

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE ELÉTRICA
CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

EDUARDO ANDRÉ KOSINSKI FONSECA

**DESENVOLVIMENTO E APERFEIÇOAMENTO DE
SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE ELETROGLOTOGRAFIA**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

PATO BRANCO

2020

EDUARDO ANDRÉ KOSINSKI FONSECA

DESENVOLVIMENTO E APERFEIÇOAMENTO DE SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE ELETROGLOTOGRAFIA

Development and Improvement of an Electroglotography Acquisition System

Trabalho de Conclusão do Curso de Engenharia Elétrica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR, Câmpus Pato Branco, apresentado como requisito parcial para obtenção do título de Engenheiro Eletricista.

Orientador: Dr. Fábio Luiz Bertotti

PATO BRANCO

2020



Esta licença permite remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, para fins não comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es).
Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.

TERMO DE APROVAÇÃO

O Trabalho de Conclusão de Curso intitulado **DESENVOLVIMENTO E APERFEIÇOAMENTO DE SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE ELETROGLOTOGRAFIA** do acadêmico **Eduardo André Kosinski Fonseca** foi considerado **APROVADO** de acordo com a ata da banca examinadora N^o 261 de 2020.

Fizeram parte da banca examinadora os professores:

Prof. Dr. Fábio Luiz Bertotti
Orientador

Prof. Dr. Diogo Ribeiro Vargas
Convidado 1

Prof. Dr. Giovanni Alfredo Guarneri
Convidado 2

A Ata de Defesa assinada encontra-se na Coordenação do Curso de Engenharia Elétrica

*Esse trabalho é dedicado a todas as pessoas que
contribuíram para a minha formação como ser humano e também como engenheiro.*

*"Só se pode alcançar um grande êxito quando nos mantemos fiéis a nós mesmos."
(Friedrich Nietzsche)*

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador Fábio Luiz Bertotti, por toda a ajuda e comprometimento no desenvolvimento desse trabalho. Agradeço aos meus colegas e professores que contribuíram para a construção do meu conhecimento ao longo de minha formação. E agradeço principalmente aos meus pais, minha família e meus amigos que me deram suporte para eu alcançar mais um objetivo em minha vida.

RESUMO

FONSECA, Eduardo André Kosinski. Desenvolvimento e Aperfeiçoamento de Sistema de Aquisição de Eletroglotografia. 2020. 59 f. Trabalho de Conclusão de Curso - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Pato Branco, 2020.

A eletroglotografia (EGG) é um método não invasivo voltado para análise do comportamento vibratório das pregas vocais durante a produção de voz e também pode ser utilizada na avaliação da deglutição de alimentos. O estudo aproveita um sistema de eletroglotografia previamente desenvolvido para a aquisição de sinais de eletroglotografia, avaliando a ocorrência de eventos de mastigação e deglutição. O trabalho também apresenta propostas de melhoria dos circuitos por meio de simulações. Experimentos práticos com o próprio autor foram conduzidos para obter sinais de EGG, permitindo a avaliação desses sinais de acordo com o comportamento ingestivo real observado. Os experimentos realizados mostraram que é possível detectar os eventos de mastigação e deglutição a partir da variação da bioimpedância medida.

Palavras-chave: Eletroglotografia; Comportamento ingestivo; Sistema microcontrolado; Sistema de aquisição; Bioimpedância.

ABSTRACT

FONSECA, Eduardo André Kosinski. Development and Improvement of an Electroglottography Acquisition System. 2020. 59 p. Undergraduate thesis, Electrical Engineering Course, Federal University of Technology - Paraná. Pato Branco, 2020.

Electroglottography (EGG) is a non-invasive method used to analyze the vibratory behavior of vocal folds during voice production and can also be used to evaluate food swallowing. The study uses an electroglottography acquisition system, made in a previous work, to perform electroglottography signal acquisition tests to evaluate the occurrence of chewing and swallowing events. The work also presents proposals for improving the circuits through simulations. Practical experiments were carried out on the author of this work, allowing the evaluation of these signs compared with the actual ingestive behavior observed. The experiments showed that it is possible to detect chewing and swallowing events from the bioimpedance variation.

Keywords: Electroglottography; Ingestive behavior; Embedded system; Acquisition system; Bioimpedance.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Esquemático do circuito da FCH	19
Figura 2 – Filtro passa-baixas de segunda ordem Sallen-Key	25
Figura 3 – Partes do sistema de aquisição de sinais	26
Figura 4 – Diagrama de blocos do sistema	31
Figura 5 – FCH em simulação no <i>software</i> TINA	35
Figura 6 – Simulação do circuito detector de pico de tensão	37
Figura 7 – Sinais de saída e entrada da FCH em simulação	38
Figura 8 – Formas de onda dos sinais do circuito detector de pico em simulação	39
Figura 9 – Esquemático do sistema previamente desenvolvido no <i>software</i> EAGLE	40
Figura 10 – PCI do sistema de aquisição conectada ao <i>kit</i> MSP430	40
Figura 11 – Simulação da FCH aprimorada no programa TINA	42
Figura 12 – Resposta da simulação da FCH aprimorada	43
Figura 13 – Simulação do circuito detector de pico aprimorado	44
Figura 14 – Resposta da simulação do circuito detector de pico aprimorado . . .	45
Figura 15 – Comparação de aquisição de sinais na frequência de 100 kHz (laranja) e 500 kHz (azul)	47
Figura 16 – Análise de mastigação e deglutição no sinal	48
Figura 17 – Comparação de aquisição de sinais na frequência de 100 kHz (laranja) e 300 kHz (azul)	48
Figura 18 – Comparação de aquisição de sinais na frequência de 200 kHz (laranja) e 200 kHz (azul) em momentos distintos	49
Figura 19 – Comparação de aquisição de sinais na frequência de 1 MHz (laranja) e 1 MHz (azul) em momentos distintos	49
Figura 20 – Comparação de aquisição de sinais na frequência de 50 kHz (laranja) e 200 kHz (azul)	50
Figura 21 – Comparação de aquisição de sinais na frequência de 100 kHz (laranja) e 1 MHz (azul)	51
Figura 22 – Comparação de aquisição de sinais na frequência de 100 kHz (laranja) e 2 MHz (azul)	51
Figura 23 – Comparação de aquisição de sinais na frequência de 100 kHz (laranja) e 3 MHz (azul)	52

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D	Analógico(a)-Digital
ADC	<i>Analog-to-Digital Converter</i> (Conversor Analógico para Digital)
AmpOp	Amplificador Operacional
ASIC	<i>Application Specific Integrated Circuits</i> (Circuitos Integrados de Aplicação Específica)
CA	Corrente Alternada
CC	Corrente Contínua
CI	Circuito Integrado
CPU	<i>Central Process Unit</i> (Unidade Central de Processamento)
D/A	Digital-Analógico(a)
DAC	<i>Digital-to-Analog Converter</i> (Conversão Digital-Analógica)
DAQ	<i>Data Acquisition</i> (Aquisição de Dados)
DCO	<i>Digitally Controlled Oscillator</i> (Oscilador Controlado Digitalmente)
DMA	<i>Direct Memory Access</i> (Acesso Digital à Memória)
DSP	<i>Digital Signal Processor</i> (Processador de Sinal Digital)
EEG	Eletroencefalografia
EKG	Eletrocardiografia
E/S	Entrada/Saída
FCH	Fonte de Corrente Howland
FPGA	<i>Field Programmable Gate Array</i> (Arranjo de Portas Programáveis em Campo)
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i> (Display de Cristal Líquido)
MFB	<i>Multiple-Feedback</i> (Realimentação Múltipla)
PCI	Placa de Circuito Impresso

PTH	<i>Pin Through Hole</i>
RISC	<i>Reduced Instruction Set Computer</i> (Computador com Conjunto Reduzido de Instruções)
SMD	<i>Surface Mounted Device</i> (Dispositivos de Montagem Superficial)
TIE	Tomografia por Impedância Elétrica
USART	<i>Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter</i> (Transmissor/Receptor Universal Síncrono e Assíncrono)
VCVS	<i>Voltage-Controlled Voltage Source</i> (Fonte de Tensão Controlada por Tensão)

SUMÁRIO

	Sumário	11
1	INTRODUÇÃO	13
1.1	Objetivos	14
1.1.1	Objetivo Geral	14
1.1.2	Objetivos Específicos	14
1.2	Organização do Trabalho	14
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	15
2.1	Engenharia Biomédica	15
2.1.1	Sinais Biomédicos	16
2.1.2	Eletroglotografia	17
2.1.3	Princípios de Medição de Bioimpedância	18
2.2	Fonte de Corrente Howland	18
2.3	Síntese de Sinal Senoidal	20
2.4	Detector de Pico	21
2.4.1	Considerações de projetos de detectores de pico	22
2.5	Filtros Analógicos	23
2.6	Aquisição de Sinal	25
2.6.1	Condicionamento de Sinais	27
2.6.2	Conversão A/D	29
2.6.3	Microcontrolador	30
3	SISTEMA PREVIAMENTE DESENVOLVIDO	31
3.1	Introdução	31
3.2	Materiais	31
3.2.1	Amplificador OPA357	31
3.2.2	Sintetizador de sinais AD9833	32
3.2.3	Família de Microcontroladores MSP430	32
3.2.4	Ferramentas de <i>Software</i>	34
3.3	Métodos	34
3.3.1	Fonte de corrente de <i>Howland</i>	35
3.3.2	Detector de pico	36
3.3.3	Eletrodos	36
3.4	Simulações	36
3.4.1	Fonte de corrente de <i>Howland</i>	36

3.4.2	Detector de pico	37
3.5	Resultados do desenvolvimento	38
4	APERFEIÇOAMENTO DO SISTEMA DESENVOLVIDO	41
4.1	Materiais	41
4.2	Métodos	41
4.2.1	Aprimoramento da Fonte de corrente de <i>Howland</i>	42
4.2.2	Aprimoramento do detector de pico	44
4.3	Considerações Finais	45
5	AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL	46
5.1	Procedimentos Experimentais	46
5.2	Aquisição experimental de sinas de EGG	47
6	CONCLUSÕES	54
7	REFERÊNCIAS	56

1 INTRODUÇÃO

A eletroglotografia (EGG) é um método não invasivo, introduzido há mais de seis décadas por Fabre (1957), que foi aplicado, primeiramente, para avaliar o comportamento vibratório das pregas vocais durante a produção de voz (HAMPALA *et al.*, 2016). A EGG ainda é uma técnica utilizada em estudos fonológicos por tratar-se de um método que não provoca dor e/ou desconforto ao paciente e é eficaz no monitoramento e registro da atividade elétrica das fibras musculares durante as contrações e distensões (FAROOQ *et al.*, 2014; WIETHAN *et al.*, 2015).

A EGG, entretanto, também pode ser utilizada em uma abordagem voltada à avaliação da deglutição de alimentos, tanto para pessoas quanto para animais. Os métodos tradicionais de monitoramento do comportamento ingestivo em seres humanos dependem principalmente de técnicas de autorrelato, que sofrem com imprecisões nos dados por conta da falta de confiabilidade. Desse modo, o monitoramento automático da ingestão de alimentos é uma ferramenta valiosa para estudar os fatores que contribuem para o desenvolvimento da obesidade e transtornos alimentares, por exemplo (FAROOQ; SAZONOV, 2016).

Para os animais, a análise da deglutição visa aprimorar as técnicas de manejo de forma a resultar em um aumento na produção animal. O estudo do comportamento ingestivo de ruminantes, por exemplo, é focado no sentido de: observar as implicações da quantidade e da qualidade nutritiva de forragens sobre o comportamento ingestivo; estabelecer a relação entre comportamento ingestivo e consumo voluntário; e avaliar o impacto dos benefícios oriundos da análise do comportamento ingestivo no aperfeiçoamento das técnicas de manejo e, conseqüentemente, no aumento da produção animal (ALBRIGHT, 1993).

Esse trabalho propõe o aperfeiçoamento, por meio de estudo, de um sistema microcontrolado para a aquisição de sinais de EGG, que foi previamente desenvolvido pelo autor em conjunto do orientador, durante uma pesquisa desenvolvida no programa de iniciação científica (FONSECA; BERTOTTI, 2018). O projeto, como um todo, vem sendo desenvolvido com o objetivo de ser aplicado na avaliação do comportamento ingestivo de animais da subordem dos ruminantes, especialmente bovinos e caprinos.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 OBJETIVO GERAL

Esse trabalho propõe avaliar um sistema de aquisição de EGG na aquisição de sinais e analisar se é possível detectar o ocorrimto de eventos de mastigação e deglutição. Também são propostas melhorias nos circuitos por meio de simulações de modo que possam ser aproveitadas em outros trabalhos.

1.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Como objetivos específicos do trabalho podem ser definidos os seguintes tópicos:

- analisar os problemas encontrados no sistema previamente desenvolvido e propor soluções;
- desenvolver e simular novos circuitos;
- atualizar o esquemático do protótipo;
- fazer ajustes no *firmware* do microcontrolador;
- avaliar o sistema na aquisição de EGG com testes em seres vivos.

1.2 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Esse trabalho está organizado em cinco capítulos, incluindo a introdução já abordada. No Capítulo 2 é feita a fundamentação teórica, seguida pelos materiais e métodos no Capítulo 3 e dos resultados obtidos no Capítulo 4. As considerações finais a respeito do trabalho são abordadas no Capítulo 5 e, por fim, são apresentadas as referências utilizadas.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Nesse Capítulo são apresentados os conceitos teóricos relevantes ao conteúdo desse trabalho. São abordados assuntos condizentes a área biomédica, assim como os circuitos eletrônicos utilizados no sistema, com considerações a respeito de suas construções e aplicabilidades. Além disso, também é apresentado alguns temas ligados à teoria de sinais.

2.1 ENGENHARIA BIOMÉDICA

A engenharia biomédica é um campo interdisciplinar, agregando conhecimentos de ciências exatas e da saúde, que tem se configurado não só como importante mas também como vital, uma vez que, os engenheiros biomédicos são envolvidos em praticamente todos os aspectos do desenvolvimento de novas tecnologias médicas (BRONZINO, 2000).

Os profissionais dessa área estão envolvidos no projeto, desenvolvimento e utilização de materiais, dispositivos e técnicas para pesquisa e uso clínico. Como exemplo, pode ser citado o marca-passos, que é um dispositivo de aplicação médica muito difundido e tem o objetivo de regular os batimentos cardíacos. (BRONZINO, 2000; GESELOWITZ, D. B.; GESELOWITZ, M. N., 1999).

Tendo em vista a integração cada vez maior entre medicina e tecnologia, é possível afirmar que a área da engenharia biomédica está expandindo e os engenheiros biomédicos têm sido requisitados não apenas no desenvolvimento de novos aparelhos, mas também em processos de especificação e aquisição de equipamentos e materiais biomédicos, assim como na manutenção preventiva e corretiva desses equipamentos (FIOCRUZ, 2019).

A engenharia biomédica, assim como outras áreas mais específicas relacionadas, aborda diversos conceitos ligados a engenharia elétrica. Dentre as subdivisões dessa área pode-se citar algumas como (UFSC, 2019):

Instrumentação Biomédica Produz instrumentos destinados a auxiliar no diagnóstico dentro das atividades médicas, pesquisar patologias e monitorar pacientes, desenvolvendo tecnologia adequada às necessidades da realidade médica.

Bioengenharia Integra princípios de engenharia às áreas de física, química e matemática destinado ao estudo da biologia, medicina, comportamento ou de saúde. Essa subárea também é responsável por avançar conceitos fundamentais e desenvolver produtos biológicos inovadores, materiais, processos, implantes, dispositivos, as-

sim como, abordagens de informática para a prevenção, diagnóstico e tratamento de doenças.

Informática em Saúde Caracteriza-se em desenvolver ferramentas de *software* aplicado às atividades médicas de ensino, pesquisa e assistência.

Engenharia Clínica Analisa e elabora métodos de gerenciamento, controle e manutenção de equipamentos médico-assistenciais, de modo a alcançar mais segurança para funcionários e pacientes e aprimorar a experiência dos usuários.

Na área acadêmica pode-se tomar como exemplo o Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina, o qual, de acordo com a própria organização, efetua estudos de fenômenos e sistemas biológicos, de modo a investigar novos métodos de análise e processamento de informação para apoio ao diagnóstico médico. Além disso, essa entidade também é responsável por desenvolver e avaliar dispositivos e equipamentos para atendimento médico-hospitalar e para pesquisa biomédica, bem como auxiliar na aquisição e na utilização de equipamentos e gerenciar sua manutenção (UFSC, 2019).

2.1.1 SINAIS BIOMÉDICOS

A análise de sinais biomédicos se concentra na aquisição e processamento de sinais de informação que emanam de sistemas vivos. Esses sinais vitais permitem sondar o estado das estruturas e dinâmicas biológicas e fisiológicas subjacentes. Portanto, sua interpretação tem um valor diagnóstico significativo para clínicos e pesquisadores (BRONZINO, 2000).

Os sinais biomédicos são gerados por todos os seres vivos, de células a organismos, e podem ser elétricos, mecânicos ou químicos. Os sinais elétricos de origem biológica são denominados bioelétricos. Tais sinais podem ser observados como uma via de condução de informações, tendo em vista que descrevem variáveis fisiológicas (BORN, 2000).

As células nervosas e musculares são as unidades geradoras de sinais bioelétricos nos seres vivos. Essas células funcionam coletivamente, e os efeitos acumulados de células ativadas em uma região produzem um campo elétrico que se propaga no volume do condutor constituído pelos vários tecidos do corpo. Logo, a atividade de um músculo ou de uma rede neuronal pode ser medida por meio de eletrodos posicionados na superfície da pele, por exemplo (GUYTON; HALL, 1997).

