

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**PROPOSTA DE UM DISPOSITIVO PORTÁTIL
DE ELETROMIOGRAFIA PARA O DIAGNÓSTICO
E BIOFEEDBACK DO BRUXISMO EM VIGÍLIA**

Rebeca Helen Silva de Sousa

Brasília, Dezembro de 2019



**ENGENHARIA
MECATRÔNICA**
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Tecnologia
Curso de Graduação em Engenharia de Controle e Automação

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**PROPOSTA DE UM DISPOSITIVO PORTÁTIL
DE ELETROMIOGRAFIA PARA O DIAGNÓSTICO
E BIOFEEDBACK DO BRUXISMO EM VIGÍLIA**

Rebeca Helen Silva de Sousa

*Relatório submetido como requisito parcial de obtenção
de grau de Engenheiro de Controle e Automação*

Banca Examinadora

Prof. Jones Yudi, ENM/UnB
Orientador

Profa. Andrea Santos, ENM/UnB
Coorientador

Prof. Daniel Chaves Café, ENE/UnB

Brasília, Dezembro de 2019

FICHA CATALOGRÁFICA

REBECA, SOUSA

Proposta de um dispositivo portátil de eletromiografia para o diagnóstico e biofeedback do bruxismo em vigília,

[Distrito Federal] 2019.

x, 101p., 297 mm (FT/UnB, Engenheiro, Controle e Automação, 2015). Trabalho de Graduação – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

1. Bruxismo

2. Eletromiografia

3. Biofeedback

I. Mecatrônica/FT/UnB

II. Título (Série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

SOUSA, REBECA, (2018). Proposta de um dispositivo portátil de eletromiografia para o diagnóstico e biofeedback do bruxismo em vigília. Trabalho de Graduação em Engenharia de Controle e Automação, Publicação FT.TG-n°022, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 101p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Rebeca Helen Silva de Sousa

TÍTULO DO TRABALHO DE GRADUAÇÃO: Desenvolvimento de um dispositivo portátil de biofeedback para tratamento do bruxismo em vigília

GRAU: Engenheiro

ANO: 2019

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias deste Trabalho de Graduação e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desse Trabalho de Graduação pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

Rebeca Helen Silva de Sousa

CAAC chácara 55, nº 16, Guará I.

71090-655 Brasília – DF – Brasil.

Agradecimentos

Primeiramente a Deus, que com sua graça me permitiu essa experiência, mostrando sempre o caminho e me dando forças para superar os desafios que foram essenciais para meu crescimento.

Aos meus pais José Edimar e Maria do Socorro, por serem meus exemplos. Sou grata por todo o incentivo, pelas orações e por sempre me apoiarem na busca pelos meus objetivos. Obrigada pela compreensão que tiveram durante o período de realização desse trabalho. Ao meu irmão José Edimar Júnior, que esteve sempre ao meu lado durante essa caminhada.

A Prof.^a Andrea Santos e ao Prof. Jones Yudi, pela oportunidade de desenvolver esse trabalho, por me orientarem, pela disponibilidade, pelo suporte, correções e sugestões que me apresentaram. Obrigada pela oportunidade de aprender e expandir meu conhecimento, e por me mostrarem novos caminhos dentro da engenharia. Ao Laboratório Aberto (LAB), pela oportunidade de expandir esse projeto, por disponibilizar seu espaço físico, que serviu de apoio para que eu pudesse concluir esse trabalho.

Aos meus amigos Kamila Sousa, Thalya Cristina, Thamires de Pontes, Maria Clara Monteiro e Thiago Holanda, por não me deixarem desistir, por se mostrarem presentes e me apoiarem quando mais precisei. Aos meus amigos Gabriel Pires, Ada Carine, Gabrielle Rodrigues, Gabriel Teixeira, Bárbara Maria, Mariana Coutinho, Bertha Lui, Critiele Gonçalves, Daniel Bauchspiess, Bianca Boueri e Abdullah Zaiter, por acreditarem sempre nos meus sonhos, por compreenderem minha ausência durante esse período. Agradeço por serem parte essencial da minha formação. Sou grata a todos vocês por me ajudarem no meu aprimoramento profissional e pessoal.

Agradeço aos meus amigos Anderson Rodrigues, Sara Gomes, Thiago de Holanda, por dividirem comigo a jornada de desenvolver o trabalho de conclusão de curso, pelas noites que trabalhamos juntos, pelo auxílio e apoio que foram fundamentais na elaboração desse trabalho.

Agradeço a Equipe Droid, pela oportunidade de aprender e trabalhar com o que amo, pelos materiais fornecidos que foram de grande importância na elaboração desse trabalho. Aos meus amigos da equipe, que dividiram comigo as experiências enriquecedoras que tive a oportunidade de viver durante a trajetória da minha formação.

Rebeca Helen Silva de Sousa

RESUMO

Esse trabalho descreve a pesquisa de viabilidade e o desenvolvimento de protótipo de um sensor eletromiográfico para um dispositivo portátil de *biofeedback* para bruxismo em vigília. Na implementação do protótipo foram utilizadas amplificadores e filtros para condicionar do sinal proveniente do músculo temporal. Os sinal de saída foi visualizado em um osciloscópio. Os resultados mostraram que é possível reconhecer o sinal eletromiográfico com alimentação e circuito compatíveis com a aplicação portátil. Concluiu-se que essas tecnologias são viáveis para essa implementação e que é possível servirem de auxílio no tratamento do bruxismo. As etapas de filtragem e amplificação permitiram identificar a atividade muscular, a amplitude do sinal de saída ainda é baixa para ser aplicada a entradas de microprocessadores.

Palavras Chave: Bruxismo, Eletromiografia, Biofeedback.

ABSTRACT

This paper describes the feasibility research and prototype development of an electromyographic sensor applied in a portable biofeedback device for waking bruxism. In the prototype implementation, amplifiers and filters were used to condition the signal from the temporal muscle. The output signals were observed on an oscilloscope. The results showed that it is possible to recognize the electromyographic signal with power and circuit compatible with the portable application. It was concluded that these technologies are viable for this implementation and that they can be used as an aid in the treatment of bruxism. The filtering and amplification steps allowed to identify the muscle activity, the output signal amplitude is still low to be applied to microprocessor inputs.

Keywords: Bruxism, Electromyography, Biofeedback.

SUMÁRIO

1	Introdução	1
1.1	OBJETIVOS	2
1.1.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	2
2	Revisão Bibliográfica	3
2.1	BRUXISMO	3
2.1.1	TRATAMENTOS E CONTROLE CONSCIENTE	4
2.2	BIOFEEDBACK	4
2.3	BIOPOTENCIAIS	5
2.3.1	ELETROMIOGRAFIA	6
2.3.2	ELETROMIGRAFIA E BRUXISMO	7
2.4	AQUISIÇÃO E CONDICIONAMENTO DE SINAIS EMG	8
2.4.1	AMPLIFICADOR DIFERENCIAL	9
2.4.2	AMPLIFICADORES DE INSTRUMENTAÇÃO	10
2.4.3	FILTROS DE SINAIS ANALÓGICOS	12
2.4.4	FILTRO PASSA-BAIXA	12
2.4.5	FILTRO PASSA-ALTA	13
2.4.6	RETIFICAÇÃO	13
3	Proposta do Dispositivo	15
3.1	PROJETO DE SISTEMA DE PRODUÇÃO	15
3.1.1	PROCESSO DE DESENVOLVIMENTO DE PRODUTO	15
3.2	SOLUÇÃO PROPOSTA	17
3.2.1	ESCOPO DO PRODUTO	17
3.2.2	SENSOR ELETROMIOGRÁFICO	19
4	Metodologias	20
4.1	ALIMENTAÇÃO	20
4.2	ELETRODOS	21
4.2.1	AMPLIFICAÇÃO	22
4.3	FILTRO PASSA-ALTA	23
4.4	FILTRO PASSA-BAIXAS	23

5	Resultados	24
5.1	AMPLIFICAÇÃO	24
5.2	FILTRO PASSA-ALTA	25
5.3	FILTRO PASSA-BAIXA	26
5.4	DISCUSSÃO	27
6	Conclusões	29
6.1	TRABALHOS FUTUROS	30
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	31
	Anexos	34

LISTA DE FIGURAS

2.1	Comportamento do potencial na membrana celular.	6
2.2	Posicionamento de eletrodos na configuração bipolar.	7
2.3	Posicionamento dos eletrodos nos músculos masseter e temporal.	8
2.4	Esquemático do amplificador Diferencial.	9
2.5	Esquemático do amplificador de instrumentação.	11
2.6	Esquemático do filtro passa baixa.....	12
2.7	Esquemático do filtro passa alta passivo.....	13
2.8	Retificador de precisão (Retificado de onda completa).	14
3.1	Etapas do processo de desenvolvimento de produtos.....	16
3.2	Etapas do desenvolvimento de produto elaboradas em PSP6.	16
3.3	Escopo do Produto.....	18
3.4	Fluxo da informação no dispositivo.....	18
3.5	Modelo simplificado do protótipo do sensor.....	19
4.1	Esquemático da alimentação.....	20
4.2	Eletrodos utilizados.	21
4.3	Posicionamento dos eletrodos no músculo temporal.	21
4.4	Circuito integrado do amplificador de instrumentação - INA 128.....	22
4.5	Filtro passa-baixa projetado.	23
4.6	Filtro passa-baixa projetado.	23
5.1	Saída verificada no osciloscópio no repouso.....	24
5.2	Saída verificada no osciloscópio na contração.....	25
5.3	Saída verificada no osciloscópio no repouso.....	25
5.4	Saída verificada no osciloscópio na contração.....	26
5.5	Saída verificada no osciloscópio no repouso.....	26
5.6	Saída verificada no osciloscópio na contração.....	27
6.1	Modelo simplificado do protótipo do sensor com destaque nas etapas desenvolvidas .	29
6.2	Detalhe do escopo do projeto com destaque nas etapas desenvolvidas.....	30

LISTA DE TABELAS

3.1	Tabela com requisitos do cliente levantados no projeto.....	17
-----	---	----

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolos Latinos

V Volts [m/s]

Símbolos Gregos

ω Velocidade angular [rad/s]

Grupos Adimensionais

i, k Contador

Subscritos

ref referência
fer ferramenta
sis sistema
des desejado

Sobrescritos

\cdot Variação temporal
 $-$ Valor médio

Siglas

RMS *Root Mean Square*
EMG Eletromiografia
CMRR *Common Mode Rejection Ratio*
PSP Projeto de Sistemas de Produção
PDP Processo de Desenvolvimento de Produto

Capítulo 1

Introdução

As doenças que acometem os músculos mastigatórios são conhecidas como disfunções temporomandibulares (DTM). Geralmente causa dores, limitação da função mandibular. Além de problemas esqueléticos e lesões na articulação temporomandibular (ATM), essas disfunções estão muitas vezes relacionadas com fatores psicológicos e neuromusculares. Por isso a abordagem para um tratamento deve se de caráter interdisciplinar [Donnarumma et al., 2010].

