

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE TECNOLOGIA
ENGENHARIA ELÉTRICA

ISABELLA FERNANDA WOSNIACK
MATHEUS DE BARROS FERREIRA

VIABILIDADE DE REALIZAÇÃO DE UM POLISSONÓGRAFO SEM FIO

CURITIBA

2019

ISABELLA FERNANDA WOSNIACK
MATHEUS DE BARROS FERREIRA

VIABILIDADE DE REALIZAÇÃO DE UM POLISSONÓGRAFO SEM FIO

Monografia apresentada à disciplina "Projeto de Graduação - TE105" como requisito parcial à conclusão do Curso de Engenharia Elétrica, Setor Ciência e Tecnologia, da Universidade Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Ph.D. André Augusto Mariano
Coorientador: Prof. Dr. José Carlos da Cunha

CURITIBA

2019

Isabella Fernanda Wosniack

Matheus de Barros Ferreira

Viabilidade de Realização de um Polissonógrafo Sem Fio/ Isabella Fernanda Wosniack

Matheus de Barros Ferreira. – Curitiba, 2019-

71 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Prof. Ph.D. André Augusto Mariano

Trabalho Acadêmico – Universidade Federal do Paraná, 2019.

1. Desenvolvimento de Hardware. Polissonografia. Qualidade do Sono.

I. Orientador: Prof. Ph.D. André Augusto Mariano.

II. Universidade Federal do Paraná

III. Engenharia Elétrica

IV. Viabilidade de Realização de um Polissonógrafo Sem Fio

CDU 02:141:005.7

TERMO DE APROVAÇÃO

**ISABELLA FERNANDA WOSNIACK
MATHEUS DE BARROS FERREIRA**

VIABILIDADE DE REALIZAÇÃO DE UM POLISSONÓGRAFO SEM FIO

Monografia apresentada à disciplina "Projeto de Graduação - TE105" como requisito parcial à conclusão do Curso de Engenharia Elétrica, Setor Ciência e Tecnologia, da Universidade Federal do Paraná, pela seguinte banca examinadora:

Prof. Ph.D. André Augusto Mariano
Orientador

Coorientador
Prof. Dr. José Carlos da Cunha

Professor
Prof. Dr. Carlos Marcelo Pedroso

Mestre
M.Sc. Felipe Kurpiel José

Curitiba, 05 de Dezembro de 2019.

Dedico este trabalho à minha família, por acreditar e não medir investimentos em mim, mesmo em momentos de dificuldade.

Matheus de Barros Ferreira

Dedico este trabalho à minha família, por me apoiar e incentivar durante todo o curso.

Isabella Wosniack

AGRADECIMENTOS

Eu, Isabella Fernanda Wosniack, agradeço primeiramente à minha família, por todo apoio dado durante minha formação. Em especial ao meu pai, pelas incontáveis vezes que me auxiliou em dúvidas e questionamentos acadêmicos e profissionais, servindo sempre como grande inspiração de que tipo de profissional e pessoa desejo me tornar. Também agradeço à minha mãe, por sempre se preocupar com meu bem-estar e desejar o melhor pela minha formação e conquistas pessoais. Agradeço à minha nona, pelas diversas vezes que ouviu minhas dificuldades e me ajudou a ter clareza e confiança para encarar os diversos desafios que surgiram em meu caminho. Agradeço a minha irmã Marina, por sempre depositar muita confiança em mim e servir como inspiração para que eu realize todos os meus sonhos.

Agradeço também a todos os meus colegas e amigos de curso, com os quais compartilhei bons e maus momentos durante os anos de graduação e sem os quais não teria chego até aqui.

Por fim, agradeço a todos os professores do curso de Engenharia Elétrica, por compartilharem seus conhecimentos e contribuírem para formação de todos os futuros profissionais da área.

Eu, Matheus de Barros Ferreira, agradeço especialmente aos meus pais, por estarem presentes durante todos os momentos da minha jornada na universidade. Não me recordo de um único dia em que não ouviram minhas reclamações e fizeram questão de escutar até o final para mostrar o caminho e sugerir as melhores ações. Com certeza vocês me fizeram ser uma pessoa melhor, com um pouco mais de paciência e confiança para enfrentar desafios cada vez maiores. Agradeço também aos meus padrinhos, Jucilene e Marcos, que de São Paulo sempre mandaram energias positivas e acompanharam os altos e baixos da minha graduação.

Agradeço aos meus amigos de longa data, que apesar de terem tomado caminhos diferentes, mantiveram contato e continuam a acompanhar meus passos. Aos amigos que fiz durante a graduação também, pois esses presenciaram as alegrias e tristezas do curso compartilhando as emoções para nos tornarmos mais fortes e quebrarmos barreiras.

Não menos importantes, agradeço aos professores que marcaram o meu desenvolvimento profissional ao longo desses 5 anos. Em especial àqueles que contribuíram de alguma forma pessoal oferecendo conselhos e visões de mundo diferentes.

RESUMO

A preocupação com a qualidade do sono vem tornando-se cada vez mais crescente pela população em geral. Não apenas por curiosidade, mas também por estar diretamente envolvida com a saúde das pessoas, várias alternativas comerciais de equipamentos que medem a qualidade do sono vem surgindo. Para tanto, este trabalho busca o desenvolvimento de um circuito eletrônico capaz de detectar, ao mesmo tempo, sinais de batimento cardíaco e sinais neurais que indiquem a presença do estado do sono conhecido como sono profundo. Além disso, busca-se realizar a gravação de ambos os sinais em um cartão SD, para que um médico especialista possa acessá-los e assim possa realizar a correlação dos dados de modo a determinar se o paciente possui uma boa ou má qualidade de sono. O presente trabalho foi desenvolvido inicialmente fazendo-se um estudo sobre as diferentes topologias de circuitos para detecção de sinais biopotenciais. Em seguida, elaborou-se um hardware capaz de realizar a detecção e amplificação de sinais da ordem de $100\mu\text{V}$, amplitude esta correspondente às ondas Delta, fortemente associadas ao estágio do sono profundo. Para detecção dos batimentos cardíacos, foi utilizado um sensor infra-vermelho capaz de detectar a pulsação do paciente. Por fim, utilizando um kit de desenvolvimento com suporte para cartão SD, implementou-se um *firmware* capaz de realizar a leitura de múltiplos canais do ADC e realizar a gravação dos dados no cartão SD, permitindo os mesmos serem acessados posteriormente.

Palavras-chaves: Desenvolvimento de Hardware. Polissonografia. Qualidade do Sono.

ABSTRACT

The concern about sleep quality is becoming increasingly common among the population. Not only out of curiosity, but also because it is directly involved with people's health, several products for sleep quality are emerging. Thinking about it, this work seeks the development of an electronic circuit capable of detecting at the same time heartbeat signals and neural signals that indicate the presence of the sleep state known as deep sleep. In addition, one of the objectives is to record both signals on an SD card so they can be accessed by a doctor who can analyze the data to determine whether the patient has good or poor sleep quality. The present work was initially developed by making a study on the different circuit topologies for detection of biopotential signals. Then, a hardware capable of detecting and amplifying $100\mu\text{V}$ signals, which corresponds to Delta waves, strongly associated with the deep sleep stage, was elaborated. For heart rate detection, an infrared sensor capable of detecting the patient's pulse was used. Finally, using a development kit with SD card support, a *firmware* was created to read multiple channels of the ADC and writing the data to the SD card, allowing them to be accessed later.

Key-words: Hardware development. Sleep quality. Polissonography.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – PACIENTE PREPARADA PARA REALIZAÇÃO DO EXAME DE EEG	16
Figura 2 – GRÁFICO DE ONDAS CEREBRAIS PARA CADA ESTÁGIO DO SONO	17
Figura 3 – PRODUTO WATCHPAT DA ITAMAR MEDICAL	20
Figura 4 – PRODUTO EPOC+ DA EMOTIC	21
Figura 5 – PLACA DE DESENVOLVIMENTO MSP430FR5994	22
Figura 6 – MÓDULO PARA AQUISIÇÃO DE BATIMENTOS CARDÍACOS . . .	23
Figura 7 – MODELO DOS ELETRODOS UTILIZADOS	24
Figura 8 – METODOLOGIA ADOTADA NO TRABALHO	26
Figura 9 – ESQUEMÁTICO BASE PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS BIOPOTEN- CIAIS	27
Figura 10 – ESQUEMÁTICO DO AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO AD8428	30
Figura 11 – ESQUEMÁTICO DO AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO INA128	31
Figura 12 – ADAPATADOR SMD-PTH	32
Figura 13 – DIAGRAMA DE BLOCOS DO HARDWARE	33
Figura 14 – ESQUEMÁTICO DA ALIMENTAÇÃO UTILIZADA NO CIRCUITO ANALÓGICO	34
Figura 15 – MODELOS DE CONECTORES UTILIZADOS	35
Figura 16 – CABO UTILIZADO PARA CAPTAÇÃO DE SINAIS DE EEG	36
Figura 17 – ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DE PROTEÇÃO	37
Figura 18 – ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DO FILTRO PASSA-ALTA	38
Figura 19 – ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DO FILTRO PASSA-BAIXA	39
Figura 20 – ESQUEMÁTICO DOS CIRCUITOS DE AMPLIFICAÇÃO PARA AD8428	41
Figura 21 – ESQUEMÁTICO DOS CIRCUITOS DE AMPLIFICAÇÃO PARA INA128	42
Figura 22 – ESQUEMÁTICO FINAL UTILIZANDO O AD8428	43
Figura 23 – ESQUEMÁTICO FINAL UTILIZANDO O INA128	44
Figura 24 – LEIAUTE DA PRIMEIRA PLACA DESENVOLVIDA	45
Figura 25 – LEIAUTE DA SEGUNDA PLACA DESENVOLVIDA	46
Figura 26 – FLUXOGRAMA PRINCIPAL DO CÓDIGO	49
Figura 27 – FLUXOGRAMA DAS INTERRUPÇÕES	50
Figura 28 – RESULTADOS INTERMEDIÁRIOS DO INA128	52
Figura 29 – PRIMEIRA PLACA DESENVOLVIDA PARA O PROJETO	53
Figura 30 – SEGUNDA PLACA DESENVOLVIDA PARA O PROJETO	54
Figura 31 – TESTE DE AMPLIFICAÇÃO DE SINAL	55
Figura 32 – RESULTADO DOS DADOS GRAVADOS NO CARTÃO SD	56

LISTA DE ABREVIATURAS E DE SIGLAS

ADC Conversor Analógico-Digital

CMRR Relação de Rejeição em Modo Comum

ECG Eletrocardiograma

EEG Eletroencefalograma

EMG Eletromiograma

EOG Eletrooculograma

IDE Integrated Development Environment

NREM Non-Rapid Eye Movement

PTH Pin Through Hole

REM Rapid Eye Movement

RF Radio Frequency

SMD Surface Mount Device

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	OBJETIVO GERAL	13
1.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	13
1.3	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	14
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	15
2.1	FUNCIONAMENTO DO SONO	15
2.1.1	Estágios do Sono	15
2.1.2	Relação entre os sinais neurais e o sono	16
2.1.3	Relação entre o batimento cardíaco e o sono	17
2.2	O SONO E A SAÚDE	17
2.2.1	Distúrbios associados	18
2.2.2	Fatores que influenciam na qualidade do sono	18
2.2.3	Qualidade do sono no Brasil e no mundo	19
2.3	DETECÇÃO DA QUALIDADE DO SONO	19
2.3.1	O exame de polissonografia	19
2.3.2	Alternativas comerciais	20
2.4	SISTEMA MICROCONTROLADO	21
2.4.1	Kit de desenvolvimento	22
2.4.2	Plataforma de desenvolvimento	22
2.4.3	Sensores	23
2.4.4	Sensores de batimento cardíaco	23
2.4.5	Eletrodos	24
3	METODOLOGIA	25
3.1	TOPOLOGIA DE CIRCUITO PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS BIOLÓGICOS	26
4	DESENVOLVIMENTO	29
4.1	ANÁLISE DE AMPLIFICADORES DE INSTRUMENTAÇÃO	29
4.1.1	AD8428	29
4.1.2	INA128	30
4.2	ELABORAÇÃO DO HARDWARE	31
4.2.1	Adaptador SMD-PTH	31
4.2.2	Circuito analógico	32
4.2.2.1	Alimentação	33
4.2.2.2	Entrada do sinal	34

	11
4.2.2.3 Circuito de proteção	36
4.2.2.4 Condicionamento do sinal	37
4.2.2.5 Estágios de amplificação	39
4.2.2.6 Esquemático final	42
4.2.3 Confecção dos protótipos	44
4.2.3.1 Leiaute do circuito	44
4.2.3.2 Montagem	46
4.3 ELABORAÇÃO DO SOFTWARE	47
4.3.1 Aquisição de dados	47
4.3.2 Fluxograma do código	48
5 RESULTADOS	51
5.1 TESTES OPERACIONAIS DO INA128	51
5.2 PRIMEIRA ITERAÇÃO DE PLACA	53
5.3 SEGUNDA ITERAÇÃO DE PLACA	54
5.3.1 Resposta do circuito analógico	55
5.3.2 Análise dos dados obtidos	56
6 CONCLUSÕES	58
6.1 TRABALHOS FUTUROS	58
REFERÊNCIAS	60
APÊNDICES	62
APÊNDICE A CÓDIGO IMPLEMENTADO	63

1 INTRODUÇÃO

A constante presença de novas tecnologias e tendências de mercado tornou-se comum no dia-a-dia das pessoas. Tudo é bem mais dinâmico que a alguns anos atrás e isso é natural, uma vez que o acesso a informações sobre assuntos diversos está cada vez mais fácil de se obter. O que permite essa agilidade na troca de informações são ferramentas e dispositivos conectados entre si, seja pela internet ou outra rede, que recebem e enviam dados a todo momento, encurtando distâncias e compartilhando em instantes notícias de todas as partes do mundo. Apesar disso, ainda há muito para se desenvolver. Com foco na área médica, por exemplo, fica evidente que o conhecimento compartilhado atual permite tratar doenças que antigamente eram dadas como sem solução, diminuindo a taxa de mortalidade e aumentando a expectativa de vida da população. O lado negativo de toda essa facilidade em se obter informações é que uma pessoa precisa processar muitas informações em pouco tempo no seu dia-a-dia, gerando problemas de saúde precocemente, como estresse, diabetes, problemas cardíacos e má qualidade de sono.

Referente a má qualidade do sono, foco de estudo deste trabalho, ela ocorre quando o período de repouso ou o ciclo do sono esta desregulado, seja por levantar durante a noite ou simplesmente devido ao sono não passar por todos os 5 estágios necessários. Visando esse problema, é possível realizar um estudo mais aprofundado de modo a identificar se o indivíduo está dormindo e passando por todos os estágios do sono. Esta verificação pode ser feita a partir de um exame médico conhecido como polissonografia, que deve ser realizado em hospitais e requer a internação do paciente para que ele possa dormir em um ambiente controlado e assim prosseguir com o exame. Do ponto de vista do hospital, cada exame precisa de um quarto e uma equipe para monitoramento do paciente, o que requer um grande investimento, sendo que o exame pode não trazer resultados válidos devido ao paciente dormir em uma cama e ambiente diferentes do habitual. Além disso, o paciente pode optar por abandonar o exame por se sentir incomodado com o ambiente ou então com o aparelho que faz as medições, tendo em vista a grande quantidade de fios e sensores que devem ser espalhados pelo corpo a fim de realizar a aquisição dos sinais.

Nesse sentido, o presente trabalho tem como proposta minimizar dois aspectos negativos da atual polissonografia, que são o número de internações hospitalares para realizar o exame e o desconforto de quem o faz. Focando em uma solução de baixo custo e não invasiva para detectar a qualidade de sono de pessoas com possíveis distúrbios do sono, a proposta consiste em desenvolver um dispositivo portátil que possa realizar medições equivalentes ao exame realizado no hospital. Este dispositivo

poderá ser utilizado pelos pacientes em suas próprias casas, sendo que poderão ser gravados dois tipos de sinais durante uma noite de sono: ondas cerebrais e batimentos cardíacos. Estes dados serão gravados em tempo real em um cartão SD, de modo a poderem ser acessados posteriormente por um especialista da área, que poderá analisar os dados e determinar se o paciente necessita de um internamento em hospital para um exame mais rigoroso.

1.1 OBJETIVO GERAL

Este trabalho visa a construção de um equipamento capaz de adquirir dados de pacientes interessados na qualidade do sono. Os parâmetros a serem analisados são os batimentos cardíacos e a atividade elétrica do cérebro correspondente ao estágio de sono conhecido como sono profundo. Os sinais elétricos neurais deverão ser detectados utilizando-se dois eletrodos para medição de sinais biopotenciais, que serão posicionados na cabeça do paciente de forma a possibilitar a captação dos sinais. A partir dos dados obtidos, deve ser possível identificar o estado de sono profundo destes pacientes sem que seja necessário utilizar o polissonógrafo presente em hospitais. Além disso, os dados coletados pelo equipamento devem ser gravados em um cartão SD, permitindo o acesso para consulta e análise posterior. A ideia central é que os pacientes possam realizar um pré-exame de polissonografia sem fio e sem precisar passar a noite no hospital. Com os dados coletados pelo equipamento, o médico responsável poderá fazer uma primeira avaliação para determinar se é necessária a internação hospitalar do paciente para uma análise mais complexa do sono.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

A análise da qualidade do sono dos pacientes será feita seguindo alguns objetivos específicos. A seguir são descritos estes objetivos, apresentados na ordem cronológica com que deverão ser atingidos:

- Definição do microcontrolador a ser utilizado no projeto, em que este deve possuir uma interface para gravação de cartão SD, pois a gravação dos dados no cartão para acesso futuro é um dos requisitos do projeto.
- Definição do sensor de batimento cardíaco, responsável por detectar a pulsação dos pacientes e enviar os dados para o microcontrolador, que fará o processamento dos dados.
- Criação de um circuito amplificador para reduzir ruídos e facilitar a aquisição dos dados. Não apenas o circuito amplificador, mas todo o circuito eletrônico do projeto deverá ser feito.

- Gravação em tempo real de dois sinais distintos no cartão SD: batimento cardíaco e sinais cerebrais.
- Validação do projeto eletrônico em função da amplificação e sinal resultante obtido.

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

O presente trabalho está organizado da seguinte maneira:

O segundo capítulo irá abordar inicialmente os conceitos relacionados ao sono, como o seu funcionamento, estágios e parâmetros de interesse. Em seguida, será abordada a relação entre a saúde de um indivíduo e sua qualidade de sono, apresentando possíveis problemas e dados estatísticos. Posteriormente, será discutido sobre como é feita a identificação e quantificação do sono atualmente, tanto pela medicina (exames de polissonografia) quanto utilizando soluções comerciais. Por fim, será abordado do ponto de vista tecnológico o que é necessário para desenvolver um sistema capaz de realizar aquisições de dados relacionados a qualidade de sono. Nessa última parte, pretende-se mostrar quais itens serão utilizados no desenvolvimento desse trabalho.

O terceiro capítulo irá apresentar qual foi a metodologia adotada, qual a revisão bibliográfica utilizada e um breve diagrama das principais etapas realizadas.

O quarto capítulo irá tratar, inicialmente, do desenvolvimento do projeto eletrônico previsto para cumprir com os objetivos apresentados nesse capítulo. Isso será feito apresentando em cada subcapítulo uma parte do circuito final, para que sejam detalhadas as escolhas dos componentes e as justificativas dos circuitos. Posteriormente, será apresentado o desenvolvimento do *software* responsável pela integração entre os elementos elétricos e eletrônicos do projeto.

O quinto capítulo irá expor os resultados obtidos ao final do trabalho e o sexto capítulo irá tratar das conclusões e possíveis projetos futuros para os interessados no tema.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Nesta seção serão abordados tópicos referentes ao funcionamento do sono, os distúrbios que podem estar relacionados ao tema e de que forma ele está atrelado à saúde e qualidade de vida das pessoas. Além disso, pretende-se apresentar quais os equipamentos comerciais voltados a esse assunto e de que forma são comumente realizados os exames médicos para detecção do sono.