Existem inúmeras formas de análise de sinais bioelétricos e diversas propriedades que podem ser avaliadas. A frequência e a amplitude do sinal filtrado são parâmetros relevantes para a pesquisa e diagnóstico médico, a depender do tipo de

sinal biomédico analisado. Como exemplo, pode-se citar os sinais de eletroencefalografia (EEG), os quais não apresentam uma forma de onda estabelecida (como onda quadrada ou senoidal, por exemplo) e normalmente necessitam de preservação frequencial das descargas elétricas que podem revelar informações a respeito das atividades neuronais em regiões cerebrais específicas. Em contrapartida, existem sinais em que a interpretação decorre da forma de onda do sinal filtrado, nesses casos esse atributo passa a ser mais relevante do que a frequência do sinal (ALMEIDA, 1997).

Sinais bioelétricos detectados são geralmente corrompidos pelo ruído. Frequentemente, a informação não pode ser prontamente extraída do sinal bruto, que deve ser processado para produzir resultados úteis. Conhecimentos de engenharia sobre sinais e sistemas e, em particular, experiência em processamento de sinais são importantes em todas as fases de coleta e análise desses sinais (BRONZINO, 2000).

2.1.2 ELETROGLOTOGRAFIA

Na área da saúde os avanços tecnológicos têm surgido e sido cada vez mais aplicados nas últimas décadas. Na fonoaudiologia, por exemplo, especificamente na área de fala, o número de trabalhos utilizando recursos como eletroglotografia, eletromiografia, espectrografia e ultrassonografia têm crescido nos últimos tempos (WIETHAN, 2015).

Por apresentar-se como um método objetivo e não invasivo, a EGG¹ tem sido amplamente empregada na investigação de funções vibratórias das pregas vocais em adultos com e sem distúrbios da voz. Para esse tipo de aplicação, a EGG consiste em monitorar o padrão de vibração das pregas vocais, especificamente a variação no grau de contato entre elas durante o processo de fechamento. Um sinal elétrico é providenciado, conhecido como eletroglotograma, o qual é proporcional a variação na impedância elétrica entre o par de eletrodos em contato com a pele em cada lado da cartilagem tireóide da laringe. Dentre as diversas aplicações dessa técnica, ela pode ser usada também para avaliar as alterações de fala em crianças, principalmente as alterações de sonoridade (SARVAIYA *et al.*, 2009; WIETHAN, 2015).

Nas aplicações de EGG são usadas, normalmente, frequências de excitação variando de 300 kHz a 5 MHz, de modo que a corrente possa evitar a camada de pele menos condutiva, o estrato córneo, sem que uma pasta condutora adicional precise ser aplicada. Nos estudos envolvendo deglutição, a EGG tem como objetivo monitorar a atividade muscular submental e a elevação laríngea. Tais eventos ocorrem quando um bolo alimentar passa pela laringe durante a ingestão de alimentos. Desse modo,

¹ Eletroglotografia não deve ser confundida com eletrogastrografia (medição de campos elétricos e magnéticos do músculo do estômago), visto que ambas apresentam o mesmo acrônimo (EGG) (FAROOQ *et al.*, 2014).

a EGG pode ser particularmente interessante caso esteja-se interessado em detectar esse tipo de evento em uma pessoa ou animal, medindo-se alterações na impedância do pescoço (FAROOQ *et al.*, 2014).

2.1.3 PRINCÍPIOS DE MEDIÇÃO DE BIOIMPEDÂNCIA

Como visto anteriormente, o corpo humano, assim como outros organismos, apresenta características de origem elétrica, sendo que pode-se definir o grupo de propriedades relacionadas a oposição de fluxo de corrente alternada em materiais de origem biológica como bioimpedância. A forma de medição dessa propriedade é a mesma da impedância convencional, ou seja, a que não provém de material biológico (KAPOOR; BATRA, 2011).

Em qualquer sistema de medição de bioimpedância, a aferição da grandeza desconhecida pode ser realizada por dois métodos. O primeiro consiste em aplicar uma tensão conhecida e depois medir a corrente, e o segundo seria injetando uma corrente conhecida e medindo a tensão. Entretanto, há de se levar em consideração a impedância proveniente do contato entre o eletrodo e o objeto de medição, o que pode interferir na operação da fonte de tensão com baixa impedância de saída. Dessa forma, é mais recomendado a utilização do segundo método, ou seja, injetar corrente e medir a tensão do objeto. Uma fonte de corrente é a parte mais importante nesse método e portanto deve ter uma boa estabilidade no fornecimento de corrente, sendo que a faixa de operação recomendada é de 700 μA a 1 mA (KAPOOR; BATRA, 2011).

Foi feita uma revisão bibliográfica a respeito dos circuitos para medição de bioimpedância, comparando as vantagens e as desvantagens das fontes de tensão e das fontes de corrente, além das diversas opções dentro desses dois grupos. Por meio dessa revisão, obteve-se um panorama geral do estado da arte, a respeito dos princípios de funcionamento e também das limitações dos circuitos. Com isso, e também considerando os materiais e recursos disponíveis, foi escolhido implementar a *Fonte de Corrente Howland* (FCH) ao sistema do projeto.

2.2 FONTE DE CORRENTE HOWLAND

As fontes de corrente podem ser a parte vital de diversas aplicações como em controle de processos industriais, instrumentação, equipamentos médicos. Especialmente, as fontes de corrente de baixa potência e baixa corrente costumam ser úteis em aplicações de medição de bioimpedância. A primeira versão da FCH foi idealizada por Bradford Howland, do MIT (Massachusetts *Institute of Technology*), por volta do ano de 1962 (ANUDEV, 2012).

A fonte de corrente é uma parte importante da Tomografia por Impedância Elétrica (TIE), por exemplo. Muitas aplicações de TIE usam modelos de FCH, devido à exigência de grande saída de corrente com relação sinal/ruído estável (ANUDEV, 2012).

A FCH é bem conhecida e amplamente utilizada como fonte de corrente controlada por tensão para cargas com uma extremidade conectada ao terra. Diversas variações do circuito original já foram propostas ao longo das décadas, de modo a otimizar o circuito de maneira geral ou para alguma aplicação em específico (KAPOOR; BATRA, 2011).

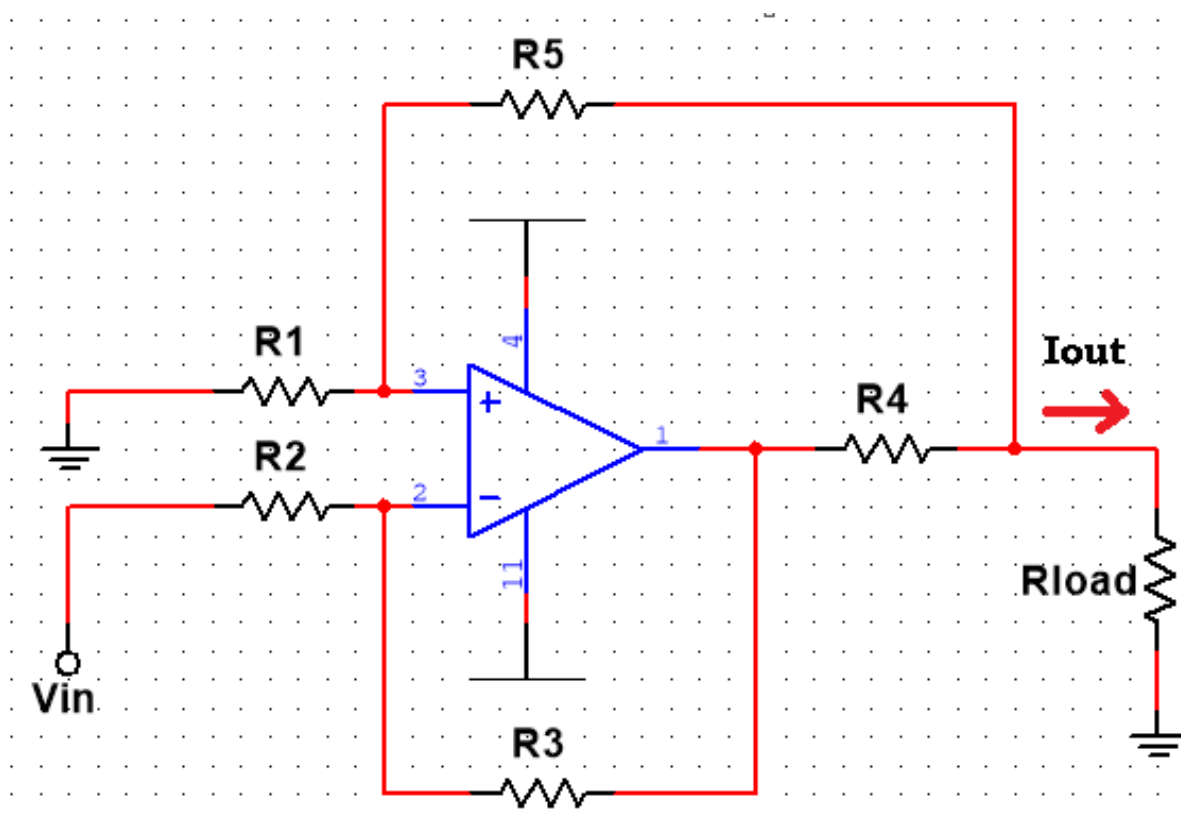


Figura 1 – Esquemático do circuito da FCH

Fonte: Autoria Própria

A Figura 1 apresenta um modelo de uma FCH aprimorada, com o intuito de modelar as características de saída, levando em consideração os efeitos das tolerâncias dos resistores. Se todos os resistores forem perfeitamente casados e o amplificador operacional (AmpOp) tiver um ganho de tensão elevado, então a corrente de saída é igual a $(-)V_{in}/R_4$. Entretanto, também são necessárias algumas condições para os valores dos resistores, que são: $R_2 = R_3 = R_5$ e $R_1 = R_2 + R_4$, sendo que a nomenclatura dos resistores está de acordo com a Figura 1. Essa aproximação produz um resultado adequado se o ganho do AmpOp for suficientemente alto e a impedância de carga pequena (BERTEMES-FILHO *et al.*, 2013).

O requisito mais importante em alguns dos sistemas em que a FCH é aplicada é garantir que a corrente de injeção tenha amplitude constante em uma ampla faixa de frequência, o que pode ser obtido com um circuito de alta impedância de saída. Capacitâncias parasitas e outras não-idealidades dos amplificadores operacionais reduzem a amplitude da corrente e introduzem erros de fase em frequências mais altas (BERTEMES-FILHO *et al.*, 2013). Levando em consideração esse fato, ao projetar sistemas de bioimpedância que precisam trabalhar em frequências mais altas do que 1 MHz é preferível utilizar fontes de tensão para excitação (CHATWIN *et al.*, 2013). Contudo, as fontes de corrente proporcionam um controle maior sobre a corrente injetada, o que gera mais segurança ao tecido em contato com os eletrodos e, conseqüentemente, ao indivíduo voluntário do teste.

2.3 SÍNTESE DE SINAL SENOIDAL

Os osciladores senoidais usam os princípios da teoria de sistemas para criar um par de pólos conjugados no eixo imaginário, de maneira a obter oscilação senoidal, explorando assim a instabilidade do circuito para alcançar oscilações previsíveis. Alguns exemplos desses circuitos primordiais são o oscilador ponte de Wien e os osciladores de quadratura. Existem também osciladores de relaxação para gerar sinais digitais, que usam dispositivos biestáveis como interruptores, *Schmitt-Triggers*, portas lógicas e *flip-flops* (CANTÓN *et al.*, 2011).

O aprimoramento dos dispositivos DSP (Processador de Sinal Digital, do inglês *Digital Signal Processor*) de alta velocidade resultou em uma extensa diversidade de produtos destinados a geração de sinais e funções, sendo que tais operações costumavam ser executadas por circuitos analógicos. No entanto, o surgimento de geradores digitais de sinal permitiu que certas operações específicas fossem realizadas em tempo real, o que seria extremamente difícil de implementar por meios analógicos. Em particular, existe grande complexidade em gerar funções arbitrárias usando circuitos analógicos, precisamente pelo motivo de que esses sinais não podem ser descritos por funções matemáticas. Quando implementado usando tecnologia digital, funções arbitrárias são tão fáceis de produzir quanto formas de onda padrão conhecidas (GAYDECKI, 2009).

Diversos tipos de sinais são obtidos por meio de transdutores, de modo que, é desejável gerá-los para as mais inúmeras aplicações. Alguns dos exemplos mais comuns são: geração de pulsos de *clock* para sincronização e controle; sinais portadores para transmissão de informações; sinais de teste para medição; e sinais de áudio para síntese de música e de voz (CANTÓN *et al.*, 2011).

No campo da instrumentação científica, em que sinais elétricos de diversos gêneros são utilizados para caracterização de sistemas analógicos e digitais, pode-se

afirmar que os geradores de sinais exercem um papel fundamental. Como exemplo, cita-se o analisador de impedância: um equipamento comercial que tem como núcleo central um gerador de sinal. Sucintamente, tal aparato pode ser observado como um instrumento com capacidade de obter a função de transferência e os diagramas de módulo e fase da impedância de um sistema em que a saída é função da entrada. Para ser apto de realizar tal tarefa, basicamente, é gerado um sinal senoidal e de frequência variável, que alimenta a entrada do dispositivo sob análise, sendo que a resposta na saída é monitorada simultaneamente. De maneira geral, a geração de sinal senoidal apresenta diversas aplicações, assim como espaço para mais tecnologias e pesquisas abordando esse tema em áreas variadas (SANTOS; BATISTA, 2013).

2.4 DETECTOR DE PICO

O princípio de funcionamento de um detector de amplitude é gerar um sinal de saída proporcional ao máximo ou valor de pico do sinal de entrada. Esse dispositivo é amplamente aplicado em sistemas de potência, equipamentos eletrônicos e medição bioelétrica, para citar algumas de suas principais aplicações. Existem, portanto, diversas topologias para circuitos detectores de pico, de modo a atender as mais diversas necessidades de aplicação e critérios específicos de projeto.

Há casos em que o circuito detector de pico deve operar tanto para o ciclo positivo quanto o negativo, os quais podem ser diferentes entre si. Nessa ocasião, um retificador de precisão é empregado adiante do detector de pico. Isso normalmente ocorre quando o sinal é assimétrico, situação muito comum nos sinais de áudio. Os circuitos detectores de pico são de muitos tipos diferentes, dos mais simples a complexos. Tudo depende da aplicação a qual o circuito se destina e alguns parâmetros de projeto, como quanto tempo o valor de pico precisa ser retido. Em algumas situações, é apenas uma questão de usar um resistor (ou coletor de corrente) para descarregar o capacitor que mantém o valor de pico, mas em outros casos o valor deve ser retido por um período significativo com queda muito baixa (descarga lenta do capacitor) e um circuito de descarga é então necessário. Pode ser um interruptor eletrônico ou um botão manual, dependendo da aplicação (ELLIOTT, 2017).

Em sistemas em que é necessária a análise de pulsos, existe o dilema de extrair parâmetros relevantes relacionados a experimentos físicos. Invariavelmente, os dispositivos extratores desses parâmetros devem fornecer algumas informações não lineares características, apesar de ainda ser altamente linear em outros aspectos. O parâmetro mais medido, historicamente, tem sido o valor de pico desses pulsos. Portanto, quase todos esforços dedicados à melhoria da relação sinal/ruído resultaram da formação de circuitos cujos projetos assumem o pico do pulso como parâmetro de saída. Os detectores de pico devem conter o valor do pico detectado por tempo

suficiente para o processo de quantização, no caso da conversão do valor desse pico em uma palavra digital (conversão A/D). Para análise do pico de pulso de vários sinais, nenhuma suposição pode ser feita na forma ou no tempo dos pulsos e, portanto, há um requisito para detectar e armazenar a verdadeira amplitude do pico (BUCKENS; VEATCH, 1991).

Os detectores de pico geralmente são usados para capturar eventos transitórios que, de outra forma, poderiam permanecer não detectados, e que podem causar mau funcionamento do circuito. Eles também podem ser usados para capturar os picos de tensão instantâneos de um amplificador de potência e podem ser usados para análise ou para ativar um indicador de recorte. Outra empregabilidade aparece nos circuitos de potência para monitorar a corrente de *inrush* de uma fonte de alimentação ou para ver se os transientes de tensão da rede excedem um determinado limite, por exemplo (ELLIOTT, 2017).

Existem diversos fatores que precisam ser levados em conta ao construir circuitos que mantêm uma tensão por mais de alguns milissegundos. Perdas na superfície da Placa de Circuito Impresso (PCI) e perdas do capacitor podem não ser um problema para certas aplicações, como por exemplo circuitos de áudio, entretanto para outros propósitos, essas condições devem ser consideradas. Valores altos de capacitância geralmente não podem ser usados visto que exigem muita energia para carregar, e as características desses componentes são inconsistentes com os requisitos de detectores de pico ou circuitos de amostra e retenção, os quais são semelhantes em muitos aspectos (ELLIOTT, 2017).

2.4.1 CONSIDERAÇÕES DE PROJETOS DE DETECTORES DE PICO

Nos casos em que o valor de pico precisa ser retido por até alguns segundos, é necessário extremo cuidado para minimizar a descarga do capacitor. Até a resistência da superfície de uma placa de circuito impresso é suficiente para descarregar um capacitor dado tempo suficiente. Por exemplo, a constante de tempo de um capacitor de 100 nF e 1 G Ω é de 100 segundos ou 1,67 minutos. Nesse tempo, a tensão cai para 63,2% do valor original armazenado. Essa combinação é adequada apenas para um tempo de espera de cerca de 4 segundos com 2% de precisão (ELLIOTT, 2017).

