



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ**  
**CAMPUS DE SOBRAL**  
**CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**FRANCISCO GEAN DIAS DA SILVA FILHO**

**MORPHEUS - AMBIENTE DE COLETA, PROCESSAMENTO DE DADOS E  
PRÉ-DIAGNÓSTICO DO BRUXISMO DO SONO**

**SOBRAL**

**2022**

FRANCISCO GEAN DIAS DA SILVA FILHO

MORPHEUS - AMBIENTE DE COLETA, PROCESSAMENTO DE DADOS E  
PRÉ-DIAGNÓSTICO DO BRUXISMO DO SONO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Engenharia Elétrica do Campus de Sobral da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do grau de bacharel em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. M. Sc. Rômulo Nunes de Carvalho Almeida.

SOBRAL

2022

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação  
Universidade Federal do Ceará  
Sistema de Bibliotecas  
Gerada automaticamente pelo módulo Catalog, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

---

- S58m Silva Filho, Francisco Gean Dias da.  
MORPHEUS - AMBIENTE DE COLETA, PROCESSAMENTO DE DADOS E PRÉ-DIAGNÓSTICO DO BRUXISMO DO SONO / Francisco Gean Dias da Silva Filho. – 2022.  
78 f. : il. color.
- Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Universidade Federal do Ceará, Campus de Sobral, Curso de Engenharia Elétrica, Sobral, 2022.  
Orientação: Prof. Me. Rômulo Nunes de Carvalho Almeida.
1. : bruxismo; eletromiografia; redes neurais; processamento de dados.. I. Título.

CDD 621.3

---

FRANCISCO GEAN DIAS DA SILVA FILHO

MORPHEUS - AMBIENTE DE COLETA, PROCESSAMENTO DE DADOS E  
PRÉ-DIAGNÓSTICO DO BRUXISMO DO SONO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado  
ao Curso de Graduação em Engenharia Elétrica  
do Campus de Sobral da Universidade Federal  
do Ceará, como requisito parcial à obtenção do  
grau de bacharel em Engenharia Elétrica.

Aprovada em: 20 de Dezembro de 2022

BANCA EXAMINADORA

---

Prof. M. Sc. Rômulo Nunes de Carvalho  
Almeida (Orientador)  
Universidade Federal do Ceará (UFC)

---

Prof. Dr. Reuber Régis de Melo  
Universidade Federal do Ceará (UFC)

---

Prof. M. Sc. David Nascimento Coelho  
Universidade Federal do Ceará (UFC)

---

B. Sc. Joaquim Osterwald Frota Moura Filho  
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Aos meus pais, Francisca e Gean, pois dentro de suas limitações e de suas próprias vidas nunca mediram esforços para me proporcionar as melhores condições a me dedicar aos estudos.

## AGRADECIMENTOS

Ao fim deste trabalho que finda a caminhada composta por todos os semestres que integram minha vida acadêmica no curso de graduação de Engenharia Elétrica, é um tanto difícil senão surreal resumir as pessoas, amizades, trocas de conhecimento e de toda atenção que recebi durante este curso em uma lista de agradecimentos. Ainda assim, irei destacar alguns dos mais importantes pilares que me sustentaram nesta difícil caminhada.

Agradeço primeiramente a Deus, por me acompanhar não somente nessa pequena caminhada mas desde o primeiro dia. Dou graças ao Altíssimo pois sem ele nada disso faria sentido.

Aos Pompeu, família que eu ganhei, que foi crucial para minha jornada em Sobral. À minha irmã Yasmim, por cooperar sempre de forma sábia para a condução dos momentos na vida acadêmica, além de ter sido voluntária em algumas fases do presente trabalho. À minha namorada, Ságela, que esteve comigo desde os anos iniciais do curso e continua sendo luz e desenvolvimento na minha vida. Ao nosso Toddy, que se foi mas não sem antes nos ensinar a importância de amar e de aproveitar cada momento da nossa vida, não nos limitando a inícios e finais. Aos meus avós, tios, primos e familiares pelo auxílio. Ao meu filho de quatro patas Liliu, por me acompanhar nesses 12 anos e me mostrar que amor não precisa ser dito com palavras.

