região dos experimentos e a não utilização de filtros específicos para essas frequências.

A aplicação de filtros digitais também pode ser uma alternativa na remoção do ruído de 60Hz. É possível observar o impacto deste tipo de filtro através da Figura 5.4, tornando-se evidente a atenuação do sinal nesta frequência.

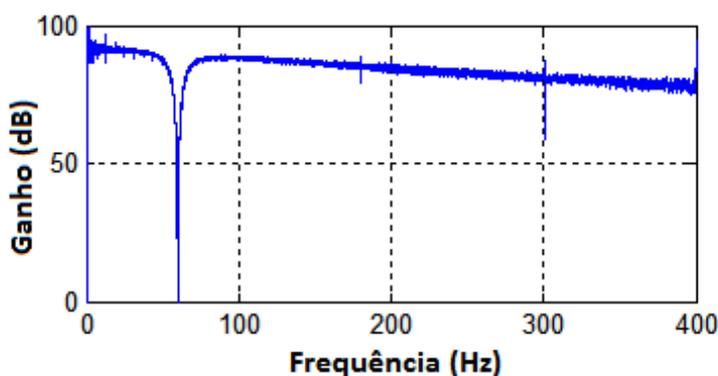


Figura 5.4: resposta em frequência do protótipo presente na Figura 5.3 após a aplicação de um filtro digital *notch* de 60Hz.

Com o objetivo de realizar a validação do filtro *notch* de 60Hz analógico e sua importância no contexto da aquisição do sinal, foram realizados os seguintes experimentos: um sem a utilização dos filtro *notch* de 60Hz e outro com o filtro *notch*. O resultado no domínio do tempo de cada um destes experimentos, após o estágio de amplificação, pode ser visto na Figura 5.5.

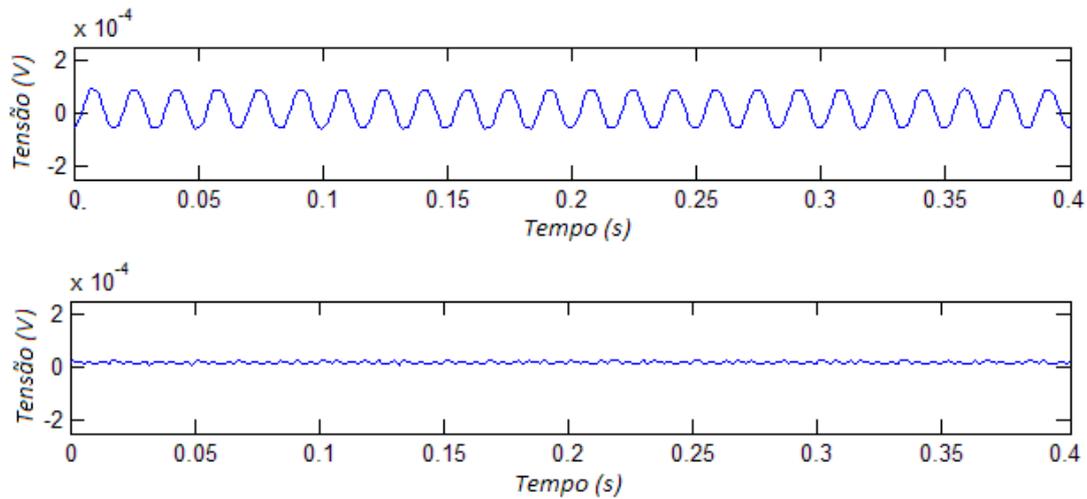


Figura 5.5: sinal de 60Hz injetado na entrada do protótipo sem a utilização do filtro *notch*, e abaixo com a utilização do filtro *notch*.

Na Figura 5.5 está clara a forte atenuação da componente com 60Hz. Também foi avaliada a resposta em frequência nestes dois experimentos, cuja resposta em frequência pode ser vista na Figura 5.6.

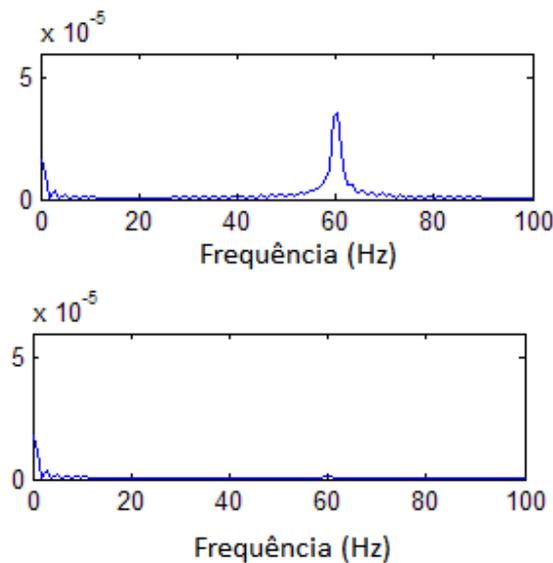


Figura 5.6: resposta em frequência dos sinais observados na Figura 5.5.