Também é preciso cautela com o tipo de capacitor usado para armazenar o pico de tensão. É fundamental levar em consideração a absorção dielétrica em detectores de pico, circuitos de amostragem e retenção e em qualquer outra aplicação que seja preciso manter uma tensão consistente e precisa. Capacitores de poliéster são adequados para essa função em aplicações não críticas, mas o polipropileno é a alternativa mais barata e acessível aos dielétricos exóticos e mais caros. A absorção dielétrica se manifesta

como uma recuperação de tensão depois que o capacitor é descarregado, o que pode mascarar sinais de baixo nível tornando sua detecção não confiável (ELLIOTT, 2017).

Um diodo é a base para todos os detectores de pico, mas se usado sozinho, qualquer sinal abaixo da tensão direta do diodo (V_d , tipicamente 0,7 V) não pode ser monitorado. Um diodo ativo (usando um AmpOp) usado em retificadores de precisão resolve esse problema, mas há muitas outras considerações. Pode parecer apropriado usar diodos Schottky para reduzir a tensão de avanço, porém esses possuem perdas comparativamente altas e costumam ser inadequados. O diodo 1N4148 possui uma corrente de fuga reversa nominal de 25 nA a 20 V, e 800 M Ω de resistência equivalente. Embora possa parecer uma resistência alta, é importante lembrar que 100 nF e 1 G Ω tem um tempo constante de 100 segundos, mas a tensão cai de 5 V para 4,9 V (2%) em pouco mais de 4 segundos (ELLIOTT, 2017). Isso significa que a impedância total precisa ser muito maior que 1 G Ω se o valor precisar ser armazenado por mais de 5 segundos. A tensão no capacitor de armazenamento não pode ser medida com um multímetro, porque mesmo um medidor digital com impedância de 10 M Ω descarregará o capacitor em alguns milissegundos. Com uma carga de 10 M Ω um capacitor de 100 nF é descarregado de 5 V a 4,9 V em pouco mais de 20 ms. Um AmpOp precisa ser usado como um *buffer* para permitir que o pico de tensão armazenado seja medido ou processado (ELLIOTT, 2017). Além disso, é preciso levar em consideração a impedância de entrada do AmpOp. Idealmente, ela seria infinita, contudo na prática ela está na ordem de M Ω e G Ω o que pode influenciar na resposta do circuito.

2.5 FILTROS ANALÓGICOS

Em um primeiro momento, pode-se definir um filtro como um circuito que tem seu comportamento determinado pela frequência do sinal aplicado a sua entrada, atenuando os sinais em determinadas frequências, enquanto em outras sua passagem é desimpedida. De acordo com Pertence (2003), os filtros podem ser definidos formalmente da seguinte forma: "Um filtro elétrico é um quadripolo capaz de atenuar determinadas frequências do espectro do sinal de entrada e permitir a passagem das demais". Ainda de acordo com o autor, o espectro de um sinal é a decomposição desse sinal em uma escala de amplitude por frequência.

Os filtros analógicos podem ser classificados como passivos e ativos, sendo que o primeiro caso se refere a filtros construídos essencialmente com elementos passivos (como resistores e capacitores), e os do segundo tipo são aqueles que empregam em sua construção pelo menos um elemento ativo (amplificadores operacionais, por exemplo). Outra característica dos filtros é a ordem, a qual determina a taxa de ganho ou atenuação em função da frequência, e além disso, quanto maior a ordem, maior é a complexidade do filtro.

Outra classificação para os filtros é em relação a sua função. Essa taxonomia define, em geral, cinco tipos diferentes de filtros, sendo que a denominação depende da passagem ou rejeição das faixas de frequência do sinal. De acordo com a função os tipos de filtro são: passa-baixa, passa-alta, passa-banda, rejeita banda e de desvio de fase. Entretanto, esse último por vezes acaba sendo desconsiderado na literatura, visto que é um filtro de faixa muito larga, em que o objetivo é deixar passar todas as frequências sem atenuação, variando apenas a fase do sinal de saída em relação ao de entrada, tanto é que também é conhecido como filtro passa-todas (GRUITER, 1988; ONUKI, 2005).

Os filtros ativos têm se tornado cada vez mais necessários no campo da eletrônica, de maneira geral. A instrumentação e as telecomunicações são as áreas em que os filtros costumam ser mais empregados. Dentro da área de instrumentação é válido ressaltar a eletromedicina e a bioeletrônica, nas quais os equipamentos utilizados fazem grande uso dos filtros ativos, principalmente quando esses devem operar em baixas frequências (PERTENCE, 2003).

Novamente de acordo com Pertence (2003), é recomendável utilizar componentes de melhor qualidade quando se projeta filtros ativos para aplicações de média ou alta precisão. No mercado há uma grande quantidade de tipos de resistores, contudo é aconselhável a utilização de resistores de filme metálico para aplicações em filtros ativos. A faixa de valores desses resistores se estende desde 1Ω até $1 M\Omega$ e possuem tolerância de 1%, 2% ou 5%. Os resistores de filme metálico apresentam ótima estabilidade e baixos efeitos de dispersão.

Em relação aos capacitores, a complexidade de escolha aumenta, isso decorre da grande diversidade existente no mercado e as informações nem sempre precisas sobre esses componentes. Entretanto, o fato de não se utilizar capacitores polarizados em filtros ativos acaba compensando um pouco na questão da dificuldade do projeto. Para projetos de filtros ativos, é recomendada a utilização de capacitores com as seguintes características: auto-regenerativo, baixa indutância própria, baixo fator de perdas, tolerância máxima de 10% e alta resistência de isolamento (PERTENCE, 2003).

Os filtros passa-baixas constituem a classe fundamental dos filtros, pois todos os demais podem ser derivados desses. Existem diversas estruturas de implementação de filtros ativos, sendo as duas mais comuns a MFB (estrutura de realimentação múltipla, do inglês, *multiple-feedback*) e a VCVS (estrutura de fonte de tensão controlada por tensão, do inglês, *voltage-controlled voltage source*). A estrutura VCVS também é conhecida como Sallen-Key e sua denominação está atrelada a característica do AmpOp, como amplificador de tensão, poder ser comparado a uma fonte de tensão cuja saída é função da tensão de entrada e do ganho do circuito. A Figura 2 apresenta um circuito desse tipo de filtro passa-baixas de segunda ordem genérico. Os valores dos componentes

dos filtros ativos são definidos de acordo com um algoritmo preestabelecido e que pode ser encontrado em diversas literaturas como Pertence (2003). Existem também algumas ferramentas computacionais que auxiliam na implementação desse algoritmo, como o Analog Filter Wizard da empresa Analog Devices (ANALOG DEVICES, 2019), no qual é possível obter a resposta do filtro considerando, inclusive, as tolerâncias do componentes utilizados.

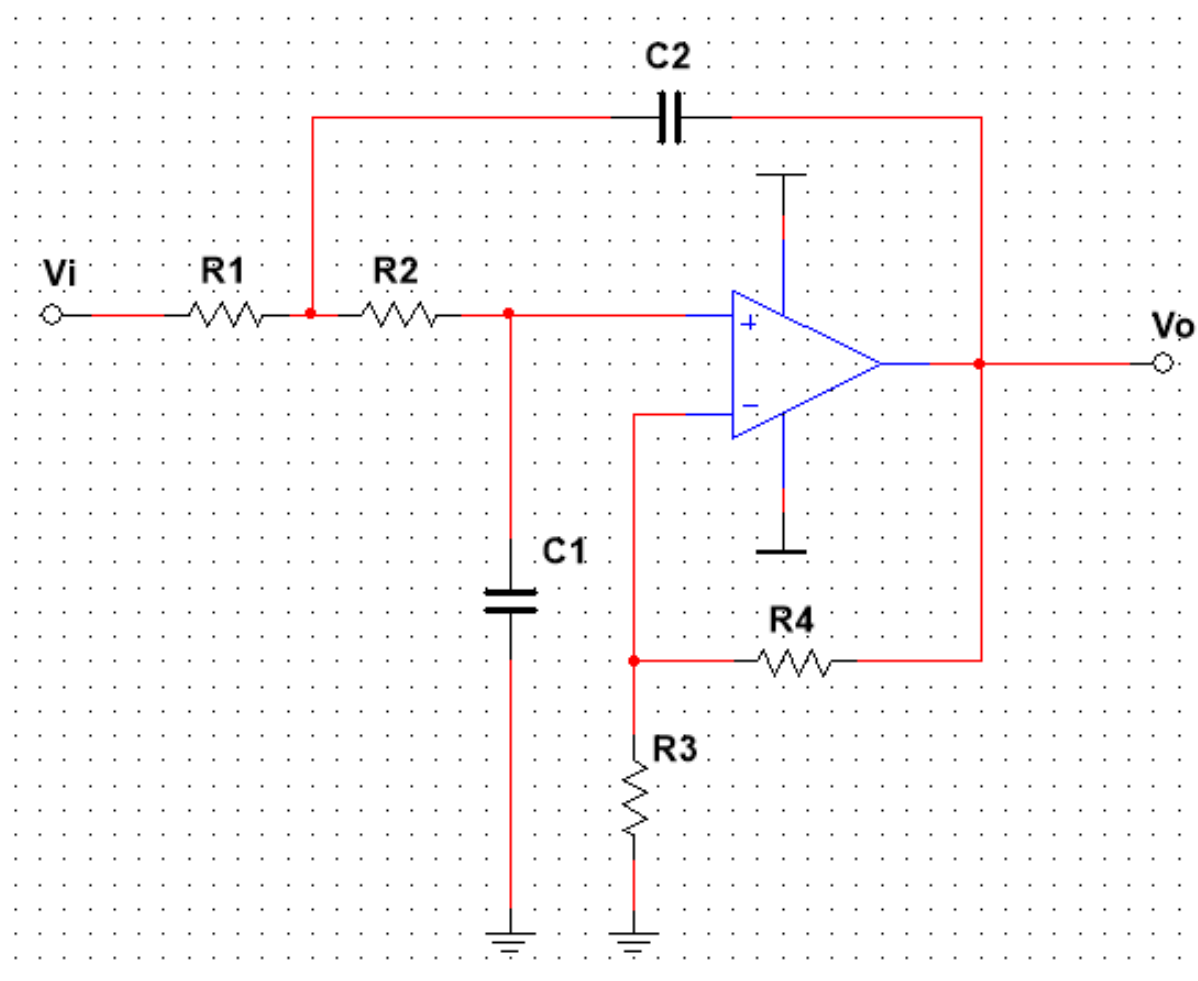


Figura 2 – Filtro passa-baixas de segunda ordem Sallen-Key

Fonte: Autoria Própria

2.6 AQUISIÇÃO DE SINAL

Um sinal, de modo técnico, ainda que de maneira geral, é uma descrição formal de um fenômeno sobre o tempo ou espaço. Assim sendo, por processamento de sinais denota-se qualquer operação que modifique, analise ou manipule a informação contida no sinal (PRANDONI; VETTERLI, 2008).

Basicamente, a aquisição de dados (DAQ, do inglês *data acquisition*) é o procedimento de medição de um fenômeno, seja elétrico ou físico, como tensão, corrente, temperatura, pressão, com o uso de um computador. Um sistema DAQ, como ilustrado na Figura 3 é essencialmente formado por sensor(es), *hardware* de aquisição e medição de dados e um computador com *software* programável. Os sistemas DAQ baseados em computador exploram a capacidade de processamento, produtividade, sistemas de visualização e recursos de conectividades dos computadores padrão da indústria, especialmente se confrontados com os sistemas convencionais de medição (NATIONAL INSTRUMENTS, 2019a).



Figura 3 – Partes do sistema de aquisição de sinais

Fonte: NATIONAL INSTRUMENTS, 2019a

A medição de um fenômeno, como uma temperatura, intensidade de uma fonte luminosa ou uma força aplicada a um objeto, inicia-se pelo sensor. Um sensor, que também pode ser um transdutor, desempenha o papel de converter um fenômeno físico em um sinal elétrico mensurável. A depender do tipo, sua saída elétrica pode ser uma característica de tensão, corrente, resistência ou até mesmo outro atributo elétrico que varie com o tempo. Alguns modelos de sensores exigem componentes e circuitos adicionais para fornecerem um sinal que possa ser lido com exatidão e segurança por um dispositivo DAQ (NATIONAL INSTRUMENTS, 2019a).

O *hardware* DAQ atua como a interface entre o computador e os sinais a serem medidos. Basicamente, sua função é digitalizar os sinais analógicos de entrada de maneira que o computador possa interpretá-los. Os três componentes essenciais de um dispositivo DAQ necessários para medir um sinal são: os circuitos eletrônicos de condicionamento de sinais, o conversor analógico-digital (ADC, do inglês *Analog-to-Digital Converter*) e o barramento do computador. Existem dispositivos DAQ que apresentam também outras funções, para a automação de sistemas e processos de medição. Por exemplo, conversores digital-analógico (DACs, do inglês *Digital-to-Analog Converter*) fornecem sinais analógicos, linhas de E/S (Entrada/Saída) digital fornecem

sinais digitais em suas entradas e saídas e os contadores/temporizadores contam e geram pulsos digitais (OPPENHEIM *et al.*, 1999; NATIONAL INSTRUMENTS, 2019a).

Os sinais a serem averiguados podem apresentar muito ruído ou serem demasiadamente perigosos para medi-los diretamente. Assim, se faz necessário o uso dos circuitos de condicionamento de sinais, os quais colocam o sinal em um formato adequado para a entrada em um ADC. Tais circuitos podem incluir amplificação, atenuação, filtragem e isolamento. Inclusive, alguns dispositivos DAQ contêm condicionamento de sinais específicos projetado para a medição com tipos específicos de sensores (NATIONAL INSTRUMENTS, 2019a).

Os sinais analógicos dos sensores precisam ser convertidos em digitais antes de serem manipulados pelos equipamentos digitais. Na prática, os sinais analógicos variam continuamente ao longo do tempo e o ADC coleta amostras periódicas de um sinal em uma taxa predefinida. Por meio do barramento do computador essas amostras são transferidas, de modo que o sinal original seja reconstruído a partir das amostras do *software* (NATIONAL INSTRUMENTS, 2019a).

2.6.1 CONDICIONAMENTO DE SINAIS

O condicionamento de sinal é uma das etapas do processo de aquisição de dados, sendo que o circuito condicionador de sinais converte um tipo de sinal elétrico em outro. Condicionar um sinal é convertê-lo de forma adequada para interfaceá-lo com outros elementos. Os sinais analógicos têm de ser previamente condicionados a fim de estarem em condições adequadas de serem aquisitados. O condicionamento de sinal passa por várias etapas: amplificar, filtrar e equalizar o sinal para que esse ganhe níveis de tensão adequados, com boa relação sinal/ruído e distorção harmônica mínima. A aquisição do sinal analógico culmina na sua amostragem e posterior conversão analógica-digital (A/D). Um condicionador de sinal ajuda a fornecer medições mais acuradas, que são essenciais para a obtenção precisa de dados. Esse tipo de circuito pode desempenhar diversas funções diferentes (HBM, 2019).

O tipo mais comum de condicionamento é a amplificação. Sinais de baixa intensidade devem ser amplificados para aumentar a resolução e reduzir o ruído. Para uma maior precisão, o sinal deve ser amplificado de forma que a máxima tensão do sinal a ser condicionado coincida com a máxima tensão de entrada do ADC (SMAR, 2019).

A atenuação, o oposto da amplificação, é necessária quando as tensões a serem digitalizadas estão além da faixa do ADC. Essa forma de condicionamento diminui a amplitude do sinal de entrada, de forma que o sinal condicionado fique dentro da faixa do ADC (NATIONAL INSTRUMENTS, 2019b).

Outra característica comum no condicionamento de sinais é a isolação dos sinais dos sensores/transdutores em relação à entrada do conversor, visando a segurança. O sistema a ser monitorado pode conter sinais de alta tensão que podem danificar o conversor. Uma razão adicional para a isolação é garantir que as leituras do equipamento de aquisição serão imunes a diferenças de potencial de terra ou tensões de modo comum (SMAR, 2019).

Quando as entradas do sinal adquirido pelo dispositivo se referem a um potencial terra, podem ocorrer problemas se houver uma diferença de potencial em dois pontos de terras. Essa diferença pode levar ao que se chama curto de terra, causando imprecisão na representação do sinal adquirido, ou a diferença é tão alta que ela pode danificar o conjunto do sistema de medição. Usando módulos de condicionamento de sinal isolados elimina-se o curto de terra e assegura-se que os sinais são adquiridos com precisão (SMAR, 2019).

Uma técnica comum para medir diversos sinais com um único equipamento de medição é a multiplexação. O equipamento de condicionamento de sinal para sinais analógicos geralmente possui multiplexagem para uso com sinais de alteração lenta como temperatura. O ADC amostra um canal, troca para o próximo, amostra, troca para o próximo, amostra e assim sucessivamente. Por amostrar muitos canais ao mesmo tempo, a taxa de amostragem efetiva de cada canal é inversamente proporcional ao número de canais amostrados (SMAR, 2019).

Certos condicionadores de sinal podem executar a linearização quando os sinais produzidos por um sensor não possuem uma relação linear com a medição física. Esse é o processo de interpretação do sinal do *software* e é comum para sinais de termopar. Esse método é usado para atingir maior precisão porque cada sensor não é completamente linear. Os parâmetros para a linearização são avaliados durante a calibração do sensor e mencionados no protocolo de calibração do sensor (HBM, 2019)

Outra função importante de um condicionador de sinal é a filtragem, e é aqui que o espectro de frequência do sinal é filtrado para incluir apenas as componentes de frequência relevantes e bloquear qualquer ruído. Um filtro digital é um filtro matemático usado para manipular um sinal, como bloquear ou passar uma faixa de frequência particular. Eles usam componentes lógicos como ASICs (circuitos integrados de aplicação específica, do inglês *Application Specific Integrated Circuits*), FPGAs (*Field Programmable Gate Array*, em português arranjo de portas programáveis em campo) ou na forma de um programa sequencial com um processador de sinal. O propósito de um filtro é remover sinais indesejados do sinal medido.