O bruxismo é definido pelo ato parafuncional de apertar ou ranger os dentes, que pode ocorrer em vigília ou durante o sono e de forma consciente ou inconsciente [Pereira et al., 2006]. O bruxismo em vigília é caracterizado pelo apertamento dos dentes e pode ocorrer sem ter causa certa (idiopático) ou na presença na desordem neurológica ou psiquiátricas.

Ainda não é possível estabelecer um tratamento padrão, já que cada indivíduo deve ser separadamente avaliado e tratado. Há um tratamento com placas de repouso para prevenir danos às estruturas orofaciais e aliviar dor [Alóe et al., 2003]. Outra forma é um tratamento comportamental, que consiste em formas de educar o paciente sobre o controle consciente, dessa forma atingindo a resolução da maioria dos sintomas [Pereira et al., 2006]. O que é recomendado é a identificação dos possíveis fatores desencadeantes, a fim de que paciente tenha auto-consciência da situação.

O diagnóstico do bruxismo é feito geralmente quando já houve danos físicos aos paciente como a deterioração dos dentes. Para identificar o bruxismo de forma prévia e conscientizar o paciente dos sintomas, é possível recorrer ao *biofeedback*. Os autores [Kardachi and Clarke, 1977] definem o *biofeedback* como o controle voluntário dos estados psicológicos e fisiológicos. Em outras palavras, seria o ato de perceber e controlar suas ações.

Com o objetivo de aplicar o processo de desenvolvimento de produto, alunos do curso de Projeto de Sistemas de Produção (PsP6) de Engenharia de Produção da Universidade de Brasília, propuseram uma solução que visa o tratamento do bruxismo em vigília utilizando o *biofeedback*. Nesse projeto, um estudo de viabilidade foi realizado como a análise de potencial de mercado, a análise tecnologias antigas e atuais, base de patentes, aspectos relevantes sobre a legislação e avaliação do custo meta do produto.

Com base nesse estudo prévio, a solução proposta é a utilização de eletromiografia, que analisa

os sinais bioelétricos nos músculos [Webster, 2009], que será utilizada em um dispositivo portátil fixo ao rosto. Esse dispositivo atuará enviando o sinal condicionado para um *smartphone*, por meio de tecnologia *bluetooth*. Entregando as informações ao usuário por meio de gráficos e sinais visuais e sonoros.

Este trabalho se baseia na proposta apresentada no projeto de PsP6 e propõe a confecção de um protótipo funcional para identificação do bruxismo em vigília, diferenciando-se de tecnologias existentes que focam no bruxismo noturno. Além disso, desenvolver um sistema não-invasivo. Para isso será feita a prototipagem de um sensor eletromiográfico que atenda os requisitos de implementação desse dispositivo.

1.1 Objetivos

O presente estudo tem como objetivo principal desenvolver um protótipo funcional de um sensor eletromiográfico para identificação do bruxismo em vigília.

Para isso o protótipo deve identificar o sinal proveniente do bruxismo por meio de eletrodos e fazer o condicionamento do sinal. De forma que atenda os requisitos de entrada de um microprocessador.

O estudo também procura fazer a seleção das tecnologias de identificação do sinal e fazer o tratamento do mesmo para minimizar os ruídos. Com esse protótipo, espera-se validar a utilização da EMG como maneira confiável de identificar e monitorar o bruxismo em vigília e trazer auxílio ao tratamento desse distúrbio. Dessa forma validar essa etapa de desenvolvimento do dispositivo proposto.

1.1.1 Objetivos Específicos

- Realizar a viabilidade técnica do sensor;
- Identificar atividade muscular temporal por meio de eletromiografia;
- Diminuir ruídos;
- Condicionar o sinal para ser entregue a um microprocessador;
- Validar a utilização de eletromiografia para aplicação portátil.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

2.1 Bruxismo

O bruxismo é uma disfunção temporomandibular (DTM) que se caracteriza pelo contato estático ou dinâmico dos dentes que ocorrem fora das funções normais da mastigação ou deglutição. Geralmente é inconsciente e pode ser na forma de apertamento ou ranger dos dentes. O termo bruxismo vem do grego *bruchein*, significa apertamento ou atrito entre os dentes sem finalidades funcionais. Em 1907 foi utilizado pela primeira vez na literatura odontológica, como "Bruxomania", e em 1931 o termo "Bruxismo" começou a ser utilizado [Teixeira et al., 1995] [BAHILS, 1999][Rodrigues et al., 2006][ARNOLD, 1981].

O autor [Mohl et al., 1989] classificou o bruxismo em noturno e em vigília, cada um com etiologias diferentes. A atividade parafuncional que acontece durante o dia consiste em apertar os dentes, enquanto a noturna está mais relacionada ao ranger dos dentes. Na atividade diurna é comum manter os dentes em contato e aplicar uma grande força [Rodrigues et al., 2006].

Não há uma certeza sobre a etiologia do bruxismo, uma vez que é uma desordem complexa e multifatorial, é com frequência difícil de ser identificada. Essa condição tem sido associada ao estresse emocional e a fatores psicoemocionais, que também são considerados agravantes. Os pacientes bruxômanos submetidos à tensão, estresse e ansiedade tendem a descarregar as tensões emocionais no sistema estomatognático. Os fatores etiológicos que são associados a essa disfunção podem ser classificados em dentais, sistêmicos, psicoemocionais, idiopáticos, ocupacionais e nutricionais. As mais predominantes são aquelas que estão ligadas aos fatores de origem dental como o padrão de movimento mandibular, a posição dental, tipo de oclusão, mobilidade, morfologia, contatos prematuros e restaurações [ARNOLD, 1981][Teixeira et al., 1995][BAHILS, 1999].

O diagnóstico do bruxismo é complexo pois qualquer indivíduo pode apresentar alguma parafunção ligada aos músculos mastigatórios, a diferença é a duração e a intensidade das contrações, que são maiores em paciente bruxômano. Por isso essa disfunção geralmente é identificada quando já há danos aos pacientes que costumam relatar fadiga e dor muscular causando limitações na abertura da boca, também informam que foram alertados por pessoas do seu convívio. O diagnóstico pode ser feito através de um exame clínico no qual é observado o desgaste nos dentes. Os da-

nos mais comuns causados pelo bruxismo são os efeitos na dentição, nos músculos mastigatórios, na articulação temporomandibular (ATM) e dor de cabeça, além de efeitos comportamentais e psicológicos. Os danos são em sua maioria irreversíveis, por isso a importância do diagnóstico precoce [BAHILS, 1999] [Teixeira et al., 1995]

2.1.1 Tratamentos e Controle Consciente

As principais intervenções clínicas em relação ao bruxismo são visando a proteção do dente e redução dos sintomas, como a redução do rangido e focando no alívio da dor facial. A placa oclusal é o tratamento mais relacionado ao bruxismo noturno. Ela recobre todos os dentes, alterando para redistribuir forças e prevenindo desgastes e mobilidade dental. No bruxismo em vigília são realizadas técnicas que visam autocontrole e monitoramento do hábito por parte do paciente [BAHILS, 1999][Bader and Lavigne, 2000]. O objetivo é reduzir ao mínimo da tensão emocional do indivíduo, minimizar as interferências oclusais, melhorar o padrão de contração, estiramento e repouso alterado da musculatura [Kardachi et al., 1978]. Isso é feito diminuindo o estresse psicológico do indivíduo através de exercícios de relaxamento. Como os apertamentos do dente são durante o dia, é possível a percepção e o controle de forma voluntária [Pereira et al., 2006].

Para o paciente perceber a existência da parafunção e buscar o controle voluntário é fundamental criar estratégias de controle do hábito, como o uso de lembretes visuais que alertem para o não apertamento. A pessoa com bruxismo deve compreender que pode ter total controle sobre a parafunção diurna de maneira consciente [Bader and Lavigne, 2000]. Uma vez que o paciente percebe a atividade do bruxismo pode treinar de forma a evitar o contato entre os dentes (O contato normal entre os dentes é em média 20 minutos/dia)[Pereira et al., 2006].

2.2 Biofeedback

A retroalimentação biológica (*biofeedback*) é uma técnica de treinamento que permite modificar o comportamento com o uso de instrumentos. O paciente recebe as informações fisiológicas que foram captadas, processadas e enviadas de volta através das vias sensoriais [Castelnuovo et al., 2016].

O *biofeedback* se baseia no princípio do condicionamento operante, teoria desenvolvida por [Skinner, 1990] que explica sobre a possibilidade de modelar o comportamento de organismos ao oferecer recompensas e punições em sequência. Este condicionamento pode ser utilizado para treinar funcionamentos do corpo, que podem ser aprendidos como uso de instrumentos analógicos ou digitais [MONTEIRO, 2017].

Os sinais captados por esses instrumentos são processados e transformados em estímulos sensoriais. O *feedback* que será enviado aos pacientes devem ser estímulos compreensíveis, associados aos sinais biológicos recebidos e que despertem interesse do paciente [Kropotov, 2010]. Os meios mais comuns de enviar os estímulos são as visuais, nas quais os pacientes interajam com estímulos gráficos ou jogos expostos em monitores. Também é utilizado o meio auditivo, no qual os pacientes escutam sons ao atingir os objetivos desejados [MONTEIRO, 2017].

Essa técnica pode ser usada para relaxamento de músculos, inclusive os mastigatórios. O tratamento de bruxismo por meio de *biofeedback* baseia-se na possibilidade de pacientes bruxômanos perderem o hábito de apertar ou ranger os dentes aprendendo por meio desses estímulos sensoriais. Este método pode ser aplicado tanto em pacientes com bruxismo em vigília, como em pacientes com bruxismo noturno. No bruxismo em vigília, através de estímulos audiovisuais ligados aos sinais eletromiográficos, os pacientes são capazes de controlar a atividade muscular voluntariamente.[LOBBEZOO et al., 2008][Shetty et al., 2010]

2.3 Biopotenciais

Os potenciais elétricos resultantes da atividade eletroquímica das células excitáveis são chamados de biopotenciais. Essas células podem fazer parte dos tecidos nervosos, musculares e glandulares, elas apresentam um valor de potencial em repouso, e uma variação quando estão em ação [Webster, 2009].

As células excitáveis quando não recebem estímulos para executar alguma função, mantêm uma diferença de potencial de $-40mV$ a $-90mV$, com relação ao meio externo, causado pelo desequilíbrio de concentração iônica dentro e fora da célula e regulada pela membrana citoplasmática celular. Essa membrana é composta de um complexo lipoproteico muito fino, no estado de repouso é levemente permeável para cátions Na^+ e livremente permeável para K^+ e Cl^- . Essa diferença de permeabilidade para diferentes íons faz com que o interior da célula fique mais negativo que o exterior, São criados, portanto, dois potenciais elétricos, dentro e fora da célula de polaridade negativa e positiva, respectivamente. À medida que o equilíbrio ocorre, acaba o fluxo de íons e a diferença entre os potenciais elétricos interno e externo é então constante [Webster, 2009].