5.1.2 *Firmware e Software*

A validação do conjunto *hardware*, *firmware* e *software* propostos foram realizados em voluntários e executados nas dependência do Hospital Universitário

Walter Cantidio com a orientação e supervisão do professor Doutor Otoni Cardoso do Vale.

As aquisições seguem os seguintes procedimentos: preparação do voluntário, configuração dos eletrodos no equipamento, processo de aquisição e análise de dados. O procedimento de preparação do voluntário consiste na limpeza do local onde os eletrodos são colocados, aplicação de uma pasta condutora em cada um deles e fixação dos mesmos.

Para os experimentos realizados, os ganhos do protótipo estão configurados para amplificar sinais de eletromiografia, canal 1, eletroencefalografia, canais 2 e 3, e eletrocardiografia, canal 2. Os eletrodos do canal 2 e 3 são posicionados no escalpo nas posições Fp1, Fp2, Cz e O2. O principal foco dos testes realizados é analisar os sinais de eletroencefalografia.

A fase de configuração dos eletrodos consiste em associar um eletrodo a uma entrada do protótipo. Cada canal é composto por duas entradas, podendo, cada entrada, receber um eletrodo. Neste experimento é utilizado a montagem bipolar, em que cada um dos eletrodos é associado a uma entrada do canal. Os eletrodos localizados no escalpo e na face estão dispostos como mostrado na Figura 5.7a. Os eletrodos 1 e 2 são utilizados para aquisição da EMG e são entradas do canal 1. Os eletrodos Fp1 e Fp2 são entradas do canal 2 e os eletrodos Cz e O2 são entradas do canal 3, esses são os canais para aquisição do EEG. São dispostos dois eletrodos para aquisição do ECG nas posições 3 e 5, como pode ser visto na Figura 5.7b.

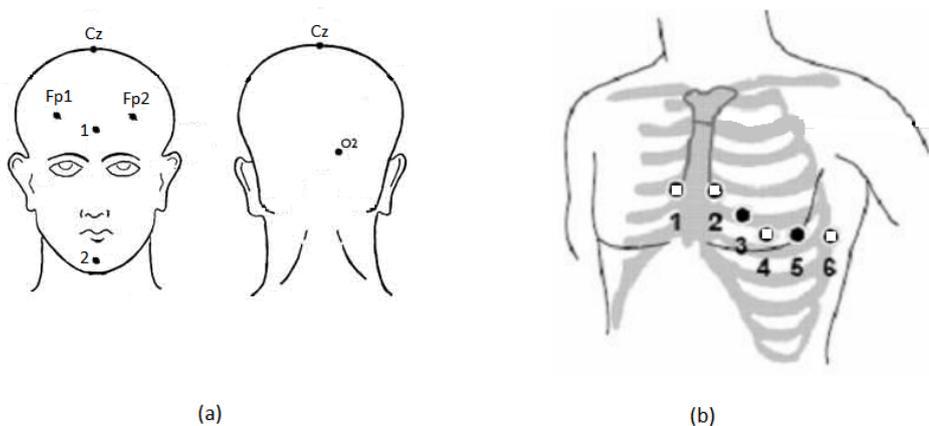


Figura 5.7: montagem dos eletrodos (a) no escalpo, em Fp1, Fp2, Cz e O2, na face, em 1 e 2, e (b) no tórax, em 3 e 5.

O processo de aquisição é iniciado pela configuração dos parâmetros da interface de comunicação e do processo de aquisição. Para todas as aquisições realizou-se a aquisição através da interface *ethernet*. Neste caso, é necessário configurar o IP do protótipo para iniciar a comunicação.

Nos experimentos realizados, foram adquiridas amostras em um intervalo de tempo de 2 minutos. Durante a aquisição das ondas nesse experimento é solicitado ao voluntário que movimente os olhos de baixo para cima e da esquerda para a direita. Estes movimentos podem ser detectados através do eletromiograma e eletroencefalograma, e são denominados artefatos. No experimento realizado foi possível observar o aparecimento destes artefatos, que podem ser observados na Figura 5.8. Tais artefatos aparecem com maior intensidade no canal 1, por esse registrar os movimentos musculares, e no canal 2, por estar próximo da região ocular. Esses artefatos estão marcados e podem ser observados na Figura 5.8.