Um filtro de ruídos é usado nos sinais de corrente contínua (CC), como temperatura, para atenuar sinais de alta frequência que podem reduzir a precisão da medição. Sinais em corrente alternada (CA), como vibração, geralmente requerem

um tipo diferente de filtro conhecido como filtro *anti-aliasing*. O filtro *anti-aliasing* é um filtro passa-baixas que requer uma taxa de corte muito alta, e geralmente remove completamente todas as frequências do sinal que são maiores que a largura de banda de entrada do equipamento. Se esses sinais não forem removidos, eles irão aparecer erroneamente com os sinais da largura de banda de entrada do equipamento (HBM, 2019; SMAR, 2019).

De modo geral, é necessário conhecer a natureza do sinal, a configuração de medição e os efeitos do ambiente ao redor do sistema. Com base nessas informações, pode-se determinar qual o mais adequado condicionamento de sinal para um determinado sistema de aquisição de dados.

2.6.2 CONVERSÃO A/D

A conversão A/D é o processo de conversão de saída do circuito de amostragem e retenção em uma série de códigos binários que representam a amplitude do sinal de entrada analógico em cada instante amostrado. O processo de amostragem e retenção mantém a amplitude do sinal de entrada analógico constante entre os pulsos de amostragem. Portanto, a conversão A/D pode ser feita usando um valor constante em vez de um sinal analógico que varia durante o intervalo de conversão, o qual corresponde ao tempo entre os pulsos de amostragem (FLOYD, 2007).

O processo de conversão de um valor analógico para um código é denominado de quantização. Durante o processo de quantização, o ADC converte cada valor amostrado do sinal analógico em código binário. Quanto mais bits forem usados para representar um valor amostrado, mais precisa será a representação comparado ao sinal real (FLOYD, 2007).

O princípio de funcionamento de um ADC consiste em receber uma tensão analógica de entrada apresentando na saída um código digital relacionado ao sinal de entrada. Normalmente, o processo de conversão A/D é mais complexo e consome mais tempo comparado com a conversão digital-analógica (D/A). Existem diversas aplicações em que é necessário que os dados analógicos sejam digitalizados e transferidos para a memória do computador. Tal processo, pelo qual o computador adquire os dados analógicos digitalizados é denominado aquisição de dados (TOCCI *et al.*, 2007).

Em resumo, os conversores A/D traduzem os sinais elétricos analógicos que representam fenômenos do mundo real, como por exemplo, intensidade luminosa, som, temperatura, pressão, em sinais digitais. Além do fato de que os sinais naturais são analógicos, os seres humanos também percebem e rétem informações em formato analógico, em escala macroscópica (RAZAVI, 1995).

A primeira etapa do processo de conversão A/D consiste no filtro passa-baixas. Essa fase inicial é conhecida também como filtro *anti-aliasing*, mencionada na seção anterior, e tem por função limitar a frequência do sinal a ser amostrado. Tal filtro de entrada é necessário para que o sinal amostrado possa ser reconstruído posteriormente sem que ocorra erro de *aliasing*. Para isso é necessário que a frequência de amostragem (f_s) seja pelo menos o dobro da máxima frequência do sinal analógico convertido, conforme descreve o teorema da amostragem de Nyquist-Shannon (SCHREIER; TEMES, 2005).

A etapa seguinte do processo de conversão consiste no sinal amostrado passar pelo amostrador em que é feita a amostragem desse sinal em uma determinada frequência (f_s). Depois da amostragem é realizada a quantização, de modo que os sinais amostrados são adequados aos níveis de referências predeterminadas, gerando assim um sinal discretizado em amplitude. Em seguida, esse sinal é processado por um *decoder*, cuja saída é a palavra digital referente ao sinal analógico na entrada (FELDMAN, 2013).

2.6.3 MICROCONTROLADOR

O microprocessador é um elemento eletrônico, desenvolvido para executar tarefas específicas, com linguagem de comando específica. Ele dispõe de uma memória de programa para ler as instruções que deve executar e se utiliza de uma memória de dados para armazenar temporariamente as informações de uso próprio das instruções, enquanto essas informações devem ser armazenadas. O seu propósito é executar uma tarefa específica gravada em sua memória de programa (por exemplo, ROM, EEPROM e Flash) e em geral se comunica com o mundo real para receber informações do meio ambiente e também para atuar nele (NICOLOSI, 2000).

A diferença de um microprocessador para um microcontrolador é que o microcontrolador já possui memória ROM, RAM e de outros periféricos auxiliares. Ou seja, o microcontrolador corresponde a um microprocessador e seus periféricos, todos juntos num só *chip*.

3 SISTEMA PREVIAMENTE DESENVOLVIDO

3.1 INTRODUÇÃO

O sistema desenvolvido previamente, cujo esse trabalho se propõe em aprimorar, é composto por um microcontrolador e outros circuitos auxiliares, conforme mostra o diagrama de blocos da Figura 4. O módulo da impedância pode ser obtido em diversos pontos do espectro de frequência para avaliar a melhor faixa de frequência para realizar a medição.

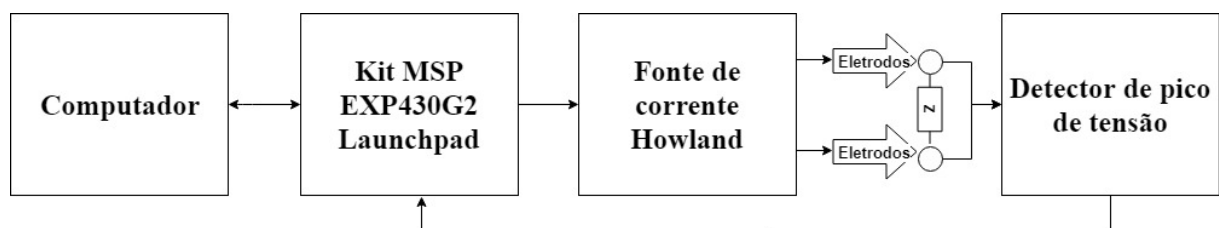


Figura 4 – Diagrama de blocos do sistema

Fonte: Autoria própria

O sistema como um todo pode ser dividido em partes distintas, cada qual desempenhando sua função. O modelo elementar do medidor é composto pelo microcontrolador MSP430G2553, um detector de pico de tensão e uma FCH. De maneira simplificada, o computador recebe o sinal do microcontrolador e fornece alimentação ao sistema; a fonte de corrente, a partir de um gerador de forma de onda programável modelo AD9833, fornece uma corrente de pico constante para o objeto conectado aos eletrodos, e do qual será medido o módulo da impedância; e por último, o detector de pico de tensão mede o pico do sinal para que o microcontrolador possa fazer a medição desejada.

3.2 MATERIAIS

Para a realização desse trabalho foram empregadas ferramentas computacionais, componentes eletrônicos e equipamentos de laboratório. Os componentes eletrônicos foram escolhidos de acordo com suas características construtivas, assim como, pela disponibilidade. Além disso, pode-se considerar também que foram utilizados os materiais típicos para confecção da PCI do sistema.

3.2.1 AMPLIFICADOR OPA357

Para a FCH é necessário um amplificador operacional com alto *slew rate*. Dentre os AmpOps acessíveis, o escolhido foi o OPA357. O atributo do *slew rate* (em português,

velocidade de varredura) pode ser definido como a velocidade de resposta a uma variação de tensão na entrada. Teoricamente, esse valor deveria ser infinito, o que não ocorre na prática. É possível concluir que quanto maior for o valor desse parâmetro melhor será o amplificador.

3.2.2 SINTETIZADOR DE SINAIS AD9833

A tensão de entrada do circuito da FCH é proveniente do AD9833, podendo gerar sinais com frequência até 12,5 MHz na forma senoidal, quadrada ou triangular. Esse circuito integrado (CI) apresenta resolução de 28 bits, assim com um *clock* de 25 MHz, é possível alcançar resolução de 0,1 Hz de frequência. O CI opera com alimentação entre 2,3 V e 5,5 V, com consumo de 12,65 mW com 3 V na alimentação. A tensão de saída máxima desse componente é de 650 mV e a mínima 38 mV. O CI possui 10 pinos, dos quais alguns são necessários enviar sinais a fim de programar o circuito para gerar um sinal com a amplitude, frequência e forma de onda desejadas (ANALOG DEVICES, 2003). A fim de alcançar tal objetivo o microcontrolador foi programado a fim de configurar adequadamente o AD9833 para as condições desejadas.

3.2.3 FAMÍLIA DE MICROCONTROLADORES MSP430

A família de microcontroladores MSP430 da Texas Instruments consiste em diversos dispositivos com diferentes conjuntos de periféricos direcionados para aplicações variadas. A arquitetura, combinada com cinco modos de baixo consumo de energia, é otimizada para alcançar maior vida útil da bateria em aplicações portáteis. O dispositivo possui uma CPU RISC (CPU, *Central Process Unit*, ou Unidade Central de Processamento) (RISC, *Reduced Instruction Set Computer* em português, computador com um conjunto reduzido de instruções) de 16 bits e registradores de 16 bits. O oscilador controlado digitalmente (DCO, do inglês *Digitally Controlled Oscillator*) permite a ativação dos modos de baixo consumo de energia para o modo ativo em menos de 1 μ s (TEXAS INSTRUMENTS, 2019).

As séries MSP430G2x13 e MSP430G2x53 são microcontroladores de sinal misto de baixíssima potência com temporizadores de 16 bits integrados, até 24 pinos de toque capacitivo de E/S, um comparador analógico versátil e capacidade de comunicação integrada usando interface serial universal de comunicação. Além disso, os membros da família MSP430G2x53 têm um ADC de 10 bits (TEXAS INSTRUMENTS, 2019).

As aplicações típicas incluem sistemas de sensores de baixo custo que capturam sinais analógicos, os convertem em valores digitais e processam os dados para exibição ou transmissão para um sistema principal (TEXAS INSTRUMENTS, 2019).

Os microcontroladores MSP430 possuem um *design* simples, sua arquitetura RISC combina um conjunto reduzido de instruções (apesar de uma parcela dos

especialistas em arquitetura de processadores discordar de que sejam *chips* RISC, pelo fato de possuírem instruções com larguras e, conseqüentemente, tempo de execução variáveis) com uma arquitetura de barramento clássica Von Neumann, permitindo que a CPU possua um espaço único de endereçamento de memória (PEREIRA, 2005).

Em relação aos aspectos chaves da arquitetura MSP430 é válido ressaltar:

Consumo Os MSP430 são *chips* conhecidos pelo seu consumo relativamente baixo (da ordem de 0,1 uA para retenção dos dados na RAM). O baixo consumo é obtido graças aos diversos modos de funcionamento da CPU.

Tensão de operação Os MSP430 podem operar com tensões a partir de 1,8 V até 3,6 V.

Desempenho Utilizando um barramento de dados de 16 bits, diversos modos de endereçamento e um conjunto de instruções pequeno, os MSP430 permitem realizar tarefas complexas com um código bastante pequeno e rápido.

Conjunto de instruções ortogonais A disponibilidade de qualquer modo de endereçamento para qualquer instrução e qualquer operando permite que se escrevam códigos pequenos e eficientes, facilitando a tarefa dos compiladores de linguagens de alto nível como a linguagem C.

Gravação e de depuração A utilização da interface JTAG (do inglês, *Joint Test Action Group*) para gravação e depuração permite que o projetista realize a programação e a depuração do seu *software* diretamente na placa de aplicação sem a necessidade de utilização de equipamentos dispendiosos como emuladores.

Encapsulamentos Os encapsulamentos se apresentam desde o diminuto QFN de 24 pinos e seus 4 x 4 mm até os LQFP de 100 pinos. O dispositivos das famílias 1xx, 2xx e 4xx não possuem versões com encapsulamentos DIP.

Número reduzido de instruções Arquitetura RISC com apenas 27 instruções físicas e mais 24 instruções emuladas, resultando um conjunto de 51 instruções.

Quantidade de periféricos Os *chips* MSP430 contam com um conjunto de periféricos internos, com uma ênfase especial para os conversores A/D de até 16 bits, conversores D/A, comparador analógico, amplificador operacional programável, controladores de DMA (acesso direto à memória, do inglês *Direct Memory Access*), *timers* com diversos modos de funcionamento (incluindo PWM), controlador de LCD (display de cristal líquido, do inglês *Liquid Crystal Display*), USART's (transmissor/receptor universal síncrono e assíncrono, do inglês *Universal Synchronous*

Asynchronous Receiver Transmitter) com capacidade de endereçamento, multiplicador por *hardware* com capacidade de executar operações de multiplicação e acúmulo (PEREIRA, 2005).

3.2.4 FERRAMENTAS DE SOFTWARE

Na realização das simulações dos circuitos foi utilizado o programa TINA, como já observado nas Figuras 5 a 8, além do *Code Composer Studio* para implementação do *firmware*. Também foi necessário a aplicação do *software* Autodesk EAGLE para realização do esquemático da placa. O *software* TINA foi aplicado nas simulações dos circuitos preliminares e também nos circuitos aprimorados, de modo, inclusive, a ter uma comparação mais precisa, visto que advém de uma mesma fonte que seria o programa. Nos testes de aquisição foi empregado um *software*, o RealTerm, para aquisição dos dados pelo computador da tensão medida nos eletrodos do sistema.

Outro programa usado, foi um *software* em linguagem *Python* disponibilizado gratuitamente no *site* electronut.in pelo autor Mahesh Venkitachalam (ELETRONUTS LAB, 2019) para fazer a leitura do sinal, plotando o gráfico em tempo real. Também foram testados outros programas até que fosse encontrado esses e considerado como os melhores para o escopo do trabalho.

3.3 MÉTODOS

Durante a elaboração do sistema, os circuitos foram, primeiramente, projetados e simulados separadamente usando-se o *software* TINA fornecido pela empresa Texas Instruments. A fim de projetar o protótipo do sistema de medição do módulo de impedância, foi realizada também uma revisão bibliográfica dos circuitos aplicados.

Tendo as simulações apresentado respostas coerentes e desejadas para os circuitos propostos, foi elaborado o *layout* para uma PCI utilizando técnica de montagem em superfície ou SMT (do inglês, *Surface Mounting Technology*). Essa técnica, apesar de dificultar a fabricação da placa e montagem dos componentes por meios manuais, permite que a placa possa ser projetada em tamanho reduzido em comparação com a tecnologia convencional PTH (do inglês, *Pin Through Hole*), o que contribui para a miniaturização dos circuitos, e é particularmente interessante para prover maior portabilidade ao sistema. Além disso, as dimensões da PCI foram ajustadas de modo que a placa pudesse ser conectada com o *kit* do microcontrolador com facilidade.

A partir do desenvolvimento de um *firmware* para o microcontrolador, o gerador de forma de onda AD9833, o qual faz parte da FCH, é programado e, assim, é capaz de gerar um sinal senoidal cuja tensão é convertida em corrente pelo circuito externo. É

válido acrescentar que esse sinal não poderia ser gerado pelo microcontrolador devido, especialmente, a precisão na frequência do sinal.

A saída desse circuito é conectada ao objeto de medição (no pescoço do ser vivo), por meio dos eletrodos. O sinal obtido nos eletrodos vai para o detector de pico, o qual fornece uma tensão CC correspondente ao pico do sinal. Então, o microcontrolador realiza a aquisição desse sinal, o qual está associado a deglutição, de acordo com a técnica da EGG.

3.3.1 FONTE DE CORRENTE DE HOWLAND

O método e os parâmetros de projeto da fonte de corrente Howland foram obtidos a partir de Bertemes-Filho *et al.* (2013). O circuito desenvolvido é mostrado na Figura 5. A fim de averiguar a funcionalidade desse circuito, o próprio foi simulado por meio do programa TINA.

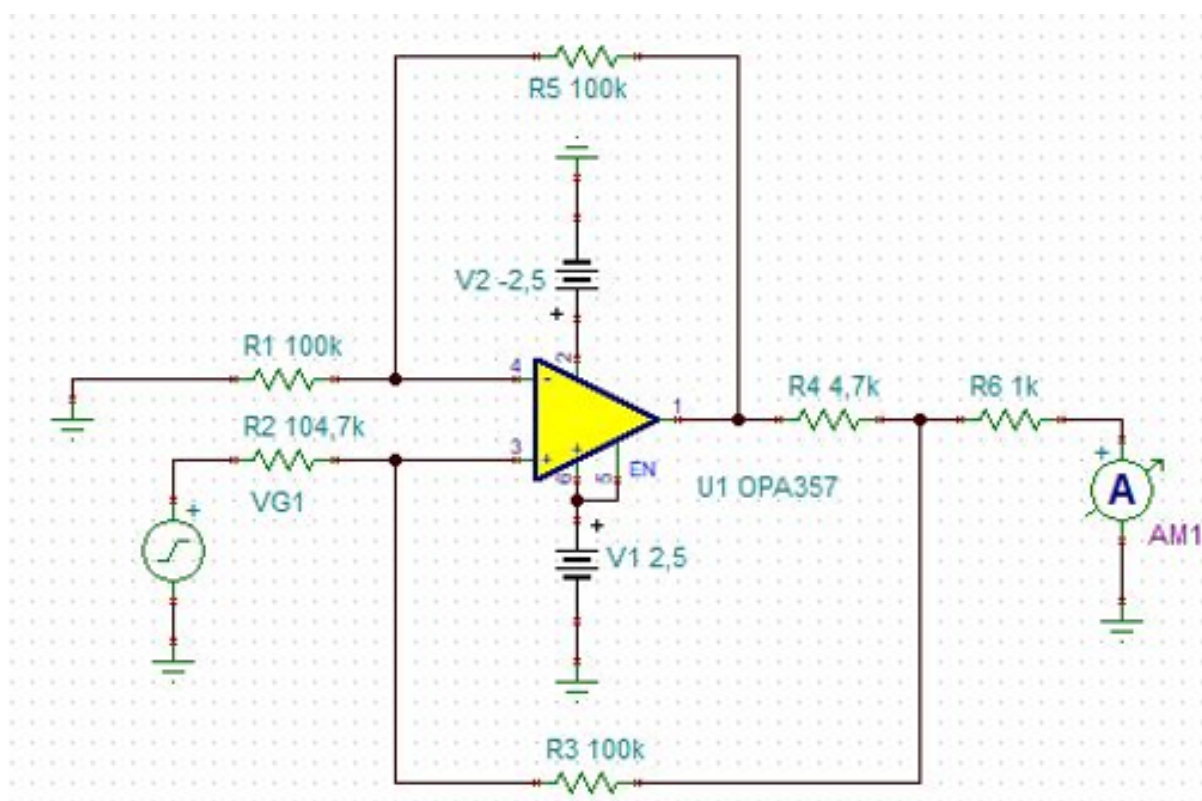


Figura 5 – FCH em simulação no *software* TINA

Fonte: Autoria própria

A tensão de entrada desse circuito, fornecida na simulação pela fonte de tensão VG1, é fornecida pelo AD9833 na implantação prática. Esse gerador de forma de onda permite variar a frequência, sendo essa uma das razões por ele ter sido especificamente escolhido (ANALOG DEVICES, 2003).