2.1 FUNCIONAMENTO DO SONO

Segundo o Instituto do Sono (2019), o sono pode ser entendido como um estado temporário do corpo humano que se alterna com o estado de desperto ou vigília. É durante o sono que diversas atividades relacionadas ao sistema nervoso central ocorrem, em função do estágio no qual o sono se encontra (NEVES; GOMES; MACEDO, 2017).

Mais especificamente, durante o sono ocorrem uma série de estados fisiológicos e comportamentais nos quais processos vitais para a saúde e bem estar do indivíduo são realizados. Com relação ao seu funcionamento, o sono possui 5 estágios que incluem dois tipos de sono: o sono REM e o NREM. O sono NREM possui função de restauração, que faz com que o indivíduo esteja descansado no dia seguinte. Já o sono REM é caracterizado por ser o sono no qual é feito o processamento da memória e dos sonhos (BROADBENT, 2008).

A seguir são descritos os estágios do sono, quais os sinais neurais presentes e por fim a relação entre o sono e a saúde da população.

2.1.1 Estágios do Sono

O sono possui diversos estágios que ocorrem sucessivamente de 1 a 4 até chegar ao estado do sono REM. Para cada estágio, segundo Magalhães e Mataruna (2007), alguns comportamentos característicos são visualizados. No estágio 1, também chamado de sono leve, o corpo transita entre o estado de desperto e de sono, a respiração torna-se irregular e os olhos fazem movimentos leves. No estágio 2, os olhos normalmente cessam os movimentos, os músculos relaxam e há poucos movimentos corporais. No estágio 3, chamado de sono profundo, a frequência respiratória e cardíaca diminuem e fica mais difícil de acordar o indivíduo. O estágio 4, muitas vezes associado ao estágio três, é o mais profundo de todos e ocorre no primeiro terço da noite. Por fim, tem-se o estado REM, caracterizado pelo movimento rápido dos olhos, em que durante esse período também são produzidos os sonhos.

2.1.2 Relação entre os sinais neurais e o sono

O exame de EEG é realizado em hospitais e visa a obtenção de sinais elétricos produzidos pelo cérebro. Nele, são utilizados eletrodos fixados na cabeça do paciente para medir sinais neurais, como apresentado na FIGURA 1.

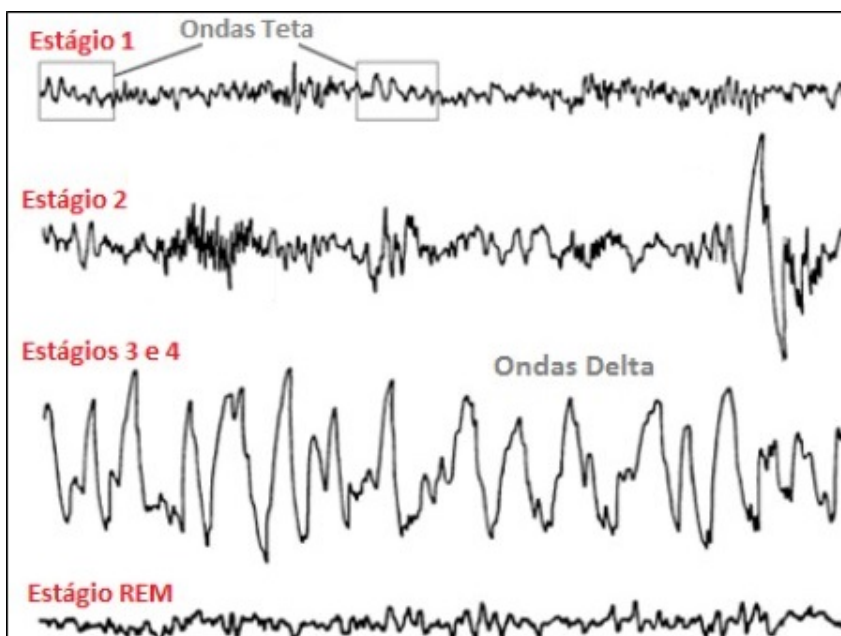
FIGURA 1 – PACIENTE PREPARADA PARA REALIZAÇÃO DO EXAME DE EEG



FONTE: modificado de Indiamart (2019)

A partir dos dados de um EEG, é possível identificar no primeiro estágio de sono a presença de ondas de baixa amplitude e frequência, que possuem de 3 a 7Hz e são denominadas Ondas Theta. No segundo estágio, as ondas cerebrais se tornam mais lentas, variando de pessoa para pessoa, e tem amplitude da ordem de dezenas de microvolts (FERNANDES, 2006). No terceiro estágio, as ondas neurais passam a ser chamadas Delta e apresentam frequências de 1 a 3Hz com amplitude da ordem de $100\mu\text{V}$ (BERRY, R. B. ET AL, 2014). O quarto estágio e último antes do REM, é muitas vezes associado ao estágio três, pois nele se encontram predominantemente as ondas Delta (FERNANDES, 2006). Por fim, tem-se o estágio REM, que é de fácil visualização devido as ondas estilo dente de serra e amplitude de dezenas de microvolts. O gráfico adaptado de Fonseca (2011) apresenta a forma das ondas cerebrais para cada estágio do sono.

FIGURA 2 – GRÁFICO DE ONDAS CEREBRAIS PARA CADA ESTÁGIO DO SONO



FONTE: modificado de Fonseca (2011)

2.1.3 Relação entre o batimento cardíaco e o sono

O comportamento do sistema cardiovascular é uma grande área de estudo e por conta disso muitas pesquisas que comprovam o seu desempenho, limites e características já foram realizadas. Em se tratando da relação entre frequência cardíaca e sono, uma das referências do assunto pode ser encontrada no estudo realizado por Drager e Krieger (2009), que abordaram o tema em detalhes. O resultado da pesquisa realizada pelos autores revelou que durante o sono anterior ao REM, a pressão arterial e a frequência cardíaca estavam menores em relação ao período de repouso acordado. Porém, durante o sono REM, a pressão arterial e a frequência cardíaca apresentaram grandes irregularidades com tendência a aumentar. Esse tipo de alteração pode servir de identificação da troca entre estágios de sono de um indivíduo dormindo que esteja conectado a um aparelho de medição.

2.2 O SONO E A SAÚDE

A relação entre o sono e a saúde nem sempre foi tão evidente. No que diz Araújo (2014), durante anos acreditava-se que o sono possuía apenas uma simples função como restaurador das funções orgânicas. No entanto, hoje sabe-se que sua função possui relação com as mais variadas alterações cognitivas, psicológicas, imunológicas e metabólicas. Além disso, as perturbações do sono podem comprometer a qualidade

de vida do indivíduo, pois causam alterações no funcionamento físico, ocupacional e social das pessoas (MULLER; S. GUIMARÃES, 2004).

A seguir, são abordados quais os distúrbios relacionados ao sono, quais fatores influenciam em sua qualidade e uma visão geral da qualidade do sono no Brasil.

2.2.1 Distúrbios associados

Os transtornos do sono podem se manifestar através da insônia, sonolência excessiva diurna ou então na dificuldade em dormir e acordar na hora desejada. Normalmente, pacientes que possuem algum tipo de distúrbio do sono procuram ajuda médica devido a dificuldades em iniciar o sono, despertares durante a noite, sonolência diurna, irritabilidade, ansiedade, depressão, dores musculares dentre outros fatores associados ao sono (NEVES; GOMES; MACEDO, 2017).

Em 1990, foi publicada a Classificação Internacional dos Distúrbios do Sono (ICSD), com o objetivo de servir principalmente de auxílio no diagnóstico de distúrbios do sono. Posteriormente, esta classificação foi atualizada e hoje conta com 81 principais desordens relacionadas ao sono, separadas em 8 principais categorias (THORPY, 2012):

1. Insônias;
2. Transtornos do sono relacionados a respiração;
3. Hipersonolência de origem central;
4. Transtornos do ritmo circadiano;
5. Outros distúrbios do sono.

2.2.2 Fatores que influenciam na qualidade do sono

De acordo com o Vita Check-up Center (2019), pode-se classificar os fatores que influenciam o sono em dois grupos, o grupo de fatores relacionados ao ambiente em que a pessoa dorme e o grupo de fatores relacionados às ações da pessoa durante o dia. Como exemplo do primeiro grupo, tem-se a presença de eletrônicos no quarto, barulhos, luminosidade inadequada e temperatura do ambiente, que deve ser mais baixa que os outros cômodos pois isso acelera o processo de dormência do corpo humano.

Quanto ao segundo grupo, as principais ações que favorecem a má qualidade do sono são mexer em aparelhos eletrônicos antes de deitar, possuir uma rotina de exercícios desregulada, ter uma alimentação desequilibrada e consumir bebidas alcoólicas, que podem provocar distúrbios assim que começam a ser metabolizadas.

2.2.3 Qualidade do sono no Brasil e no mundo

De acordo com uma pesquisa realizada pelo KJT Group (2019), que entrevistou mais de 11 mil pessoas ao redor do mundo, o sono é o fator que mais influencia na qualidade de vida das pessoas. Segundo esta pesquisa, só no Brasil 69% dos brasileiros acreditam que dormir é um fator impactante na saúde e qualidade de vida. Apesar disso, 62% dos entrevistados afirmam não ter uma boa noite de sono, tendo a mesma perdido a qualidade nos últimos 5 anos.

Além disso, no Brasil, a má qualidade do sono é algo que vem se agravando, principalmente em se tratando da parcela da população de idosos do país. No que diz Pinto (2018), houve uma queda de 18% dentre os anos 2008 a 2017 entre idosos que atribuíram uma qualidade boa ou ótima para o sono.

2.3 DETECÇÃO DA QUALIDADE DO SONO

Para se medir a qualidade do sono de pacientes existem várias técnicas mundialmente conhecidas. Uma das mais simples é utilizar questionários que visam listar a rotina do paciente e a partir disso identificar possíveis agentes causadores de noites mal dormidas. Outros métodos consistem em utilizar meios eletrônicos com o uso de sensores, como a actigrafia, que monitora o movimento dos membros do paciente durante 24h e a polissonografia, que mede constantemente vários sinais vitais do paciente durante uma noite de sono (TOGEIRO; SMITH, 2005). Esse último método será focado nas sub-seções seguintes uma vez que apresenta forte ligação com o projeto desse trabalho.

2.3.1 O exame de polissonografia

A partir de um aparelho chamado polissonógrafo, os pacientes que precisam verificar sua qualidade de sono são internados em hospitais e conectados a diversos sensores, como por exemplo eletrodos que permitem mapear atividade cerebral e movimento dos olhos e dos músculos da face. Outros sensores comumente utilizados são os que permitem a verificação da frequência cardiovascular, oxigenação do sangue, fluxo respiratório, dentre outros. Contudo, o monitoramento dos estágios de sono do paciente é o principal foco das análises clínicas, e apesar de já existirem sistemas digitais computadorizados, a calibração por parte de um profissional é essencial (TOGEIRO; SMITH, 2005).

Devido a grande diversidade de equipamentos, um comitê da AADS (Associação Americana de Distúrbios do Sono, mencionado por G. M. Guimarães (2010)), publicou uma classificação de sistemas de polissonografia que separa por níveis de acordo com a qualidade e resolução. Alguns deles que se destacam são:

- Nível 1 - Polissonografia Padrão
- Nível 2 - Polissonografia Portátil
- Nível 4 - Registro Contínuo de 1 ou dois parâmetros

Os dois primeiros níveis tem no mínimo 7 canais de aquisição de dados sendo diferenciados pela possibilidade de intervenção do médico, o que pode ser feito apenas na polissonografia padrão. Já o nível 4, merece destaque pois é o mais próximo do almejado com esse trabalho, isto é, monitorar poucos parâmetros e a partir da análise de dados tirar conclusões sobre a qualidade do sono do paciente (G. M. GUIMARÃES, 2010).

2.3.2 Alternativas comerciais

Sabendo que o exame de polissonografia é peça chave para análise de qualidade de sono, algumas empresas investiram no setor e lançaram produtos que prometem realizar análises tão precisas quanto as realizadas em hospitais. Alguns exemplos são a Itamar Medical, que lançou o WatchPAT, aparelho responsável pelo registro de batimentos cardíacos, oxigenação, posição corporal dentre outros. Segundo a fabricante, o aparelho apresentado na FIGURA 3 pode detectar distúrbios como apnéia sem utilizar sensores de fluxo de ar tradicionais (ITAMAR MEDICAL, 2019).

FIGURA 3 – PRODUTO WATCHPAT DA ITAMAR MEDICAL



FONTE: Itamar Medical (2019)

Outro exemplo é a empresa EMOTIV, que optou por continuar monitorando ondas cerebrais do mesmo modo como os equipamentos tradicionais de polissonografia. O produto EPOC+, apresentado na FIGURA 4, garante a aquisição de dados

diretamente da cabeça do paciente de forma portátil, sem fios ligados à computadores. Essa característica é bastante desejada para o projeto desse trabalho, mas o EPOC+ vai um pouco além e promete reconhecimento de emoções através do movimento da face (EMOTIV, 2019).

FIGURA 4 – PRODUTO EPOC+ DA EMOTIC



FONTE: EMOTIV (2019)

2.4 SISTEMA MICROCONTROLADO

O *hardware* necessário para cumprir com os objetivos do projeto demanda não somente um circuito, mas também um tratamento de dados que deve ser feito eletronicamente. Algumas das opções são a utilização de circuitos de RF para transmissão de dados e posterior tratamento dos dados realizados através de um computador ou celular. Porém, esta opção para sinais com amplitude tão reduzida como sinais biológicos faria o desenvolvimento se estender por um prazo maior que o disponível. Isto pois exigiria não só a análise dos dados como o tratamento sem fio que é sujeito a perdas pela transmissão e recepção. Sendo assim, um sistema microcontrolado que possa ser conectado à placas de aquisição de dados ou módulos apresenta muitas vantagens. Em uma escala reduzida, um microcontrolador pode gerenciar os dados obtidos e realizar as operações necessárias e por tanto essa opção foi adotada para o trabalho. Mais detalhes de cada item do sistema almejado serão explorados nas sub-seções seguintes.

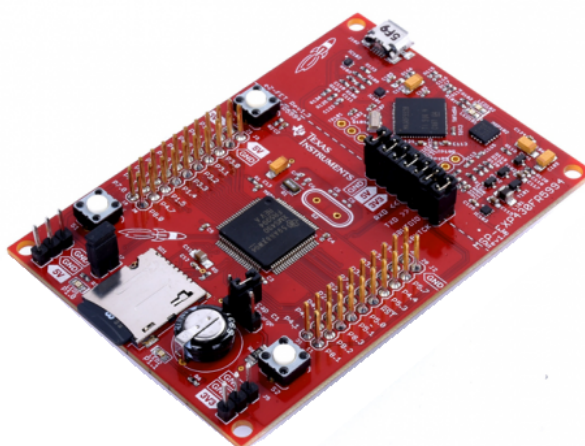
2.4.1 Kit de desenvolvimento

Como estudado durante o curso de engenharia elétrica, os kits de desenvolvimento da *Texas Instruments* se mostram bastante interessantes, uma vez que são de fácil aquisição e manipulação. As bases para aplicação de um microcontrolador da família MSP430 em uma situação real já foram estudadas anteriormente e, por conta disso, adotou-se um modelo dessa família, o MSP430FR5994 apresentado na FIGURA 5.

Como principal característica, este kit possui suporte para gravação de dados em cartão SD, além de possuir um super capacitor de 220mF, que permite a utilização do kit sem necessidade de haver uma constante alimentação externa do circuito. Esta característica em particular tornou-se relevante na escolha desse kit de desenvolvimento, pois como o projeto busca um circuito portátil para o paciente, o fato de não precisar haver tantas fontes de alimentação simplifica a utilização do protótipo pelos usuários. Com este super capacitor, os dados podem ser adquiridos por um longo período de tempo sem a necessidade de se conectar o kit à uma fonte de alimentação externa, dependendo da aplicação gravada nele.

Além destas características principais, o MSP430FR5994 pode operar a uma frequência de até 16MHz e possui um ADC de 12 bits, o que permite boa amostragem dos sinais.

FIGURA 5 – PLACA DE DESENVOLVIMENTO MSP430FR5994



FONTE: Texas Instruments (2019)

2.4.2 Plataforma de desenvolvimento

O microcontrolador sozinho não é capaz de realizar nenhuma tarefa ou função se não for programado para isso. Mas apesar de ser possível programar os microcon-

troladores da família MSP430 em *assembly*, uma linguagem de mais alto nível é mais interessante para compreensão dos código. A vantagem de lidar diretamente com as instruções do processador não se aplica nesse projeto. Sendo assim, foi adotada a linguagem C para programar o MSP430FR5994. Já como ambiente de desenvolvimento, foi escolhida a IDE *Code Composer*, por ser a mais utilizada dentre os desenvolvedores de softwares com microcontroladores da *Texas Instruments* e apresentar as ferramentas de *Debug* necessárias.

2.4.3 Sensores

Para aquisição dos sinais biológicos, dois tipos de sensores foram utilizados, um para aquisição de batimentos cardíacos e um segundo para detecção de sinais neurais. Ambos são descritos a seguir.

2.4.4 Sensores de batimento cardíaco

O batimento cardíaco de uma pessoa é uma variável de fácil obtenção se realizada com a ajuda de alguns sensores. Atualmente, existem diversos tipos de sensores para esse fim, cada qual com sua tecnologia, com destaque para o método óptico por ser não invasivo e altamente difundido. Como o desenvolvimento de um *hardware* para aquisição de sinais neurais já irá demandar grande parte do escopo do projeto, foi escolhido um sensor de batimentos cardíacos comercial, apresentado na FIGURA 6. Este pode ser alimentado com 3,3V ou 5V e gera um sinal analógico no seu terminal de saída. O sinal gerado poderá então ser lido pelo conversor analógico-digital do MSP430FR5994.

FIGURA 6 – MÓDULO PARA AQUISIÇÃO DE BATIMENTOS CARDÍACOS



FONTE: Filipe-Flop (2019)

2.4.5 Eletrodos

A conexão entre o *hardware* e o paciente deve ser feita através de cabos de bitola reduzida e preferencialmente blindados, em que em uma ponta do cabo tem-se os conectores para o circuito e na outra tem-se eletrodos fixados na cabeça do indivíduo. O modelo de eletrodo pode variar conforme a fabricante, mas a conexão permanece a mesma em sua essência, existindo uma parte metálica no eletrodo que encosta no escalpo e, com a ajuda de um gel condutor, faz a aquisição de sinais. O modelo de eletrodo adquirido para o trabalho é apresentado na FIGURA 7 e já vem com o gel condutor.

FIGURA 7 – MODELO DOS ELETRODOS UTILIZADOS



FONTE: Cirúrgica Fernandes (2019)

3 METODOLOGIA

Antes de iniciar o desenvolvimento do trabalho, foi realizada uma visita ao Instituto Paranaense de Otorrinolaringologia (IPO) de Curitiba, para conversar com um especialista da área e verificar como é realizado um exame de polissonografia, qual o tipo de aparelho utilizado, quantos dados são adquiridos do paciente durante a noite de sono, as dificuldades durante a realização do exame e quais as melhorias que poderíamos fazer de modo a tornar este exame o mais confortável possível para os pacientes.

Quanto a metodologia adotada neste trabalho, esta consistiu de 11 etapas principais. Inicialmente, foi feito um levantamento de quais soluções comerciais voltadas para captação de sinais neurais já estavam disponíveis no mercado. Em seguida, procurou-se adquirir alguns desses equipamentos de modo a realizar testes e analisar o funcionamento de cada um. Finalizada esta etapa, foram levantadas diferentes topologias de *hardware* desses equipamentos, para saber quais os amplificadores de instrumentação eram comumente utilizados, quantos estágios de amplificação eram necessários dentre outras informações úteis na elaboração do esquemático do trabalho.

Terminado o estudo das principais topologias, iniciou-se a fase de elaboração de *hardware*, em que as principais escolhas do trabalho foram tomadas. Estas escolhas foram desde a determinação dos principais componentes, testes específicos para avaliar o desempenho dos amplificadores que haviam sido adquiridos, cálculo dos filtros e demais estágios de amplificação e por fim a realização do leiaute, fabricação e montagem do primeiro protótipo.

Finalizado o primeiro protótipo, foram feitos os primeiros testes de aquisição de sinais e, devido ao mau desempenho da primeira placa, optou-se por realizar uma nova iteração de desenvolvimento, sendo utilizado um outro modelo de amplificador de instrumentação e elaborado um novo circuito eletrônico.