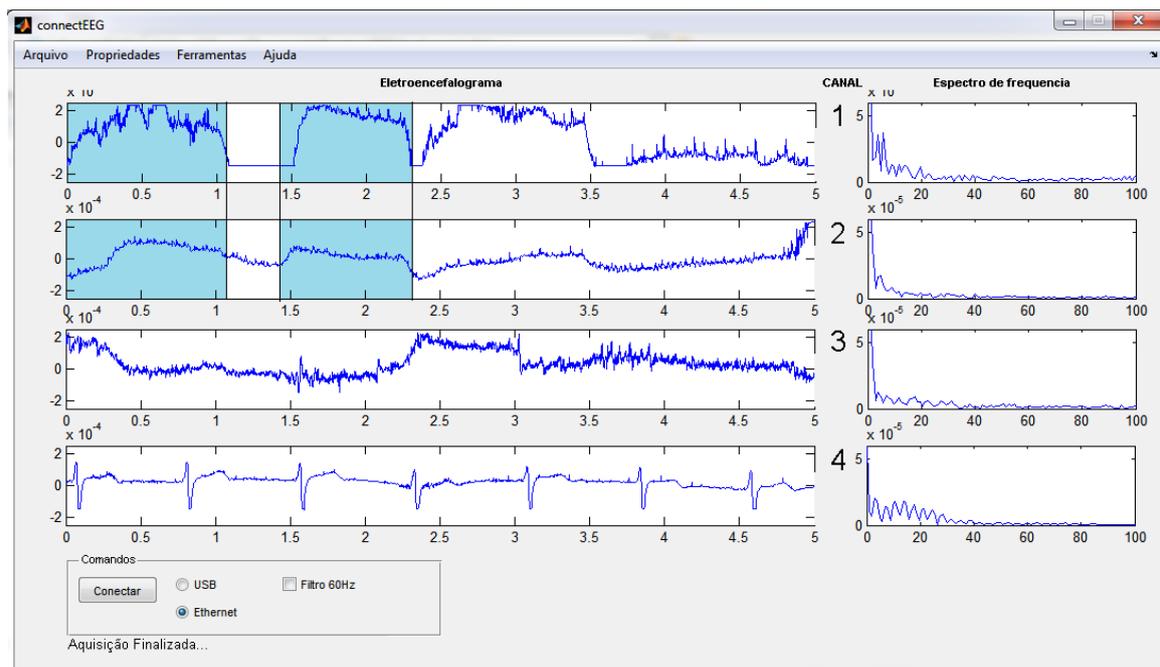


Figura 5.8: interface funcional durante a realização de um exame com aquisições de eletromiográfica, eletroencefalografia e eletrocardiografia, apresentando artefatos de movimentação ocular marcados em azul.

Um dos padrões de onda importantes na observação do EEG é o alfa. A abertura dos olhos provoca do desaparecimento dessas ondas e seu fechamento o aparecimento. Com o objetivo de verificar a amplificação deste padrão de onda um experimento é realizado. Tal experimento consiste em solicitar ao voluntário realize a abertura

e fechamento do olhos, mas sem a movimentação do globo ocular. As ondas alfa devem aparecer no EEG quando os olhos estiverem fechados e desaparecer quando abertos. É possível observar tal padrão através da Figura 5.9. Observa-se a presença da onda alfa no intervalo marcado no canal 3, neste momento o voluntário está com os olhos fechados. Também é possível comprovar a presença da frequência da onda alfa pela análise no domínio da frequência. À direita, na Figura 5.9, é mostrada essa análise espectral, observa-se a presença de ondas na faixa de frequência das ondas alfa, entre 8 e 13 Hz aproximadamente.