Ao Prof. Rômulo Nunes Almeida por toda atenção, apoio e dedicação nessa orientação nestes anos de curso, desde o início desta pesquisa que resultou no presente trabalho de conclusão de curso. Um profissional competente que admiro muito. Ao meu colega de curso André Batalha, por ter iniciado este trabalho comigo nos primeiros anos de pesquisa e por todo o progresso que alcançamos juntos. Ao meu amigo Joaquim Osterwald Moura por toda a tutoria não somente no presente trabalho, mas durante todo o desenvolver acadêmico pois quando precisei de auxílio, puder encontrar neste amigo amparo. Ao Programa de Educação Tutorial, pela amizade, ensinamentos e oportunidades que me proporcionaram fazendo da minha jornada acadêmica a mais proveitosa possível. Aos meus colegas da Engenharia Elétrica. Aos meus colegas de turma: Mateus Silva, Kauan, Pedro, Hugo, Darly e Andersson, em especial ao meu quinteto Ruan, Juarez, Eduarda e Luigi. À Associação Atlética e Acadêmica Olympia pelas oportunidades ofertadas. Aos professores e funcionários da Universidade Federal do Ceará, em especial ao Campus de Sobral, por me proporcionarem uma educação de excelência.

"Não espere estar motivado todos os dias para sair e fazer as coisas acontecerem. Você não estará. Não conte com a motivação. Conte com a disciplina." (Jocko Willink.)

## RESUMO

Quando é necessário diagnosticar a distúrbios durante o sono, é necessário realizar uma polissonografia, exame no qual o paciente necessita passar uma noite e dormir na clínica conectado a inúmeros sensores e sob condições determinadas para que o resultado possa ser determinado com êxito. Buscando melhorar as condições de realização do teste, e com uma aplicação exclusiva ao bruxismo, a pesquisa busca desenvolver um ambiente adequado a coletar dados durante uma noite de sono e apresentar informações sobre manifestações de eventos que possam caracterizar o bruxismo de forma similar ao obtido via polissonografia. Além da extração de dados e condicionamento deste tanto em filtragem quanto em amplificação, será também realizado um processamento e análise do sinal filtrado, onde este será analisado utilizando as ferramentas matemáticas necessárias, tais como a transformada de Fourier buscando obter resultados satisfatoriamente característicos não só no domínio do tempo, mas também no domínio da frequência, para que seja possível assim conseguir pré-diagnosticar, com o auxílio de redes neurais artificiais, o distúrbio de uma forma mais cômoda, auxiliando o profissional responsável a confirmar a patologia e escolher a melhor forma de tratamento para o caso.

**Palavras-chave:** bruxismo; eletromiografia; redes neurais; processamento de dados.



## ABSTRACT

When it is necessary to diagnose the disorder during sleep, it is necessary to perform a polysomnography, an examination in which the patient needs to spend a night and sleep in the clinic connected to several sensors and under certain conditions so that the result can be successfully determined. Seeking to improve the conditions for carrying out the test, and with an exclusive application to bruxism, the research seeks to develop an adequate environment to collect data during a night's sleep and present information about manifestations of events that may characterize bruxism in a similar way to obtaining via polysomnography. In addition to data transmission and conditioning both in filtering and amplification, a processing and analysis of the filtered signal will also be carried out, where it will be analyzed using the necessary mathematical tools, such as the Fourier transform, seeking to obtain satisfactorily characteristic results not only not domain of time, but also not domain of frequency, so that it is possible to obtain a pre-diagnosis, with the aid of induced neural networks, the disorder in a more comfortable way, helping the responsible professional to confirm the pathology and choose the best way treatment for the case.

**Keywords:** bruxism; electromyography; neural networks; Data processing.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Danos do bruxismo na dentição . . . . .	22
Figura 2 – Polissonografia para diagnóstico do bruxismo . . . . .	25
Figura 3 – Efeito piezoelétrico . . . . .	27
Figura 4 – Pastilha piezoelétrica . . . . .	27
Figura 5 – Etapas do método KDD . . . . .	29
Figura 6 – Matriz de confusão . . . . .	32
Figura 7 – Coleta de dados da Articulação Temporomandibular (ATM) . . . . .	34
Figura 8 – Fluxograma de funcionamento do Morpheus . . . . .	35
Figura 9 – Dados do masseter . . . . .	35
Figura 10 – Topologia de um amplificador Diferencial . . . . .	37
Figura 11 – Circuito somador de tensão . . . . .	39
Figura 12 – Circuito montado na protoboard . . . . .	41
Figura 13 – Circuito em PCB . . . . .	42
Figura 14 – Circuito em PCB - Representação 3D . . . . .	42
Figura 15 – Arduino UNO . . . . .	43
Figura 16 – Conversão A/D . . . . .	44
Figura 17 – Módulo Shiled SD . . . . .	46
Figura 18 – a) Sinal de mordida filtrada b) Sinal de mordida sem filtro . . . . .	47
Figura 19 – Caixa de criação do filtro . . . . .	47
Figura 20 – Filtro digital no domínio do tempo . . . . .	48
Figura 21 – Características do filtro digital . . . . .	48
Figura 22 – Filtro digital no domínio do tempo . . . . .	49
Figura 23 – Evento mordida . . . . .	50
Figura 24 – Evento Ranger . . . . .	51
Figura 25 – Limites para reconhecimento de manifestação de um possível evento . . . . .	51
Figura 26 – Reconhecimento do evento ranger . . . . .	52
Figura 27 – Reconhecimento do evento mordida . . . . .	53
Figura 28 – Reconhecimento do evento mordida . . . . .	53
Figura 29 – Sistema de reconhecimento de variações (laranja) e sistema reconhecedor de eventos (roxo) . . . . .	54
Figura 30 – Representação dos eventos no domínio da frequência . . . . .	56