Uma outra característica das células excitáveis é a capacidade de conduzir um potencial de ação quando estimulada. O potencial de ação ativa as células excitáveis, despolarizando ou hiperpolarizando. Na despolarização a diferença de potencial aumenta o fluxo de íons, enquanto na hiperpolarização esse fluxo diminui [Webster, 2009].

A membrana citoplasmática é capaz de alterar sua permeabilidade. Na despolarização, aumenta a permeabilidade ao íon Na^+ , que tende a entrar na celular para compensar o excesso de cargas negativa. Nesse processo o potencial gerado pode chegar a até $+60mV$, em relação ao meio fora da célula. O fluxo de K^+ é atrasado em relação ao fluxo de Na^+ . Quando o fluxo de K^+ é ativado por completo leva a membrana a sofrer uma hiperpolarização, levando o potencial da célula de volta ao seu valor de repouso. Essa comportamento permite a ativação dos músculos e dos tecidos nervosos [Webster, 2009]. Esse comportamento é representado na Figura 2.1.

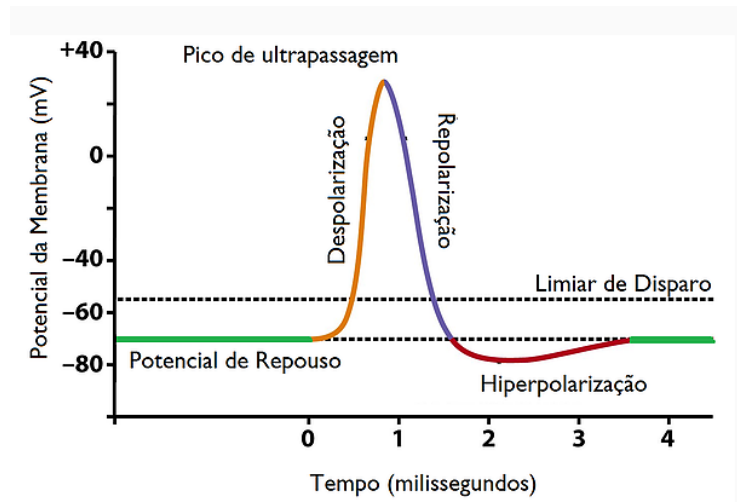


Figura 2.1: Comportamento do potencial na membrana celular.

Fonte: [Ribeiro, 2019]

Devido as correntes iônicas, os biopotenciais produzidas na membrana celular se propagam pelos tecidos próximos e podem ser medidas em pontos diferentes daqueles no qual foram originadas. Para medir esses potenciais é necessário a transformação das correntes iônicas em correntes eletrônicas, uma vez que a conexão entre o dispositivo de medição é feita por um eletrodo que possui um condutor metálico, no qual o transporte de cargas é por meio de elétrons livres. O registro desses biopotenciais se dá pela medição da diferença de potencial entre dois pontos na superfície do corpo [Cardoso, 2010].

2.3.1 Eletromiografia

A menor unidade de um músculo esquelético que pode ser ativada por um esforço voluntário é chamada de unidade motora, as fibras musculares que estão conectadas a essa unidade são contraídas ou ativadas de maneira síncrona. O sinal mioelétrico, de cada músculo, é composto pela soma dos vários potenciais de ação musculares, resultando nos diversos potenciais de ação de cada unidade motora [Webster, 2009][Reaz et al., 2006]. O estudo do registro desses sinais é conhecido como Eletromiografia (EMG).

O sinal EMG, da forma que é adquirido do músculo na contração, apresenta normalmente uma amplitude de distribuição próxima a gaussiana que varia em torno de 10 mV pico a pico e 1,5 mV (RMS). Quando os músculos estão relaxados a amplitude do sinal é pequena e considerada apenas ruído. A frequência do sinal varia de 5 a 10 kHz , as maiores potências estão localizadas entre 20 e 150 Hz , sendo que as potências acima de 250 Hz são muitas vezes desprezíveis [Reaz et al., 2006][De Luca, 2002].

A interface entre o corpo e um dispositivo de aquisição desses sinais é feita por eletrodos, que são posicionados na região do músculo acionado, para captar sua corrente iônica. Existem diversos tipos de eletrodos, invasivos e não invasivos, os de superfície são geralmente compostos

por um sistema Ag/AgCL associado a um gel condutor. Na configuração bipolar são utilizados três eletrodos, dois para a captação do biopotencial e uma como referência, assim como mostra a Figura 2.2. Com essa configuração é possível utilizar uma amplificação diferencial, que elimina parte dos ruídos, pois os sinais em comum aos dois eletrodos de captação serão subtraídos [De Luca, 1997].

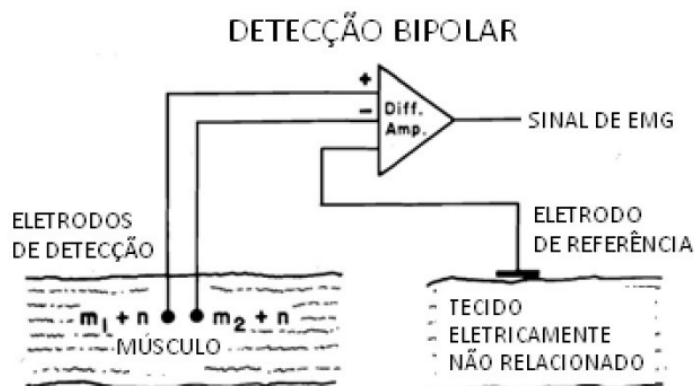


Figura 2.2: Posicionamento de eletrodos na configuração bipolar.

Fonte: [Benvegnú and de Souza, 2016]

Na captação do sinal EMG as principais interferências estão relacionadas ao sinal de músculos vizinhos e a ruídos provenientes de outros equipamentos eletromecânicos, que geralmente possuem uma frequência baixa, na faixa de 0 a 20 Hz [De Luca, 2002]

2.3.2 Eletromiografia e Bruxismo

Os músculos da face encontram-se próximos à superfície da pele e produzem sinais eletromiográficos com frequência 600 Hz , maior que a frequência média dos músculos do corpo. Para os músculos mastigatórios valores próximos a 2 μV são considerados normais para uma situação de repouso. Os sinais com valores maiores podem ser considerados como potenciais elétricos da unidade motora [YAVICH, 2001]. O estudo de [Ferrario et al., 2007] mostrou que na contração voluntária máxima, as atividades elétricas no músculo temporal varia em torno de 160 μV e 190 μV .

Segundo [Bérzin and Sakai, 2004], existe um protocolo para exame eletromiográfico de superfície da musculatura mastigatória. Os eletrodos devem ser fixados nos músculos temporal, masseter ou supra-hioideos, bilateralmente sobre a pele, como mostrado na Figura 2.3. A análise deve ser feita com o paciente em repouso, na mastigação e apertamento.

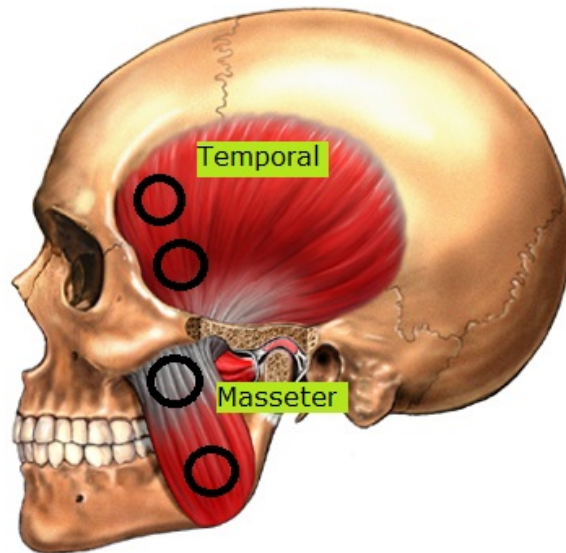


Figura 2.3: Posicionamento dos eletrodos nos músculos masseter e temporal.

Fonte: Adaptado de [Sitta, 2012]

No caso dos músculos responsáveis pelos movimentos mastigatório a eletromiografia de superfície registra atividades musculares de vários grupos musculares próximos. Porém, segundo [De Luca, 1997], com a utilização de normalização é possível extrair os dados necessários para reconhecer indivíduos com disfunção temporomandibular como bruxismo.

Portanto a eletromiografia de superfície é considerada uma forma adequada e uma solução não-invasiva de avaliar os processos bioquímicos e fisiológicos desses músculos. Porém possui limitações como impedância do corpo e interferências de aparelhos eletrônicos [De Luca, 1997].

Geralmente a eletromiografia é utilizada como um método complementar no diagnóstico e acompanhamento de disfunções temporomandibulares como o bruxismo, uma vez que o bruxismo provoca hiperatividade muscular. Esse diagnóstico é feito juntamente com exames clínicos que constituem em analisar os dentes e a aplicação de questionários, o que pode ocorrer quando o bruxismo já trouxe prejuízos físicos ao paciente. Para medir a atividade do bruxismo a gravação eletromiográfica tem como vantagem avaliação dessas atividades sem necessidade de recorrer a dispositivos intra-orais [Koyano et al., 2008].

2.4 Aquisição e Condicionamento de Sinais EMG

As principais etapas do condicionamento de sinal são amplificação e filtragem. Outros processos, como retificação e conversão analógica/digital, podem ser utilizadas dependendo da aplicação final do sinal tratado. O condicionamento diminuirá os ruídos, conseqüentemente o erro, e limitando o sinal nas faixas de interesse.

Para análise dos sinais produzidos pelos biopotenciais é necessário amplificar as tensões percebidas nos eletrodos, uma vez que a amplitude dos sinais EMG é baixa. Amplificadores podem ser

utilizados também para diminuir interferências na aquisição dos sinais [Cardoso, 2010].

Para a escolha de um amplificador para sinais EMG, as seguintes características devem ser observadas: taxa rejeição do modo comum, *input bias current*, largura de banda, ganho, características do ruído. Quando os eletrodos estão na configuração bipolar, é possível a remoção de ruído com amplificadores, quando esse sinal não desejado é idêntico nos dois eletrodos. [Marchetti and Duarte, 2006].