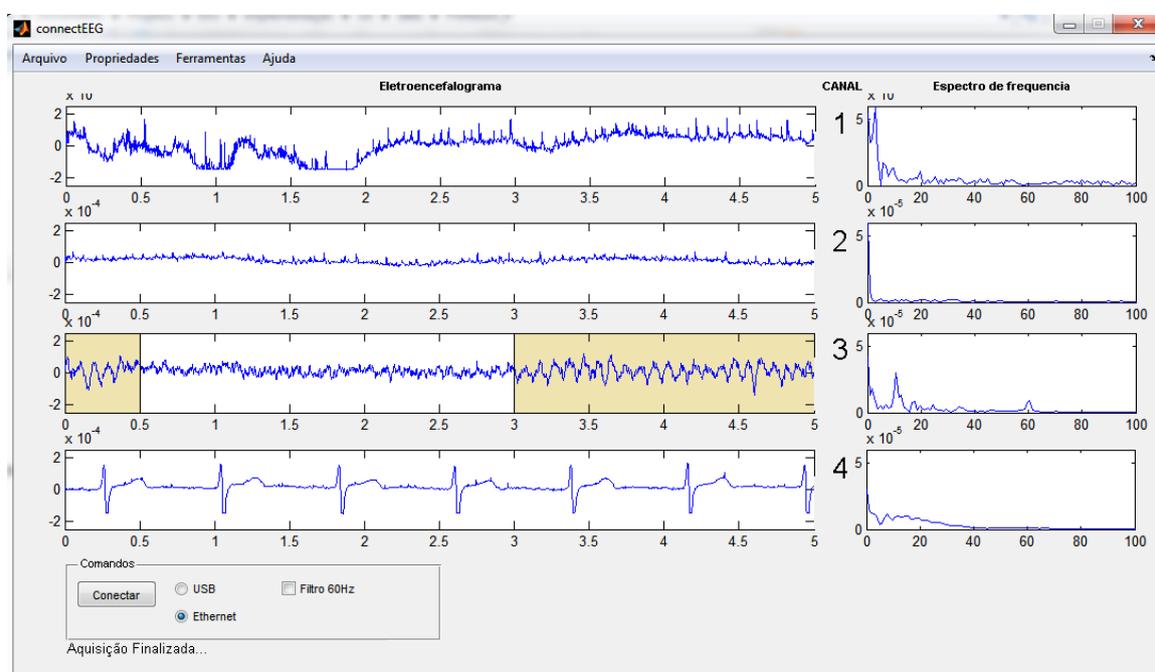


Figura 5.9: interface funcional durante a realização de um exame com aquisições de eletromiografica, eletroencefalografia e eletrocardiografia, apresentando ondas alfa no canal 3.

Após a aquisição de dados é possível realizar a análise dos sinais obtidos através da interface de análise, utilizando filtros. O acesso às informações é feita através da barra de ferramentas, como mostrado na Figura 5.10.

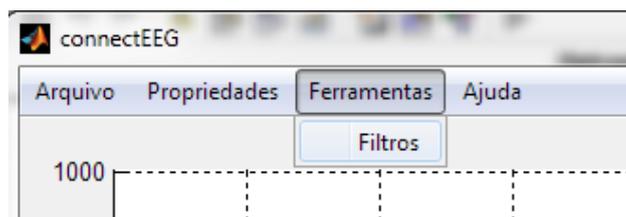


Figura 5.10: acesso à interface de análise dos sinais através de filtros realizado pelo menu da interface principal.

Os ritmos cerebrais podem ser segmentados através de diversos filtros diferentes. É disponibilizada, através da interface, a seleção do filtro utilizado para a análise, podendo ser: *Butterworth*, *Elíptico*, *Chebyshev* tipo I e *Chebyshev* tipo II. Além disso, é possível escolher a ordem do filtro utilizado. Também é disponibilizada a opção de utilização do filtro *notch* de 60Hz, necessitando apenas ser marcado através de um *checkbox* na própria interface. A análise de uma das aquisições pode ser observada na Figura 5.11.

Esta aplicação é utilizada apenas para validação do *hardware* desenvolvido, não tendo sido realizados estudos comparativos e de performance da mesma.

A análise do canal 3 da onda alfa no intervalo de tempo 115 até 120 através de um filtro *butterworth* de terceira ordem e sem a utilização do filtro digital de 60Hz pode ser vista na interface gráfica mostrada na Figura 5.11.

É importante ressaltar que, em todos estes resultados, o médico especialista professor Doutor Otoni confirmou a funcionalidade do protótipo, bem como a existência dos padrões de onda apresentados e a análise destes sinais. Além de ter sido o próprio voluntário em alguns exames.