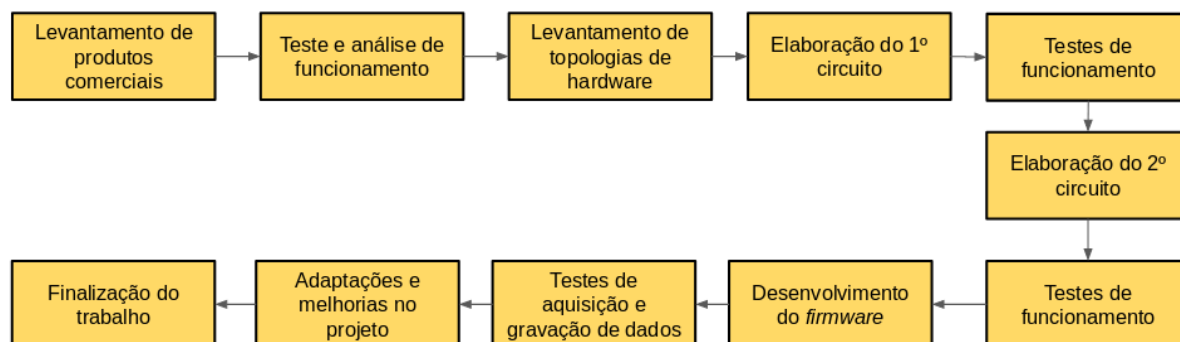
Como os resultados da segunda placa foram de acordo com o esperado, foi iniciada então a etapa de desenvolvimento do *firmware*. Apesar de pertencer a família do microcontrolador visto durante o curso, foi feita uma etapa de estudo do MSP430FR5994, para verificar possíveis divergências e se familiarizar com o kit de desenvolvimento. A partir dos códigos exemplo disponibilizados pela própria fabricante e com base nos manuais do microcontrolador, novas funções e rotinas foram criadas para cumprir com os objetivos definidos no escopo desse trabalho.

Com o *firmware* finalizado, foram realizados testes para validar a aquisição de dados pelo cartão SD. Após validação da aquisição, foram feitas as adaptações e

melhorias necessárias, concluindo o desenvolvimento do trabalho.

A FIGURA 8 apresenta um diagrama em blocos das etapas realizadas no trabalho.

FIGURA 8 – METODOLOGIA ADOTADA NO TRABALHO



FONTE: Os autores (2019)

LEGENDA: Diagrama em blocos da metodologia adotada no trabalho

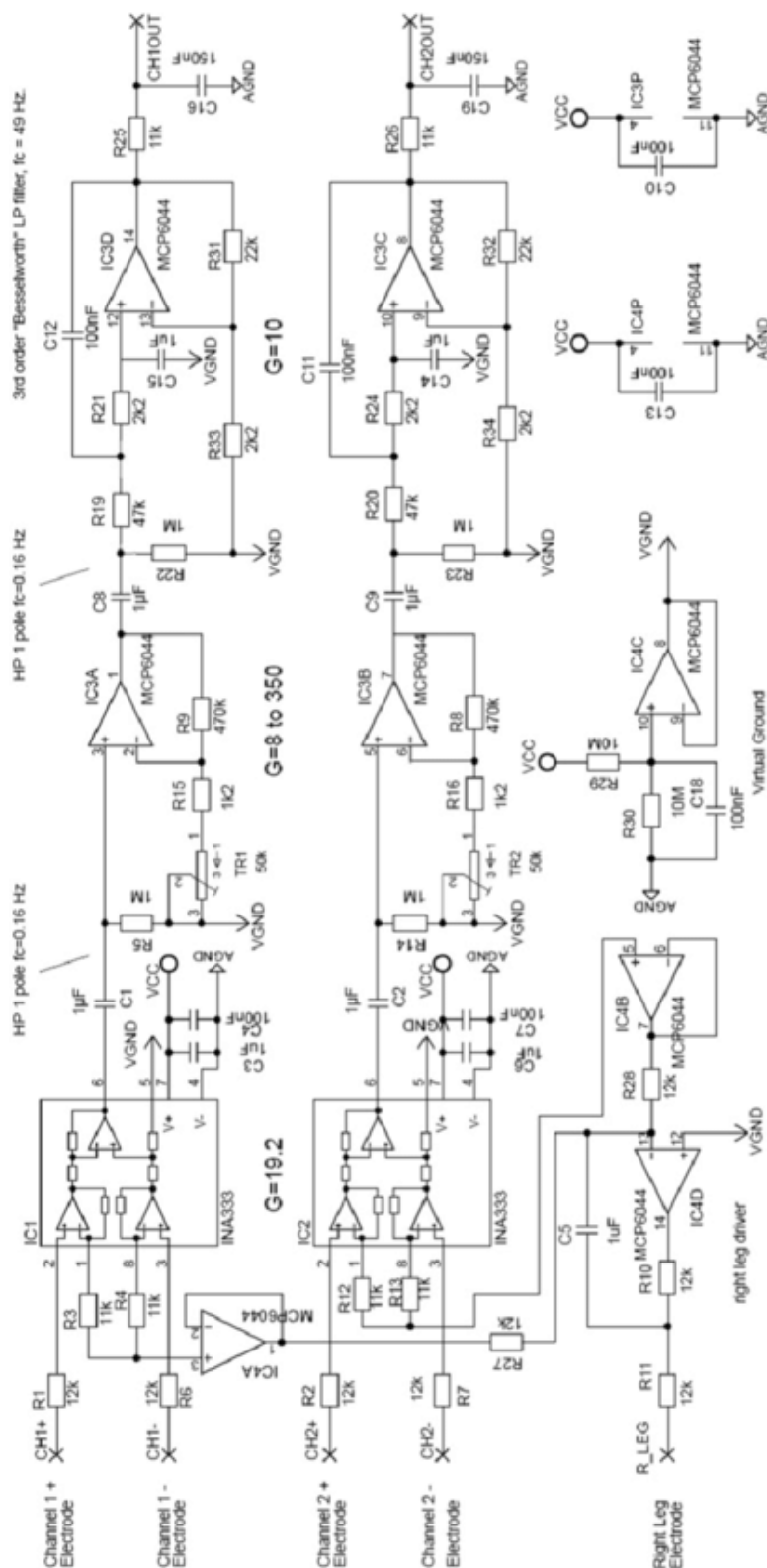
A seguir é apresentada a topologia de um projeto de circuito para aquisição de sinais neurais que é aberto a comunidade e que foi utilizado como base para o desenvolvimento do trabalho.

3.1 TOPOLOGIA DE CIRCUITO PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS BIOLÓGICOS

A ideia central dos circuitos de aquisição de sinais neurais, devido amplitude de microvolts desses sinais, é utilizar amplificadores e filtros para visualizar melhor os sinais e separá-los de ruídos que não representam informação. Então, do ponto de vista da eletrônica, os amplificadores de instrumentação, por apresentarem boas características de tratamento de sinal com baixas amplitudes, são uma boa opção para a aquisição de sinais biológicos.

Os resultados das pesquisas mostraram que o circuito típico para aquisição de sinais neurais é composto de um amplificador de instrumentação para cada eletrodo utilizado e uma série de outros circuitos para condicionamento do sinal. Como exemplo adotado para elaboração do *hardware* deste trabalho, o circuito da FIGURA 10 foi utilizado. Demais topologias foram identificadas apenas como variações dessa e portanto não serão apresentadas neste documento.

FIGURA 9 – ESQUEMÁTICO BASE PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS BIOPOTENCIAIS



FONTE: Matiko, J. et al (2015)

Os pontos de destaque mais relevantes desse circuito são o uso de amplifi-

cadadores de instrumentação para captar sinais da ordem de microvolts, em que estes operam com baixa tensão e baixa corrente; utilização de um filtro passa-alta para eliminar qualquer tensão DC e evitar saturação dos próximos circuitos; uso de um amplificador tradicional para dar o ganho global maior do circuito; uso de um segundo filtro passa-alta com as mesmas finalidades do anterior e por fim um filtro ativo de terceira ordem com frequência de corte em 49Hz.

Com base na metodologia apresentada e nas topologias levantadas, foi realizado o desenvolvimento do projeto, abordado na sessão seguinte.

4 DESENVOLVIMENTO

Este trabalho foi desenvolvido fazendo-se inicialmente um estudo sobre amplificadores voltados para instrumentação médica. Desse estudo, dois amplificadores se destacaram frente aos demais, o AD8428 da *Analog Devices* e o INA128 da *Texas Instruments*. Devido ao tempo para aquisição desses amplificadores, que não estão presentes no mercado brasileiro, foi primeiramente adquirido o AD8428 e o primeiro circuito base para amplificação foi desenvolvido tendo este amplificador como componente central. Após alguns testes de desempenho do circuito, optou-se pela aquisição de um novo modelo de amplificador, em que foi utilizado o INA128 como componente principal do circuito.

O procedimento para elaboração do *hardware* foi similar no caso da utilização de cada um dos amplificadores, sendo que o segundo circuito foi feito com algumas melhorias em relação ao primeiro, tanto na escolha dos componentes quanto no posicionamento e roteamento da placa. As sub-seções seguintes descrevem cada uma das etapas realizadas no desenvolvimento do hardware, desde um estudo mais detalhado sobre os amplificadores de instrumentação, a elaboração de cada um dos estágios do circuito, o modo com que as placas foram confeccionadas e por fim a montagem das placas.

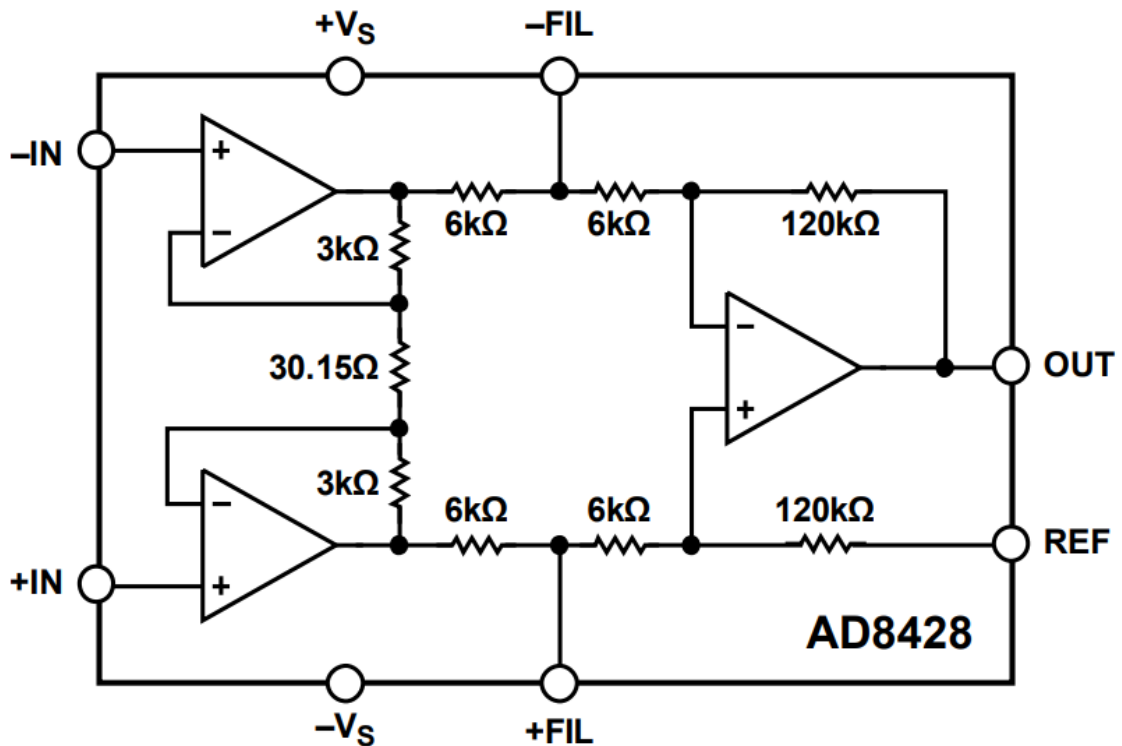
4.1 ANÁLISE DE AMPLIFICADORES DE INSTRUMENTAÇÃO

Foram utilizados dois diferentes amplificadores de instrumentação que tem aplicação voltada para aquisição de sinais biopotenciais, o AD8428 e o INA128. A seguir são descritas as características de cada um dos amplificadores.

4.1.1 AD8428

O amplificador AD8428 da *Analog Devices* é um amplificador de instrumentação com ultra-baixo ruído indicado para instrumentação médica e monitoramento de pacientes. Como principal característica, ele possui um ganho fixo de 2000 e alto CMRR, sendo este de 140dB, com largura de banda de 3,5MHz. Devido a estas e outras características do amplificador, ele foi a primeira escolha quanto a questão de qual amplificador principal a ser utilizado na implementação do circuito. O esquemático interno do componente é apresentado na FIGURA 10.

FIGURA 10 – ESQUEMÁTICO DO AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO AD8428



FONTE: Analog Devices. Datasheet: Low Noise, Low Gain Drift, G = 2000 Instrumentation Amplifier (2012)

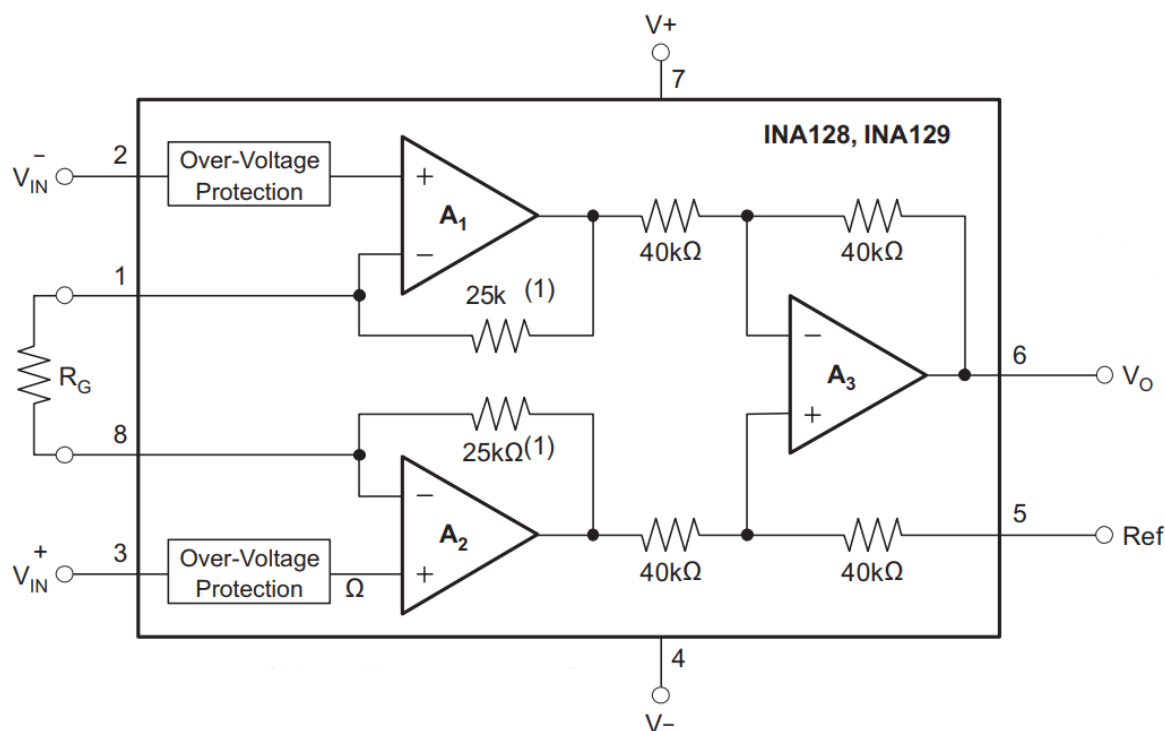
4.1.2 INA128

Do mesmo modo que o AD8428, o INA128 da *Texas Instruments* também é indicado para instrumentação médica, no entanto apresenta um ganho variável, determinado a partir de um resistor de ganho que deve ser ligado a dois terminais do amplificador. O cálculo do ganho do amplificador é dado pela equação 4.1,

$$G = 1 + \frac{50K\Omega}{R_G} \quad (4.1)$$

sendo R_G o resistor de ganho. A FIGURA 11 apresenta o esquemático interno do amplificador em questão.

FIGURA 11 – ESQUEMÁTICO DO AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO INA128



FONTE: *Texas Instruments*. Datasheet: INA12x Precision, Low-Power Instrumentation Amplifiers (2019)

4.2 ELABORAÇÃO DO HARDWARE

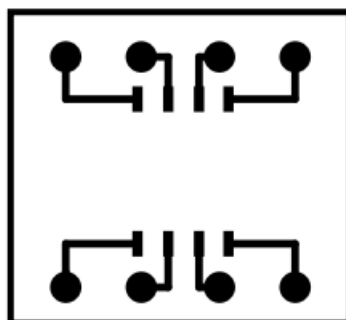
Como dito anteriormente, foram elaboradas duas versões de hardware a fim de se obter um circuito capaz de amplificar sinais biopotenciais. Ambos os circuitos foram desenvolvidos com base no mesmo processo de elaboração, que consistiu em inicialmente levantar diferentes topologias de circuitos utilizados para amplificação de sinais biopotenciais. Em seguida, foram realizados testes específicos de cada componente para saber se este possuía um bom comportamento quando operando sem a influência do circuito completo. Por fim, foram desenvolvidos os esquemáticos das placas e após a fabricação e montagem os circuitos foram testados. A seguir são descritas todas as etapas na elaboração do *hardware* dos circuitos.

4.2.1 Adaptador SMD-PTH

Antes de iniciar qualquer desenvolvimento do circuito final, foi necessário a fabricação de uma placa que atuasse como um adaptador SMD-PTH, pois como o amplificador AD8428 possui um encapsulamento SMD, o seu manuseio torna-se difícil

em um circuito onde os demais componentes são PTH. Esta adaptação para PTH permitiu melhor encaixe do amplificador na placa, facilitando seu uso no circuito. A FIGURA 12 apresenta o leiaute criado para a placa de adaptação.

FIGURA 12 – ADAPATADOR SMD-PTH



FONTE: Os autores
(2019)

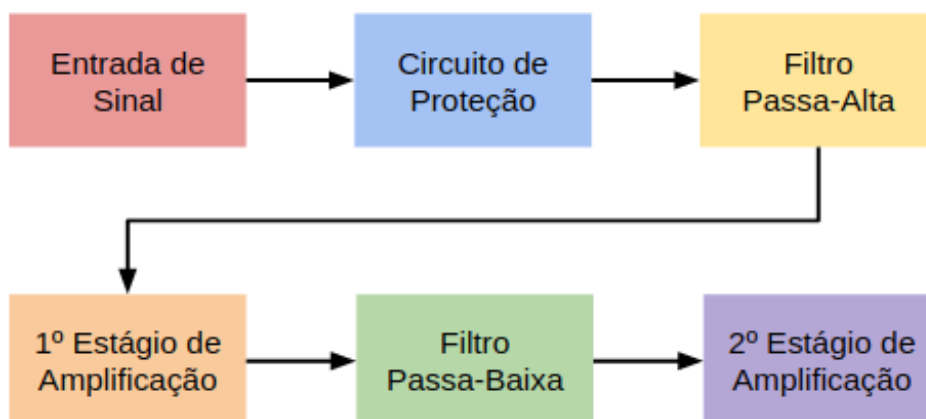
Após a criação deste adaptador e soldagem do amplificador em seus terminais, foram realizados os testes específicos do AD8428. No caso do INA128, não foi necessário nenhum tipo de adaptação devido ao componente já possuir um encapsulamento DIP.

Além dos testes dos amplificadores de instrumentação, foi realizado também o teste de outros dois amplificadores de uso mais comum, o LM356 e o TL082, que atuam como um segundo estágio de amplificação no circuito. Maiores explicações sobre a função destes amplificadores será descrita nas seções seguintes. Finalizado os testes específicos dos principais componentes que compõem o circuito, iniciou-se a etapa de elaboração dos esquemáticos das placas, descrita a seguir.