2.4.1 Amplificador Diferencial

Os amplificadores de diferenças possuem duas entradas, uma no lado inversor e outra no não inversor, como mostrado na Figura 2.4. Pode-se encontrar v_O utilizando o princípio da superposição. Dessa forma a saída é dada pela equação 2.1 [Franco, 2002].

$$v_O = \left(\frac{R_2}{R_1}\right) \left(\frac{1 + R_1/R_2}{1 + R_3/R_4} v_1 - v_2\right) \quad (2.1)$$

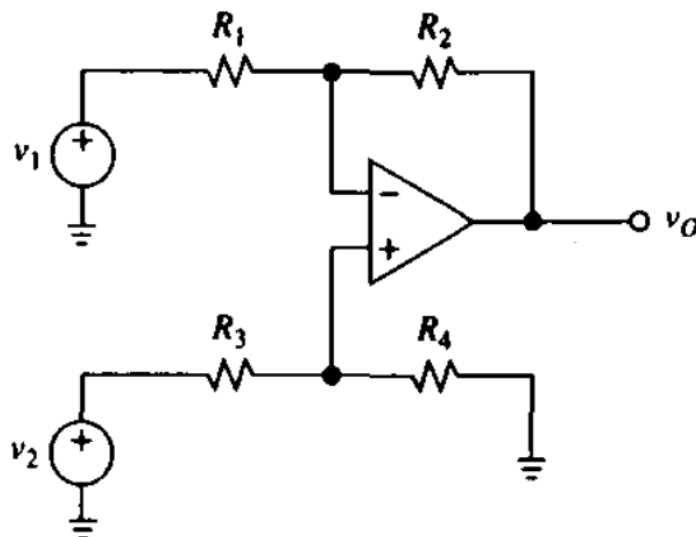


Figura 2.4: Esquemático do amplificador Diferencial.

Fonte: Adaptado de [Franco, 2002]

Se os pares de resistores forem iguais conforme a equação 2.2, então o ganho é dado pela razão entre as duas resistências, como mostra a equação 2.3.

$$\frac{R_3}{R_4} = \frac{R_1}{R_2} \quad (2.2)$$

$$v_O = \frac{R_2}{R_1} (v_1 - v_2) \quad (2.3)$$

Essa característica do amplificador diferencial faz com que seja possível utilizá-lo na configuração bipolar da captação do sinal EMG. Porém, para diminuir os ruídos da aquisição, pode-se recorrer aos amplificadores de instrumentação.

2.4.2 Amplificadores de Instrumentação

Considerando um amplificador de diferença, a habilidade de um amplificador em rejeitar esse componente comum entre as duas entradas é expressada pelo o indicador denominado taxa de rejeição de modo comum (*common mode rejection ratio*, CMRR), que é definido pela equação 2.4 [Cardoso, 2010].

$$CMRR = 20 \log \left| \frac{Ad}{Acm} \right| \quad (2.4)$$

O ganho de modo comum é representado por A_{cm} e o ganho diferencial por A_d . Quanto mais alto o CMRR melhor o cancelamento do modo comum, um CMRR de acima de 90 dB é considerado suficiente para eliminar ruídos significativos [Marchetti and Duarte, 2006].

O Amplificador de instrumentação é a composição de um amplificador de diferenças com amplificadores *buffer* na entrada. O circuito pode ser dividido em dois estágios, a amplificação de cada uma das entradas com um amplificador não-inversor e em seguida as saídas dessa primeira amplificação são entradas de um amplificador diferencial [VELLOSO, 2004]. Segundo [Franco, 2002], esses amplificadores devem seguir as seguintes especificações:

1. Impedância de entrada de modo comum e de modo diferencial extremamente alta;
2. Impedância de saída muito baixa
3. CMRR extremamente alto
4. Ganho estável e preciso, normalmente na faixa de 1 V/V a 10^3 V/V

Os dois amplificadores operacionais do primeiro estágio aumentam a impedância do circuito se comparado com somente um amplificador no modo diferencial. Como são *buffers*, o ganho é unitário, o amplificador do segundo estágio terá uma CMRR alta, podendo atingir de 100 a 120 dB [Franco, 2002][Pepino, 2007].

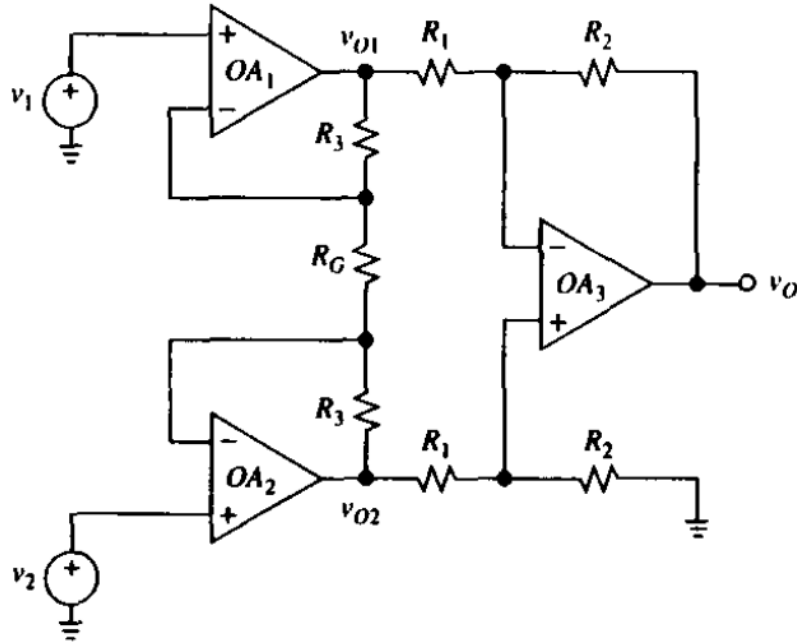


Figura 2.5: Esquemático do amplificador de instrumentação.

Fonte: [Franco, 2002]

Observando a Figura 2.5 para obter o ganho do amplificador de instrumentação, podemos considerar ideais os amplificadores da entrada OA_1 e OA_2 , assim a queda de tensão em R_G é a diferença entre v_1 e v_2 . Aplicando a lei de Ohm, a diferença entre os pontos v_{O1} e v_{O2} é dada pela equação 2.5 [Franco, 2002].

$$v_{O1} - v_{O2} = \left(1 + \frac{2R_3}{R_G}\right) v_1 - v_2 \quad (2.5)$$

Como o amplificador OA_3 está no modo diferencial, a saída v_O é:

$$v_O = \left(\frac{2R_2}{R_1}\right) (v_{O1} - v_{O2}) \quad (2.6)$$

Combinando as equações 2.5 e 2.6, considerando que a relação entre a saída e as entradas do amplificador de instrumentação é $v_O = A(v_1 - v_2)$, se A é o ganho, então:

$$A = \left(1 + 2\frac{R_3}{R_G}\right) \left(\frac{R_2}{R_1}\right) \quad (2.7)$$

Como geralmente $R_1 = R_2$, o valor do ganho pode ser alterado facilmente com a variação de R_G .

2.4.3 Filtros de Sinais analógicos

Como visto anteriormente, no sinal EMG possui há uma faixa de frequência na qual as informações importantes estão contidas. Os filtros são circuitos capazes de atenuar frequências no espectro do sinal e permitir que as faixas de frequência de interesse passem [Franco, 2002].

Os filtros analógicos podem ser passivos ou ativos, sendo o primeiro formado apenas por resistores, capacitores e indutores, enquanto o segundo possui amplificadores operacionais. Filtros ativos são utilizados para baixas frequências (abaixo de 10 MHz), uma vez que os indutores começam a ficar volumosos, pesados e caros. São constituídos por elementos passivos associados a elementos ativos, como amplificadores operacionais, que podem ser utilizados para aumentar o ganho e desempenho do filtro [VELLOSO, 2004] [Marchetti and Duarte, 2006] [Pertence Jr, 2003].

Os filtros podem ser classificados com relação função que executam. Nesse tipo de classificação os básicos são: filtro passa-baixa, filtro passa-alta, filtro passa-faixa e filtro rejeita-faixa. [Pertence Jr, 2003].

2.4.4 Filtro Passa-Baixa

Em sinais eletromiográficos, no filtro passa-baixa, a frequência de corte utilizada é aproximadamente 500 Hz, atenuando frequências com ruídos [Marchetti and Duarte, 2006]. Na Figura 2.6 observa-se o esquemático do filtro passa baixa, o capacitor C atua como circuito aberto nas baixas frequências, e o circuito funciona como um amplificador inversor. Nas frequências elevadas C age como um curto circuito, ligando a saída ao terra.

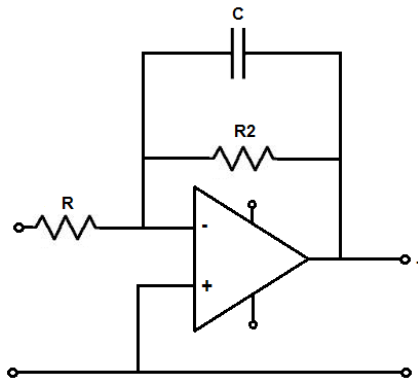


Figura 2.6: Esquemático do filtro passa baixa

A obtenção da função de transferência desse circuito é detalhada em [Franco, 2002] e é dada pela equação 2.8. Fazendo $s \rightarrow jw$ temos a equação 2.9.

$$H(s) = -\frac{R_2}{R_1} \frac{1}{R_2 C s + 1} \quad (2.8)$$

$$H(jw) = H_0 \frac{1}{1 + jw/w_0} \quad (2.9)$$

Assim, o ganho do filtro é H_0 , expressado pela equação 2.10 e a frequência de corte pode ser definida fazendo $\omega_0 = f2\pi$ em 2.11.

$$H(0) = -\frac{R_2}{R_1} \quad (2.10)$$

$$\omega_0 = -\frac{1}{R_2C} \quad (2.11)$$

2.4.5 Filtro Passa-Alta

No filtro passa alta, a frequência de corte utilizada em EMG é de 10 a 20 Hz, sinais acima dessa faixa geralmente estão ligados ao movimento. [Marchetti and Duarte, 2006].

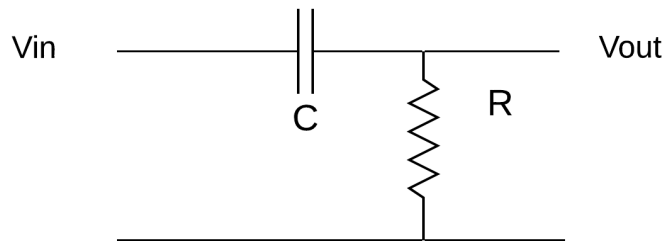


Figura 2.7: Esquemático do filtro passa alta passivo.