Figura 31 – Valor eficaz para o evento ranger (a) e mordida (b) . . . . .	57
Figura 32 – Matriz de confusão gerada na toolbox do Matlab . . . . .	60
Figura 33 – Treinamentos da rede neural . . . . .	61
Figura 34 – Interface - Morpheus . . . . .	62
Figura 35 – Dados de atividade da ATM 1 . . . . .	63
Figura 36 – Lista de eventos que compõe o vetor 1. . . . .	64
Figura 37 – Lista de eventos elegíveis 1 . . . . .	65
Figura 38 – Atuadores 1 . . . . .	65
Figura 39 – Relatório primário 1 . . . . .	66
Figura 40 – Plotagem e verificação manual 1 . . . . .	67
Figura 41 – Verificação manual e alteração 1 . . . . .	67
Figura 42 – Relatório final 1 . . . . .	68
Figura 43 – Evento em azul reconhecido corretamente e evento em vermelho reconhecido incorretamente . . . . .	69
Figura 44 – Dados de atividade da ATM 2 . . . . .	70
Figura 45 – Lista de eventos elegíveis 2 . . . . .	71
Figura 46 – Relatório primário 2 . . . . .	71
Figura 47 – Plotagem e verificação manual 2 . . . . .	72
Figura 48 – Relatório final 2 . . . . .	72

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ATM	Articulação Temporomandibular
BS	Bruxismo do Sono
CIDS	Classificação Internacional dos Distúrbios do Sono
DCBD	Descoberta de Conhecimento em Banco de Dados
DTM	Disfunção Temporomandibular
IA	Inteligência Artificial
KDD	<i>Knowledge Discovery in Databases</i>
NREM	<i>Non-Rapid Eye Moviment</i>
PSG	Polissonografia
REM	<i>Rapid Eye Moviment</i>
RNA	Rede Neural Artificial

## LISTA DE SÍMBOLOS

<i>ACC</i>	Acurácia
<i>F</i>	F-score
<i>P</i>	Precisão
<i>R</i>	Resistência
<i>S</i>	Sensibilidade
<i>t</i>	Tempo
<i>V</i>	Tensão