4.2.2 Circuito analógico

O funcionamento geral do circuito para aquisição dos sinais biopotenciais pode ser descrito em seis etapas principais: entrada do sinal, circuito de proteção, filtro passa-alta, primeiro estágio de amplificação, filtro passa-baixa e segundo estágio de amplificação. Após todas estas etapas, o sinal é enviado para o ADC do microcontrolador e processado juntamente com o batimento cardíaco do paciente. A FIGURA 13 apresenta o diagrama de blocos do circuito.

FIGURA 13 – DIAGRAMA DE BLOCOS DO HARDWARE



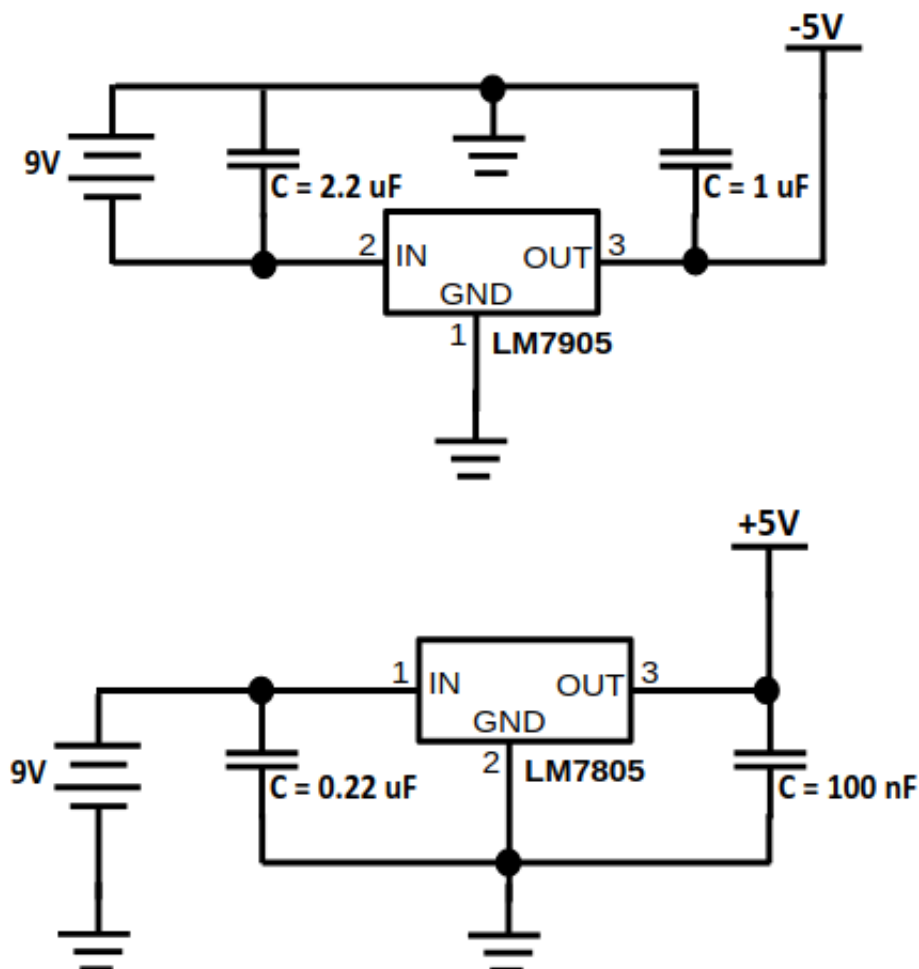
FONTE: Os autores (2019)

4.2.2.1 Alimentação

O primeiro circuito a ser desenvolvido foi o circuito da alimentação. Tanto para o caso do AD8428 como para o caso do INA128, dois fatores foram decisivos na escolha dos componentes. O primeiro foi quanto a alimentação dos amplificadores, que devido a ser simétrica fez-se necessário a utilização de duas fontes de igual valor mas de sinais opostos. O segundo fator foi com relação a portabilidade do sistema, em que foi dada preferência a alternativas compactas no lugar de fontes de bancada ou ligações em tomadas. Com isso, a melhor solução foi utilizar baterias associadas a reguladores de tensão, de modo a poder adequar os níveis de tensão simplesmente adotando reguladores diferentes.

Sobre o nível de tensão a ser adotado para a alimentação do circuito, foram analisados os *datasheets* dos amplificadores de modo a saber qual faixa de tensão seria mais apropriada. Do ponto de vista dos amplificadores, as alimentações poderiam variar de $\pm 1,5V$ à $\pm 18V$, mas como foi dada prioridade ao uso de baterias comerciais de 9V, optou-se por utilizar uma alimentação de $\pm 5V$, já prevendo uma possível integração com o kit de desenvolvimento, que utiliza um barramento de 5V e 3,3V. Para tanto, foi verificada a disponibilidade de reguladores de tensão comerciais e os que mais se destacaram foram os reguladores LM7805 e LM7905, de +5V e -5V, respectivamente. O circuito de alimentação resultante pode ser visto na FIGURA 14. Nele, foram utilizadas informações presentes nos *datasheets* dos reguladores para determinais os valores dos capacitores de desacoplamento que deveriam estar presentes em cada um dos circuitos.

FIGURA 14 – ESQUEMÁTICO DA ALIMENTAÇÃO UTILIZADA NO CIRCUITO ANALÓGICO



FONTE: Os autores (2019)

LEGENDA: Circuitos de alimentação utilizados no projeto. Foram empregados os reguladores LM7905 que possui uma saída de -5V e o LM7805, que possui saída de +5V.

4.2.2.2 Entrada do sinal

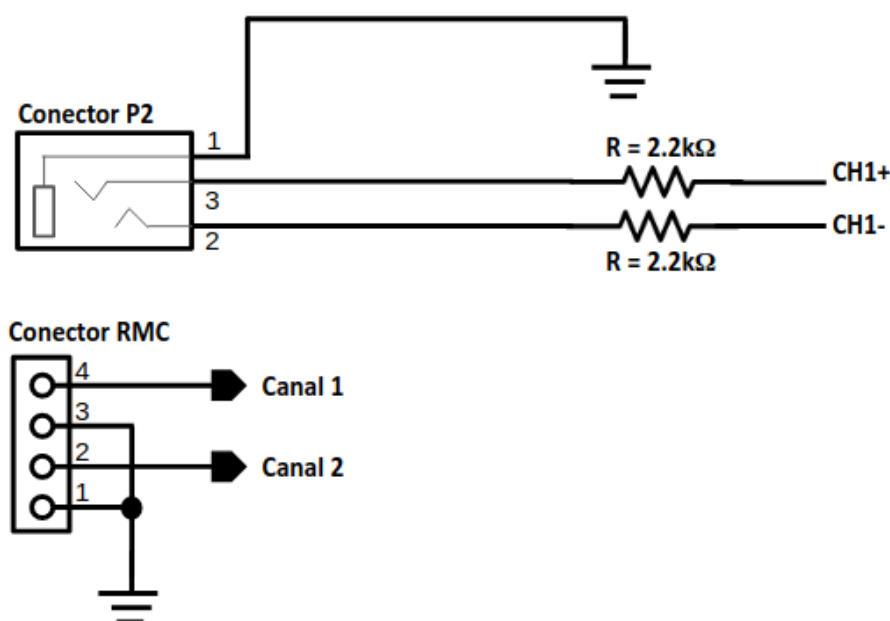
O circuito de entrada do sinal refere-se ao circuito responsável por captar os sinais biopotenciais, que são transmitidos através de cabos conectados entre os eletrodos e a placa. Nele, não somente a eletrônica do circuito é importante mas também o meio de condução do sinal, pois como trata-se de sinais muito pequenos e suscetíveis a ruídos, é importante utilizar cabos blindados para reduzir as perdas durante o percurso do sinal.

Na primeira placa desenvolvida para o amplificador AD8428, foram utilizados cabos de áudio como meio de condução do sinal, já que esses cabos são maleáveis

e possuem baixo ruído, o que favorece seu uso em aplicações biomédicas. Optou-se pela compra de um fone de ouvido, com posterior retirada das extremidades do fone, de modo a aproveitar apenas o cabo e o conector P2. Além disso, foi necessário a utilização de um conector P2 fêmea na placa para conexão do cabo. Posteriormente, verificou-se na conexão P2 um pouco de folga, já que a mesma é feita utilizando-se uma mola dentro do conector, entre as partes mecânicas dele e o terminal do cabo. Além disso, as vias internas do cabo de áudio, por serem finas, frequentemente arrebentavam e era necessário corrigir a entrada de sinal.

A solução encontrada foi adotada no segundo circuito, desenvolvido para o INA128. Nele, foi utilizado um conector RMC de 4 vias, sendo duas vias para a entrada do sinal e outras duas vias para o terra. O meio de conexão também mudou, em que nesse caso foi utilizado um cabo específico para aquisição de sinais biopotenciais, mais especificamente para captação de sinais para EEG. As ligações dos conectores são apresentadas na FIGURA 15.

FIGURA 15 – MODELOS DE CONECTORES UTILIZADOS



FONTE: Os autores (2019)

LEGENDA: Esquemáticos dos conectores utilizados no projeto. Em cima o conector P2 utilizado na primeira placa desenvolvida. Em baixo o conector RMC, utilizado na segunda placa.

A FIGURA 16 apresenta o cabo utilizado no segundo circuito, próprio para captação de sinais biopotenciais. Também é apresentado o tipo de eletrodo utilizado para captação dos sinais.

FIGURA 16 – CABO UTILIZADO PARA CAPTAÇÃO DE SINAIS DE EEG



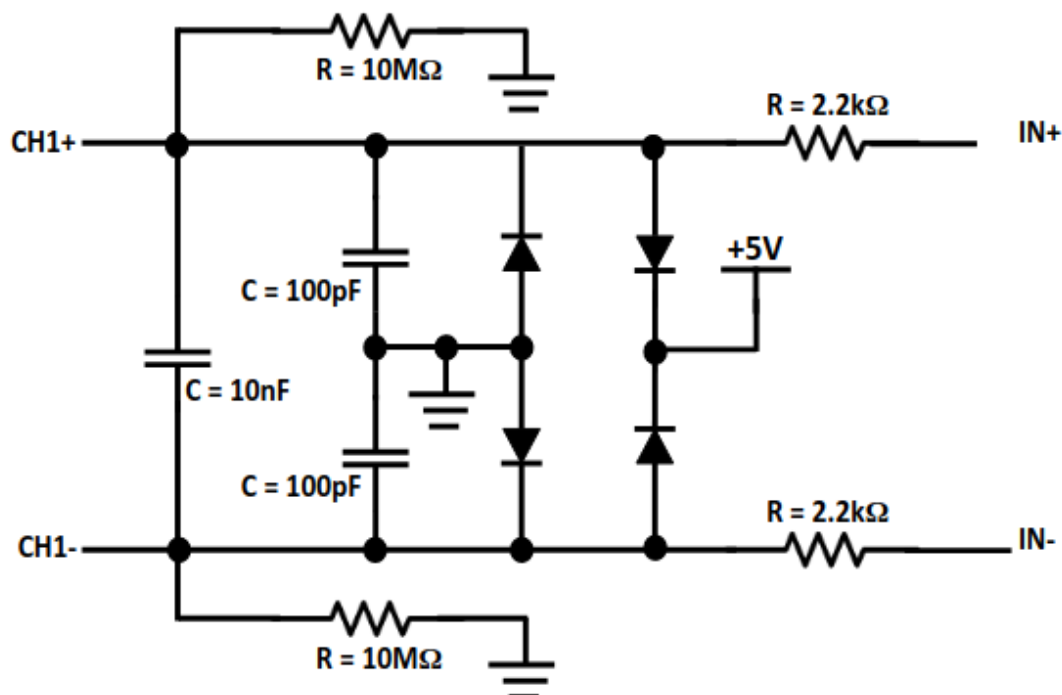
FONTE: Os autores (2019)

LEGENDA: Cabo utilizado para captação de sinais neurais. Nota-se que este possui conexão para os eletrodos também utilizados no projeto.

4.2.2.3 Circuito de proteção

Por se tratarem de sinais de baixa amplitude, era esperado que qualquer outro sinal captado no ambiente, ruído ou interferência eletromagnética, pudesse alterar a aquisição dos sinais. Pensando nisso, na placa que utilizou o AD8428, foi adicionado um circuito com capacitores e diodos a fim de limitar a ação desses agentes externos. Esse circuito de proteção foi adicionado logo após o conector de entrada P2 com configuração para eliminar altos picos de tensão e pode ser verificado na FIGURA 17.

FIGURA 17 – ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DE PROTEÇÃO



FONTE: Os autores (2019)

Na prática, após as execuções de testes, foi verificado que pouca ou nenhuma interferência ocorreu a ponto de se julgar necessário este bloco de proteção. Sendo assim, no projeto da placa do INA128 este circuito foi removido e a entrada de sinal foi conectada diretamente ao próximo estágio do circuito analógico. Uma vantagem que foi observada partindo desse tópico foi a redução no circuito final, implicando em menos trilhas para roteamento da placa de circuito impresso, o que será abordado nos capítulos seguintes.

4.2.2.4 Condicionamento do sinal

O objetivo do circuito de condicionamento do sinal é realizar a captação de sinais que estejam dentro de uma faixa de frequência específica. No caso de sinais para EEG, mais especificamente as ondas Delta, a faixa de frequências desejada é a de 1Hz à 3Hz. Assim, para a captação dos sinais nestas frequências específicas, foram utilizados dois filtros, um passa-alta e outro passa-baixa.

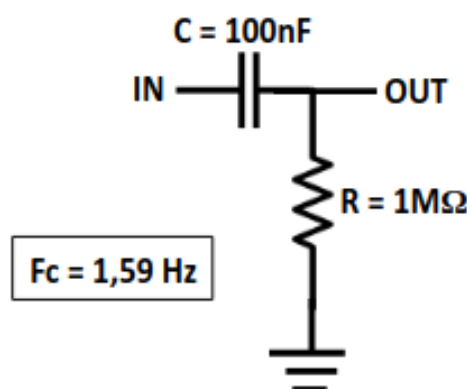
O cálculo dos filtros foi similar em ambas as placas desenvolvidas. A equação 4.2 apresenta o cálculo realizado para determinação da frequência de corte do filtro passa-alta para a placa desenvolvida utilizando o INA128. Já para a placa desenvolvida

utilizando o AD8428, apenas houve uma mudança no valor do capacitor utilizado, que foi 10 vezes maior que o utilizado para o INA128, fazendo com que a frequência de corte fosse 10 vezes abaixo.

$$F_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 1M\Omega \cdot 100nF} = 1,592Hz \quad (4.2)$$

O esquemático resultante do filtro Passa-Alta desenvolvido é apresentado na FIGURA 18.

FIGURA 18 – ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DO FILTRO PASSA-ALTA



FONTE: Os autores (2019)

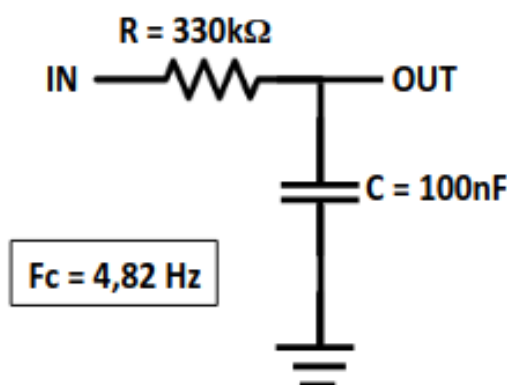
LEGENDA: Filtro passa-alta desenvolvido para a placa que utiliza o INA128 como componente principal. A frequência de corte projetada nesse caso é de 1,59Hz.

Idealmente, para filtrar sinais DC se utilizam frequências de corte bem baixas em filtros passa-alta porém, as ondas Delta apresentam uma variação que também é baixa. Assim, na primeira placa foi calculada uma frequência de corte o mais próximo de zero Hertz, utilizando componentes comerciais que são fáceis de se encontrar. Na prática esse projeto filtrou com eficiência a componente DC de sinais alternados com tensões de offset variadas, no entanto, ao filtrar alguns Hertz abaixo da banda desejada, uma parcela do espectro de frequência permanece ativa e deixa passar o chamado ruído rosa ou ruído 1/f. Este ruído é caracterizado pela densidade espectral de potência inversamente proporcional à frequência do sinal, ou seja, trabalhando com sinais próximos de zero se encontra a maior taxa de ruído rosa. Como alternativa, no projeto da segunda placa, a frequência de corte foi aumentada ligeiramente a fim de

realizar a aquisição do sinal já dentro da faixa de interesse, minimizando o efeito do ruído $1/f$ que se encontrava no intervalo anterior.

Com relação ao filtro passa-baixa, o circuito utilizado na placa projetada para o INA128 é apresentado na FIGURA 19.

FIGURA 19 – ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DO FILTRO PASSA-BAIXA



FONTE: Os autores (2019)

LEGENDA: Filtro passa-baixa desenvolvido para a placa que utiliza o INA128 como componente principal. A frequência de corte projetada nesse caso é de 4,82Hz.

O cálculo realizado para determinação da frequência de corte é apresentado na equação 4.3. Para o AD8428, foi utilizados diferentes valores de componentes, que resultaram em uma frequência de corte de 8Hz. Como esta frequência de corte não foi o suficiente para atenuar todos os sinais presentes em 60Hz e demais frequências fora da faixa desejada, optou-se pela redução da frequência de corte para para 4Hz.

$$F_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 330k\Omega \cdot 100nF} = 4,823Hz \quad (4.3)$$

4.2.2.5 Estágios de amplificação

Como os sinais de interesse são da ordem de microvolts, utilizar um único estágio de amplificação para tratá-los, de acordo com as topologias pesquisadas, não apresenta grande eficiência e vantagem, pois isso limita a escolha de amplificadores para aqueles já fabricados para esse fim ou então o circuito externo também deve ser específico, demandando componentes que não são comerciais. Por conta disso,

nesse trabalho foram projetados circuitos com dois estágios de amplificação, tanto para a primeira quanto para a segunda placa, cada uma contendo um primeiro estágio particular, devido aos amplificadores de instrumentação, e um segundo estágio com amplificadores operacionais comuns.

No caso do AD8428, de acordo com o *datasheet* do componente, o ganho deveria ser fixo em 2000. Na prática, durante os testes de bancada, esse ganho nunca foi atingido, mesmo aplicando diferentes tensões de entrada DC e AC. O ganho típico observado para este amplificador foi de 900 aproximadamente e, com base neste valor, foram feitas as demais considerações no projeto da primeira placa.

Um detalhe importante no projeto dos estágios de amplificação é que caso o sinal de entrada não possua uma tensão de offset, o sinal de saída irá oscilar em torno de 0V, de modo a possuir uma componente positiva e outra negativa. Isso implica no não funcionamento do ADC do microcontrolador, que deve ser utilizado somente para leituras de valores positivos de tensão. Assim, foi necessário implementar em ambos os circuitos desenvolvidos uma tensão de referência que garantisse a excursão do sinal de saída somente em torno de valores positivos.