Fonte: Do Autor

Um circuito de filtro passa alta pode ser implementado usando uma combinação de capacitor e resistor conforme ilustra a Figura 2.7. A relação entre as tensões de saída e entrada é dada pelo divisor de tensão na resistência R , como mostra a equação 2.12.

$$V_{out} = V_{in} \frac{j\omega RC}{1 + j\omega RC} \quad (2.12)$$

Resultando na função de transferência da equação 2.13, assim a frequência de corte é dada por 2.14

$$H(j\omega) = \frac{j\omega RC}{1 + j\omega RC} \quad (2.13)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.14)$$

2.4.6 Retificação

A retificação é utilizada para obter o valor absoluto do sinal EMG, assim as amplitudes negativas passam a ser positivas, esse resultado pode ser obtido utilizando apenas diodos e resistores,

porém como o diodo possui uma tensão mínima de $0,7V$. Como os sinais mioelétricos são de amplitude baixa é necessário utilizar retificadores de precisão, que consiste em colocar um diodo na realimentação de um amplificador operacional. [Franco, 2002][Pertence Jr, 2003]

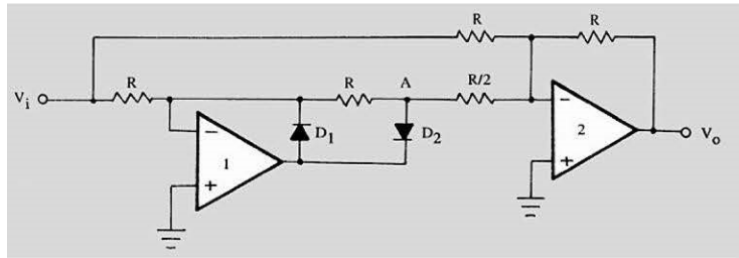


Figura 2.8: Retificador de precisão (Retificado de onda completa).

Fonte: [Pertence Jr, 2003]

A Figura 2.8 mostra um exemplo de implementação do retificador de onda completa. No circuito, quando a tensão de entrada é positiva, o ganho do primeiro amplificador é infinito, dessa forma no ponto A a tensão será idealmente igual ao sinal de entrada. Quando a tensão de entrada for negativa os diodos funcionarão com um circuito aberto, e o ponto a terá um sinal de $0 V$ [Pertence Jr, 2003].

Capítulo 3

Proposta do Dispositivo

3.1 Projeto de Sistema de Produção

Nas disciplinas de Projeto de Sistema de Produção (PSP), ministradas no curso de Engenharia da produção da Universidade de Brasília, os estudantes trabalham em equipes e participam de todas as etapas de desenvolvimento de projetos reais. Os projetos acontecem em parceria com empresas interessadas que trazem problemas levantados por clientes [PSP, 2017]. Em uma dessas disciplinas, PSP 6, que abrange a engenharia do produto, concepções de produtos são desenvolvidas, observando as expectativas do mercado em termos de qualidade e custo de manufatura. Nela, um dos clientes trouxe a necessidade do desenvolvimento de uma solução para o diagnóstico e terapia de pacientes com bruxismo em vigília

3.1.1 Processo de Desenvolvimento de Produto

Os autores [Rozenfeld and Amaral, 2006] definem o Processo de Desenvolvimento de Produto (PDP) como um conjunto de atividades feita para chegar às especificações de projeto de um produto e do processo de produção, considerando as necessidades de mercado, restrições tecnológicas. O PDP pode ser dividido em três principais etapas: pré-desenvolvimento, desenvolvimento e o pós-desenvolvimento. Como é mostrado na Figura 3.1.

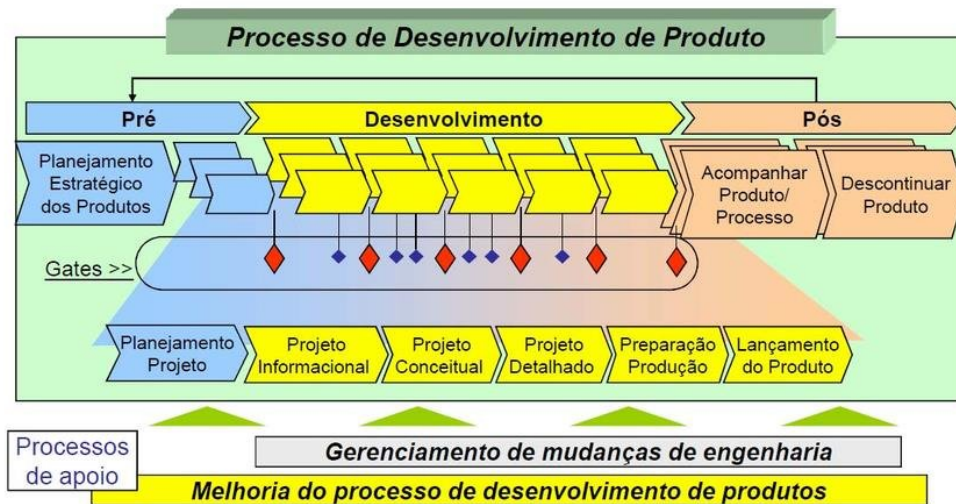


Figura 3.1: Etapas do processo de desenvolvimento de produtos

Fonte: [Rozenfeld and Amaral, 2006]

No projeto realizado pela equipe de PSP 6 foram desenvolvidas parte dessas duas primeiras etapas. Na primeira foi iniciado o planejamento do produto, definindo o produto que vai ser desenvolvido e avaliando possibilidades de mercado.

Na fase de desenvolvimento foi feito o projeto informacional, no qual foram obtidas informações junto ao cliente que geraram a primeira versão dos requisitos do produto. Ainda na etapa de desenvolvimento, no projeto conceitual, com base nos requisitos e informações adquiridas na fase anterior, foram elaborados princípios de solução. Dessa forma, ao final do período da disciplina, o projeto foi entregue na fase de pesquisa de desenvolvimento. As entregas feitas no projeto de PSP 6, baseando-se no modelo de [Rozenfeld and Amaral, 2006], são apresentadas no esquemático da Figura 3.2.

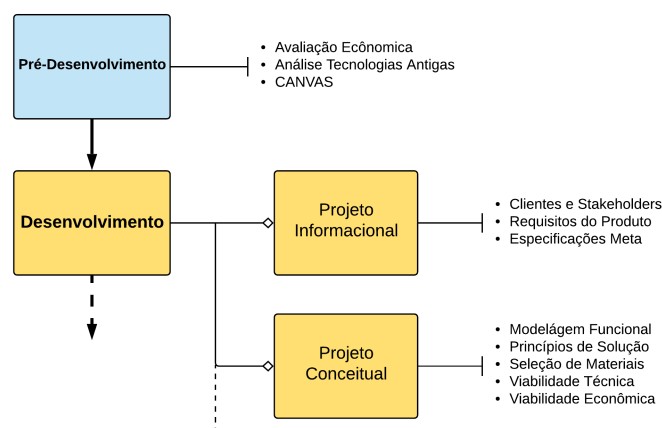


Figura 3.2: Etapas do desenvolvimento de produto elaboradas em PSP6.

Fonte: Do Autor

A partir dos dados coletados e informações elaboradas no trabalho de PSP 6, a continuidade do desenvolvimento desse projeto vai ser apresentada a seguir.

3.2 Solução Proposta

Para dar continuidade ao projeto, primeiramente foi feita uma revisão dos requisitos do cliente do cliente, o resultado dessa primeira análise é mostrados na Tabela 3.1.

Tabela 3.1: Tabela com requisitos do cliente levantados no projeto

Requisitos
Ser portátil
Ser leve
Ser fixo na face
Ser higienizável
Ser silencioso
Não invasivo
Discreto
Ser anatômico
Ser modular

A partir dos requisitos a solução proposta para um dispositivo para bruxismo em vigília que atendesse os requisitos do cliente foi a de um aparelho portátil, fixo ao rosto que monitorasse as atividades das unidade musculares ligadas à mastigação, identificasse as ocorrências de bruxismo e enviasse um aviso ao usuário por meio de *biofeedback*, conscientizando sobre o apertamento dos dentes.

Para isso o produto se comunicará através de *bluetooth* com *smartphone*. Dessa maneira os dados coletados dos músculos serão tratados e apresentados ao usuário por meio de gráficos e avisos sonoros, mostrados pela tela do *smartphone*. Assim que receber o aviso, o usuário terá acesso à meios de distração, como vídeos e jogos eletrônicos.

3.2.1 Escopo do Produto

Para atender as funcionalidades apresentadas anteriormente o produto pode ser dividido conforme o diagrama apresentado na Figura 3.3. A parte em destaque mostra o que será desenvolvido nesse trabalho.

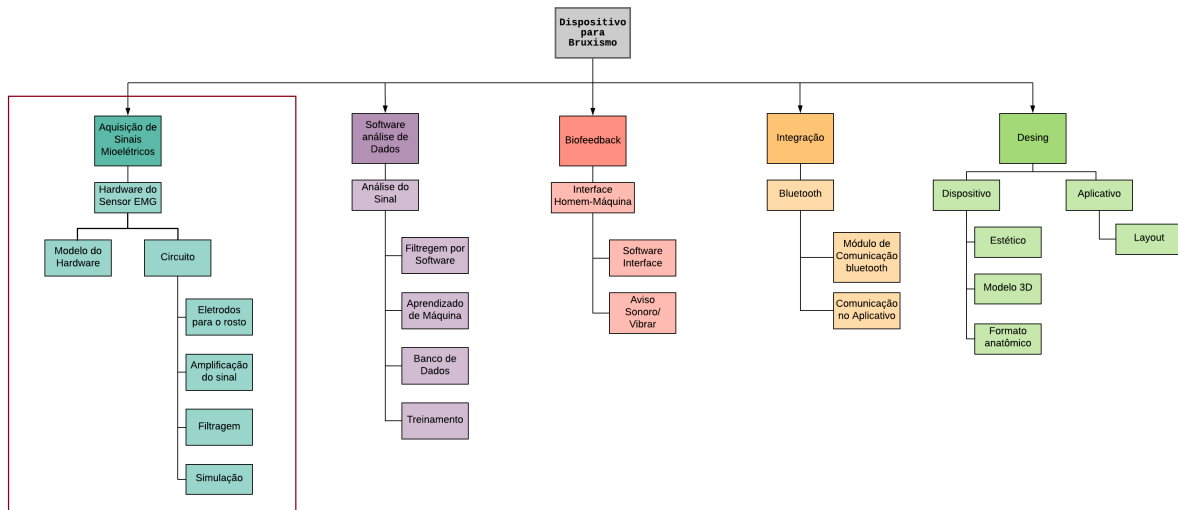


Figura 3.3: Escopo do Produto

Fonte: Do Autor

O fluxograma apresentado na Figura 3.4 apresenta o caminho que as informações provenientes do usuário farão desde a aquisição até as mensagens enviadas por *biofeedback*, no qual o bloco Sensor EMG em destaque será o foco do desenvolvimento que será apresentado nos capítulos seguintes.