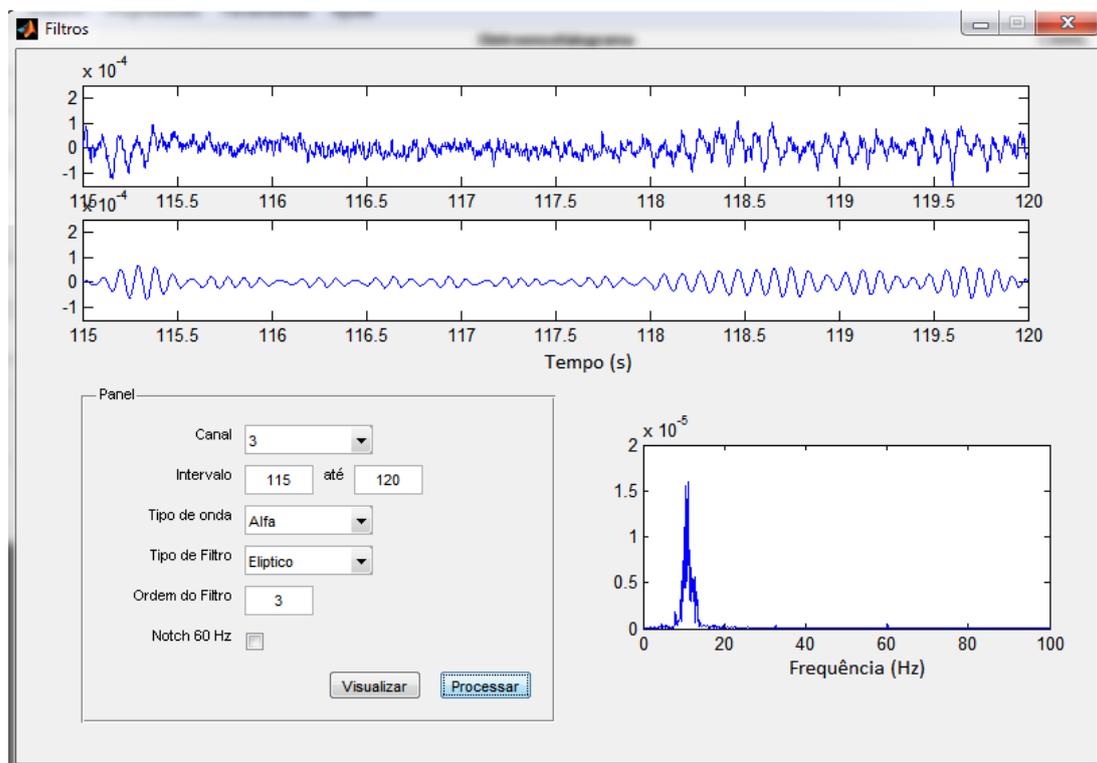


Figura 5.11: interface funcional durante a realização de um exame mostrando a análise através de filtros dos sinais adquiridos.

5.2 Conclusão

A partir dos resultados apresentados é possível observar que o AFE é capaz de amplificar os sinais oriundos do escalpo da ordem de poucos microvolts. Como a amplificação é ajustável, é possível obter de outros sinais de biomédicos como os do coração, através do ECG, e os registros musculares, através do EMG. Os cuidados referentes à tolerância a ruídos encontrados no ambiente foram observados no decorrer deste trabalho através de implementação de circuitos de rejeição do ruído de 60 Hz produzido pela rede elétrica e podem ser observados nos resultados expostos.

O desenvolvimento de um aplicativo de validação foi realizado e seu funcionamento demonstrado neste trabalho. O processo de aquisição, através das interfaces de comunicação atuais, é utilizado pelo *software* desenvolvido. Os sinais adquiridos são armazenados para posterior análise, que é realizada através do mesmo *software*. É possível observar a filtragem do sinal nas faixas de frequência das ondas cerebrais delta, teta, alfa e beta. É exposto o passo-a-passo para a realização de dois

exames diferentes através da operação do software desenvolvido. Esse procedimento pode ser aperfeiçoado com a utilização e novas versões do *software* que podem ser desenvolvidas.

Capítulo 6

Conclusões, Contribuições e Trabalhos Futuros

Neste Capítulo são apresentadas as contribuições à academia e à sociedade, apresentando as necessidades de aperfeiçoamento e trabalhos futuros necessários ao avanço técnico do trabalho proposto e novas frentes de pesquisa.

6.1 Conclusões

O desenvolvimento de equipamentos aplicados a ambientes da área de saúde requer atenção especial por tratar de vidas humanas, tanto os equipamentos destinados ao suporte à vida quanto equipamentos responsáveis pela aquisição de sinais. Todos estes equipamentos devem ser desenvolvidos com o objetivo de realizar de forma precisa e eficiente suas tarefas, bem como garantir a segurança do paciente com respeito a choques elétricos.

Em equipamentos destinados à aquisição de sinais biomédicos da ordem de poucos microvolts, como é o caso dos eletroencefalógrafos, diversos aspectos devem ser considerados, como fatores ambientais e de isolamento da rede elétrica.

A isolamento dos pacientes da rede elétrica é extremamente importante, uma vez que acidentes decorrentes de sobretensões na rede elétrica podem de alguma maneira atingir o paciente durante o exame. Este ponto foi minimizado através do isolamento galvânico da rede elétrica através de um componente eletrônico. Além disso, as interfaces de comunicação podem também ocasionar choques elétricos aos pacientes. Com isso, todas as interfaces de comunicação com o meio externo são isoladas, a

interface *ethernet* possui trafos de isolamento e a interface USB é isolada de forma óptica, através de optoacopladores nas linhas de dados, tornando assim o protótipo isolado da rede elétrica, assegurando ao paciente segurança contra descarga de energia oriunda da rede elétrica.

O protótipo desenvolvido possui faixa de resposta em frequência de $0,16\text{ Hz}$ até 120 Hz , amplificando as ondas cerebrais de interesse em exames médicos (delta, teta, alfa e beta). O protótipo projetado proporciona a esta faixa de frequência ganho de até 20.000 vezes o sinal de entrada ou 86 dB . Isso provê ganho suficiente para um sinal da ordem de poucos microvolts tornar-se um sinal de poucos volts, possibilitando a conversão analógica-digital e conseqüentemente a transmissão da onda digital para posterior processamento e análise.

As interferências ambientais toram-se um fator bastante relevante, uma vez que o sinal analisado possui poucos microvolts e interferências ocasionadas pela presença da frequência de 60 Hz oriunda da rede elétrica é bastante significativa, ocasionando um acoplamento no sinal de interesse, seja através do espaço formado entre os cabos, seja através da alimentação dos circuitos. São utilizadas, para eliminar este tipo de interferência, as filtragens analógicas e digitais.