A FCH tem como característica fornecer uma corrente proporcional à tensão de entrada, cujo limite de corrente depende dos valores dos resistores do circuito, da tensão de entrada e das características construtivas do amplificador operacional. Assim, se a impedância na carga variar a corrente continua a mesma.

3.3.2 DETECTOR DE PICO

Como por meio da eletroglotografia é possível relacionar a impedância com o comportamento mastigatório, e a tensão é o produto entre corrente e impedância, adquirindo o valor do pico de tensão pode-se fazer a análise do procedimento de mastigação por meio desse sinal. Desse modo, é utilizado um circuito detector de pico no sistema.

O circuito do detector de pico na Figura 6 pode ser separado em partes distintas, como a ilustração sugere. A divisão do circuito está centrada nos amplificadores operacionais, sendo três partes distintas e três amplificadores operacionais, um para cada parcela. A primeira parte consiste em um comparador, a segunda no detector de pico de tensão propriamente dito e outra em um filtro passa-baixas de segunda ordem, que tem por objetivo atenuar a componente de alta frequência do sinal.

3.3.3 ELETRODOS

São necessários também um par de eletrodos, no conjunto do sistema, de modo a realizar contato com a pele do ser vivo no qual estará fazendo-se a aquisição. Esse é um elemento importante do circuito, e portanto é preciso empregar ou desenvolver eletrodos adequados, levando em consideração sua aplicação e as condições a qual o sistema estará exposto. Foi necessário também um método de fixar os eletrodos no pescoço do voluntário, mantendo a área de contato levemente pressionada. Portanto, foi improvisada uma faixa presa a cabeça do usuário, de modo a firmar os eletrodos no pescoço.

3.4 SIMULAÇÕES

3.4.1 FONTE DE CORRENTE DE *HOWLAND*

Na Figura 7 pode-se observar o resultado da simulação da fonte de corrente. A onda na cor verde representa o sinal de entrada do circuito, que como é fornecido na prática pelo AD9833, o valor do pico de tensão é de 650 mV, o qual é o valor máximo que o dispositivo fornece. De acordo com a teoria da FCH, o valor da corrente elétrica na saída do circuito pode ser aproximado por $(-)\dot{V}_{in}/r$. Contudo, no circuito apresentado na simulação a portas inversora e não-inversora do amplificador operacional foram trocadas em relação ao circuito sugerido por Bertemes-Filho (2013) na Figura 1, assim

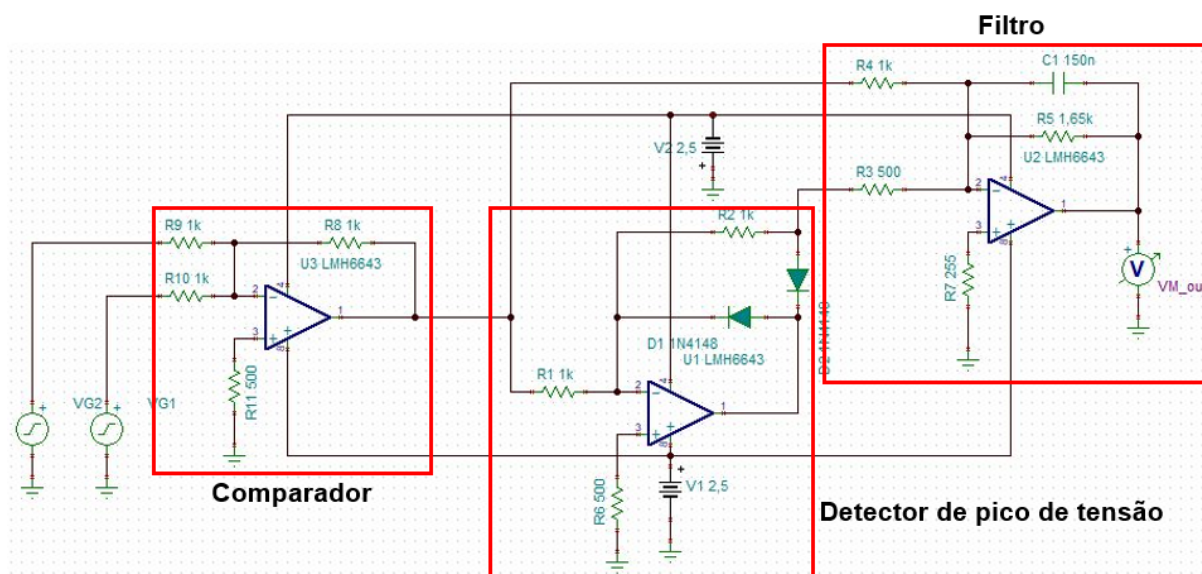


Figura 6 – Simulação do circuito detector de pico de tensão

Fonte: Autoria própria

a expressão para o valor da corrente na saída não apresenta o sinal negativo, sendo igual à V_{in}/r . Substituindo para os valores utilizados teria-se $650 \text{ mV} / 4,7 \text{ k}\Omega = 138,3 \mu\text{A}$.

Na simulação, como destaca-se na Figura 7, a resposta aproximou-se de $150 \mu\text{A}$, aproximadamente igual ao valor do cálculo. Nessa situação a magnitude da corrente não precisa ser exata, o que mais interessa nessa aplicação é que o valor do pico de corrente mantenha-se constante independentemente do valor de impedância da carga e da frequência do sinal. Além disso, também é necessário que essa corrente não extrapole os limites de segurança ao paciente, contudo nesse caso os valores ainda podem ser considerados seguros. Na simulação apresentada, a frequência do sinal de entrada é de 3 MHz, o valor máximo que deseja-se utilizar na aquisição de sinais do projeto. Uma característica que pode ser observada da FCH na simulação é que o sinal de entrada de saída apresentam a mesma frequência.

3.4.2 DETECTOR DE PICO

O circuito detector de pico também foi simulado por meio do programa TINA, assim como a fonte de corrente, e efetuado conforme indicam as bibliografias relacionadas (KOTON *et al.*, 2012; LANGHAMMER; JERABEK, 2013). Para o circuito simulado na Figura 6, o resultado obtido é o indicado pela Figura 8.

Na Figura 8, observa-se que o sinal de saída do filtro ainda apresenta a componente de alta frequência. Para minimizar essa componente foi implementado também um filtro passa-baixas de segunda ordem adicional no esquemático da PCI,

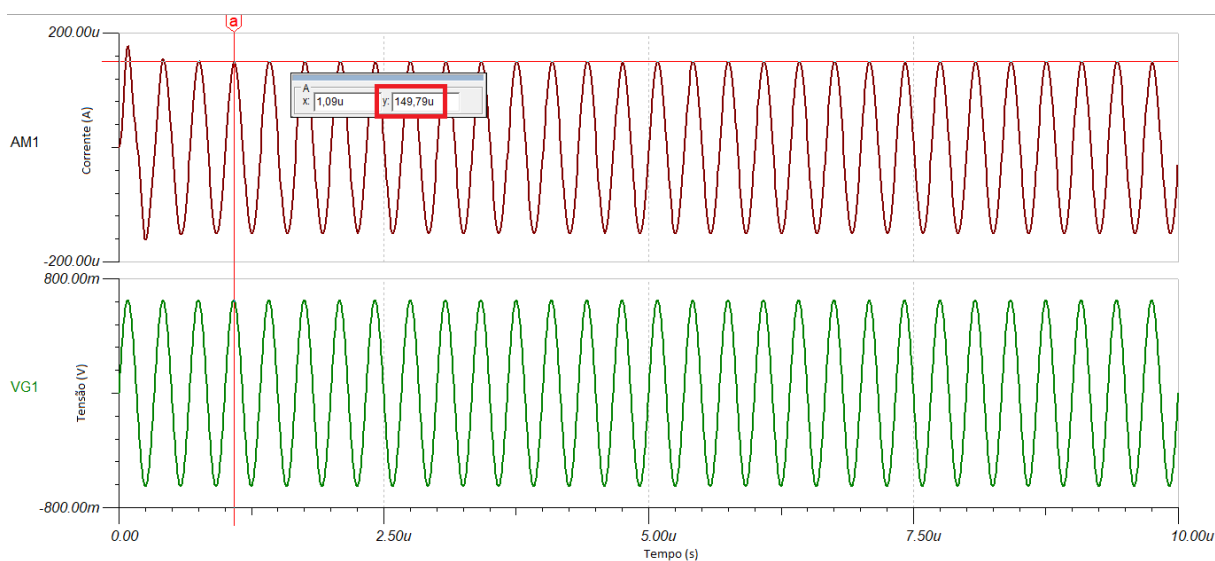


Figura 7 – Sinais de saída e entrada da FCH em simulação

Fonte: Autoria própria

como pode ser observado na Figura 9. Ainda, é preciso levar em conta que os valores dos resistores e do capacitor C1 poderiam ser ajustados na simulação a fim de obter um resultado ainda mais satisfatório, porém é necessário ater-se aos valores comerciais disponíveis, considerando a proposta de elaborar o circuito na prática. Vale colocar que o sinal da fonte VG2 serve para simular a frequência de mastigação do paciente de teste do sistema de aquisição de eletroglotografia. Para esse sinal foi simulada uma amplitude de aproximadamente 10 mV com uma frequência de 1 Hz, que é muito baixa comparada com a frequência de 10 kHz do sinal VG1.

3.5 RESULTADOS DO DESENVOLVIMENTO

O esquemático da PCI é apresentado na Figura 9. Podem ser observados os circuitos auxiliares da FCH e o detector de pico de tensão. Além disso, também são necessários CIs (circuitos integrados) reguladores de tensão para adequar as tensões de alimentação dos AmpOp e também conectores de modo a interligar a placa do sistema de aquisição com a placa do *kit* do microcontrolador.

Na Figura 10 é apresentada uma imagem da PCI do sistema de aquisição previamente desenvolvido conectada ao *kit* MSP430.

Com os resultados apresentados, pretende-se aprimorar o sistema de forma geral, por meio dos circuitos e do *firmware*. Para isso pretende-se, por exemplo, melhorar a resposta do circuito detector de pico, cujo circuito de retificação apresentou ganhos significativamente diferentes para os semiciclos do sinal senoidal. Além disso, outro

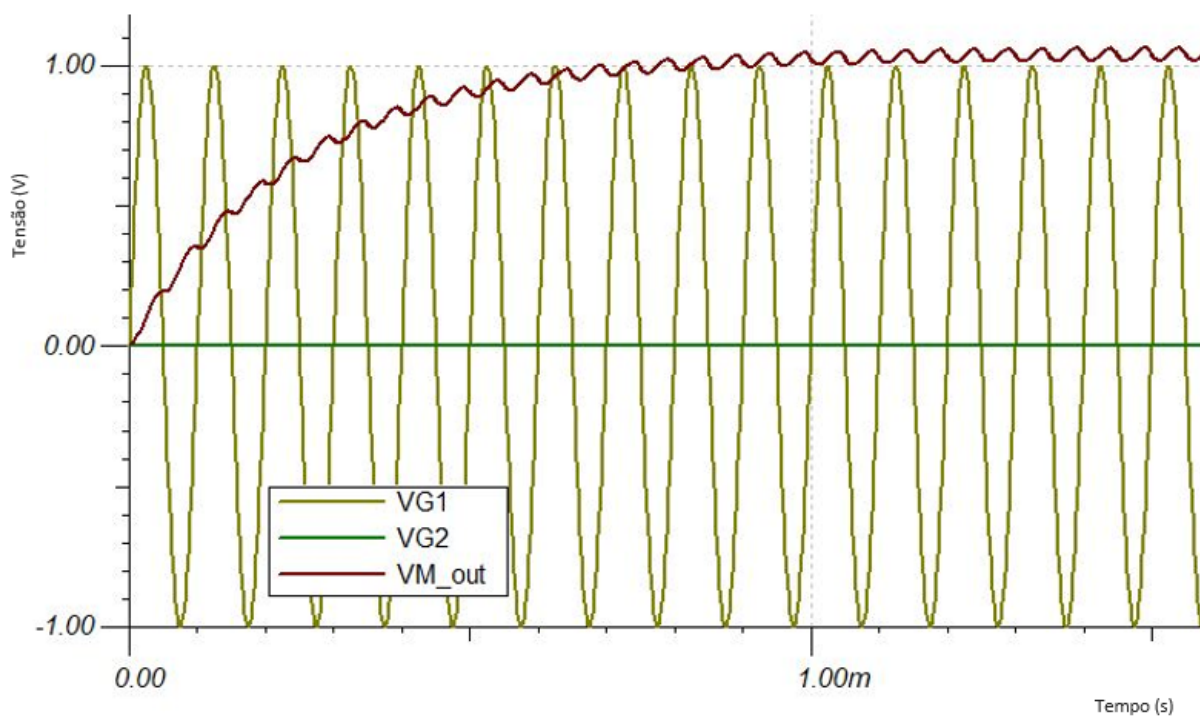


Figura 8 – Formas de onda dos sinais do circuito detector de pico em simulação
 Fonte: Autoria própria

objetivo é aproximar ainda mais a tensão de saída do detector de pico com o pico de tensão do sinal de entrada.

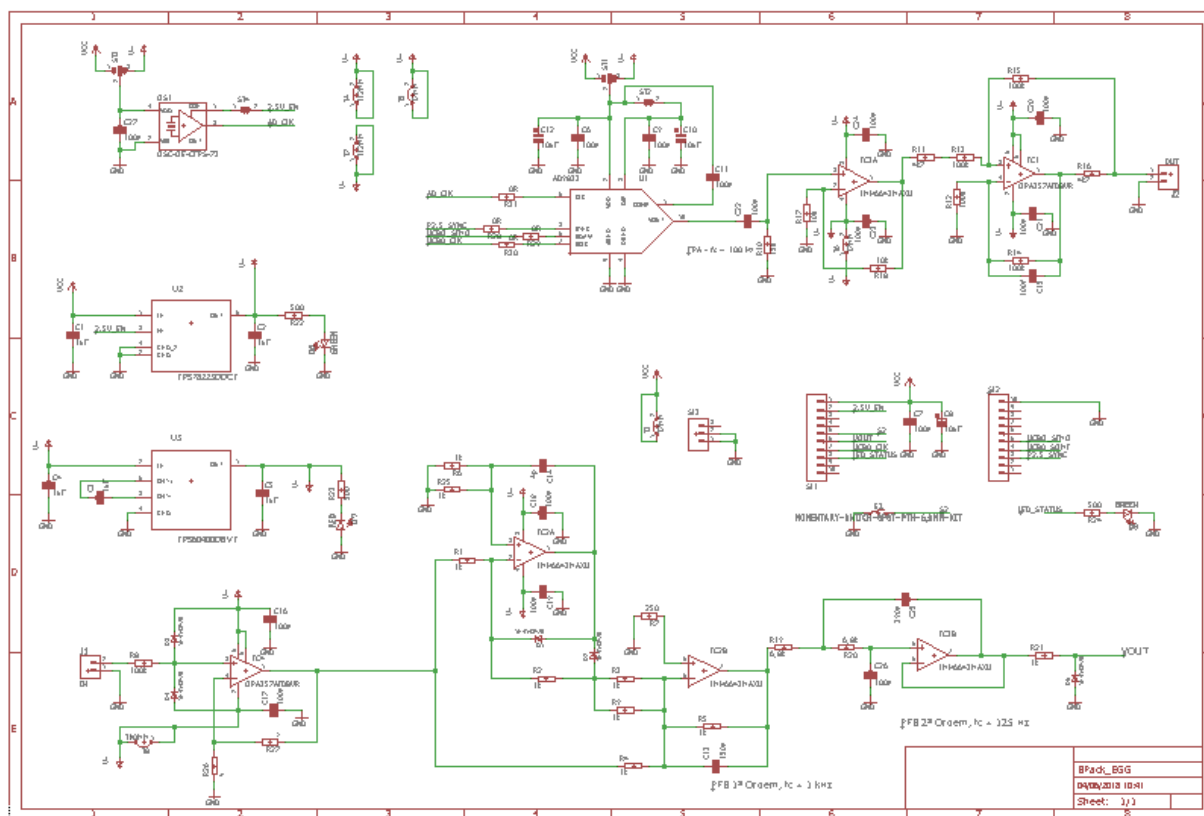


Figura 9 – Esquemático do sistema previamente desenvolvido no *software* EAGLE
 Fonte: Autoria própria



Figura 10 – PCI do sistema de aquisição conectada ao *kit* MSP430
 Fonte: Autoria própria

4 APERFEIÇOAMENTO DO SISTEMA DESENVOLVIDO

Com base nos resultados das simulações dos circuitos e testes práticos usando a placa implementada, foi possível encontrar limitações desses circuitos e, com isso, propor melhorias. O objetivo consiste em obter resultados ainda melhores a partir dos novos circuitos que são propostos. Ainda, pretende-se elaborar uma nova PCI, aplicando os aperfeiçoamentos sugeridos no decorrer do trabalho.