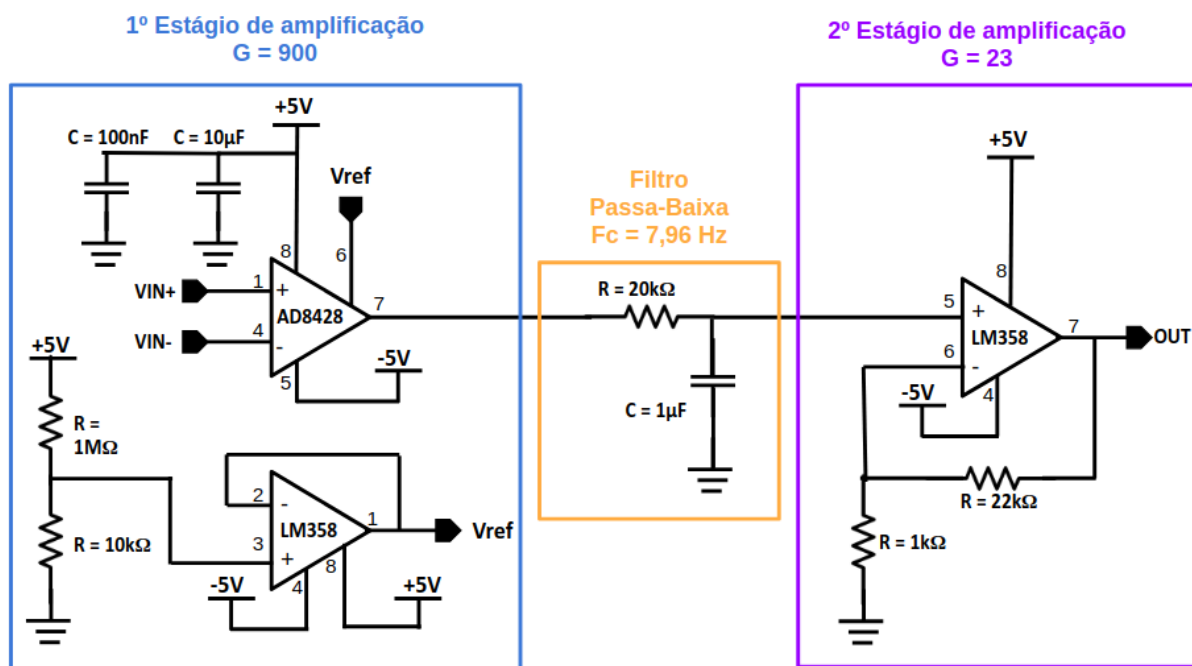
No caso do primeiro circuito, utilizou-se um dos próprios terminais do AD8428 para aplicar a tensão de referência, calculada para ser de 50mV. Com isso, garantiu-se que o sinal de saída tivesse apenas a componente positiva.

O estágio seguinte de amplificação foi feito com o outro amplificador presente no LM358. Considerando que o sinal deveria ter como tensão máxima 3,3V, limite imposto pelo conversor AD utilizado na sequência, foi adotada a topologia de amplificador não-inversor com ganho de forma a respeitar a tensão de limite. O cálculo está apresentado na equação 4.4.

$$G = 1 + \frac{22k\Omega}{1k\Omega} = 23 \quad (4.4)$$

Com um ganho de 23, o sinal de 90mVpp resulta em um sinal de 2,07Vpp, mas levando em conta a tensão de offset que foi aplicada de 50mV, os limites de tensão são na realidade 0,92V de tensão mínima e 3,22V de tensão máxima, valores de acordo com a faixa desejada. Os circuitos para estes estágios estão apresentados na FIGURA 20.

FIGURA 20 – ESQUEMÁTICO DOS CIRCUITOS DE AMPLIFICAÇÃO PARA AD8428



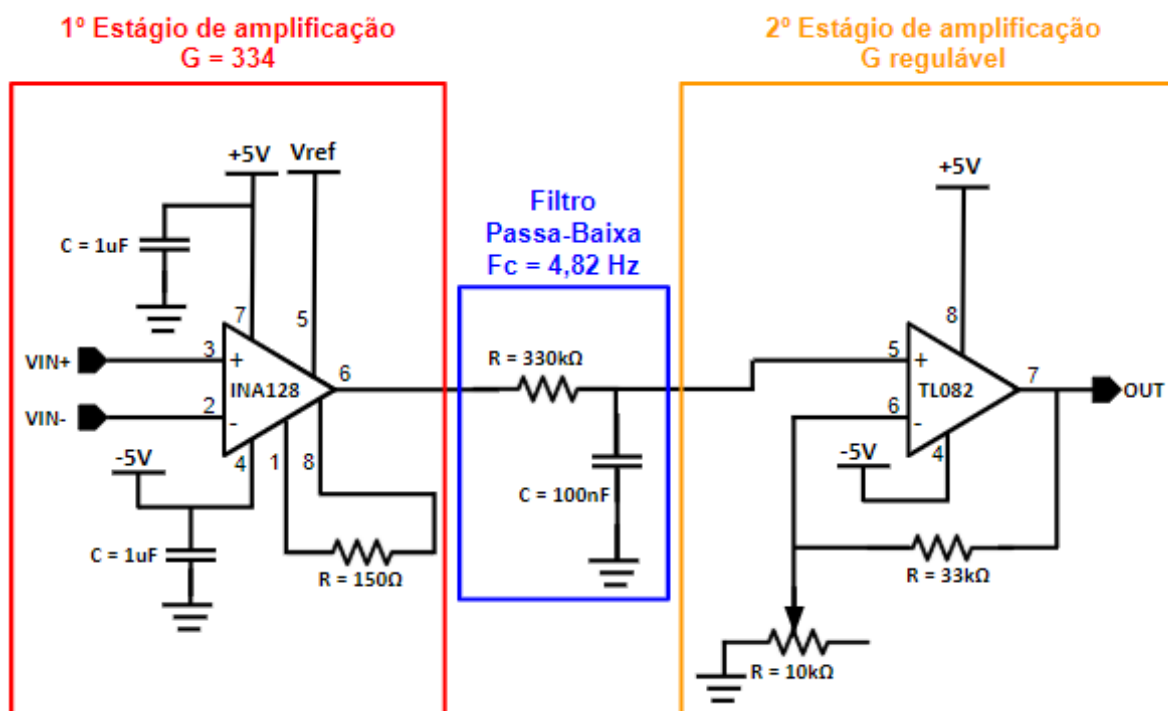
FONTE: Os autores (2019)

LEGENDA: Estágios de amplificador no circuito utilizando o AD8428 como componente principal. O ganho resultante do circuito é de 20700

Já para o segundo circuito no qual foi utilizado o INA128 como estágio inicial de amplificação, o ganho é calculado pela equação 4.1. Na prática, realizando testes de bancada, o ganho com melhor desempenho foi verificado quando se utilizou o resistor R_G igual a 150Ω , valor comercial de resistência que resulta em um ganho de 334 para este estágio. Sendo assim, estimando um sinal de entrada de $-50\mu V$ à $50\mu V$, espera-se na saída um sinal de 33mVpp. Novamente, levando em conta a parte negativa do sinal, foi implementada uma tensão de offset nesse estágio de cerca de 200mV.

O estágio seguinte desta amplificação foi feito com amplificador operacional TL082, que apresenta correntes de offset centenas de vezes menor que o LM358, melhorando o funcionamento do circuito como um todo por não adicionar componentes indesejadas ao sinal a ser amplificado. Outra melhoria aplicada nesse estágio foi a de utilizar um resistor variável para regular o ganho do sinal. Assim, o amplificador em configuração não-inversor poderia ser ajustado para se obter um ganho respeitando os limites do conversor AD manualmente. Os circuitos para estes estágios estão apresentados na FIGURA 21.

FIGURA 21 – ESQUEMÁTICO DOS CIRCUITOS DE AMPLIFICAÇÃO PARA INA128



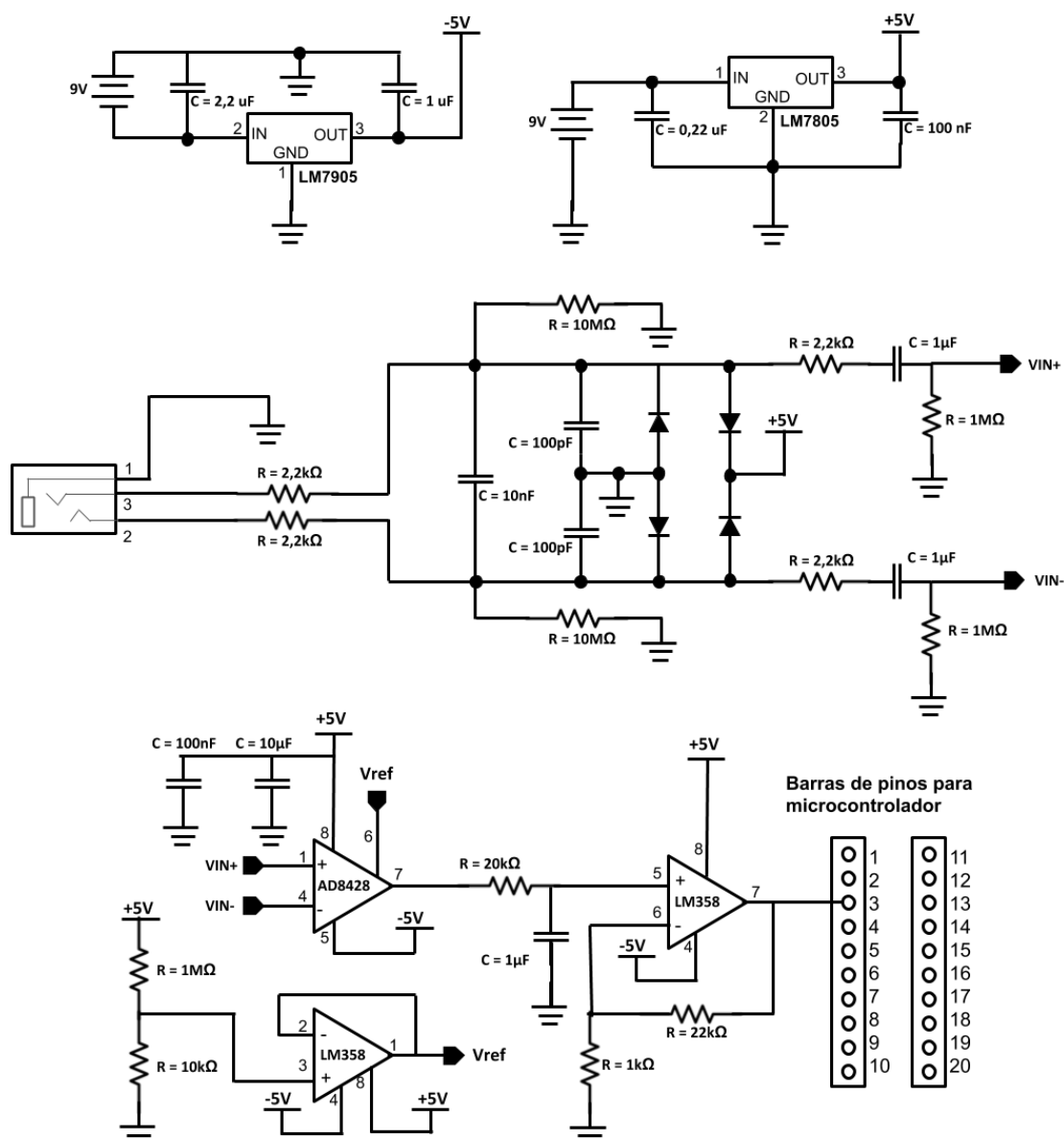
FONTE: Os autores (2019)

LEGENDA: Estágios de amplificador no circuito utilizando o INA128 como componente principal.

4.2.2.6 Esquemático final

O circuito final do projeto utilizando o AD8428 seguiu a ordem indicada pelo diagrama de blocos apresentado na FIGURA 13, ou seja, possui um circuito para entrada de sinal, circuito de proteção, filtro passa-alta, primeiro estágio de amplificação, filtro passa-baixa, segundo estágio de amplificação e aquisição do sinal de saída pelo kit de desenvolvimento. A FIGURA 22 apresenta o primeiro esquemático final utilizado no projeto.

FIGURA 22 – ESQUEMÁTICO FINAL UTILIZANDO O AD8428

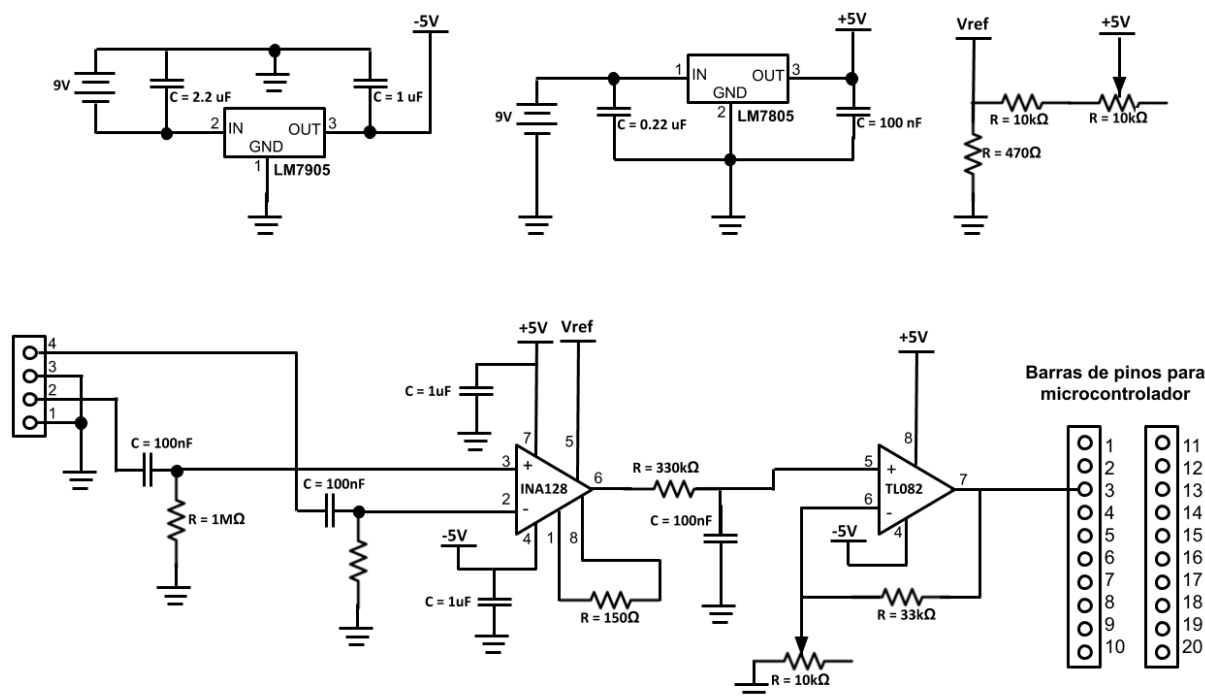


FONTE: Os autores (2019)

LEGENDA: Esquemático final do circuito utilizando o AD8428 como componente principal.

Já o circuito final que utilizou o INA128 como componente principal é apresentado na FIGURA 23. Nele, também foram seguidas as etapas indicadas na FIGURA 13, com a exceção de não haver um circuito de proteção entre a entrada do sinal e o filtro Passa-Alta.

FIGURA 23 – ESQUEMÁTICO FINAL UTILIZANDO O INA128



FONTE: Os autores (2019)

LEGENDA: Esquemático final do circuito utilizando o INA128 como componente principal.

Em ambos os casos, a interface com o microcontrolador foi feita da mesma maneira. O sinal de saída é ligado ao terceiro pino de uma barra de pinos que representa o terminal P3.0 do microcontrolador.

4.2.3 Confeção dos protótipos

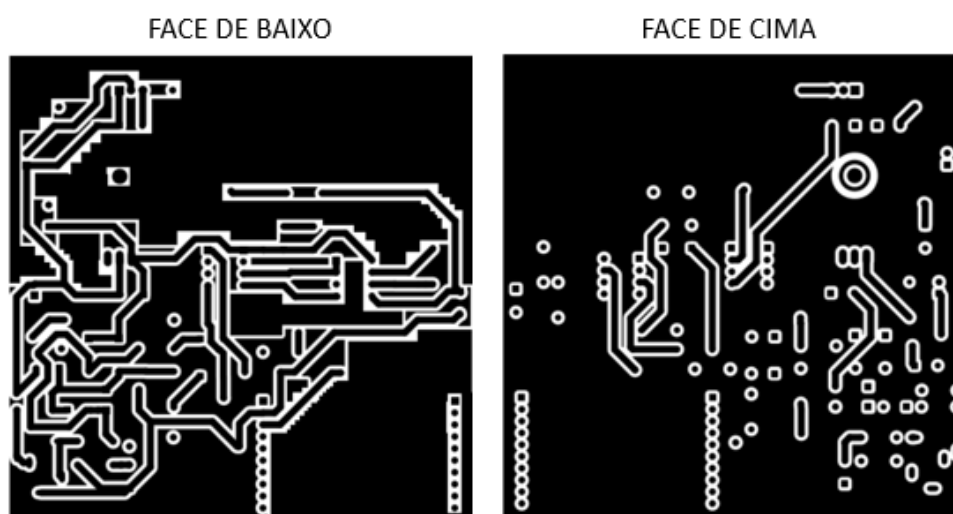
Com base nos esquemáticos, foram feitas placas de circuito impresso artesanais, pois os orçamentos e prazos de fabricação com empresas privadas ficaram acima do estipulado para os projetos. Algumas considerações para a realização das placas serão exploradas nas sub-seções seguintes.

4.2.3.1 Leiaute do circuito

A primeira placa, que utilizou o AD8428, devido a quantidade de componentes e o intuito de se produzir algo portátil, foi elaborada com duas faces para fixação de componentes. Contudo, para a maioria foi dada prioridade na face de cima para que posteriormente a placa encaixasse no kit de desenvolvimento. Pensando na substituição

rápida e sensibilidade do amplificador de instrumentação, como mencionado nos capítulos anteriores, foi previsto nesse projeto de placa duas barras de pinos para compatibilidade de SMD para PTH. Para conexão da alimentação foram utilizados cliques de bateria, pela praticidade de troca se necessário, e os reguladores não demandaram dissipadores de potência devido a baixa corrente exigida. Assim, o posicionamento desses componentes não foi considerado crítico e foi tratado como os demais. O resultado desse leiaute está apresentado na FIGURA 24.

FIGURA 24 – LEIAUTE DA PRIMEIRA PLACA DESENVOLVIDA



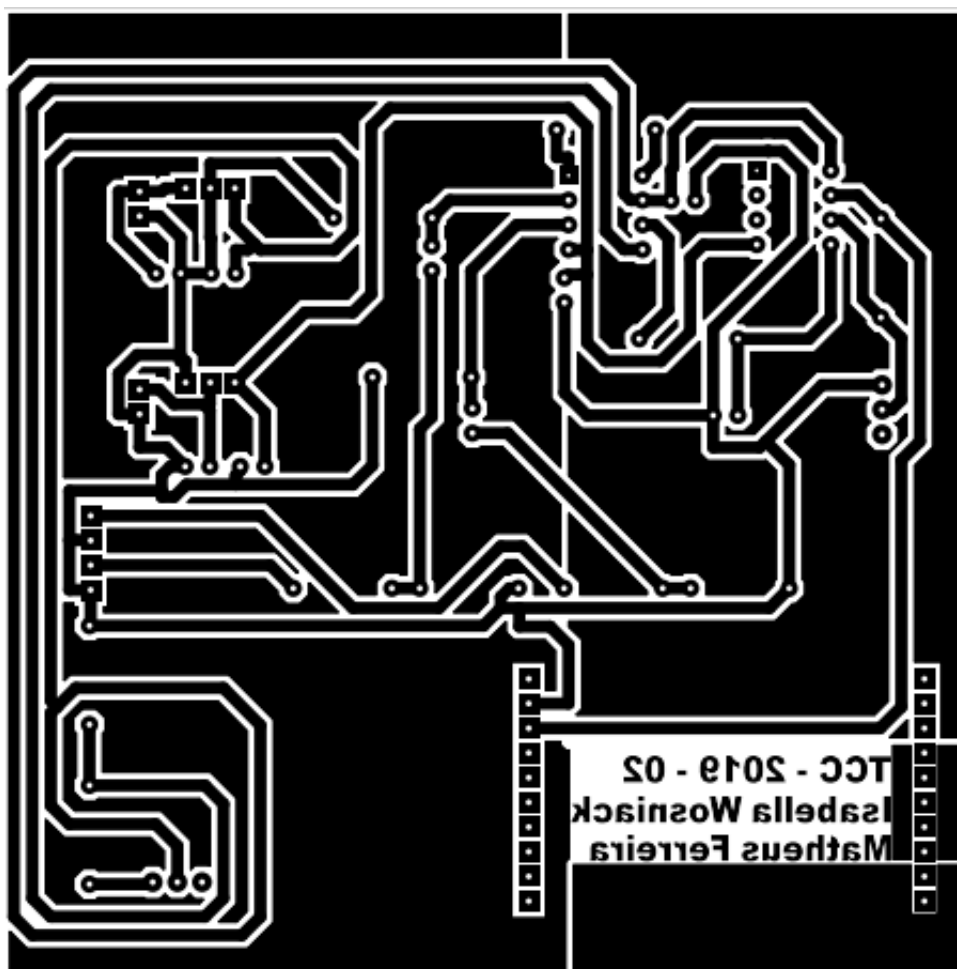
FONTE: Os autores

LEGENDA: Leiaute da primeira versão de placa desenvolvida para o projeto, que utilizou o AD8428 como componente principal.