A avaliação positiva de um médico através da verificação de artefatos durante um exame de EEG comprova a capacidade de amplificação das ondas cerebrais a partir do escalpo, proporcionada pelo protótipo.

Assim, o trabalho proposto atende aos seus objetivos gerais de disponibilizar um protótipo capaz de realizar a amplificação de sinais biológicos a partir do escalpo. São disponibilizados ainda quatro canais que podem ser utilizados da forma mais conveniente pelo médico ou pelos pesquisadores, realizando o do posicionamento dos eletrodos no escalpo.

No entanto, montagens práticas de outras arquiteturas de amplificação não são apresentadas neste trabalho, pois o trabalho apresentado não possui fontes de fomento nem públicas nem privadas para a pesquisa, sendo analisado teoricamente e implementado o circuito que melhor atende às necessidades da aplicação.

6.2 Contribuições

Este trabalho apresenta como principais contribuições à comunidade acadêmica os procedimentos que devem ser seguidos para a especificação de um circuito

de amplificação para sinais biomédicos, auxiliando no avanço da detenção do conhecimento pela comunidade acadêmica. Além disso, disponibiliza um protótipo para realização de aquisições de sinais e pesquisas em áreas específicas, como auxílio ao diagnóstico e análise dos sinais adquiridos.

Este protótipo apresenta dimensões reduzidas de 75 *mm* de largura por 135 *mm* de comprimento e interfaces de comunicação que possibilitam comunicação remota, possibilitando mobilidade necessária para equipamentos de monitoramento, que podem estar presentes em UTIs ou na residência de pacientes. Equipamentos comerciais de tamanho reduzido podem apresentar dimensões de 135 *mm* por 270 *mm* (VIRTUAL, 2010).

A configuração dos ganhos através de um potenciômetro possibilita a utilização de um dos canais para aquisição do sinal do ECG, pois o coração é controlado através do sistema nervoso autônomo. A aquisição simultânea do eletrocardiograma e do eletroencefalograma possibilita uma análise simultânea do sistema nervoso central e do sistema nervoso autônomo, podendo ser utilizado em estudos que tratam da correlação entre os sistemas.

É disponibilizado um software de aquisição e processamento do sinal analisado, desenvolvido em MATLAB e capaz de realizar a aquisição através das interfaces de comunicação *ethernet* e USB disponibilizada pelo PC. Essa interface é de simples utilização e configuração. Esse *software* apresenta também a possibilidade de realização da filtragem do ruído de 60Hz presente na rede elétrica, que é bastante acoplado ao sinal adquirido no exame de EEG.

Com isso, o trabalho proposto apresenta uma solução completa e inovadora quando analisadas a aquisição, transmissão, processamento dos dados obtidos, dimensões e portabilidade, sendo um trabalho inicial para estudos de engenharia biomédica na área de eletroencefalografia e aquisição de sinais biomédicos no Centro de Tecnologia da Universidade Federal do Ceará.

6.3 Trabalhos Futuros

Esta dissertação descreve o desenvolvimento de um protótipo de aquisição de sinais biomédicos com foco na obtenção de ondas cerebrais, servindo de ponto de partida para outros trabalhos. No entanto, vários trabalhos podem ser desenvolvidos com base neste trabalho, como os sugeridos a seguir:

- adequação do protótipo desenvolvido às normas técnicas vigentes a equipamentos de aquisição de sinais biomédicos, tal como a IEC 60601-2-26, que trata da segurança em eletroencefalógrafos;
- estudo sobre a padronização da conexão entre o equipamento e os eletrodos, pois, existem diversas opções disponibilizadas comercialmente para essas conexões;
- montagem de outras arquiteturas de amplificação para efeito comparativo com o proposto pelo trabalho;
- estudo comparativo com equipamentos comerciais de aquisição de sinal de EEG e o protótipo desenvolvido;
- análise de outras ferramentas de processamento digital de sinal para segmentação dos ritmos cerebrais delta, teta, alfa e beta, como *wavelet*;
- criação de um banco de dados regional com exames e análises realizadas pela solução proposta;
- adaptar o *software* desenvolvido para atender ao padrão de gravação de exames de EEG;
- desenvolver o *software* proposto em linguagem de programação comercial, como C ou C++;
- adequação do protótipo às normas da ANVISA, para atendimento dos testes de validação para obtenção das licenças compulsórias necessárias à comercialização deste tipo de equipamento.

Referências Bibliográficas

ADELI, H. *et al.* A wavelet-chaos methodology for analysis of eegs and eeg subbands to detect seizure and epilepsy. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v. 54, n. 2, p. 205–211, feb. 2007. ISSN 0018-9294.