4.1 MATERIAIS

As melhorias propostas levaram a novos circuitos que foram simulados a partir das mesmas ferramentas computacionais utilizadas no desenvolvimento prévio do sistema de eletroglotografia. Como os novos circuitos não foram implementados em uma nova PCI, apenas simulações são apresentadas.

No processo de pesquisa de novos circuitos e topologias, utilizou-se um computador com acesso a internet, pelo qual foi possível acessar bases científicas por meio do portal de periódicos da CAPES.

4.2 MÉTODOS

Os circuitos propostos foram alcançados por meio de consulta a materiais bibliográficos, especialmente relacionados a área de pesquisa do projeto. Na literatura é possível encontrar estudos acerca de sistemas similares ao desse trabalho, também em aplicações biomédicas, e em alguns casos até mesmo voltados diretamente a EGG. Por meio de resultados e recomendações, tais materiais serviram como base para encontrar topologias de circuitos aplicáveis ao escopo deste trabalho.

A partir disso, foram realizadas simulações nos circuitos propostos na versão preliminar do sistema, e após análise mais profunda durante a realização deste trabalho, foram feitas novas simulações, nas quais espera-se que apresentem respostas mais satisfatórias ao objetivo almejado.

A FCH foi projetada tendo como principal base o artigo de Bertemes-Filho *et al.* (2013). Nas simulações alguns resultados precisaram ser obtidos de forma empírica, de modo a testar hipóteses e comparar as diversas combinações entre os componentes. Assim, nas simulações os valores foram ajustados e testados diversas vezes, simulando e analisando a resposta do circuito até que fosse obtido uma resposta satisfatória.

Tanto para a FCH, quanto para o detector de pico, diversos modelos de amplificadores operacionais foram testados nas simulações, até que fosse encontrado o que

obtivesse melhor resposta e estivesse acessível. Para a FCH os valores dos resistores não precisaram ser testados experimentalmente na simulação, uma vez que a teoria disponível foi capaz de sanar as necessidades para o projeto. Já para o detector de pico, os valores dos resistores e capacitores precisaram ser avaliados por meio de diversas simulações, alterando-os até que fosse obtido a melhor resposta.

4.2.1 APRIMORAMENTO DA FONTE DE CORRENTE DE *HOWLAND*

O circuito da fonte de corrente Howland, apresentado na Figura 11, não necessitava de tanto aprimoramento quanto o detector de pico, que não apresentou resultados tão satisfatórios no projeto inicial. As modificações feitas no circuito foram no sentido de aumentar a corrente de saída para 1,3 mA, de modo a obter um valor de tensão maior na saída e, conseqüentemente, diminuindo os efeitos de ruídos no sinal. Comparando com o valor da corrente da versão anterior do circuito que era de 149,79 μA na simulação, há um aumento de aproximadamente 8,6 vezes no valor de pico.

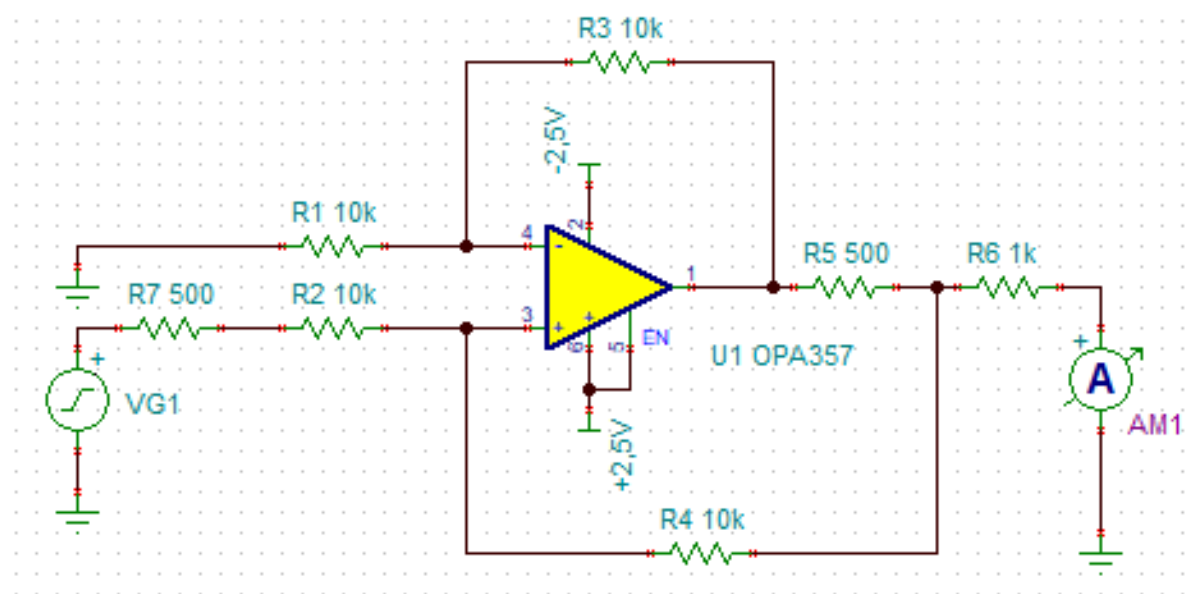


Figura 11 – Simulação da FCH aprimorada no programa TINA

Fonte: Autoria própria

O resultado obtido na simulação, como pode ser observado na Figura 12, é uma corrente senoidal com pico de aproximadamente 1,3 mA. O circuito da FCH permaneceu aparentemente o mesmo da versão anterior, mantendo o mesmo modelo de amplificador operacional, o OPA357, e a tensão de entrada do circuito pretende-se manter a mesma que a anterior, que no caso é provida pelo AD9833, o qual apresenta boa resposta, podendo gerar diversas formas de onda até 12,5 MHz de frequência. Porém, para a máxima frequência a forma de onda começa a se aproximar de uma

onda quadrada. Nas simulações a resposta desse circuito é boa até 1 MHz, começando a deteriorar, contudo em 3 MHz ainda é possível ter um sinal muito próximo de uma senóide. Acima dessa frequência o sinal de saída começa a apresentar distorções, sendo o caso discutido na fundamentação teórica, em que para frequências muito altas a fonte de corrente passa a ser desvantajosa comparada com a fonte de tensão, de maneira geral.

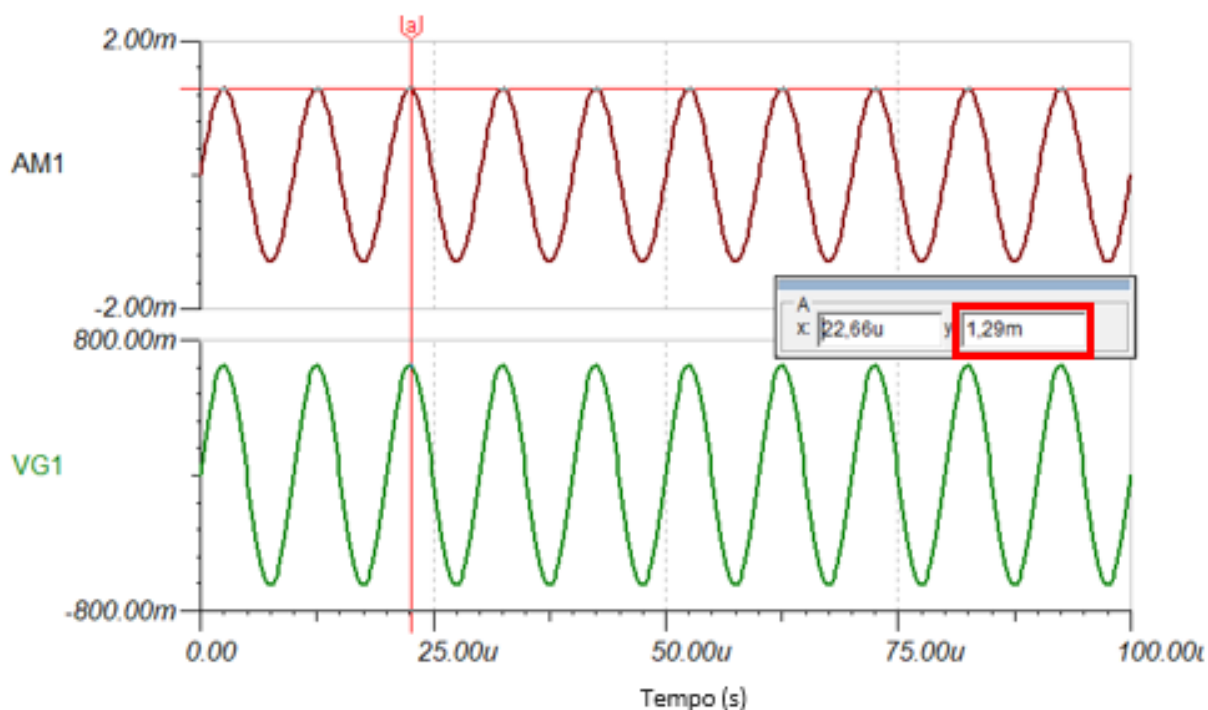


Figura 12 – Resposta da simulação da FCH aprimorada

Fonte: Autoria própria

Considerando as aproximações descritas na fundamentação teórica desse trabalho, a corrente de saída do circuito é aproximadamente igual a $(-)V_{in}/R_5$, sendo que no caso da simulação $R_5 = 500\Omega$ e a tensão de entrada (V_{in}) é igual a 650 mV. Para esses valores a corrente de saída é igual a 1,3 mA, justamente o valor obtido na simulação.

Como esse circuito apresenta um comportamento mais previsível, o que foi observado na elaboração do sistema anterior e também constatado na sua implementação prática, não espera-se encontrar problemas quanto a readequação desse circuito em um novo projeto de PCI. A justificativa das alterações realizadas encontra-se na melhoria da relação sinal/ruído aumentando a amplitude do sinal amostrado. Além disso, é importante ressaltar que essa faixa de corrente ainda encontra-se dentro dos limites de segurança a seres vivos, sem a possibilidade de provocar lesões ou outros tipos de danos no tecido da pele.

4.2.2 APRIMORAMENTO DO DETECTOR DE PICO

Um novo circuito detector de pico foi proposto e simulado por meio do programa TINA, como pode ser observado na Figura 13.

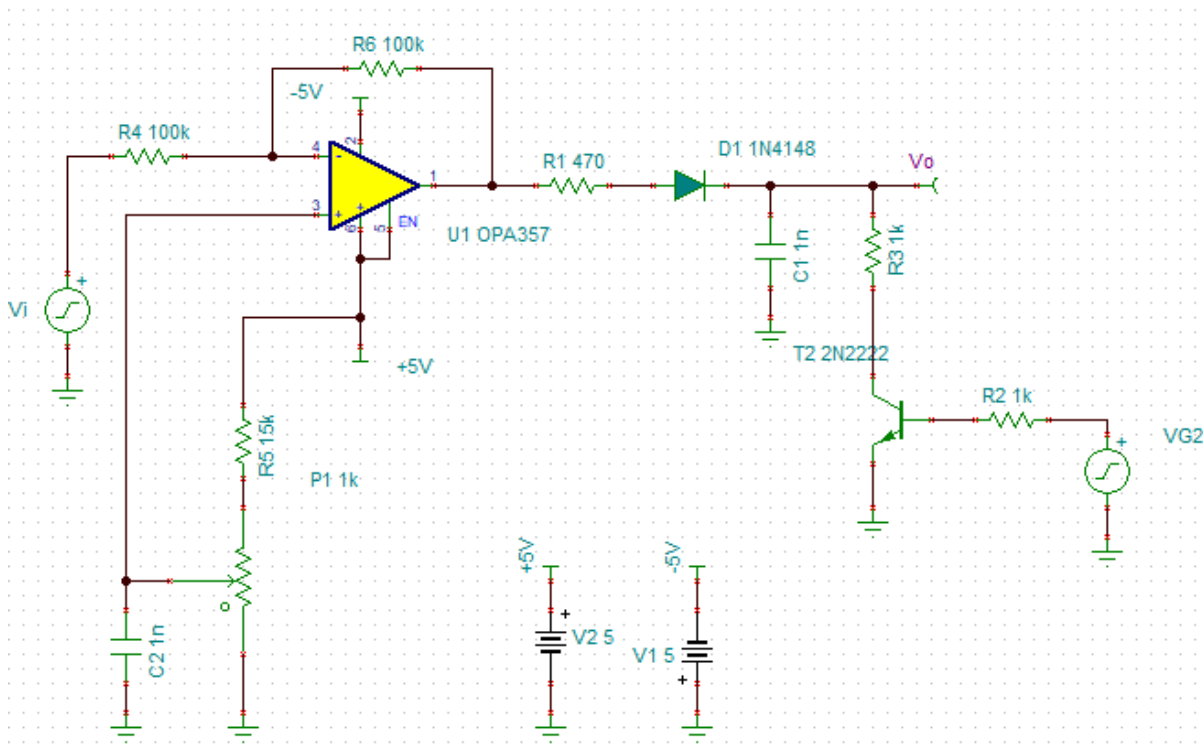


Figura 13 – Simulação do circuito detector de pico aprimorado

Fonte: Autoria própria

Comparando o circuito detector de pico aprimorado com a versão anterior na Figura 6, o circuito foi reformulado, adotando uma nova topologia, diferentemente da FCH. Essa decisão foi tomada devido a resposta do circuito anterior não ser tão satisfatória quanto a do novo modelo, principalmente em frequências mais elevadas, onde as pequenas diferenças entre os valores dos resistores e capacitâncias parasitas da PCI provocaram ganhos diferentes nos semi-ciclos positivos e negativos.

O problema da queda de tensão de 0,7 V causado pelo diodo, discutido na fundamentação teórica, é resolvido nesse circuito aplicando um *offset* no sinal. Outra adversidade desse circuito é a influência da temperatura no diodo, entretanto no caso da aplicação do sistema como um todo não há tanta preocupação com a exatidão do valor de pico, e sim com a variação da grandeza do sinal.

O *reset* gerado pelo transistor é vantajoso porque torna mais fácil a descarga do capacitor, voltando a carregar em seguida. Os valores foram atingidos empiricamente, por meio de testes no simulador, alterando os valores e observando a resposta.

Na Figura 14 pode ser analisado a resposta do circuito na simulação. Ao contrário do circuito prévio, cuja resposta em simulação pode ser observada na Figura 8, esse consegue manter-se mais estabilizado, devido ao *reset* provocado pelo transistor. Observa-se ainda que o sinal se estabiliza e depois desce com o *reset* provocado pelo transistor, gerado pelo sinal VG2 na simulação. Outro detalhe a ser observado, comparando com a resposta anterior na Figura 8, é o tempo necessário para o sinal estabilizar. Com o aprimoramento o circuito ficou mais rápido, levando menos de 50 μ s, enquanto que o modelo anterior precisava de cerca de 1 ms para manter-se estável.

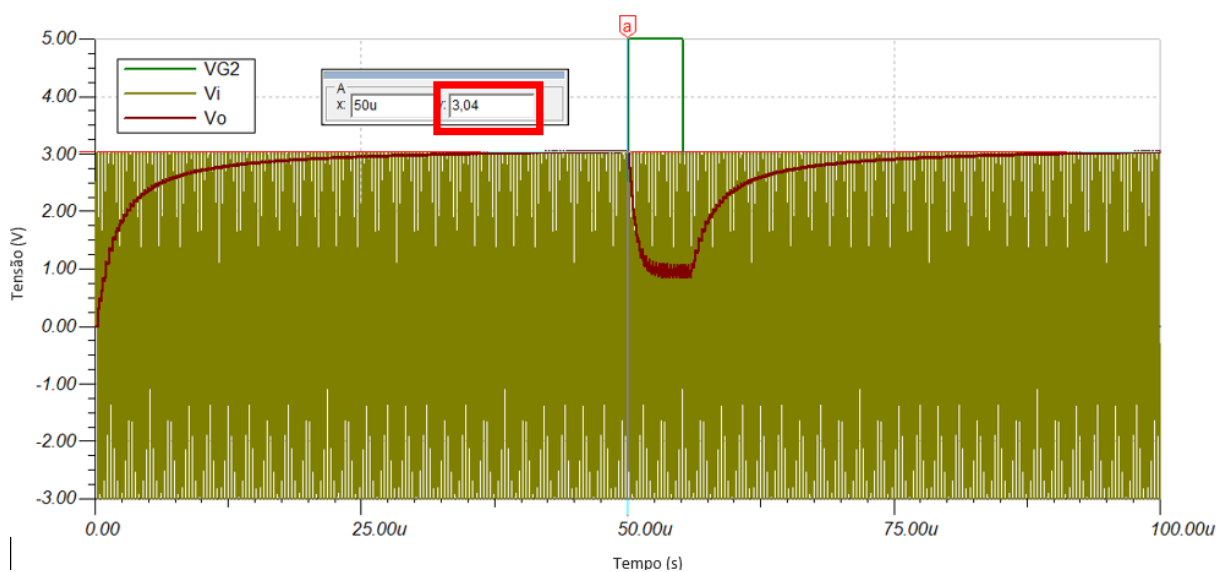


Figura 14 – Resposta da simulação do circuito detector de pico aprimorado

Fonte: Autoria própria

4.3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

As respostas dos dois circuitos analisados podem ser consideradas satisfatórias, sendo que a fonte de corrente Howland apresenta um comportamento mais estável, e por isso sua implementação anterior não precisou de muitas alterações, e o detector de pico de tensão que precisou ser reformulado a fim de obter uma resposta mais precisa. Logo, a etapa subsequente incidiria em implementar esses circuitos fisicamente em uma nova PCI e averiguar se os resultados são condizentes com as simulações. Contudo, essas competências não fazem parte do escopo desse trabalho. Caso haja interesse, pode haver uma continuação desse projeto que proponha utilizar os aprimoramentos sugeridos aqui.