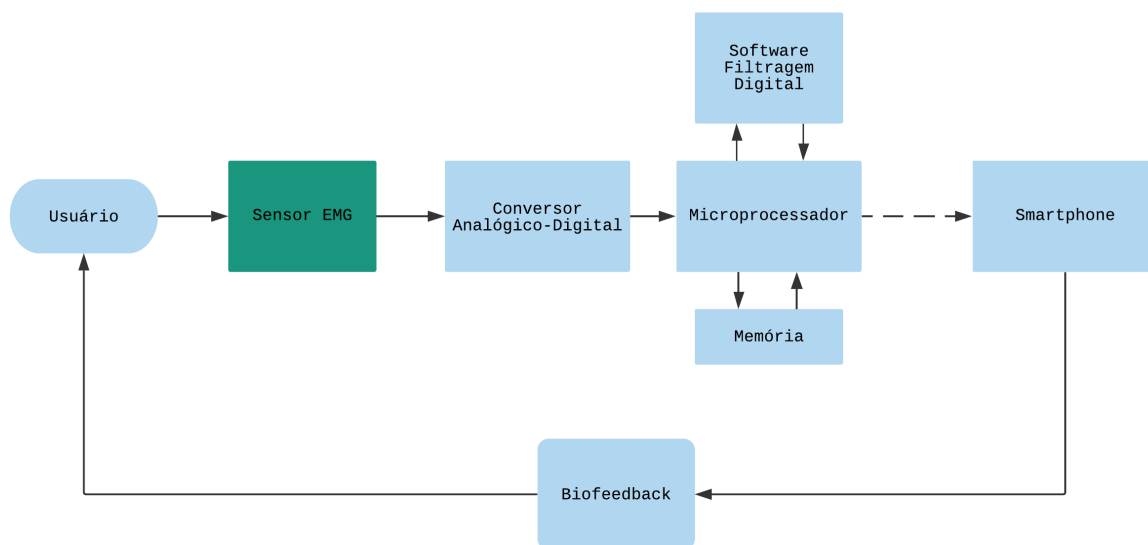


Figura 3.4: Fluxo da informação no dispositivo

Fonte: Do Autor

3.2.2 Sensor Eletromiográfico

Após a definição do escopo do produto e reavaliação dos princípios de solução, levantou-se a necessidade da elaboração de um protótipo para analisar a viabilidade técnica da aquisição de dados.

O projeto a ser desenvolvido é a de um protótipo para validar um sensor eletromiográfico para a aplicação portátil, e que faça a aquisição dos sinais mioelétricos provenientes do músculo temporal, que está envolvido na mastigação.

Além da implementação física do *hardware* do protótipo foi feita a pesquisa de viabilidade técnica desse tipo de implementação, a partir da revisão teórica feita no capítulo anterior. O desenvolvimento do protótipo será mais detalhado nos capítulos seguintes. O modelo simplificado do protótipo pode ser observado na Figura 3.5.

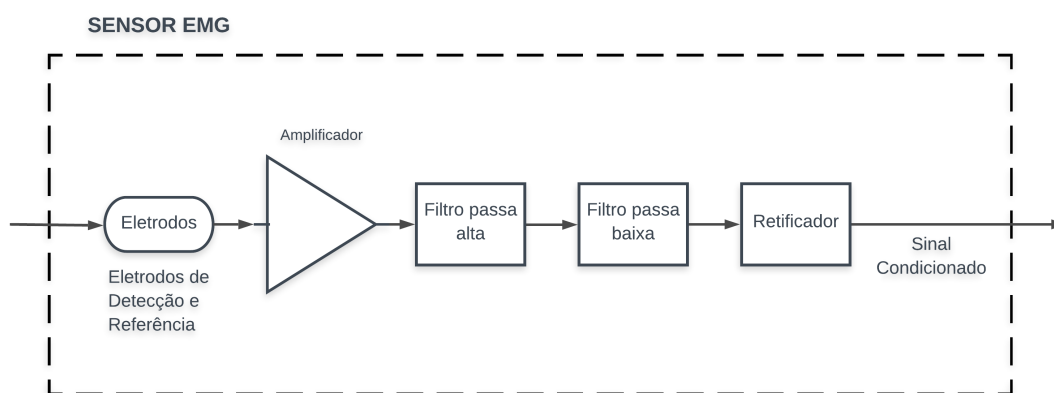


Figura 3.5: Modelo simplificado do protótipo do sensor

Fonte: Do Autor

Capítulo 4

Metodologias

Com base nos insumos coletados no capítulo de revisão teórica e nas requisitos levantados no pré-desenvolvimento desse projeto, foram analisadas as características do sinal de entrada proveniente dos músculos, e essas informações foram utilizadas para dimensionamento dos componentes do protótipo do sensor EMG.

4.1 Alimentação

A fonte de alimentação utilizada foram baterias 5V, que foram conectadas em série, de modo que tem-se acesso as tensões de +5V, 5V e o terra como é representado pela Figura 4.1. Alimentando assim a tensão positiva e negativa dos amplificadores e filtros. A utilização das baterias foi escolhido para validar o caráter portátil do dispositivo. A vantagem da bateria nesse tipo de aquisição é a ausência do ruídos das rede elétrica.

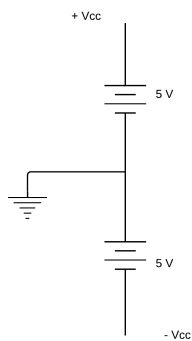


Figura 4.1: Esquemático da alimentação.

Fonte: Do Autor

4.2 Eletrodos

Os eletrodos utilizados no protótipo foram os eletrodos descartáveis de superfície, fabricados pela Meditrace (Figura 4.2), uma vez que a aquisição dos dados precisa ser de forma não-invasiva. O material desses componentes é Ag/AgCl e são utilizados em exames ECG e EMG.



Figura 4.2: Eletrodos utilizados.

Fonte: Meditrace

A Figura 4.3 mostra o posicionamentos dos eletrodos na captação dos sinal. Dois são para a entrada na configuração bipolar, e o terceiro é usado na referência e é posicionado em um músculo que não faça parte do movimento de apertamento dos dentes.

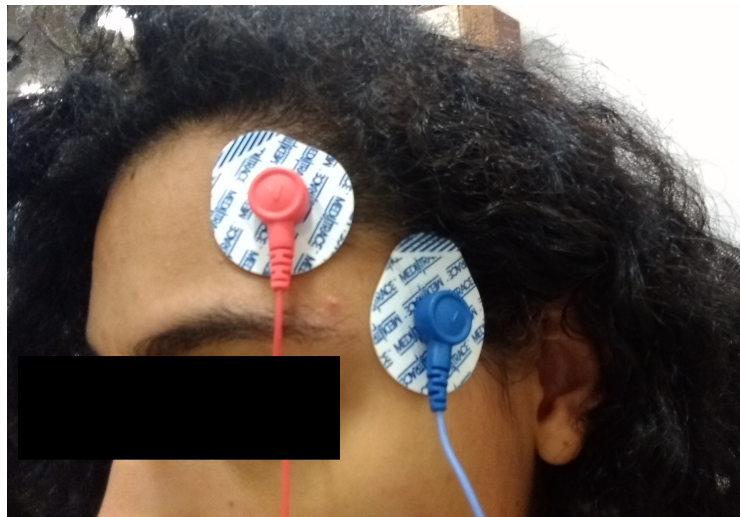


Figura 4.3: Posicionamento dos eletrodos no músculo temporal.

Fonte: Do Autor

4.2.1 Amplificação

Na amplificação da diferença de potencial entre dois pontos na superfície de aquisição, utilizou-se o amplificador de instrumentação, o modelo foi o INA128. As características desse dispositivo são:

1. Ganho Variável de até 10000 V/V;
2. Off-set de entrada de $50\mu V$;
3. CMRR de 120dB;
4. Ganho estável e preciso, normalmente na faixa de 1 V/V a 10^3 V/V;
5. Entrada bipolar

A Figura 4.4 representa o circuito interno desse componente. O ganho é regulado pela resistência R_G , e é dado pela equação 4.1.

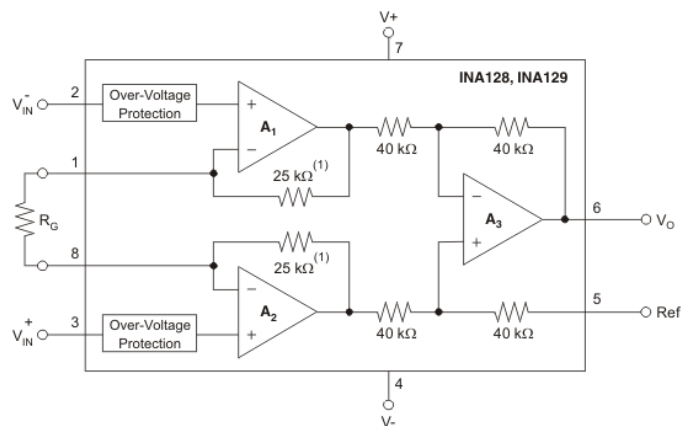


Figura 4.4: Circuito integrado do amplificador de instrumentação - INA 128.

Fonte: Texas Instruments

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

O ganho utilizado foi de $1000V/V$, para isso um resistor de 50Ω .

4.3 Filtro Passa-Alta

Após a amplificação, para eliminar as tensões abaixo da faixa de frequência desejada foi utilizado um filtro passa-alta passivo. Assim antes da amplificação atenua-se a faixa de tensão indesejada. Nessa etapa foi utilizado o filtro passa-alta passivo. Para que as frequências abaixo de $40Hz$ sejam atenuadas, de acordo com a equação 2.14 e fixando um valor de capacitância $C = 100nF$, temos então que a resistência precisa ser de $R = 40\Omega$ como mostra o esquemático da Figura 4.5.

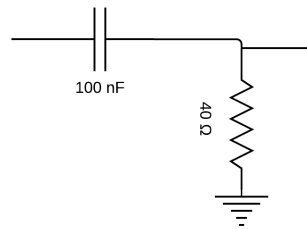


Figura 4.5: Filtro passa-baixa projetado.

Fonte: Do Autor

4.4 Filtro Passa-Baixas

Após primeira filtragem sinal passa por um filtro passa-baixa ativo, montado com o circuito integrado TL072, com frequência de corte definida em $500Hz$. Onde, de acordo com a equação 2.11 e observando a Figura 4.6, as resistências e a capacitância são respectivamente: $R_1 = 2k\Omega$, $R_2 = 330k\Omega$ e $C = 1nF$. Dessa forma o ganho é de 150.

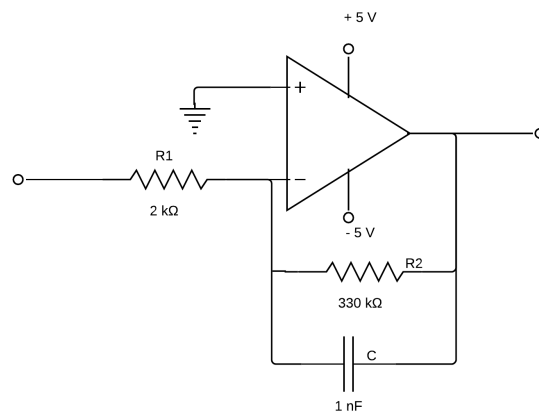


Figura 4.6: Filtro passa-baixa projetado.

Fonte: Do Autor

Capítulo 5

Resultados

Para visualização dos resultado do condicionamento do sinal, fez-se uso do osciloscópio. Os teste foram realizados analisando o músculo em repouso e na contração máxima voluntária, com os eletrodos posicionados na superfície da pele, próximo ao músculo temporal, como mostrado na Figura 4.3. Os eletrodos foram posicionados em apenas um lado do rosto. Para cada etapa do condicionamento do sinal, verificou-se a saída no osciloscópio.