AKIN, M. Comparison of wavelet transform and fft methods. *Journal of Medical Systems*, 2002.

BAI, Y.-W. *et al.* Adjustable 60hz noise reduction by a notch filter for ecg signals. *IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference*, v. 3, p. 1706–1711, May 2004.

BRONZINO, J. D. *The Biomedical Engineering Handbook*. Second. [S.l.]: CRC Press, 2000.

BROWN, B. *Ina118 Precision, Low Power Instrumentation Amplifier*. [S.l.], 1998.

BROWN, B. *opa334 opa2334 opa335 opa2335, 0.05uV/C max, Single Supply CMOS Operational Amplifiers Zero-Drift Series*. [S.l.], 2003.

BROWN, B. *Ina 326 Ina 327 Precision, Rail-to-Rail I/O Instrumentation Amplifier*. [S.l.], 2004.

CARTER, B. *A Single-Supply Op-Amp Circuit Collection*. [S.l.], 2000.

CARTER, B. *High-speed notch filters*. [S.l.], 2006.

CHIP, F. *FT2232D Dual USB To Serial UART/FIFO IC*. [S.l.], 2009.

COOLEY, J. W.; TUKEY, J. W. An algorithm for the machine calculation of complex fourier series. *Math Computation*, v. 19, p. 297–301, 1965.

DOLCE, G.; KUNKLE, H. *Aspects of EEG analysis in the frequency domain*. [S.l.]: Computerized EEG Analysis, 1975.

DUMERMUTH, G. *et al.* Spectral analysis of eeg activity in different sleep stages in normal adults. *European Neurology*, v. 7, p. 265–269, 1972.

DUNKELS, A. *The uIP TCP/IP Stack*. [S.l.], 2004. Disponível em: <http://www.sics.se/adam/uip/index.php/Main_Page>.

ELUL, R. Gaussian behaviour of the electroencephalogram: changes during performance of mental task. *Science*, v. 164, p. 328–331, 1969.

FREESCALE. *MC9S12XDP512 Datasheet*. [S.l.], 2007.

GARGIULO, G. *et al.* A mobile eeg system with dry electrodes. *Biomedical Circuits and Systems Conference*, Baltimore, MD, USA, p. 273–276, November 2008.

GOLDMAN, D. The clinical use of the average reference electrode in monopolar recording. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 2, n. 1-4, p. 209–212, 1950.

GRASS, A. M. The electroencephalographic heritage. *Am J EEG Technol.*, 1984.

GUILHOTO, L. Epilepsia, você sabe o que é? Sociedade Brasileira de Epilepsia. 2009.

GUYTON, A. C. *Textbook of Medical Physiology*. [S.l.]: Elsevier Saunders, 2006.

HARRIS, F. On the use of windows for harmonic analysis with the discrete fourier transform. *Proceedings of the IEEE*, v. 66, n. 1, p. 51–83, jan. 1978. ISSN 0018-9219.

HAZARIKA, N. *et al.* Classification of eeg signals using the wavelet transform. In: . [S.l.: s.n.], 1997. v. 1, p. 89–92 vol.1.

HUHTA, J. C.; WEBSTER, J. G. 60-hz interference in electrocardiography. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v. 20, p. 91–101, Março 1973.

IEEE. *Local and metropolitan area networks - Specific requirements - Part 3: Carrier sense multiple access with Collision Detection (CSMA/CD) Access Method and Physical Layer Specifications*. [S.l.], 2008.

INSTRUMENTS, T. *Medical Applications Guide*. [S.l.], 2007.

INSTRUMENTS, T. *Miniature, 1-W, 3-kV, Isolated Unregulated DC/DC Converters*. [S.l.], 2008.

INSTRUMENTS, T. *MSP430x20x1, MSP430x20x2, MSP430x20x3 Mixed Signal Controller Datasheet*. [S.l.], 2010.

JASPER, H. H. The ten-twenty electrode system of the international federation. *The International Federation of Clinical Neurophysiology*, v. 10, p. 371-375, 1958.

JENNINGS, D. *et al. Introduction to medical electronics applications*. [S.l.]: Edward Arnold, a division of Hodder Headline PLC, 1995.

KEIL. *Site oficial do produto μ Vision*. [S.l.], 2010. Disponível em: <<http://www.keil.com/uvision/>>.

KRUK, L. A. *Classificação de Estados de Atenção a Partir de Sinais de Eletroencefalogramia*. Dissertação (Mestrado) — Instituto Tecnológico da Aeronáutica, 2003.

LOPES, S. *Bio 2*. [S.l.]: Editora Saraiva, 2002.

METTINGVANRIJN, A. *et al.* Amplifiers for bioelectric events: A design with a minimal number of parts. *Medical and Biological Engineering and Computing*, Springer Berlin / Heidelberg, v. 32, p. 305–310, 1994. ISSN 0140-0118. 10.1007/BF02512527. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1007/BF02512527>>.