5 AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL

O presente trabalho tem como propósito avaliar o funcionamento do circuito prévio, de modo a averiguar o comportamento do sistema e também poder aplicar a técnica da EGG na análise de comportamento ingestivo, mais especificamente a deglutição. Nesse Capítulo são apresentados os resultados obtidos nos testes de aquisição de sinal utilizando o sistema desenvolvido previamente, assim como experimentos realizados para avaliação do comportamento ingestivo.

5.1 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

A fim de averiguar a operação do sistema previamente desenvolvido foram realizados testes de aquisição de sinais de EGG. O procedimento experimental consiste em fixar os eletrodos no pescoço do voluntário (no caso, o próprio autor), fazendo a aquisição do sinal enquanto a pessoa que está sendo alvo do experimento realiza movimentos mastigatórios e de deglutição. Como os testes apresentados foram realizados somente no autor desse trabalho não houve a necessidade de aprovação por um comitê de ética específico para autenticação dos resultados.

De modo a reduzir possíveis erros de análise do sinal obtido, buscou-se padronizar os testes realizados. O alimento escolhido para ser usado nos testes foi maçã, e a medição de amplitude do sinal foi feita alternando a frequência do sinal.

Foi possível observar e analisar a operação do sistema por meio de *softwares*, em que o sinal amostrado era plotado em tempo real. Assim, fizeram-se alguns testes constantando a mudança no sinal de acordo com a realização de movimentos de deglutição. Nesse caso, foi desenvolvido um *firmware*, de modo que o sinal só fosse plotado no gráfico do programa no computador quando o valor medido pelo ADC ultrapassasse um limiar de diferença entre o sinal medido e o último sinal amostrado em uma janela de tempo. Essa técnica foi usada com o intuito de observar a funcionalidade da aquisição do sinal toda vez que ocorria o movimento de deglutição.

De modo a obter resultados mais coerentes e significativos foram feitos alguns ensaios de mastigação por meio do *software* com amostragem em tempo real. Foi feito um treinamento para que os movimentos mastigatórios fossem semelhantes e com certa regularidade, para facilitar a observação do sinal característico. Na aquisição dos sinais de EGG também foi realizada uma filmagem de modo a poder comparar os momentos dos movimentos mastigatórios e de deglutição com o sinal obtido. A fim de obter um resultado coerente é preciso que a pessoa que esteja sendo alvo da aquisição do sinal mantenha a cabeça imóvel. Isso é preciso já que ao rotacionar o crânio o

músculo do pescoço acaba movendo-se, o que acaba interferindo na amostragem do sinal. Por meio dessa avaliação, almeja-se poder identificar os eventos de deglutição nos gráficos, de modo que é esperado que no sinal seja possível distinguir quando tais eventos ocorrem.

5.2 AQUISIÇÃO EXPERIMENTAL DE SINAS DE EGG

A aquisição dos sinais de EGG apresentada nas figuras a seguir foi feita por meio do sistema desenvolvido previamente, ou seja, em uma placa sem os circuitos aprimorados apresentados nesse trabalho. Os testes foram feitos com a frequência do sinal de entrada variando entre cinco valores diferentes. O objetivo, além de observar o funcionamento do sistema, é também tentar averiguar para quais sinais ocorre maior variância, e para quais frequências o sinal pode ser analisado com mais facilidade. As frequências testadas nas aquisições são 50 kHz, 100 kHz, 200 kHz, 300 kHz, 500 kHz, 1 MHz, 2 MHz e 3 MHz.

A fim de testar o sistema, foram realizadas diversas aquisições usando um programa disponível gratuitamente na internet escrito em linguagem de programação *Python* (ELETRONUT LABS, 2019). Com esse programa é possível visualizar a alteração do sinal em tempo real. Contudo, pela limitação do programa, os testes realizados foram feitos analisando duas frequências distintas para cada caso.

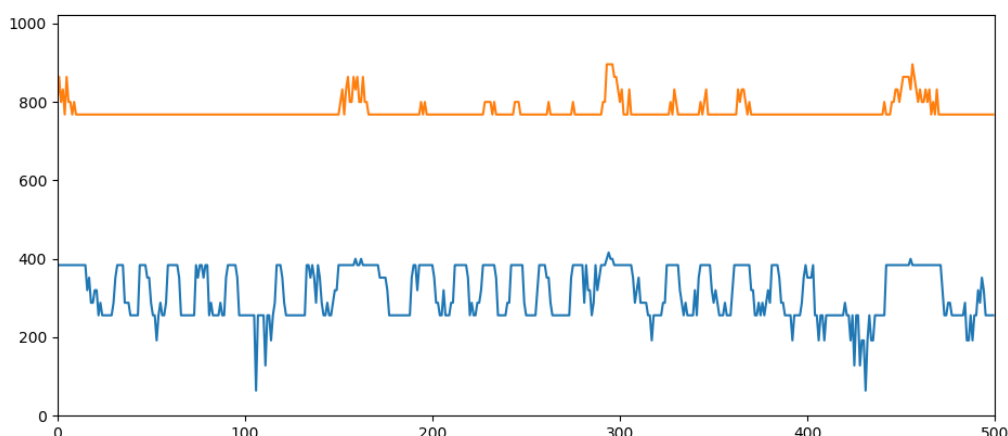


Figura 15 – Comparação de aquisição de sinais na frequência de 100 kHz (laranja) e 500 kHz (azul)

Fonte: Autoria própria

Na Figura 15, compara-se o sinal com frequência de 100 kHz e 500 kHz. A apresentação do sinal na frequência de 500 kHz é melhor, como esperado, sendo possível distinguir melhor a ocorrência dos eventos.

É importante estabelecer que os valores no eixo das ordenadas no gráfico são dados em escala de ADC, e não representam valores de grandeza física. O mesmo é válido para as figuras subsequentes.

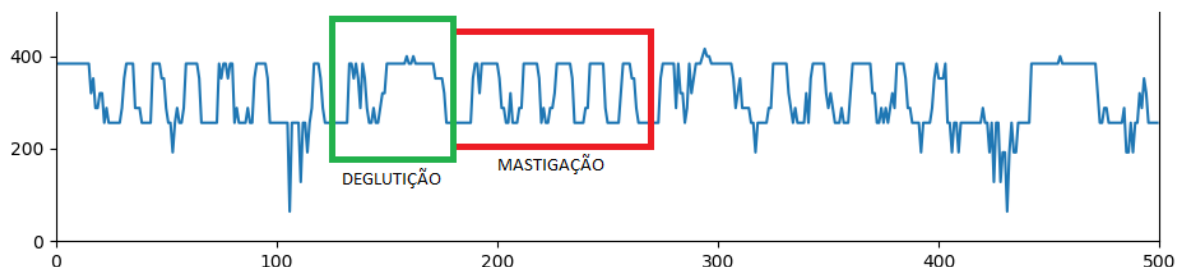


Figura 16 – Análise de mastigação e deglutição no sinal

Fonte: Autoria própria

Na Figura 16, destaca-se a ocorrência dos eventos de mastigação e deglutição no sinal amostrado. Cada elevação na parte do sinal representado pela mastigação corresponde ao evento de uma mordida. No caso, executou-se cinco mordidas antes de engolir o alimento. O sinal de deglutição é caracterizado por apresentar um pico com duração de tempo maior. Observa-se que na janela de tempo amostrada na Figura 16, o processo se repetiu diversas vezes, a fim de assegurar maior confiabilidade à análise por meio da reprodutibilidade.

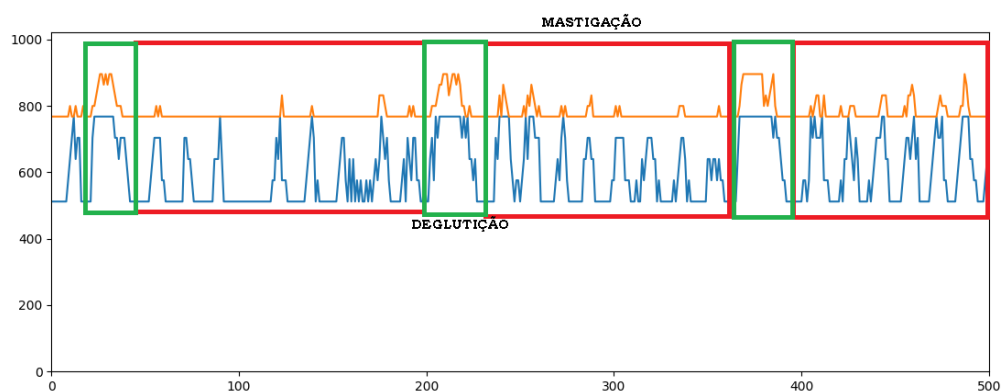


Figura 17 – Comparação de aquisição de sinais na frequência de 100 kHz (laranja) e 300 kHz (azul)

Fonte: Autoria própria

Na Figura 17, compara-se o sinal com frequência de 100 kHz e 300 kHz. Comparando com a Figura 15, o sinal na frequência de 100 kHz, continua sendo difícil de analisar e o sinal na frequência de 300 kHz já apresenta as características para

análise desejada. Entretanto, ao confrontar com o sinal na frequência de 500 kHz, o desempenho piorou, principalmente pela maior presença de ruídos.

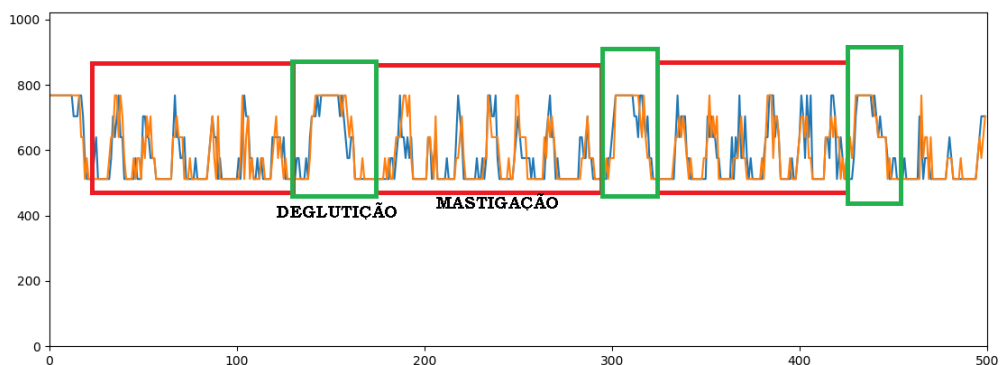


Figura 18 – Comparação de aquisição de sinais na frequência de 200 kHz (laranja) e 200 kHz (azul) em momentos distintos

Fonte: Autoria própria

A Figura 18 apresenta os dois sinais (laranja e azul) na mesma frequência de 200 kHz, sendo que os dois são adquiridos em momentos distintos. O objetivo dessa análise é averiguar a qualidade da aquisição do sinal, tanto é que os sinais foram sobrepostos propositalmente. Idealmente, espera-se que ambos os sinais fossem iguais para uma aquisição de sinais na mesma frequência. Entretanto, como pode ser observado, isso não ocorre na prática. Essa eventualidade decorre das inúmeras imperfeições presentes no sistema, tanto em questão de *hardware* quanto de *firmware*. Ainda assim, é possível verificar a ocorrência dos eventos de mastigação e deglutição ocorrendo no sinal.

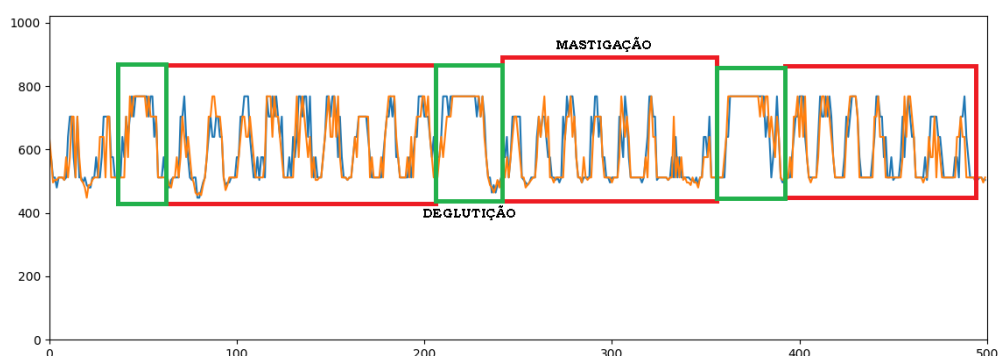


Figura 19 – Comparação de aquisição de sinais na frequência de 1 MHz (laranja) e 1 MHz (azul) em momentos distintos

Fonte: Autoria própria

Pela Figura 19 buscou-se fazer a mesma análise da figura anterior, com uma frequência maior. No caso a frequência é de 1 MHz para ambos os sinais, sendo que para esse caso também é possível constatar a ocorrência dos eventos de mastigação e deglutição.

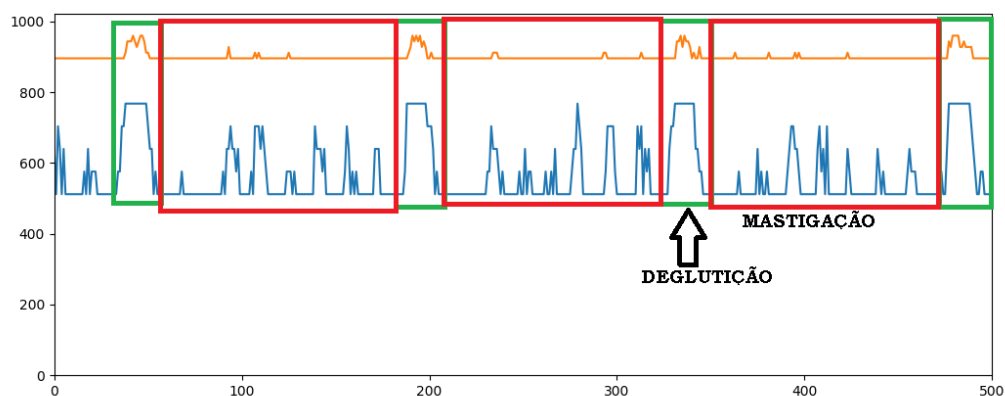


Figura 20 – Comparação de aquisição de sinais na frequência de 50 kHz (laranja) e 200 kHz (azul)

Fonte: Autoria própria

Uma comparação entre as frequências de 50 kHz e 200 kHz é apresentada na Figura 20. Nesse caso, o sinal de maior frequência se sobressaiu na análise do sinal, podendo distinguir bem os eventos de mastigação e deglutição. O fato interessante da análise dessas duas frequências, é que pode ser observado no sinal de frequência menor uma similaridade com o outro sinal, especialmente nas ocorrências de deglutição, quando a largura da onda é maior. Dito isso, é possível afirmar que há uma atenuação para o sinal de frequência de 50 kHz.

Apesar de uma maior presença de ruídos nos sinais, ainda é possível constatar na Figura 21 os eventos de mastigação e especialmente os de deglutição ocorrendo. A deglutição apresenta um sinal muito mais característico devido a sua duração. No gráfico são apresentados os sinais na frequência de 100 kHz e 1 MHz. Para essa situação é interessante observar a similaridade entre os sinais, com exceção de alguns picos de ruídos, mais presentes no sinal em azul.

As frequências dos sinais na Figura 22 são de 100 kHz e 2 MHz. Nessa situação os dois sinais apresentaram comportamentos similares, assim como no caso anterior. Entretanto, o que se destaca no gráfico é a diferença de amplitude entre os dois sinais, sendo para a frequência de 2 MHz o sinal ficou mais aparente.

O último teste realizado, apresentado na Figura 23 compara os sinais nas frequências de 100 kHz e 3 MHz, sendo esse o limite máximo que foi proposto analisar.