5.1 Amplificação

Na primeira etapa do condicionamento o sinal é apenas amplificado, na saída do amplificador de instrumentação verificou-se o sinal da Figura 5.1, quando o músculo estava em repouso. As Figuras 5.2(a) e 5.2(b) mostram os exemplos de saídas na contração máxima.

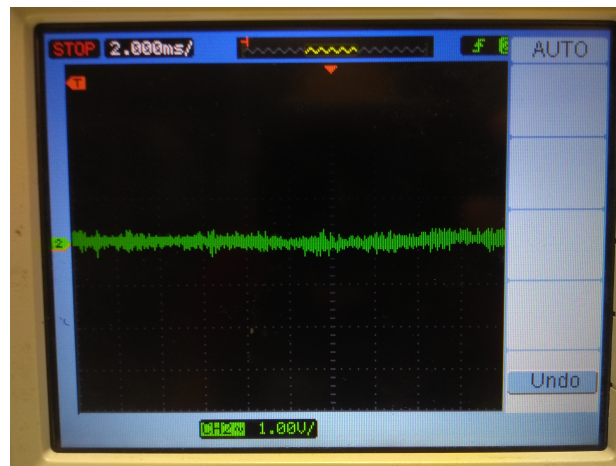
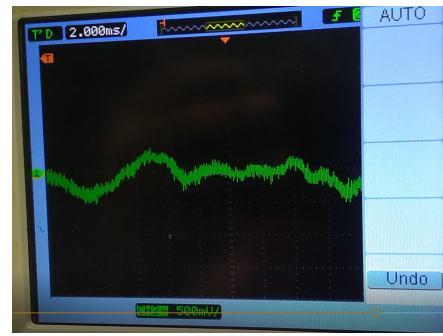


Figura 5.1: Saída verificada no osciloscópio no repouso



(a) Contração 1.



(b) Contração 2.

Figura 5.2: Saída verificada no osciloscópio na contração

No repouso não a variação perceptível da amplitude do sinal. Percebe-se apenas um sinal estável e ruidoso, dessa forma, na contração há uma dificuldade em identificar os picos de contração. Mesmo com o ruído é possível diferenciar as situações de apertamento e repouso.

5.2 Filtro passa-alta

A mesma sequência de testes foi aplicada com um filtro passa-alta adicionado ao sistema. Os resultados para as situações de repouso e contração máxima voluntária após a amplificação e a primeira filtragem são verificados nas Figuras 5.3 e 5.4

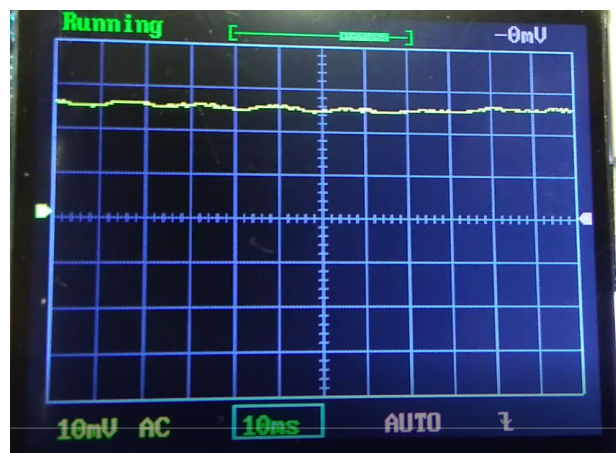


Figura 5.3: Saída verificada no osciloscópio no repouso

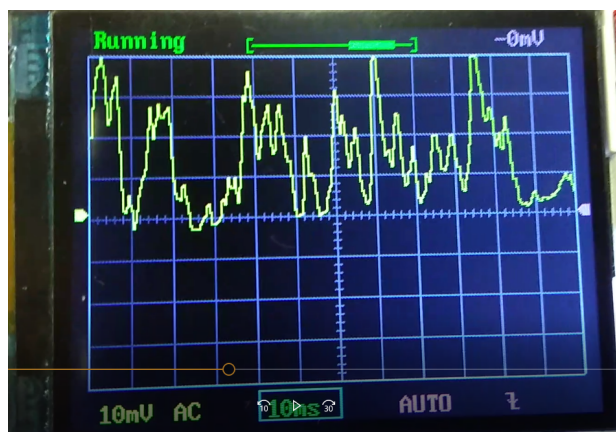


Figura 5.4: Saída verificada no osciloscópio na contração

Aplicando o filtro passa-alta pode-se verificar os picos de contração. Em cada pico é possível identificar uma variação da amplitude do sinal que podem ser interpretadas como sinal de ativação de músculos vizinhos aos músculos temporais. Parte dos ruídos provenientes de cabos e dispositivos de aquisição de sinal aparecem menos nessa etapa de filtragem. Nesses resultados é possível verificar também que o projeto do filtro com frequência de corte 40 Hz se aplica na finalidade para qual foi designado. No sinal apresentado na Figura 5.4, percebe-se que sinais abaixo dessa faixa são suprimidos.

5.3 Filtro passa-baixa

Incluindo o filtro passa-baixa os resultado verificados no osciloscópio após a amplificação e as duas filtragem foram os das Figuras 5.5 e 5.6, sendo a primeira a situação de repouso e a segunda a contração máxima voluntária.

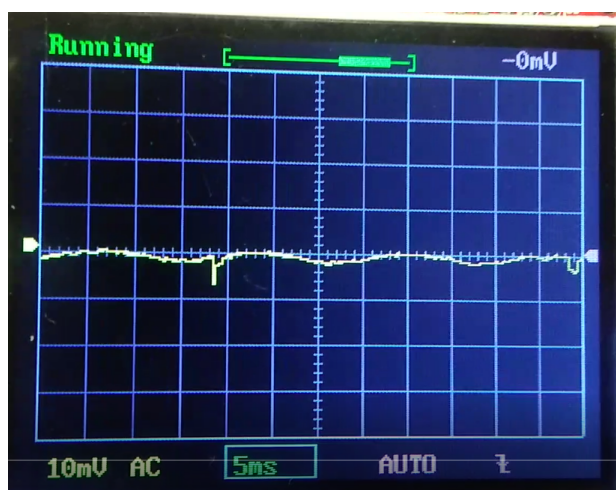


Figura 5.5: Saída verificada no osciloscópio no repouso

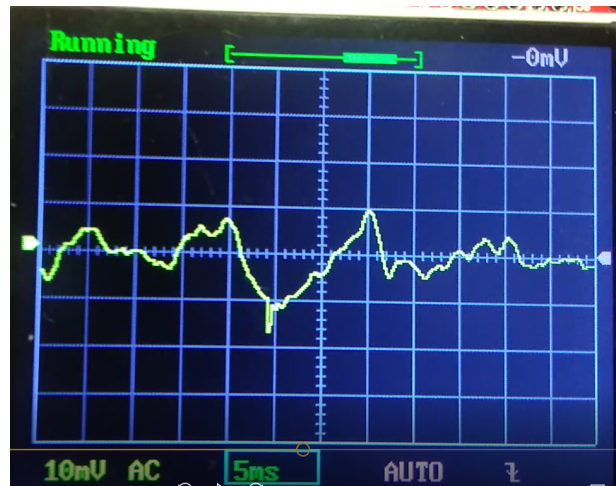


Figura 5.6: Saída verificada no osciloscópio na contração

Ao final de todas as etapas do condicionamento do sinal, os picos de contração dos músculos temporais ficam mais evidentes em relação aos músculos vizinhos. Analisando a amplitude do sinal, verifica-se que no pico da contração o valor chega em torno de 10 mV , o que para o projeto está bem baixo do valor especificado. Uma das possíveis explicações para essa disparidade entre o projeto e o protótipo construído pode ser pela estimativa não exata do valor do sinal não amplificado do músculo, que na prática pode ser bem menor e varia de pessoa para pessoa. Nessa etapa de filtragem também é possível verificar que sinais acima da frequência de corte do filtro passa-baixa, que é de 500 Hz , não são mostrados no osciloscópio.

5.4 Discussão

Um dos objetivos desse projeto era realizar a viabilidade técnica desse sensor em uma aplicação portátil. Pelos resultados obtidos verificou-se que é possível, com uma alimentação utilizando bateria com tensão de 5 V , verificar a atividade dos músculos mastigatórios, em específico o temporal. Dessa forma a eletromiografia se mostrou eficiente para verificação do apertamento dentário.

Analisando os sinais capturados observa-se que a saída apresenta uma amplitude menor do que a esperada para ser utilizada como entrada de um microcontrolador, que geralmente é de 0 a 5 V . A amplificação total possui um ganho de 150000 V/V e a saída observada no osciloscópio corresponde ao ganho aplicado, assim para atingir a faixa de tensão esperada na entrada de um microprocessador, será necessário aplicar mais uma etapa de amplificação. Para eliminar as componentes negativas do sinal a etapa de retificação pode ser utilizada. O sinal verificado nas contrações estão dentro da faixa de frequência estipulada, validando assim a funcionalidade dos filtros para essa aplicação. Mais etapas de filtragem podem ser adicionadas para diminuir os sinais de músculos vizinhos que foram percebidos no apertamento, dificultando assim a identificação dos picos de contração do músculo temporal.

Além disso, o circuito analógico apresenta interferência externa, que está ligada aos cabos e ao osciloscópio. Essa interferência pode ser diminuída com a utilização de cabos menores e blindados. Porém, para a fase de teste do sensor fez-se necessário utilização de cabos longos, que foram enrolados entre si para diminuir interferência. Apesar dessas dificuldades, com o sinal apresentado é possível distinguir as condições de repouso e contração muscular.

Capítulo 6

Conclusões

Levando em consideração as informações levantadas na elaboração desse relatório, constatou-se que o desenvolvimento desse projeto de forma a cumprir com os objetivos e requisitos apresentados pelo cliente é possível, uma vez que o protótipo valida a implementação portátil de um sensor eletromiográfico. Além disso a eletromiografia mostrou-se uma técnica que vem sendo utilizada para diagnóstico de disfunções musculares, sendo assim, elimina a necessidade de uma técnica invasiva ou a utilização de sensores dentro a boca do paciente. Apesar de não atingir a amplitude na faixa de 0 a 5V, o condicionamento do sinal permitiu distinguir as condições de repouso e contração do músculo. Das etapas propostas no início do projeto a retificação não, foi implementada. Os filtros, tanto passivo quanto ativo atenuaram as faixas de frequência que foram proposta. A figura 6.1 mostra as etapas do condicionamento de sinal que foram realizadas nesse protótipo, que estão destacadas, pode-se dar continuidade às próximas etapas e aprimorar as já realizadas em trabalhos futuros. A figura 6.2 mostra onde estão estas etapas no escopo do projeto.