MICREL. *KSZ8851SNL/SNLI Single-Port Ethernet Controller with SPI Interface*. [S.l.], 2009.

MICROCHIP. *PIC16F87XA Datasheet*. [S.l.], 2003.

MICROCHIP. *ENC424J600/624J600 Stand-Alone 10/100 Ethernet Controller with SPI or Parallel Interface*. [S.l.], 2009.

MOORE, J. *Biomedical Technology and Devices: Handbook*. [S.l.]: CRC Press, 2004.

MUTHSWAMY, J. Spectral analysis method for neurological signals. *Journal of Neuroscience Methods*, 1998.

- NEIDERMEYER, E.; SILVA, F. L. da. *Eletroencephalography: Basic Principles, Clinical Application, and Related Fields*. [S.l.]: Lippincott Williams and Wilkins, 1998.
- NETO, L. A. de L. *Desenvolvimento de um Protótipo de Eletrocardiógrafo Portátil com uma Derivação e Comunicação Bluetooth*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Ceará, 2010.
- NUWER, M. R. IECN standards for digital recording of clinical eeg. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 106, p. 256–261, 1998.
- OPPENHEIM, A. V.; SCHAFER, R. W. *Discrete-Time Signal Processing*. 3rd. ed. [S.l.]: Prentice Hall, 2009.
- PALLÁS-ARENY, R.; WEBSTER, J. G. Common mode rejection ratio in differential amplifiers. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, v. 40, n. 4, p. 669–676, August 1991.
- PALLÁS-ARENY, R.; WEBSTER, J. G. *Analog Signal Processing*. [S.l.]: Wiley, 1999.
- PEREIRA, J. S. *et al.* Distúrbios cognitivos na doença de parkinson: correlações eletroencefalográficas. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, Março 1995.
- POPESCU, F. *et al.* Single trial classification of motor imagination using 6 dry eeg electrodes. *PLoS ONE*, Public Library of Science, v. 2, n. 7, p. e637, 2007. Disponível em: <<http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0000637>>.
- PRUTCHI, D. *Design and Development of Medical Electronic Instrumentation*. [S.l.]: Wiley, 2005.
- RIDWAN, S. D. *et al.* Single channel wireless eeg: Proposed application in train drivers. *International Conference on Broadband Communications, Information Technology and Biomedical Applications*, n. 3, p. 58–63, 2008.
- SARIKAYA, B. *et al.* Integrating wireless eegs into medical sensor networks. *International Conference On Communications And Mobile Computing*, p. 1369–1373, July 2006.
- SEDRA, A. S. *Microeletrônica*. [S.l.]: Makron Books, 2000.

SEMICONDUCTOR, N. *LM741 Operational Amplifier*. [S.l.], 2004.

SEMICONDUCTORS, F. *Low Input Current High Gain Split Darlington Optocouplers*. [S.l.], 2000.

SPINELLI, E. M.; MAYOSKY, M. A. Ac-coupled front-end for biopotential measurements. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v. 50, n. 3, p. 391–395, 2003.

SWARTZA, B. E.; GOLDENSOHNB, E. S. Timeline of the history of eeg and associated fields. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 1998.

TANENBAUM, A. S. *Computer Networks*. [S.l.]: Editora Campus, 2003.

TECHNOLOGY, L. *LTC1060 Universal Dual Filter Building Block*. [S.l.], 2000. Disponível em: <<http://cds.linear.com/docs/Datasheet/1060fb.pdf>>.

UNITED, N. *World Poppulation Ageing 2007*. [S.l.], 2007. Disponível em: <www.un.org/esa/population/publications/WPA2007/wpp2007.htm>.

VIRTUAL, N. *Site oficial do equipamento Brain Wave II EEG da loja Neuro Virtual*. [S.l.], 2010. Disponível em: <http://www.neurovirtual.com.br/site/brain_wave_2.html>.

VUCKOVIC, A. *et al.* Automatic recognition of alertness and drowsiness from eeg by an artificial neural network. *Medical Engineering and Physics*, v. 24, p. 349 360, 2002.

WEBSTER, J. G. *Medical Instrumentation: Application and Design*. [S.l.]: John Wiley and Sons, Inc., 1998.

WEBSTER, J. G. *The Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, Volume 1*. [S.l.]: John Wiley and Sons, Inc., 2006.

WEBSTER, J. G. *The Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, Volume 3*. [S.l.]: John Wiley and Sons, Inc., 2006.

WOESTENBERG, L. *The lwIP TCP/IP Stack*. [S.l.], 2004. Disponível em: <<http://www.sics.se/~adam/lwip/>>.

YOO, S. K. *et al.* The development of high precision eeg amplifier for the computerized eeg analysis. *Engineering in Medicine and Biology Society*, n. 17, p. 1651–1652, September 1995.

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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