Já no segundo projeto, feito com o INA128, devido a redução na quantidade de componentes, a placa foi elaborada em face simples para fixação de componentes. A exceção foram as barras de pinos para o kit de desenvolvimento que deveriam ficar para baixo e conseqüentemente gerar trilhas na outra face, porém isso não foi considerado crítico para se produzir uma placa dupla face. A solução para esse problema foi abordada durante a montagem.

O encapsulamento do INA128 é PTH e portanto foi tratado como os demais componentes, diferentemente do anterior que demandou um adaptador. Soquetes tradicionais foram utilizados nesse caso. Novamente, para conexão da alimentação foram utilizados cliques de bateria, porém a fixação mecânica se mostrou frágil e portanto, nessa versão, foi adotada uma distância maior entre o ponto de solda em relação a borda da placa, proporcionando mais robustez. O resultado desse leiaute é apresentado na FIGURA 25.

FIGURA 25 – LEIAUTE DA SEGUNDA PLACA DESENVOLVIDA



FONTE: Os autores (2019)

LEGENDA: Leiaute da última versão de placa desenvolvido para o projeto, que utilizou o INA128 como componente principal.

4.2.3.2 Montagem

Durante a última etapa de confecção das placas, alguns critérios e observações relevantes se destacam. Os principais foram:

- Durante o leiaute da segunda placa foi dada maior atenção ao posicionamento dos capacitores de desacoplamento dos amplificadores, seguindo as orientações presentes no *datasheet* dos componentes;
- A ordem de fixação dos componentes na placa foi feita dos menores para os maiores, a fim de facilitar as soldas;

- No caso da placa com AD8428, muitos componentes tiveram de ser soldados de ambos os lados para realizar todas as ligações, o que não ocorreu para a segunda placa devido a esta ser de face simples;
- No caso da segunda placa, algumas trilhas e ilhas que tinham ficado embaixo dos amplificadores foram redesenhadas para passar por fora deles, evitando assim dificuldades de solda;

4.3 ELABORAÇÃO DO SOFTWARE

O *software* responsável pela captação das leituras do ADC e posterior gravação no cartão SD foi desenvolvido utilizando o ambiente de desenvolvimento do *Code Composer Studio*, comumente utilizado para programação dos microcontroladores da *Texas Instruments*, que é o caso do microcontrolador MSP430FR5994, utilizado neste trabalho. O kit de desenvolvimento em questão foi escolhido, dentre outros motivos, devido a oferecer suporte para cartão SD, o que permite a gravação dos dados do ADC para posterior análise dos resultados.

Esta seção irá apresentar o modo como foi realizada a aquisição dos sinais biopotencial e batimento cardíaco. Além disso, será descrito como foi realizado o armazenamento e a gravação dos dados obtidos. Por fim, será apresentado um fluxograma do funcionamento geral do código implementado.

4.3.1 Aquisição de dados

Os dados de batimento cardíaco e sinais biopotenciais foram adquiridos através da leitura de dois canais do ADC, em que procurou-se definir a frequência de leitura dos canais com base no critério de *Nyquist*, ou seja, a frequência de amostragem deveria ser duas vezes maior que a frequência do sinal a ser amostrado. Tendo em vista que os sinais de interesse para o projeto tem frequência média de 2Hz, a amostragem deveria ser feita no mínimo em 4Hz. Para isso, foi necessária configuração do microcontrolador de modo a permitir a ocorrência de interrupções no código. Foram três tipos interrupções utilizadas: interrupção do *Timer A0*, interrupção do ADC e interrupção de botão.

O objetivo da interrupção do *Timer A0* era verificar a cada 80ms se o ADC havia terminado de realizar uma conversão. Nesse caso, habilitava-se uma nova conversão e a mesma era iniciada.

Já a interrupção do ADC tinha por objetivo gravar em memória os valores lidos dos sinais biopotenciais e batimento cardíaco. Um fator que gerou grande dificuldade durante a escrita do código foi a demora no processo de gravar os dados lidos no cartão SD, pois o tempo de gravação é muito maior que o tempo necessário para realizar as

leituras do ADC e, caso fosse lido o ADC somente após a gravação, a amostragem do sinal seria comprometida. Para tanto, optou-se por armazenar a maior quantidade possível de leituras em memória e após atingir o limite máximo era feita a gravação desses valores no cartão SD e reiniciada a memória do microcontrolador.

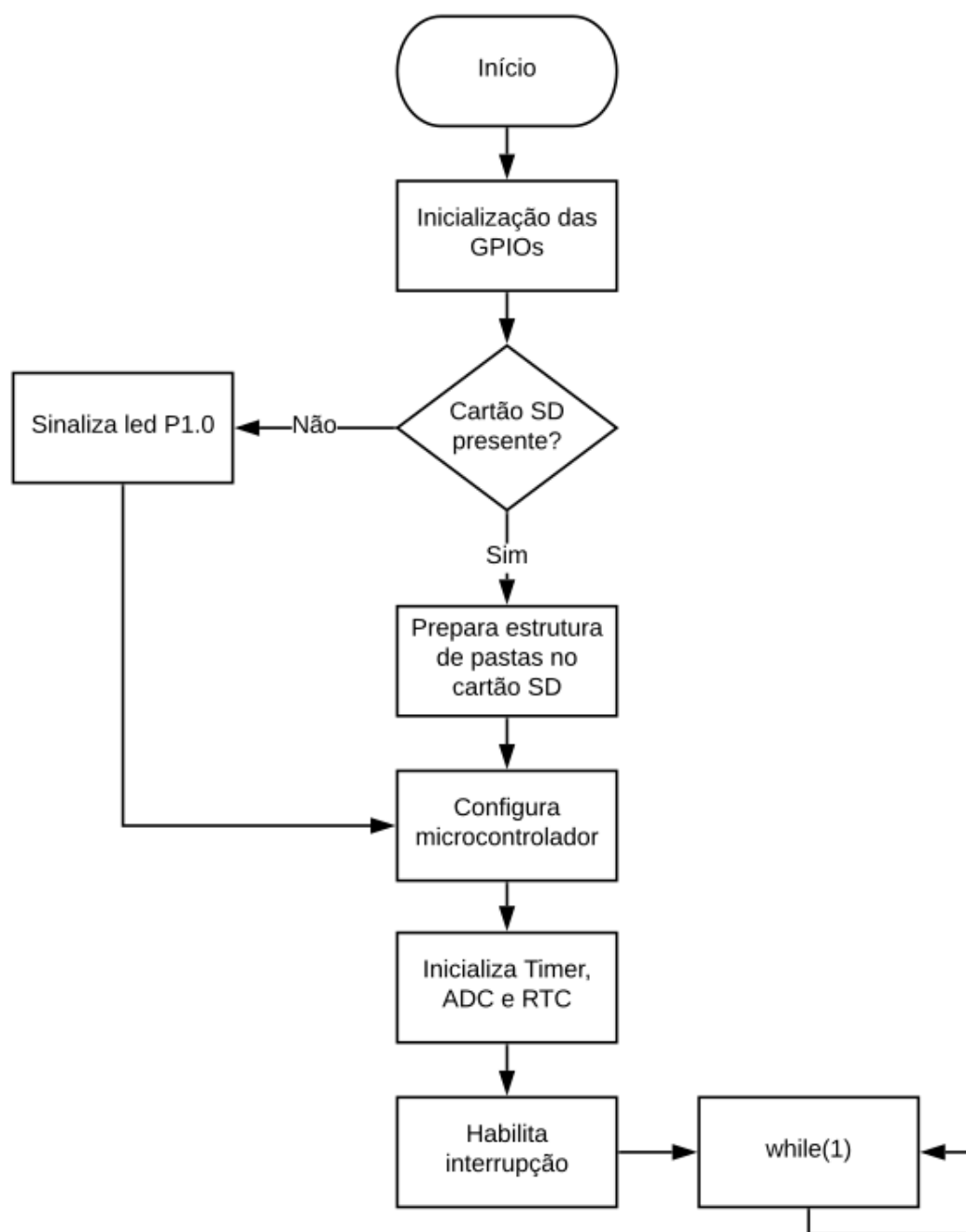
Por fim, optou-se por criar uma interrupção para um dos botões do microcontrolador, que permitisse finalizar a execução do programa, gravando os valores em memória no cartão SD.

Sobre o processo de gravação no cartão SD, ele ocorreu da seguinte maneira: Inicialmente era verificado se o cartão SD já possuía a estrutura de pastas e arquivos para gravação. No caso de não possuir, era criada uma pasta para arquivos de log e dentro dela criava-se um novo arquivo de log sempre que o programa era executado.

4.3.2 Fluxograma do código

A FIGURA 26 apresenta o fluxograma geral do código utilizado para leitura dos ADC e gravação dos valores no cartão SD.

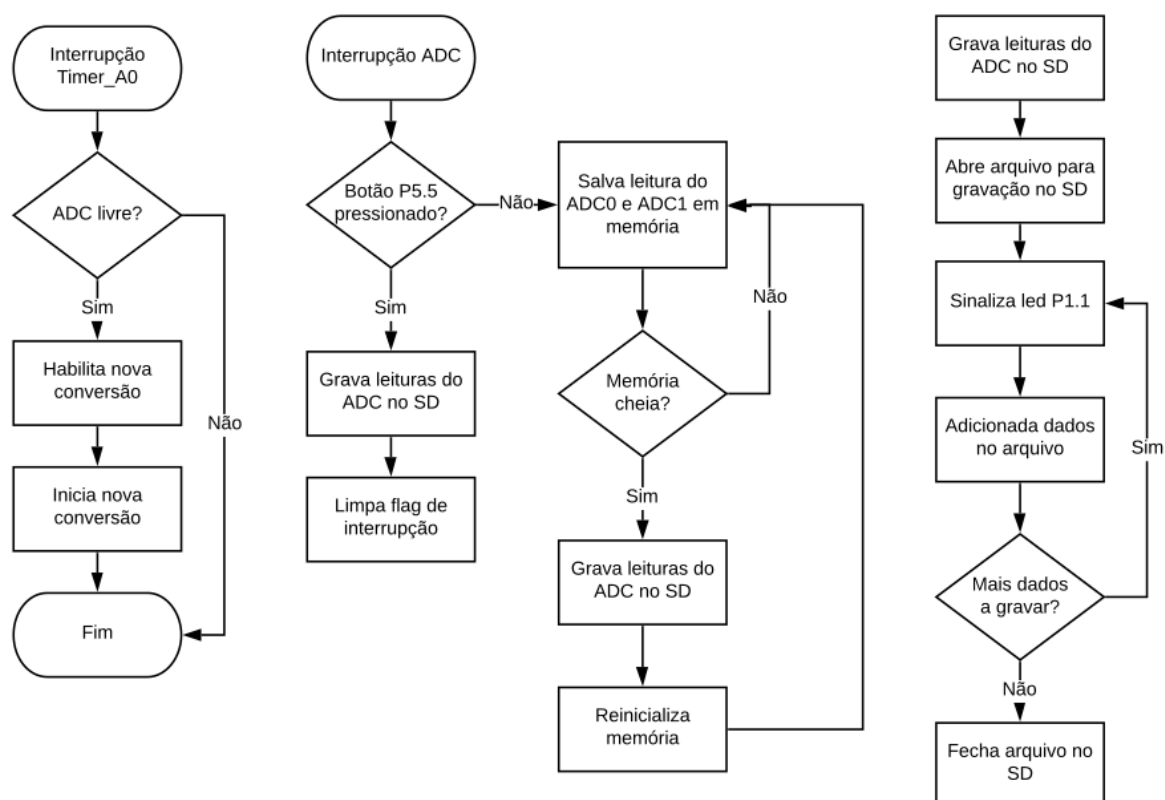
FIGURA 26 – FLUXOGRAMA PRINCIPAL DO CÓDIGO



FONTE: Os autores (2019)

LEGENDA: Fluxograma principal do código.

FIGURA 27 – FLUXOGRAMA DAS INTERRUPÇÕES



FONTE: Os autores (2019)

LEGENDA: Fluxograma das interrupções.

5 RESULTADOS

No decorrer do projeto, vários testes intermediários do circuito foram realizados após cada etapa desenvolvida. Inicialmente, foram feitos testes específicos dos amplificadores de instrumentação utilizados, o AD8428 e o INA128, para avaliar o comportamento de ambos, principalmente quando o sinal de entrada do amplificador era pequeno (da ordem de alguns milivolts) em que, devido a baixa amplitude, tornava maior a influência de ruídos. Estes testes possibilitaram maior compreensão do funcionamento dos amplificadores e permitiram maior certeza na elaboração do circuito final do trabalho.

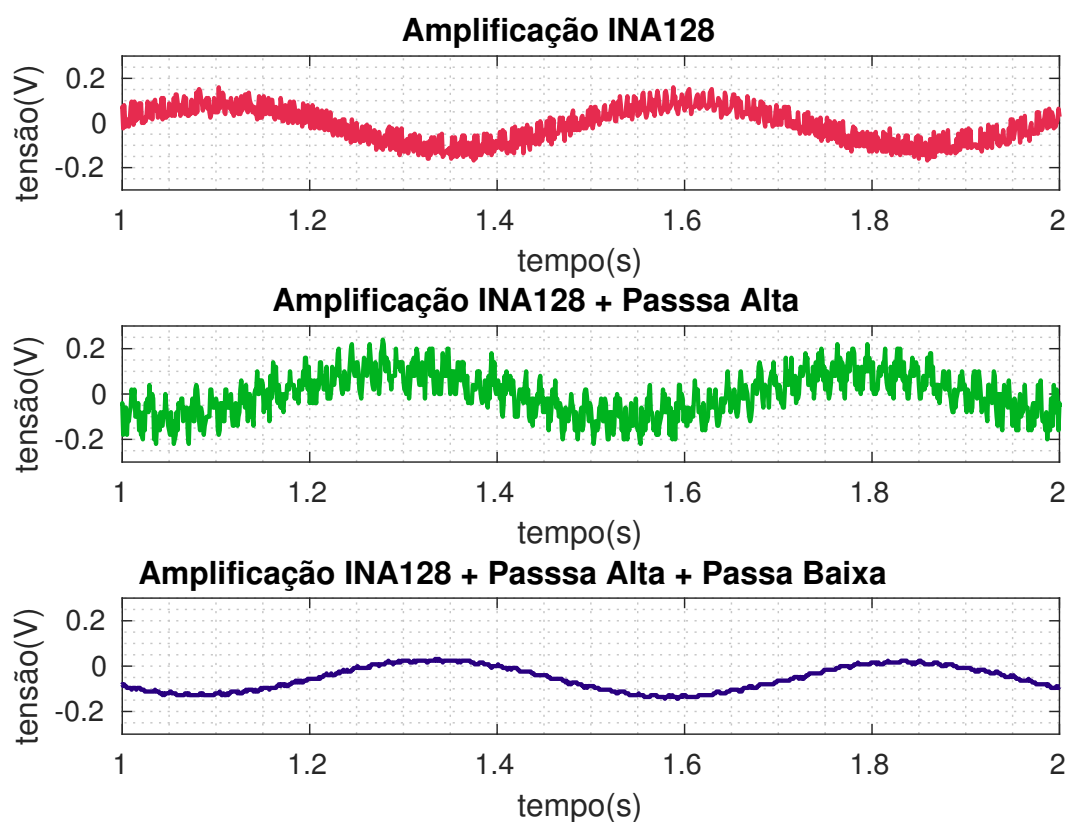
Esta seção tem por objetivo apresentar os resultados intermediários do amplificador INA128, as observações ao final de cada teste realizado e por fim os resultados finais obtidos no trabalho.

5.1 TESTES OPERACIONAIS DO INA128

Após a tentativa de utilizar o AD8428 no trabalho não ter trazido bons resultados, foi feita a sua substituição pelo INA128. Para validar a troca, foram feitos testes com o novo amplificador, assim como havia sido feito para o primeiro modelo, aplicando sinais da ordem de milivolts e observando o sinal de saída.

A FIGURA 28 apresenta os resultados de amplificação do INA128 quando aplicada uma tensão de entrada de 2mVpp com frequência de 2Hz e com o ganho do amplificador calculado para 72. A Figura apresenta três casos de teste: o primeiro observando-se apenas a saída do amplificador, em que nota-se a forte presença de ruído; o segundo apresenta a saída do amplificador após um filtro passa-alta com frequência de corte em 1,6Hz e o terceiro apresenta a saída do amplificador após um filtro passa-baixa com frequência de corte em 5Hz. A tensão de saída medida no terceiro caso foi de 176mVpp, o que representa um ganho prático de 88. Acredita-se que a diferença do ganho calculado para o medido deve-se a não idealidade dos componentes utilizados, que resultam em uma pequena diferença no ganho esperado, mas nada que comprometa o funcionamento do amplificador.

FIGURA 28 – RESULTADOS INTERMEDIÁRIOS DO INA128



FONTE: Os autores (2019)

LEGENDA: Resultados dos testes específicos do INA128. O primeiro gráfico refere-se a saída do amplificador sem o uso de qualquer filtro para remoção do ruído. O segundo gráfico apresenta a saída após um filtro passa-alta para remoção do sinal DC. Por fim, o terceiro gráfico apresenta a saída do amplificador após o filtro passa-baixa

Após verificar o funcionamento do INA128, foi possível realizar as etapas seguintes da elaboração do circuito. A etapa subsequente a esta foi a inserção de uma tensão de referência no amplificador, de modo a tensão de saída do amplificador ser integralmente positiva. Para isso, foi utilizado um divisor de tensão que gerava um offset de 200mV em um pino específico do INA128, destinado para aplicação de uma tensão de referência.

Após finalizar as etapas de desenvolvimento de *hardware* e de *firmware*, iniciou-se a fase de testes dos circuitos. Para isso, foram realizados diferentes testes para validação de funcionamento, de modo a saber se a amplificação de sinais biopotenciais e o armazenamento dos valores estava de acordo com o esperado. Esta seção tem por objetivo apresentar os resultados obtidos no trabalho.

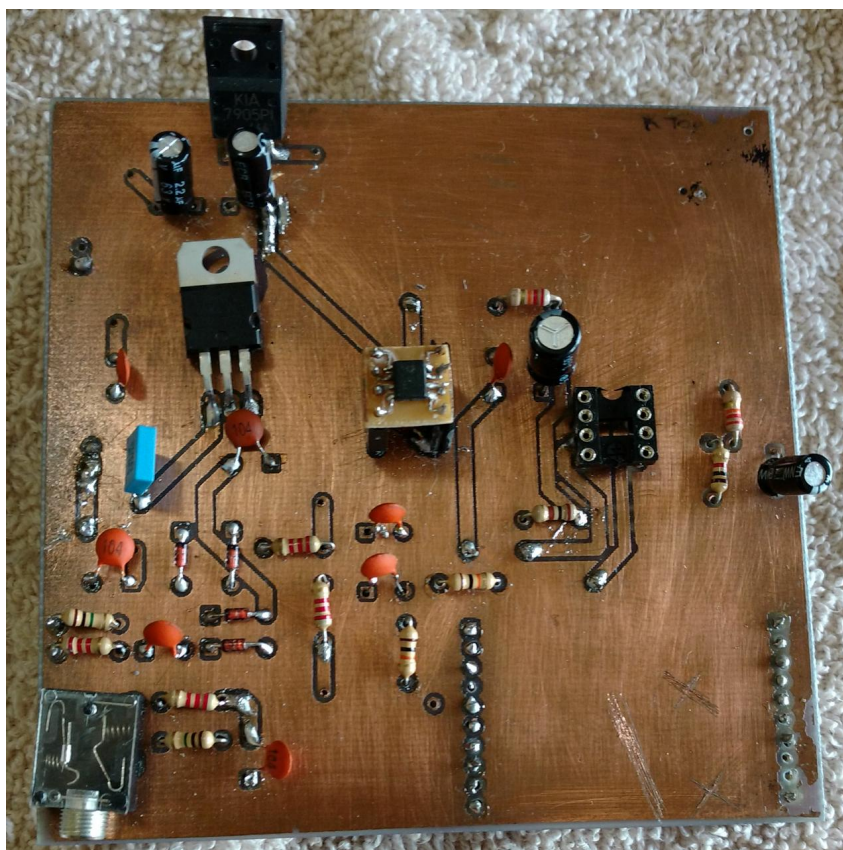
5.2 PRIMEIRA ITERAÇÃO DE PLACA

A primeira placa desenvolvida para o trabalho não apresentou um funcionamento de acordo com o esperado, pois o sinal de saída aparentava saturar independente de qual sinal de entrada fosse aplicado. Várias tentativas foram feitas a fim de adequar a entrada para obter um sinal de saída coerente, mas não foi possível obter bons resultados e optou-se pela alteração do circuito de *hardware*. A conclusão foi que o amplificador AD8428 não possuía um comportamento estável, o que afetou o circuito como um todo.