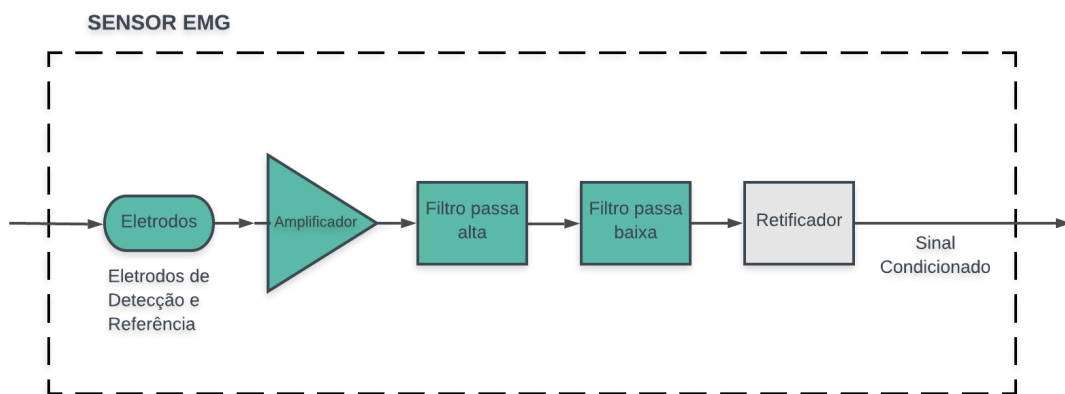


Figura 6.1: Modelo simplificado do protótipo do sensor com destaque nas etapas desenvolvidas

Fonte: Do Autor

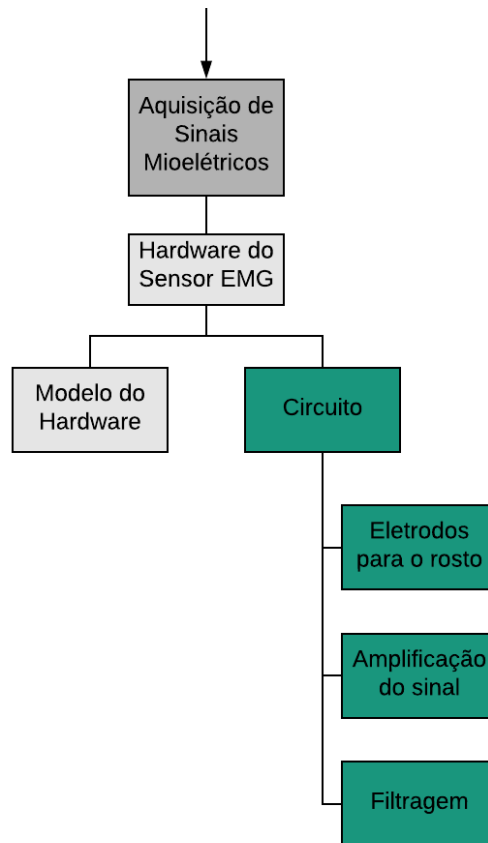


Figura 6.2: Detalhe do escopo do projeto com destaque nas etapas desenvolvidas

Fonte: Do Autor

6.1 Trabalhos Futuros

Além de dar continuidade ao desenvolvimento desse produto, os trabalhos futuros que podem ser realizados ainda nessa fase de aquisição de dados pode ser a análise da utilização de filtros ativos de ordem maior, fazendo a análise da resposta em frequência, adicionando também mais etapas de amplificação com os amplificadores operacionais desse filtro. Outra implementação que pode ser feita é a conversão do sinal analógico em digital, e em seguida a filtragem desse sinal por meio de software, facilitando a identificação de movimentação muscular proveniente do bruxismo, e distinguindo de movimentações mandibulares cotidianas. Com o sistema de aquisição implementado pode ser utilizado a técnica de Machine Learning para identificar os padrões de movimentação do músculo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [PSP, 2017] (2017). Projeto de sistemas de produção. <http://producaounb.com.br/psp/>. 03 dez. 2019.
- [Alóe et al., 2003] Alóe, F., Gonçalves, L. R., Azevedo, A., and Barbosa, R. C. (2003). Bruxismo durante o sono. *Rev Neurociências*, 11(1):4–17.
- [ARNOLD, 1981] ARNOLD, M. (1981). Bruxism and the occlusion. *Dent Clin North Am*, 25(1):395–407.
- [Bader and Lavigne, 2000] Bader, G. and Lavigne, G. (2000). Sleep bruxism; an overview of an oromandibular sleep movement disorder. *Sleep medicine reviews*, 4(1):27–43.
- [BAHILS, 1999] BAHILS, A.; RODRIGUES, N. L. F. E. (1999). Bruxismo. *Revista Odonto Ciência*, (27):7–20.
- [Benvegnú and de Souza, 2016] Benvegnú, T. and de Souza, J. P. (2016). Ferramenta para aquisição e análise de sinais mioelétricos. 9:55–59.
- [Bérzin and Sakai, 2004] Bérzin, F. and Sakai, E. (2004). Fundamentos da eletromiografia (emg)–da teoria à técnica. *Sakai E, Fiuza SC, Martins NS*, 16.
- [Cardoso, 2010] Cardoso, A. S. V. (2010). Instrumentação e metodologias de medição de biopotenciais. *UFMG Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica*.
- [Castelnuovo et al., 2016] Castelnuovo, G., Giusti, E. M., Manzoni, G. M., Saviola, D., Gatti, A., Gabrielli, S., Lacerenza, M., Pietrabissa, G., Cattivelli, R., Spatola, C. A., et al. (2016). Psychological treatments and psychotherapies in the neurorehabilitation of pain: evidences and recommendations from the italian consensus conference on pain in neurorehabilitation. *Frontiers in psychology*, 7:115.
- [De Luca, 1997] De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13(2):135–163.
- [De Luca, 2002] De Luca, C. J. (2002). Surface electromyography: Detection and recording. *DelSys Incorporated*, 10(2):1–10.
- [Donnarumma et al., 2010] Donnarumma, M. D. C., Muzilli, C. A., Ferreira, C., Nembr, K., et al. (2010). Disfunções temporomandibulares: sinais, sintomas e abordagem multidisciplinar. *Rev. CEFAC*, 12(5):788–794.

- [Ferrario et al., 2007] Ferrario, V., Tartaglia, G., Luraghi, F., and Sforza, C. (2007). The use of surface electromyography as a tool in differentiating temporomandibular disorders from neck disorders. *Manual therapy*, 12:372–9.
- [Franco, 2002] Franco, S. (2002). *Design with operational amplifiers and analog integrated circuits*, volume 1988. McGraw-Hill New York.
- [Kardachi et al., 1978] Kardachi, B., Bailey, J., and Ash, M. (1978). A comparison of biofeedback and occlusal adjustment on bruxism.
- [Kardachi and Clarke, 1977] Kardachi, B. and Clarke, N. (1977). The use of biofeedback to control bruxism. *Journal of Periodontology*, 48(10):639–642.
- [Koyano et al., 2008] Koyano, K., Tsukiyama, Y., Ichiki, R., and Kuwata, T. (2008). Assessment of bruxism in the clinic. *Journal of oral rehabilitation*, 35(7):495–508.
- [Kropotov, 2010] Kropotov, J. D. (2010). *Quantitative EEG, event-related potentials and neurotherapy*. Academic Press.
- [LOBBEZOO et al., 2008] LOBBEZOO, F., Van Der Zaag, J., Van Selms, M., Hamburger, H., and Naeije, M. (2008). Principles for the management of bruxism. *Journal of oral rehabilitation*, 35(7):509–523.
- [Marchetti and Duarte, 2006] Marchetti, P. H. and Duarte, M. (2006). Instrumentação em eletromiografia. *Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte. São Paulo: Universidade de São Paulo*.
- [Mohl et al., 1989] Mohl, N., Zarb, G., Carlsson, G., and Rugh, J. (1989). Fundamentos de oclusão. *Rio de Janeiro: Quintessence*.
- [MONTEIRO, 2017] MONTEIRO, U. M. (2017). Biofeedback por eletromiografia no controle do bruxismo em vigília associado ou não à mialgia. Master’s thesis, Universidade Federal de Pernambuco.
- [Pepino, 2007] Pepino, A. L. G. (2007). Sistema de controle de dispositivos através de emg (eletromiografia).
- [Pereira et al., 2006] Pereira, R. P. A., de Negreiros, W. A., Scarparo, H. C., Pigozzo, M. N., Consani, R. L. X., and Mesquita, M. F. (2006). Bruxismo e qualidade de vida. *Revista Odontologia*, 21(52):185–190.
- [Pertence Jr, 2003] Pertence Jr, A. (2003). *Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos*. Bookman Editora.
- [Reaz et al., 2006] Reaz, M. B. I., Hussain, M., and Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of emg signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online*, 8(1):11.

- [Ribeiro, 2019] Ribeiro, G. L. (2019). Potencial de ação. <https://neuroibb.wixsite.com/brainy/potencial-de-ao>. 03 dez. 2019.
- [Rodrigues et al., 2006] Rodrigues, C. K., Ditterich, R. G., Shintcovsk, R. L., and Tanaka, O. M. (2006). Bruxismo: uma revisão da literatura. *Publicatio UEPG: Ciências Biológicas e da Saúde*, 12(3).
- [Rozenfeld and Amaral, 2006] Rozenfeld, H. and Amaral, D. C. (2006). *Gestão de Projetos em Desenvolvimento de Produtos*. São Paulo: Saraiva.
- [Shetty et al., 2010] Shetty, S., Pitti, V., Babu, C. S., Kumar, G. S., and Deepthi, B. (2010). Bruxism: a literature review. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 10(3):141–148.
- [Sitta, 2012] Sitta, E. (2012). Quais músculos usamos para mastigar? e como eles funcionam? <https://ericasitta.wordpress.com/2012/02/20/quais-musculos-usamos-para-mastigar-e-como-eles-funcionam/>. 03 dez. 2019.
- [Skinner, 1990] Skinner, B. F. (1990). *The behavior of organisms: An experimental analysis*. BF Skinner Foundation.
- [Teixeira et al., 1995] Teixeira, M., Ribeiro, C. P., Queiroz, A., and Perdomo, G. W. (1995). Bruxismo: o desgaste dental em resposta à interferência oclusal e ao stress. *Revista Odontológica do Brasil Central*, 5(13).
- [VELLOSO, 2004] VELLOSO, R. P. (2004). Protótipo de um eletromiógrafo digital. *Blumenau: Universidade Regional de Blumenau*, page 38.
- [Webster, 2009] Webster, J. G. (2009). *Medical instrumentation: application and design*. John Wiley & Sons.
- [YAVICH, 2001] YAVICH, L. (2001). Eletromiografia de superfície no diagnóstico e controle do tratamento das disfunções temporomandibulares. *J Bras Oclusão, ATM, Dor Orofacial, Curitiba*, 1(3):193–198.

ANEXOS