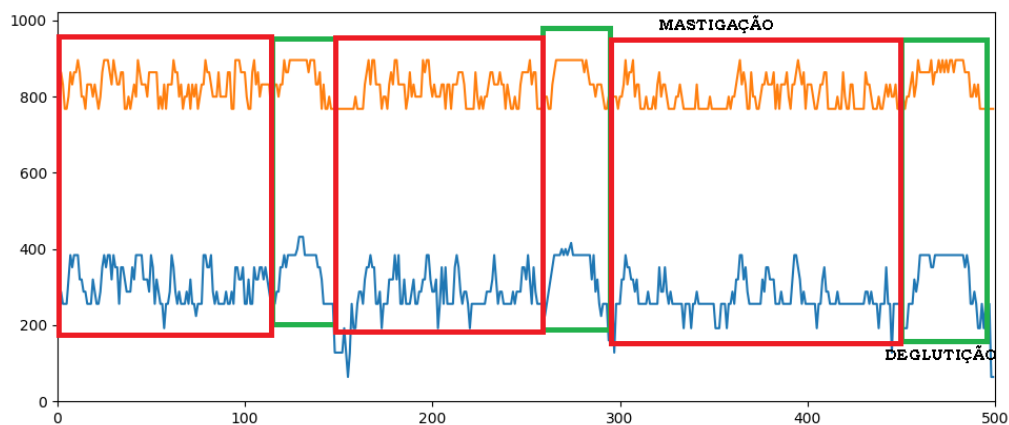


Figura 21 – Comparação de aquisição de sinais na frequência de 100 kHz (laranja) e 1 MHz (azul)

Fonte: Autoria própria

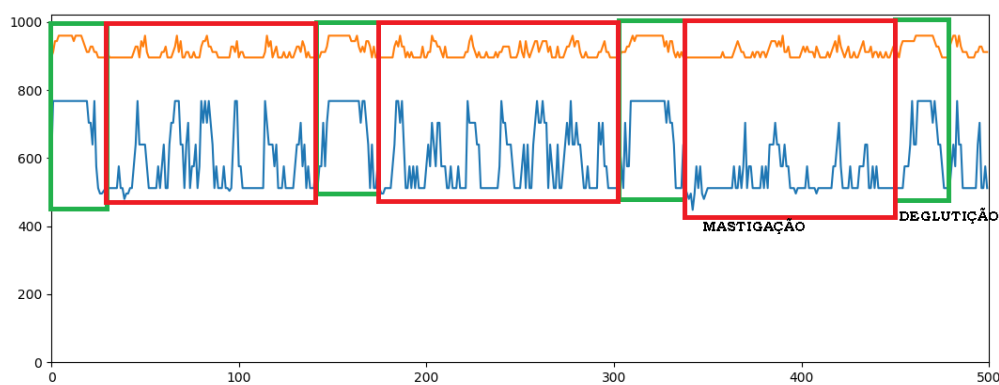


Figura 22 – Comparação de aquisição de sinais na frequência de 100 kHz (laranja) e 2 MHz (azul)

Fonte: Autoria própria

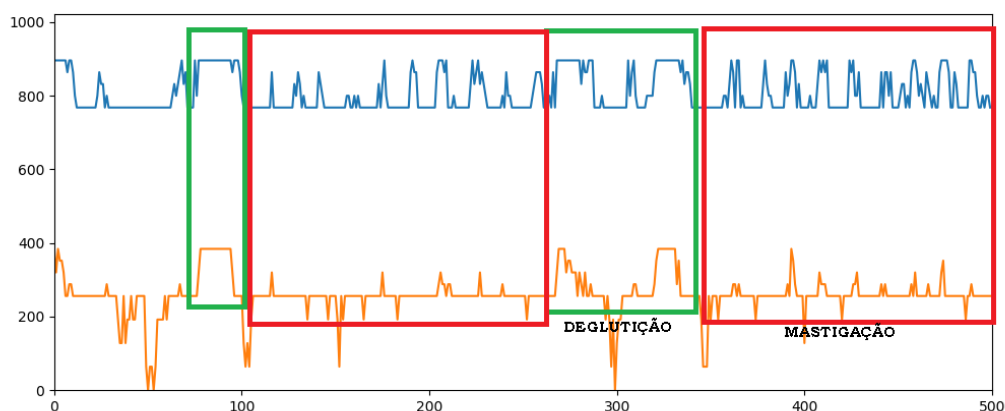


Figura 23 – Comparação de aquisição de sinais na frequência de 100 kHz (laranja) e 3 MHz (azul)

Fonte: Autoria própria

Aqui percebe-se a distorção no sinal para a maior frequência, não sendo possível realizar uma análise no sinal. De toda forma, ainda pode ser observada uma certa similaridade com o outro sinal, especialmente nos eventos de deglutição. Contudo, os ruídos desfiguram muito o sinal em laranja, podendo ser observado apenas alguns sinais de deglutição, os eventos de mastigação acabaram se perdendo em meio ao ruído, ou talvez no mal ajuste da referência do ADC.

Algumas frequências apresentaram respostas mais satisfatórias, como 200 kHz, 300 kHz, 500 kHz e até 1 MHz. As outras não apresentaram respostas tão boas quanto as demais. A qualidade na avaliação da resposta está associada a uma fácil observação no ocorrimto dos eventos de mastigação e deglutição. Por sua vez, essa análise está relacionada principalmente a presença de ruído no sinal, o que impacta negativamente na constatação dos fenômenos e também ao elevamento da amplitude do sinal durante o ocorrimto do evento em si.

Para a frequência de 50 kHz, por exemplo, não foi possível observar no sinal quando ocorriam os eventos de mastigação comparando com o outro sinal amostrado (com outra frequência) para o mesmo teste de aquisição de sinal. Nesse caso, é de esperar que para frequências menores do que 50 kHz os resultados sejam ainda mais insatisfatórios.

A faixa de frequência analisada e os resultados obtidos estão compatíveis com a de outros trabalhos envolvendo eletroglotografia. Poderia ser trabalhado algumas frequências mais elevadas do que a de 3 MHz que foi a máxima analisada nesse trabalho, uma vez que sistemas de eletroglotografia trabalham até 5 MHz. Contudo, para o sistema utilizado na realização dos testes de aquisição, o sinal de resposta para

3 MHz não foi muito adequado, considerando que a constatação dos eventos não fica clara como em muito dos outros casos para as outras frequências.

Assim, para esse sistema prototipal disponível é necessário limitar a análise do sinal entre 200 kHz à 1 MHz, e caso almeje-se adquirir sinais com uma frequência mais alta que dessa faixa seria necessário manufaturar uma nova PCI, podendo ser utilizada as mudanças propostas no trabalho.

6 CONCLUSÕES

As simulações, tendo apresentado resultados coerentes e desejados, permitem que a implementação prática da manufatura de uma nova PCI possa utilizar os circuitos aprimorados propostos, no caso de que algum trabalho futuro venha a ser desenvolvido nessa linha, tanto pelo autor quanto a quem venha consultar esse trabalho.

Por tratar-se também de uma versão preliminar esse sistema possui algumas falhas, como é de se esperar, e que poderão vir a serem corrigidas em trabalhos futuros. Isso pode ser observado nos testes de aquisição de sinal que utilizaram o sistema desenvolvido previamente e que foram abordados e discutidos no Capítulo 4. Um dos principais índices de falha diz respeito a sensibilidade do sinal, visto que a fim de obter um resultado coerente é preciso que a pessoa que esteja sendo alvo da aquisição do sinal precisa manter a cabeça imóvel. Isso é necessário já que ao rotacionar o crânio o músculo do pescoço acaba movendo-se, o que acaba interferindo na amostragem do sinal.

O sistema também foi avaliado com o pensamento de ser implementado na avaliação do comportamento ingestivo de ruminantes. Entretanto, devido a essa característica de não poder haver movimentação no crânio da pessoa ou animal que está sendo alvo do teste, essa aplicação acabaria sendo possivelmente inviabilizada. Assim, a eletroglotografia não poderia ser muito adequada para um sistema desenvolvido para essa aplicação, a não ser que seja desenvolvida uma solução que possa contornar esse problema.

Outros problemas estão presentes no sistema previamente desenvolvido além desses. O detector de pico implementado nessa versão não apresenta bom resultado para frequências muito altas, o que pode ser a causa do mal desempenho do sistema na aquisição dos sinais para a frequência máxima analisada de 3 MHz. Pelos testes de aquisição de sinal é possível ver que a presença de ruídos no sinal interferia muito na avaliação do mesmo, por isso foi necessário mudar os resistores a fim de aumentar a corrente de saída do circuito para tentar melhorar a resposta do sinal. Como essa alteração é mais simples de ser realizada na PCI, ela pode ser feita com base na placa do sistema pronto. A melhoria no detector de pico sugerida precisaria de ser feita em uma nova PCI.

Além das alterações propostas em relação aos circuitos auxiliares, outras mudanças também podem vir a ajudar a melhorar no desempenho de um novo sistema de aquisição caso o mesmo venha a ser produzido. Uma delas diz respeito aos eletrodos

usados. Poderiam ser testados outros modelos a fim de melhorar o sinal amostrado. Como não haviam muitos modelos disponíveis, ateve-se as opções dispostas.

Feita essa exposição, coloca-se aqui a evidência de uma das dificuldades presentes na elaboração de circuitos que é a inúmera quantidade de problemas e defeitos que podem ocorrer, além das imperfeições que são consideradas e desconsideradas no projeto. Da mesma forma, existem diversas maneiras de se aprimorar o sistema, sendo que muitas dessas dependem dos componentes do circuito, os quais muitas vezes não podem ser acessados com facilidade, normalmente pela falta de algum recurso.

Por meio desse trabalho almeja-se contribuir para o enriquecimento dos assuntos envolvendo eletroglotografia, especialmente envolvendo experimentos com animais e seres humanos no estudo do comportamento ingestivo.

Na elaboração desse trabalho foi possível agregar ainda mais conhecimentos relacionados à eletrônica ao estudar e analisar mais a fundo os circuitos do sistema a fim de agregar melhorias nos seus resultados e, principalmente, aprofundar mais os conhecimentos sobre eletroglotografia, aquisição de sinais, comportamento ingestivo de ruminantes e demais assuntos envolvidos.

Como possibilidade para trabalhos futuros, aproveitando o desenvolvimento desse, pode-se implementar um algoritmo que fizesse a aquisição das partes do sinal com o perfil de deglutição e mastigação e extraísse características para um classificador, resultando então na detecção desses eventos automaticamente.

7 REFERÊNCIAS

- ALBRIGHT, J. L. **Nutrition and feeding calves: Feeding behavior of dairy cattle.** Journal of Dairy Science, v.76, n.2, p.485-498, 1993.
- ALMEIDA, M. A. F. **Filtragem digital de sinais biomédicos.** 116f. Dissertação de Mestrado. UFSC, Florianópolis, 1997.
- ANALOG DEVICES. Datasheet: AD9833. Electronic Publication, 2003.
- ANALOG DEVICES. 2019. **Filter Wizard.** Disponível em: <https://www.analog.com/designtools/en/filterwizard/>. Acesso em: 30 set. 2019.
- ANUDEV, J.; RAGLEND, I. Jacob. **Analytical study of howland current source model.** 2012.
- BERTEMES-FILHO, P. *et al.* **High Accurate Howland Current Source: Output Constraints Analysis.** Circuits and Systems, Vol. 4 No. 7, 2013.
- BORN, R. S. **Filtros Adaptativos Aplicados a Sinais Biomédicos.** UFPel, 2000.
- BRONZINO, J. D. **The Biomedical Engineering Handbook.** 2. Ed. New York: IEEE Press, 2000.
- BUCKENS, P. F.; VEATCH, M. S. **A high performance peak-detect and hold circuit for pulse height analysis.** Conference Record of the 1991 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Santa Fe, NM, USA, pp. 723-727 vol.1. 1991.
- CANTÓN, I. *et al.* **Signal generator based on a chaotic circuit.** Analog Integrated Circuits and Signal Processing. 66. 309-313. 10.1007/s10470-010-9558-5. 2011.
- CHATWIN, Chris; QURESHI, T.R.; WANG, Wei. **Bio-impedance Excitation System: A Comparison of Voltage Source and Current Source Designs.** APCBEE Procedia, Volume 7, Pages 42-47, ISSN 2212-6708, 2013.
- ELETRONUTS LAB. 2019. **Plotting real-time data from Arduino using Python.** Disponível em: <https://electronut.in/plotting-real-time-data-from-arduino-using-python/>. Acesso em: 07 jun. 2019.
- ELLIOTT, R. **Peak Detection Circuits.** Application Note AN014. 2017.
- FABRE, P. **Un prodede électrique percutane d'inscription de l'accolement glottique au cours de la phonation: glottographie de haute fréquence.** Premiers resultats. Bull Acad Natl Med.;141:66–69. 1957.

- FAROOQ, Muhammad *et al.* **A novel approach for food intake detection using electroglottography.** *Physiological measurement* 35 5: 739-51. 2014.
- FAROOQ, M.; SAZONOV, E. **A Novel Wearable Device for Food Intake and Physical Activity Recognition.** Leonhardt S, Teichmann D, eds. *Sensors* (Basel, Switzerland);16(7):1067. doi:10.3390/s16071067. 2016.
- FELDMAN, M. **Estudo e simulação de um conversor A/D do tipo redistribuição de carga.** Porto Alegre, 2013.
- FIOCRUZ. 2019. **O que é ENGENHARIA BIOMÉDICA?** Disponível em: <http://www.juventudect.fiocruz.br/engenharia-biomedica>. Acesso em: 16 set. 2019.
- FLOYD, Thomas. **Sistemas Digitais: Fundamentos e Aplicações.** 9ª ed. São Paulo: Artmed, 888 p. 2007.
- FONSECA, E. A. K.; BERTOTTI, F. L. **Estudo e desenvolvimento de um sistema de aquisição de sinais de eletroglotografia para avaliação do comportamento ingestivo de ruminantes.** 2018.
- GAYDECKI, Patrick. **New real-time algorithms for arbitrary, high precision function generation with applications to acoustic transducer excitation.** *Journal of Physics: Conference Series.* 178. 012015. 10.1088/1742-6596/178/1/012015. 2009.
- GESELOWITZ, D. B.; GESELOWITZ, M. N. **The Bioelectrical Century: Bioelectrical Engineering and the "Inside Story" of the Electrical Century.** In: *Proceedings of the IEEE, Proceedings...* oct. 1999. v. 87, n. 10, p. 1842-1846. 1999.
- GRUITER, Arthur François de. **Amplificadores operacionais: fundamentos e aplicações.** São Paulo: McGraw-Hill, 1988.
- GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica.** Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1997.
- HAMPALA, Vít *et al.* **Relationship Between the Electroglottographic Signal and Vocal Fold Contact Area.** *Journal of Voice, Volume 30, Issue 2, Pages 161-171,ISSN 0892-1997.* 2016.
- HBM. 2019. **O que é um condicionador de sinal?** Disponível em: <https://www.hbm.com/pt/7339/o-que-e-um-condicionador-de-sinal-funcoes/>. Acesso em: 19 out. 2019.
- KAPOOR, Rajiv; BATRA, Padma. **A Comparative Study of Current Sources used in Bioimpedance Measurement Systems.** 1. 87-89. 2011.
- KOTON, Jaroslav *et al.* **Precision Full-wave Rectifier Using Current Conveyors and Two Diodes.** ICN. 2012.

- LANGHAMMER, Lukas; JERABEK, Jan. **Precision Full-Wave Rectifiers with Current Active Elements and Current Biasing**. International Journal of Advances in Telecommunications, Electrotechnics, Signals and Systems. 2. 10.11601/ijates.v2i2.48, 2013.
- NATIONAL INSTRUMENTS. 2019a. **O que é aquisição de dados?** Disponível em: <http://www.ni.com/data-acquisition/what-is/pt/>. Acesso em: 19 out. 2019.
- NATIONAL INSTRUMENTS. 2019b. **O que é condicionamento de sinal?** Disponível em: <https://www.ni.com/pt-br/innovations/white-papers/09/what-is-signal-conditioning.html>. Acesso em: 19 out. 2019.
- NICOLOSI, Denys E. Campion. **Microcontrolador 8051 detalhado**. 2ª edição. São Paulo: Editora Érica Ltda, 2000.
- ONUKEI, D. M. **Sistema de Análise em Frequência de Filtros Analógicos**. UnicenP, Curitiba, 2005.
- OPPENHEIM; R. W., SCHAFER; J. R. BUCK. **Discrete-Time Signal Processing**. Prentice Hall, 2ª ed., 1999.
- PEREIRA, Fábio. **Microcontroladores família MSP430: Teoria e Prática**. 1. ed. São Paulo: Érica, 2005.
- PERTENCE JUNIOR, Antônio. **Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos**. 6ª edição. São Paulo: Bookman, 2003.
- PRANDONI, Paolo; VETTERLI, Martin. **Signal Processing for Communications**. 2008.
- RAZAVI, B. **Principles of Data Conversion System Design**. Wiley - IEEE PRESS, 1995.
- RIEBOLD, B. *et al.* **Multisensor Classification System for Triggering FES in Order to Support Voluntary Swallowing**. European Journal of Translational Myology; 26(4):6224. doi:10.4081/ejtm.2016.6224. 2016.
- SANTOS, G.; BATISTA, Pablo. **Análise do desempenho do AD9835 para a geração de um sinal senoidal**. Notas técnicas. 3. 15-19. 10.7437/NT2236-7640/2013.01.002. 2013.
- SARVAIYA, Jignesh *et al.* **An Impedance Detector for Glottography**. IETE Journal of Research. 55. 10.4103/0377-2063.54892, 2009.
- SMAR. 2019. **Condicionamento de Sinais Analógicos e Sensores**. Disponível em: <http://www.smar.com/brasil/artigo-tecnico/condicionamento-de-sinais-analogicos-sensores>. Acesso em: 19 out. 2019.

SCHREIER, R.; TEMES, G. **Understanding Delta-Sigma Data Converters**. Wiley - IEEE Press, 2005.

TEXAS INSTRUMENT. 2019. **MSP430G2553**. Disponível em: <http://www.ti.com/product/MSP430G2553>. Acesso em: 25 set. 2019.

TOCCI, Ronald J.; WIDMER, Neal S.; MOSS, Gregory L. **Sistemas Digitais: Princípios e Aplicações**. 10^a ed. São Paulo: Pearson, 830 p. 2007.

UFSC. 2019. **Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica**. Disponível em: <https://ppgeel.posgrad.ufsc.br/areas-de-conhecimento/processamento-de-informacao/engenharia-biomedica/>. Acesso em: 15 out. 2019.

WIETHAN, Fernanda *et al.* **The use of electroglottography, electromyography, spectrography and ultrasound in speech research - theoretical review**. Rev. CEFAC [online], vol.17, suppl.1 [cited 2018-06-24], pp.115-125. 2015.