Posteriormente, foi verificado que por ser composto de transistores bipolares na entrada, existe uma corrente de polarização nos terminais de entrada do AD8428 e, ao usar um filtro passa-alta antes do amplificador para condicionamento de sinal, uma tensão de offset constante é gerada no circuito que passa a ser amplificada em conjunto com o sinal de interesse. Como a amplitude dessa tensão de offset é dezenas de vezes maior que a amplitude do sinal, optou-se pela substituição por um outro modelo de amplificador, com correntes de polarização menores.

A FIGURA 29 apresenta a primeira versão da placa finalizada para captação de sinais biopotenciais.

FIGURA 29 – PRIMEIRA PLACA DESENVOLVIDA PARA O PROJETO



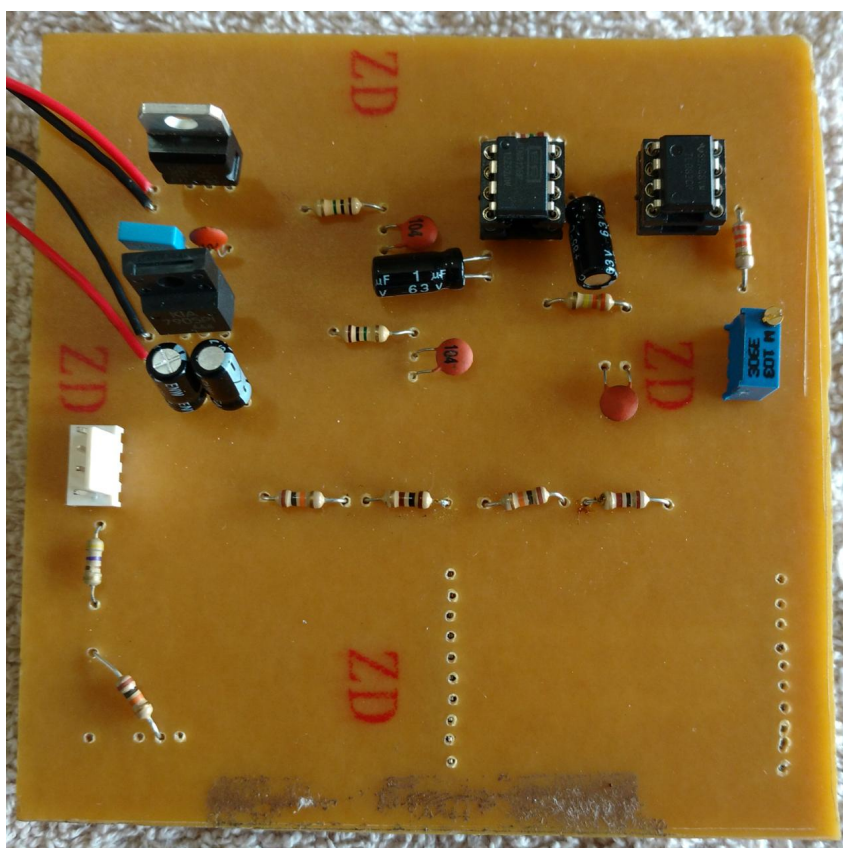
FONTE: Os autores (2019)

5.3 SEGUNDA ITERAÇÃO DE PLACA

Após a montagem da segunda placa, foram realizados novos testes para validar o comportamento do circuito. Um dos cuidados tomados durante a alimentação do circuito, foi a necessidade de alimentar ambos os reguladores de tensão (LM7905 e LM7805) ao mesmo tempo, do contrário a alimentação dos amplificadores tornava-se instável, ou seja, não era mais simétrica, sendo que a saída de um dos reguladores caía para 0V. Para tanto, foi adaptada uma chave liga-desliga no circuito, de modo que ambas as alimentações eram ligadas ao mesmo tempo.

A FIGURA 30 apresenta a segunda versão da placa para captação de sinais biopotenciais.

FIGURA 30 – SEGUNDA PLACA DESENVOLVIDA PARA O PROJETO

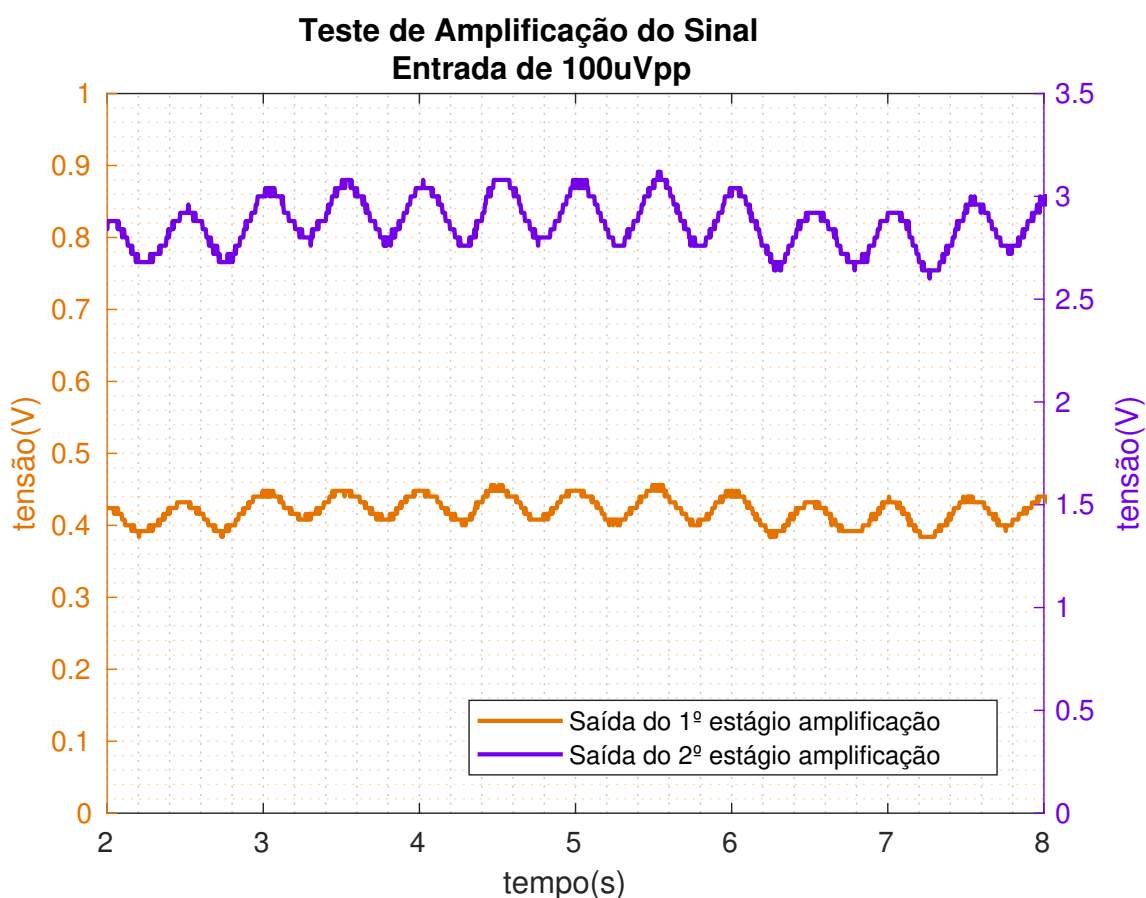


FONTE: Os autores (2019)

5.3.1 Resposta do circuito analógico

Após os testes realizados, notou-se que o circuito era capaz de amplificar sinais da ordem de $100\mu\text{V}$, filtrando ruídos e tendo uma amplificação de cerca de 3400 vezes. Como exemplo, a FIGURA 31 apresenta a amplificação de um sinal de amplitude de $100\mu\text{Vpp}$, gerada através do gerador de funções, com frequência de 2Hz. A tensão de saída medida foi em média de 340mVpp, sendo que pequenas variações na medida podem ter sido causadas por pequenas variações na geração do sinal de entrada. Além disso, como foi utilizado um divisor resistivo para atenuar o sinal de saída do gerador de funções para a amplitude desejada, tendo em vista que a tensão mínima gerada por este era de 2mVpp, pode ter ocorrido a influência de ruído térmico no sinal, ocasionando a variação da amplitude do sinal. O gráfico refere-se ao sinal medido no osciloscópio, e não ao gravado no cartão SD, pois este será abordado na sub-seção seguinte.

FIGURA 31 – TESTE DE AMPLIFICAÇÃO DE SINAL



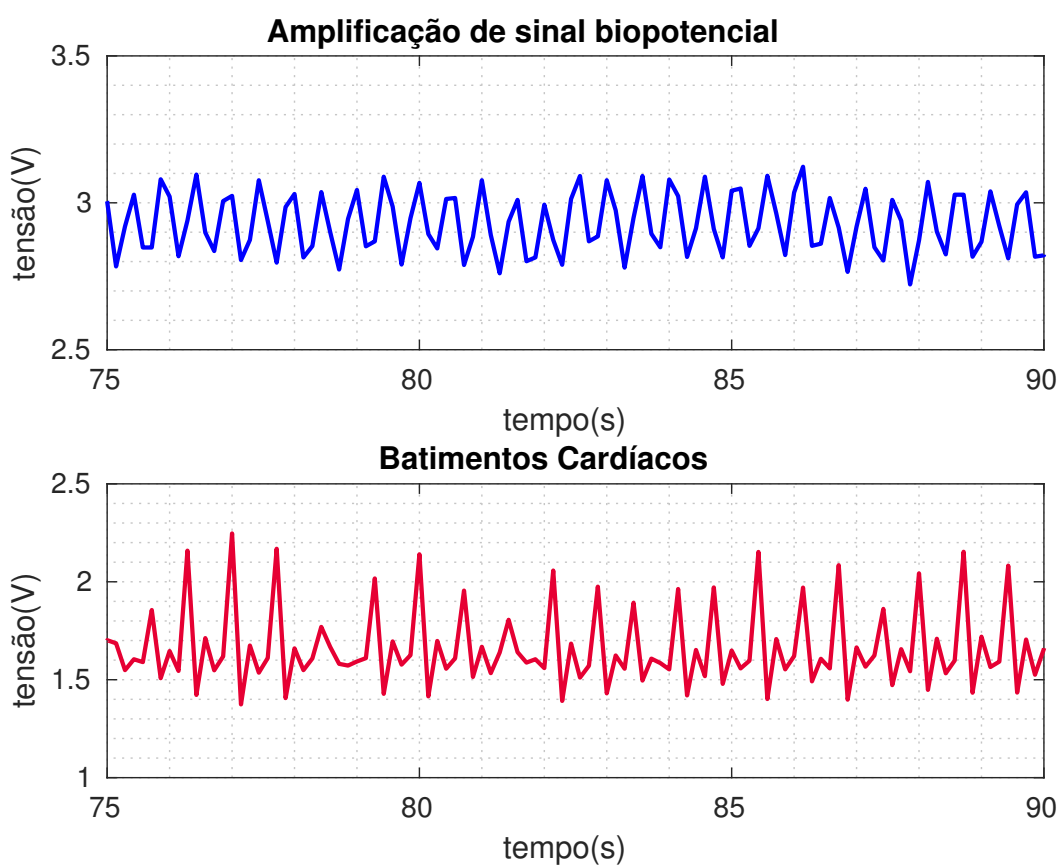
FONTE: Os autores(2019)

5.3.2 Análise dos dados obtidos

Após concluir o bom funcionamento do circuito, foi feito o teste de medição e gravação de dois sinais ao mesmo tempo no cartão SD. Para validar a amostragem do sinal, aplicou-se a mesma onda gerada anteriormente pelo gerador, ou seja, de $100\mu\text{Vpp}$ e 2Hz.

Analisando o gráfico dos resultados, apresentado na FIGURA 32, nota-se que os sinais biopotenciais diferem-se de uma senoide ideal apenas devido a amostragem do sinal, em que são feitas 7 amostragens por segundo. Esta taxa de amostragem é suficiente para detectar alterações no sinal e optou-se por não aumentá-la para que fossem gravados dados durante um maior período de tempo, tendo em vista que a memória do microcontrolador é capaz de armazenar 350 leituras antes que atinja o limite e seja necessário gravar os dados no cartão SD. Vale ressaltar que durante a gravação dos dados no cartão não são feitas novas aquisições pelo ADC.

FIGURA 32 – RESULTADO DOS DADOS GRAVADOS NO CARTÃO SD



FONTE: Os autores (2019)

Com relação à aquisição dos dados pelos eletrodos fixados na cabeça do paciente, os resultados não foram satisfatórios devido a vários fatores, dentre eles a preparação do local da pele para fixação, que precisa de um cuidado especial como limpeza com álcool isopropílico e possível remoção de pelos. Além disso, o uso de gel condutor poderia ter melhorado a medida, mas como os eletrodos adquiridos já o continham, o gel não foi reaplicado. Outro ponto que dificultou a captação dos sinais foi o local de fixação dos eletrodos, pois dependendo do ponto em que realizava-se as medições, os sinais eram mais facilmente detectáveis. Por fim, as conexões entre o cabo e o próprio circuito poderiam ter sido feitas com outros modelos de conectores, já que os escolhidos, apesar de apresentarem boas características construtivas, não são ideais.

6 CONCLUSÕES

O principal objetivo deste trabalho era desenvolver um circuito eletrônico capaz de realizar medições de sinais biopotenciais relacionados à qualidade do sono de pacientes com algum possível distúrbio de sono. Além disso, esperava-se que fossem captados não somente sinais de EEG mas também de batimentos cardíacos, sendo que ambos os sinais deviam ser adquiridos ao mesmo tempo. Este objetivo busca auxiliar especialistas da área em determinar se o paciente em questão possui uma boa ou má qualidade de sono e se é necessária uma internação hospitalar para a aquisição completa dos sinais neurais durante uma noite de sono.

Ao final do trabalho, foi possível obter um circuito capaz de amplificar sinais biopotenciais da ordem de $100\mu\text{V}$, o suficiente para detectar sinais neurais que demonstram se o paciente atingiu ou não o estado de sono profundo. Não apenas isso, o projeto desenvolvido é capaz de processar e armazenar dados de duas leituras ao mesmo tempo, tendo uma taxa de amostragem de 7 medidas por segundo para ambos os canais do ADC, o que possibilita uma boa definição do sinal quando traçado um gráfico das leituras no tempo. Além disso, como a gravação dos dados é feita em um cartão SD, um especialista da área pode facilmente acessá-la para que se possa realizar um acompanhamento médico do paciente.

No decorrer do projeto, muitos foram os desafios que surgiram, principalmente durante a fase de elaboração de *hardware* do projeto. Em especial, o não funcionamento da primeira placa desenvolvida impactou no tempo necessário para implementar cada um dos demais objetivos impostos inicialmente. No entanto, após a implementação e funcionamento da segunda placa, foi possível dar sequência no trabalho e concluir os demais desafios que surgiram.

Por fim, destaca-se todo o conhecimento adquirido pelos integrantes ao final do projeto, que puderam utilizar e validar diversas teorias vistas em sala de aula durante os anos do curso de Engenharia Elétrica. Todos os conhecimentos que foram necessários, seja para o projeto de circuitos elétricos, modelagem, elaboração de esquemáticos, desenvolvimento de placas de circuito impresso e codificação de *firmware*, agregaram a ambos os alunos conhecimentos práticos que todo engenheiro eletricitista deve possuir. Com isso, espera-se uma boa adequação de ambos no mercado de trabalho.

6.1 TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros, pode-se citar o desenvolvimento de eletrodos melhores para aquisição de sinais biopotenciais. Como exemplo, pode-se desenvolver eletrodos

ativos, que tornam o sinal imune à interferências durante o percurso do sinal até o primeiro estágio de amplificação. Isto é, pode-se implementar um pequeno estágio de ganho no eletrodo utilizado, de modo a deixar o sinal menos suscetível a ruídos.

Outra possível melhoria é considerar a realização do mesmo circuito para aquisição de sinais, mas utilizando somente componentes SMD, o que faria o circuito ficar mais imune aos ruídos externos e também diminuiria o tamanho da placa de circuito impresso, tornando o circuito mais portátil e facilitando seu uso pelos pacientes.

Por fim, seria interessante desenvolver um algoritmo que fizesse uma correlação entre os sinais neurais e os sinais de batimentos cardíacos obtidos, de modo a ter um diagnóstico mais rápido sobre a qualidade de sono do paciente.

REFERÊNCIAS

- ARAÚJO M. F. M., et al. Indicadores de saúde associados com a má qualidade do sono de universitários. **Revista da Escola de Enfermagem da USP**, 2014.
- BERRY, R. B. ET AL. The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events. **American Academy of Sleep Medicine**, 2014.
- BROADBENT, L. Sleep: A basic introduction into the neuroscience of sleep and the effects of sleep deprivation on health, safety and wellbeing. **GradIOSH, DipNEBOSH**, 2008.
- CIRÚRGICA FERNANDES. **Eletrodo para ECG Bio Protech**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <<http://www.cfernandes.com.br/produto/eletrodo-para-ecg-bio-protech/>>. Acesso em: 12 nov. 2019.
- DRAGER, L. F.; KRIEGER, E. M. Mecanismos de controle da pressão arterial no sono. **Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InCor-HC-FMUSP)**, 2009.
- EMOTIV. **EPOC+**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <<https://www.emotiv.com/epoc/>>. Acesso em: 12 nov. 2019.
- FERNANDES, R. M. F. O SONO NORMAL. **Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP**, 2006.
- FILIPEFLOP. **Aprenda a usar o Sensor de frequência cardíaca**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <<https://www.filipeflop.com/blog/aprenda-usar-o-sensor-de-frequencia-cardiaca/>>. Acesso em: 12 nov. 2019.
- FONSECA, G. da C. Sistema para Detecção Automática de Eventos de Ronco, Apnéia e Movimento Periódico de Pernas em Exames de PSG. **Universidade Federal de Itajubá**, 2011.
- GUIMARÃES, G. M. Diagnóstico Polissonográfico. **Hospital Universitário Clementino Fraga Filho – HUCFF**, 2010.
- INDIAMART. **EEG Treatment Service**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <<https://www.indiamart.com/proddetail/eeg-treatment-service-19041446230.html>>. Acesso em: 12 nov. 2019.
- INSTITUTO DO SONO. **Sono**. São Paulo: [s.n.], 2019. Disponível em: <<https://www.sono.org.br/sono/sono.php>>. Acesso em: 12 nov. 2019.
- ITAMAR MEDICAL. **WatchPAT**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <<https://www.itamar-medical.com/watchpat300/>>. Acesso em: 12 nov. 2019.
- KJT GROUP. The global pursuit of better sleep health. **Philips**, 2019.

MAGALHÃES, F.; MATARUNA, J. **Parte 1 - Bases gerais, cronobiológicas e clínicas**. Rio de Janeiro: SciELO Books, 2007.

MATIKO, J. ET AL. Wearable EEG headband using printed electrodes and powered by energy harvesting for emotion monitoring in ambient assisted living. **Smart Materials and Structures**, 2015.

MULLER, M. R.; GUIMARÃES, S.S. Impacto dos transtornos do sono sobre o funcionamento diário e a qualidade de vida. **Universidade de Brasília**, 2004.

NEVES, G. S. M. L.; GOMES, M. M.; MACEDO, P. Transtorno do Sono: Atualização (1/2). **Revista Brasileira de Neurologia**, 2017.

PINTO, A. E. S. Brasileiros dormem cada vez pior, e sono deteriora com a idade. **Folha de São Paulo**, 2018.

TEXAS INSTRUMENTS. **MSP430FR5994 LaunchPad Development Kit**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <<http://www.ti.com/tool/MSP-EXP430FR5994>>. Acesso em: 12 nov. 2019.

THORPY, M. J. Classification of Sleep Disorders. **The American Society for Experimental NeuroTherapeutics**, 2012.

TOGEIRO, S. P.; SMITH, A. K. Métodos diagnósticos nos distúrbios do sono. **Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP)**, 2005.

VITA CHECK-UP CENTER. **Conheça os fatores que interferem no sono com qualidade**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <<https://vitacheckup.com.br/2019/01/conheca-os-fatores-que-interferem-no-sono-com-qualidade/>>. Acesso em: 12 nov. 2019.

APÊNDICES

APÊNDICE A – CÓDIGO IMPLEMENTADO

```

#include <msp430.h>
#include "SDCardLogMode.h"
#include "driverlib.h"

/*
 * DEFINE LED PORT & PIN
 */
#define LED_PDIR P1DIR
#define LED_POUT P1OUT
#define LED_PIN BIT0
#define LED_PIN_SD BIT1

void Config_Timer_A(void);
void Config_ADC(void);
void Config_micro(void);

void Init_GPIO(void);
void Init_RTC(void);

int noSDCard = 0;
int mode = '6'; // mode selection variable
Calendar calendar; // Calendar used for RTC

unsigned int adc = 0;
unsigned int adc_0 = 0;
unsigned int adc_1 = 0;

void main(void)
{

    GPIO_setOutputHighOnPin(GPIO_PORT_P4, GPIO_PIN0);
    GPIO_setAsOutputPin(GPIO_PORT_P4, GPIO_PIN0);

    GPIO_setOutputHighOnPin(GPIO_PORT_P1, GPIO_PIN0);

    // Toggle LED1 and LED2 to indicate OutOfBox Demo start
    int i;
    for (i=10;i>0;i--)
    {
        GPIO_toggleOutputOnPin(GPIO_PORT_P1, GPIO_PIN1);
        GPIO_toggleOutputOnPin(GPIO_PORT_P1, GPIO_PIN0);
        __delay_cycles(100);
    }

    // Board initializations
    Config_micro();
    Config_Timer_A();
    Config_ADC();
    Init_GPIO();

```

```

        storeTimeStampSDCard();

        _bis_SR_register(GIE);

    while(1);
}

void Config_micro() {
    WDTCTL = WDTPW | WDTHOLD;                // Stop watchdog timer

    PM5CTL0 &= ~LOCKLPM5;                    // Disable the GPIO power-on default
        high-impedance mode

    // Startup clock system with DCO setting 1MHz
    CSCTL0_H = CSKEY >> 8;                    // CSKey=A500. Unlock clock
        registers
    CSCTL1 = DCOFSEL_0 | DCORSEL;              // Set DCO to 1MHz.
    CSCTL2 = SELA__VLOCLK | SELS__DCOCLK | SELM__DCOCLK;
    CSCTL3 = DIVA__1 | DIVS__1 | DIVM__1;      // Set all dividers
    CSCTL0_H = 0;                            // Lock CS registers

    //Configure the LED
    P1SEL0 &= ~BIT0;                          // select GPIO for P1.0
    P1SEL1 &= ~BIT0;
    P1DIR = 0;                                // Set P1 port to input direction
    P1REN = 0;                                // pulldowns

    LED_PDIR |= LED_PIN;                      // Set P1.0 as an Output pin
    LED_POUT &= ~LED_PIN;                     // Set P1.0 LOW (turn LED off)
}

void Config_Timer_A() {
    TAOCTL |= TASSEL_2;                       // Use SMCLK as source for timer
    TAOCTL |= ID_3;                           // Use 8 divider
    TAOCTL |= MC_1;                           // Use Continuous mode timer
    TAOCRC0 = 20000;                           // Number of cycles in the timer
    TAOCCTL0 |= CCIE;                         // Enable Interrupts on Timer
}

void Config_ADC(){
    ADC12CTL0 |= ADC12SHT0_2;                 // define o numero de ciclos para amostragem
    ADC12CTL0 |= ADC12ON_1;                   // liga o adc
    ADC12CTL0 |= ADC12MSC;                    // habilita multiplos canais
    ADC12IER0 |= ADC12IE0;                   // habilita interrupcao

    ADC12CTL1 |= ADC12SHP+ADC12CONSEQ_1;      // define fonte para
        amostragem

    ADC12MCTL0 |= ADC12INCH_12;
    ADC12MCTL1 |= ADC12INCH_13+ADC12EOS;      // define canal do adc utilizado
        - pino P3.0 e P3.1

    ADC12MCTL0 |= ADC12VRSEL_0;               // define tensao de referencia
    ADC12MCTL1 |= ADC12VRSEL_0;               // define tensao de referencia
}

```

```

#pragma vector=TIMER0_A0_VECTOR
__interrupt void Timer_A0(void)
{
    LED_POUT ^= LED_PIN;    //Toggle the LED

    while(ADC12CTL0 & ADC12BUSY);
        ADC12CTL0 |= ADC12ENC;        // habilita conversao
        ADC12CTL0 |= ADC12SC;        // inicia uma conversao
}

#pragma vector = ADC12_VECTOR
__interrupt void interr_adc() {
    // adc = ADC12MEM0;                // salva valor do adc em variavel
    adc_0 = ADC12MEM0;                // salva valor do adc em variavel
    adc_1 = ADC12MEM1;                // salva valor do adc em variavel
    //storeTimeStampSDCard();
    newSdCard();

    LED_POUT ^= LED_PIN_SD;    //Toggle the SD LED
}

void Init_GPIO()
{
    // Set all GPIO pins to output low for low power
    GPIO_setOutputLowOnPin(GPIO_PORT_P1, GPIO_PIN0|GPIO_PIN1|GPIO_PIN2|GPIO_PIN3
        |GPIO_PIN4|GPIO_PIN5|GPIO_PIN6|GPIO_PIN7);
    GPIO_setOutputLowOnPin(GPIO_PORT_P2, GPIO_PIN0|GPIO_PIN1|GPIO_PIN2|GPIO_PIN3
        |GPIO_PIN4|GPIO_PIN5|GPIO_PIN6|GPIO_PIN7);
    GPIO_setOutputLowOnPin(GPIO_PORT_P3, GPIO_PIN0|GPIO_PIN1|GPIO_PIN2|GPIO_PIN3
        |GPIO_PIN4|GPIO_PIN5|GPIO_PIN6|GPIO_PIN7);
    GPIO_setOutputLowOnPin(GPIO_PORT_P4, GPIO_PIN1|GPIO_PIN2|GPIO_PIN3|GPIO_PIN4
        |GPIO_PIN5|GPIO_PIN6|GPIO_PIN7);
    GPIO_setOutputLowOnPin(GPIO_PORT_P5, GPIO_PIN0|GPIO_PIN1|GPIO_PIN2|GPIO_PIN3
        |GPIO_PIN4|GPIO_PIN5|GPIO_PIN6|GPIO_PIN7);
    GPIO_setOutputLowOnPin(GPIO_PORT_P6, GPIO_PIN0|GPIO_PIN1|GPIO_PIN2|GPIO_PIN3
        |GPIO_PIN4|GPIO_PIN5|GPIO_PIN6|GPIO_PIN7);
    GPIO_setOutputLowOnPin(GPIO_PORT_P7, GPIO_PIN0|GPIO_PIN1|GPIO_PIN2|GPIO_PIN3
        |GPIO_PIN4|GPIO_PIN5|GPIO_PIN6|GPIO_PIN7);
    GPIO_setOutputLowOnPin(GPIO_PORT_P8, GPIO_PIN0|GPIO_PIN1|GPIO_PIN2|GPIO_PIN3
        |GPIO_PIN4|GPIO_PIN5|GPIO_PIN6|GPIO_PIN7);
    GPIO_setOutputLowOnPin(GPIO_PORT_PJ, GPIO_PIN0|GPIO_PIN1|GPIO_PIN2|GPIO_PIN3
        |GPIO_PIN4|GPIO_PIN5|GPIO_PIN6|GPIO_PIN7|GPIO_PIN8|GPIO_PIN9|GPIO_PIN10|
        GPIO_PIN11|GPIO_PIN12|GPIO_PIN13|GPIO_PIN14|GPIO_PIN15);
    GPIO_setOutputHighOnPin(GPIO_PORT_P4, GPIO_PIN0);

    GPIO_setAsOutputPin(GPIO_PORT_P1, GPIO_PIN0|GPIO_PIN1|GPIO_PIN2|GPIO_PIN3|
        GPIO_PIN4|GPIO_PIN5|GPIO_PIN6|GPIO_PIN7);
    GPIO_setAsOutputPin(GPIO_PORT_P2, GPIO_PIN0|GPIO_PIN1|GPIO_PIN2|GPIO_PIN3|
        GPIO_PIN4|GPIO_PIN5|GPIO_PIN6|GPIO_PIN7);
    GPIO_setAsOutputPin(GPIO_PORT_P3, GPIO_PIN0|GPIO_PIN1|GPIO_PIN2|GPIO_PIN3|
        GPIO_PIN4|GPIO_PIN5|GPIO_PIN6|GPIO_PIN7);
    GPIO_setAsOutputPin(GPIO_PORT_P4, GPIO_PIN0|GPIO_PIN1|GPIO_PIN2|GPIO_PIN3|
        GPIO_PIN4|GPIO_PIN5|GPIO_PIN6|GPIO_PIN7);
    GPIO_setAsOutputPin(GPIO_PORT_P5, GPIO_PIN0|GPIO_PIN1|GPIO_PIN2|GPIO_PIN3|
        GPIO_PIN4|GPIO_PIN5|GPIO_PIN6|GPIO_PIN7);
    GPIO_setAsOutputPin(GPIO_PORT_P6, GPIO_PIN0|GPIO_PIN1|GPIO_PIN2|GPIO_PIN3|
        GPIO_PIN4|GPIO_PIN5|GPIO_PIN6|GPIO_PIN7);
}

```

```

GPIO_setAsOutputPin(GPIO_PORT_P7, GPIO_PIN0|GPIO_PIN1|GPIO_PIN2|GPIO_PIN3|
    GPIO_PIN4|GPIO_PIN5|GPIO_PIN6|GPIO_PIN7);
GPIO_setAsOutputPin(GPIO_PORT_P8, GPIO_PIN0|GPIO_PIN1|GPIO_PIN2|GPIO_PIN3|
    GPIO_PIN4|GPIO_PIN5|GPIO_PIN6|GPIO_PIN7);
GPIO_setAsOutputPin(GPIO_PORT_PJ, GPIO_PIN0|GPIO_PIN1|GPIO_PIN2|GPIO_PIN3|
    GPIO_PIN4|GPIO_PIN5|GPIO_PIN6|GPIO_PIN7|GPIO_PIN8|GPIO_PIN9|GPIO_PIN10|
    GPIO_PIN11|GPIO_PIN12|GPIO_PIN13|GPIO_PIN14|GPIO_PIN15);

// Configure P2.0 - UCA0TXD and P2.1 - UCA0RXD
GPIO_setOutputLowOnPin(GPIO_PORT_P2, GPIO_PIN0);
GPIO_setAsOutputPin(GPIO_PORT_P2, GPIO_PIN0);
GPIO_setAsPeripheralModuleFunctionInputPin(GPIO_PORT_P2, GPIO_PIN1,
    GPIO_SECONDARY_MODULE_FUNCTION);

// Set PJ.4 and PJ.5 as Primary Module Function Input, LFXT.
GPIO_setAsPeripheralModuleFunctionInputPin(
    GPIO_PORT_PJ,
    GPIO_PIN4 + GPIO_PIN5,
    GPIO_PRIMARY_MODULE_FUNCTION
);

// Disable the GPIO power-on default high-impedance mode
// to activate previously configured port settings
PMM_unlockLPM5();
}

/*
 * Real Time Clock Initialization
 */
void Init_RTC()
{
    //Setup Current Time for Calendar
    calendar.Seconds    = 0x59;
    calendar.Minutes    = 0x30;
    calendar.Hours      = 0x04;
    calendar.DayOfWeek  = 0x01;
    calendar.DayOfMonth = 0x30;
    calendar.Month      = 0x04;
    calendar.Year       = 0x2014;

    // Initialize RTC with the specified Calendar above
    RTC_C_initCalendar(RTC_C_BASE,
        &calendar,
        RTC_C_FORMAT_BCD);

    RTC_C_setCalendarEvent(RTC_C_BASE,
        RTC_C_CALENDAREVENT_MINUTECHANGE
    );

    RTC_C_clearInterrupt(RTC_C_BASE,
        RTC_C_TIME_EVENT_INTERRUPT
    );

    RTC_C_enableInterrupt(RTC_C_BASE,
        RTC_C_TIME_EVENT_INTERRUPT
    );
}

```

```

    //Start RTC Clock
    RTC_C_startClock(RTC_C_BASE);
}

/* --COPYRIGHT--,BSD
 * Copyright (c) 2016, Texas Instruments Incorporated
 * All rights reserved.
/*****
 *
 * SDCardLogMode.c
 *
 *****/

#include "stdlib.h"
#include "string.h"
#include "SDCardLogMode.h"
#include "driverlib.h"
#include "sdcard.h"
#include "HAL_SDCard.h"

// FRAM variable to keep track of number of SDCard logfiles
#if defined(__IAR_SYSTEMS_ICC__)
    __persistent uint8_t numLogFiles = 0;
#elif defined(__TI_COMPILER_VERSION__)
    #pragma PERSISTENT(numLogFiles)
    uint8_t numLogFiles = 0;
#endif

SDCardLib sdCardLib;
char dirs[10][MAX_DIR_LEN];
char files[10][MAX_FILE_LEN];
uint8_t dirNum = 0;
uint8_t fileNum = 0;

#define MAX_BUF_SIZE 32
char buffer[MAX_BUF_SIZE];

// FatFs Static Variables
static FIL fil;          /* File object */
static char filename[31];
FRESULT rc;

void newSdCard(){
    char voltage[6];
    itoa(ADC12MEM0, voltage, 10);

    char voltage2[6];
    itoa(ADC12MEM1, voltage2, 10);

    //Plugin Sdcard interface to SDCard lib
    SDCardLib_init(&sdCardLib, &sdIntf_MSP430FR5994LP);

    //Detect SD card
    SDCardLib_Status st = SDCardLib_detectCard(&sdCardLib);
    if (st == SDCARDLIB_STATUS_NOT_PRESENT) {
        SDCardLib_unInit(&sdCardLib);
        mode = '0';
    }
}

```

```

        noSDCard = 1;
        return;
    }

    //Configure pull up resistor on MISO per MMC/SDC documentation
    GPIO_setAsInputPinWithPullUpResistor(GPIO_PORT_P1, GPIO_PIN7);

    __delay_cycles(100000);

    rc = f_open(&fil, filename, FA_WRITE | FA_OPEN_EXISTING);
    if (rc) {
        f_close(&fil);
        SDCardLib_unInit(&sdCardLib);
        return;
    }

    rc = f_lseek(&fil, f_size(&fil));

    // Log Temperature ADC conversion results to SDCard
    f_puts(voltage, &fil);
    f_putc(' ', &fil);
    f_puts(voltage2, &fil);

    f_puts("\r\n", &fil);
    rc = f_close(&fil);

    SDCardLib_unInit(&sdCardLib);

    //Enable SPI module
    EUSCI_B_SPI_disable(EUSCI_B0_BASE);

    GPIO_setOutputLowOnPin(
        GPIO_PORT_P2,
        GPIO_PIN2
    );

    //Configure Pins for UCBOCLK
    GPIO_setAsOutputPin(
        GPIO_PORT_P2,
        GPIO_PIN2
    );

    //Configure Pins for UCBOTXD/UCBOSIMO, UCBORXD/UCBOSOMI
    GPIO_setOutputLowOnPin(
        GPIO_PORT_P1,
        GPIO_PIN6 + GPIO_PIN7
    );

    //Set CS pin high
    GPIO_setOutputHighOnPin(
        GPIO_PORT_P4,
        GPIO_PIN0
    );

    //Configure Pins for UCBOTXD/UCBOSIMO, UCBORXD/UCBOSOMI
    GPIO_setAsOutputPin(
        GPIO_PORT_P1,

```

```

        GPIO_PIN6 + GPIO_PIN7
    );

    if (mode == SDCARD_LOG_MODE)
    {
        GPIO_selectInterruptEdge(GPIO_PORT_P5, GPIO_PIN5,
                                GPIO_HIGH_TO_LOW_TRANSITION);
        GPIO_setAsInputPinWithPullUpResistor(GPIO_PORT_P5, GPIO_PIN5);
        GPIO_clearInterrupt(GPIO_PORT_P5, GPIO_PIN5);
        GPIO_enableInterrupt(GPIO_PORT_P5, GPIO_PIN5);

        // disable USCI_A0 RX interrupt
        EUSCI_A_UART_disableInterrupt(EUSCI_A0_BASE,
                                     EUSCI_A_UART_RECEIVE_INTERRUPT);

        //Enter LPM3 mode with interrupts enabled
        __bis_SR_register(LPM3_bits + GIE);
        __no_operation();
    }
}

/*
 * Store TimeStamp from PC when logging starts to SDCard
 */
void storeTimeStampSDCard()
{
    uint16_t bw = 0;
    // FRESULT rc;

    // Increment log file number
    numLogFiles++;

    //Configure SDCard CS pin
    GPIO_setOutputHighOnPin(GPIO_PORT_P4, BIT0);
    GPIO_setAsOutputPin(GPIO_PORT_P4, BIT0);

    //Plugin SDcard interface to SDCard lib
    SDCardLib_init(&sdCardLib, &sdIntf_MSP430FR5994LP);

    //Detect SD card
    SDCardLib_Status st = SDCardLib_detectCard(&sdCardLib);
    if (st == SDCARDLIB_STATUS_NOT_PRESENT) {
        SDCardLib_unInit(&sdCardLib);
        mode = '0';
        return;
    }

    //Read directory and file
    rc = SDCardLib_getDirectory(&sdCardLib, "data_log", dirs, &dirNum, files, &
                               fileNum);

    //Create the directory under the root directory
    rc = SDCardLib_createDirectory(&sdCardLib, "data_log");
    if (rc != FR_OK && rc != FR_EXIST) {
        SDCardLib_unInit(&sdCardLib);
        mode = '0';
        return;
    }
}

```

```

}
mode = '6';
char * temp = "Gravacao de dados:\r\n";

// Construct log file's name
strcpy(filename, "data_log/log_");
char num[5];
itoa(numLogFiles, num, 10);
strcat(filename, num);
strcat(filename, ".txt");

// Write new log file
rc = SDCardLib_writeFile(&sdCardLib, filename, temp, 28, &bw);
if (rc != FR_OK) {
    SDCardLib_unInit(&sdCardLib);
    mode = '0';
    return;
}

// Write time stamp to log file
rc = f_open(&fil, filename, FA_WRITE | FA_OPEN_EXISTING);
if (rc) {
    f_close(&fil);
    SDCardLib_unInit(&sdCardLib);
    mode = '0';
    return;
}

rc = f_lseek(&fil, f_size(&fil));
f_puts(buffer, &fil);
f_puts("\r\n\r\n", &fil);
f_puts("Leituras do AD:\r\n", &fil);
rc = f_close(&fil);

SDCardLib_unInit(&sdCardLib);
}

/*
 * Converts integer to string
 */
char *itoa(int num, char *str, int radix) {
    char sign = 0;
    char temp[17]; //an int can only be 16 bits long
                  //at radix 2 (binary) the string
                  //is at most 16 + 1 null long.
    int temp_loc = 0;
    int digit;
    int str_loc = 0;

    //save sign for radix 10 conversion
    if (radix == 10 && num < 0) {
        sign = 1;
        num = -num;
    }

    //construct a backward string of the number.
    do {

```

```

    digit = (unsigned int)num % radix;
    if (digit < 10)
        temp[temp_loc++] = digit + '0';
    else
        temp[temp_loc++] = digit - 10 + 'A';
    num = (((unsigned int)num) / radix);
} while ((unsigned int)num > 0);

//now add the sign for radix 10
if (radix == 10 && sign) {
    temp[temp_loc] = '-';
} else {
    temp_loc--;
}

//now reverse the string.
while ( temp_loc >=0 ) { // while there are still chars
    str[str_loc++] = temp[temp_loc--];
}
str[str_loc] = 0; // add null termination.

return str;
}

```