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> . . . . .	<b>15</b>
<b>1.1</b>	<b>Motivação</b> . . . . .	<b>15</b>
<b>1.2</b>	<b>Objetivos</b> . . . . .	<b>16</b>
<b>1.2.1</b>	<i>Objetivos Específicos</i> . . . . .	<b>16</b>
<b>1.3</b>	<b>Trabalhos apresentados em eventos anteriores</b> . . . . .	<b>16</b>
<b>1.4</b>	<b>Estrutura do documento</b> . . . . .	<b>17</b>
<b>2</b>	<b>ESTADO DA ARTE</b> . . . . .	<b>18</b>
<b>2.1</b>	<b>Aplicações da eletromiografia</b> . . . . .	<b>18</b>
<b>2.1.1</b>	<i>Aplicações de eletromiografia na medicina</i> . . . . .	<b>18</b>
<b>2.1.1.1</b>	<i>Aplicações de eletromiografia na face</i> . . . . .	<b>19</b>
<b>2.2</b>	<b>Metodologias utilizadas para o diagnóstico do bruxismo do sono</b> . . . . .	<b>19</b>
<b>2.3</b>	<b>Emprego das redes neurais artificiais em processos de diagnósticos</b> . . . . .	<b>20</b>
<b>3</b>	<b>BRUXISMO</b> . . . . .	<b>21</b>
<b>3.1</b>	<b>Causas, classificações e consequências do bruxismo</b> . . . . .	<b>21</b>
<b>3.2</b>	<b>Bruxismo noturno</b> . . . . .	<b>22</b>
<b>3.3</b>	<b>Métodos de diagnóstico do bruxismo</b> . . . . .	<b>23</b>
<b>3.3.1</b>	<i>Polissonografia</i> . . . . .	<b>24</b>
<b>4</b>	<b>ELETROMIOGRAFIA</b> . . . . .	<b>26</b>
<b>4.1</b>	<b>Sinal eletromiográfico</b> . . . . .	<b>26</b>
<b>4.2</b>	<b>Sensor piezoelétrico</b> . . . . .	<b>26</b>
<b>5</b>	<b>EXTRAÇÃO DE INFORMAÇÕES A PARTIR DE UMA BASE DE DADOS</b>	<b>28</b>
<b>5.1</b>	<b>Coleta: Seleção e integração da base de dados</b> . . . . .	<b>29</b>
<b>5.2</b>	<b>Limpeza e transformação dos dados - Pré-processamento</b> . . . . .	<b>29</b>
<b>5.3</b>	<b>Mineração do banco de dados</b> . . . . .	<b>30</b>
<b>5.3.1</b>	<i>Predição dos dados</i> . . . . .	<b>30</b>
<b>5.3.1.1</b>	<i>Rede neural artificial</i> . . . . .	<b>30</b>
<b>5.3.2</b>	<i>Treinamento dos dados</i> . . . . .	<b>31</b>
<b>5.4</b>	<b>Avaliação de desempenho dos dados</b> . . . . .	<b>31</b>
<b>5.5</b>	<b>Matriz de confusão</b> . . . . .	<b>31</b>
<b>5.6</b>	<b>Acurácia</b> . . . . .	<b>32</b>

<b>5.7</b>	<b>Precisão</b> . . . . .	32
<b>5.8</b>	<b>Sensibilidade</b> . . . . .	33
<b>5.9</b>	<b>F-score</b> . . . . .	33
<b>6</b>	<b>METODOLOGIA</b> . . . . .	34
<b>6.1</b>	<b>Ambiente de captação de dados da noite de sono</b> . . . . .	36
<b>6.1.1</b>	<b><i>Circuito de condicionamento do sinal</i></b> . . . . .	37
6.1.1.1	<i>Amplificador</i> . . . . .	37
6.1.1.2	<i>Somador de tensão</i> . . . . .	39
6.1.1.3	<i>Montagem do circuito</i> . . . . .	40
6.1.1.3.1	Protoboard . . . . .	40
6.1.1.3.2	Placa de circuito impresso . . . . .	42
<b>6.1.2</b>	<b><i>Microcontrolador</i></b> . . . . .	43
6.1.2.1	<i>Conversão Analógica/Digital</i> . . . . .	44
6.1.2.2	<i>Comunicação Serial</i> . . . . .	45
6.1.2.3	<i>Armazenamento de dados</i> . . . . .	45
6.1.2.3.1	Módulo Shield SD . . . . .	46
<b>6.2</b>	<b>Ambiente de processamento de dados e extração de informações</b> . . . . .	46
<b>6.2.1</b>	<b><i>Filtragem</i></b> . . . . .	47
<b>6.2.2</b>	<b><i>Janelamento</i></b> . . . . .	49
<b>6.2.3</b>	<b><i>Pré-processamento – Extração de Características</i></b> . . . . .	53
6.2.3.1	<i>Valor médio</i> . . . . .	55
6.2.3.2	<i>Desvio padrão</i> . . . . .	55
6.2.3.3	<i>Amplitude da frequência mais expressiva</i> . . . . .	56
6.2.3.4	<i>Valor eficaz</i> . . . . .	56
6.2.3.5	<i>Frequência mais expressiva</i> . . . . .	57
6.2.3.6	<i>Média ponderada</i> . . . . .	57
6.2.3.7	<i>Variador</i> . . . . .	58
<b>6.2.4</b>	<b><i>Extração de informações</i></b> . . . . .	58
6.2.4.1	<i>Processamento</i> . . . . .	58
6.2.4.2	<i>Rede neural</i> . . . . .	59
<b>6.2.5</b>	<b><i>Pós processamento e interface</i></b> . . . . .	61
<b>7</b>	<b>RESULTADOS</b> . . . . .	63

<b>7.1</b>	<b>Exemplo 1 . . . . .</b>	<b>63</b>
<b>7.1.1</b>	<b><i>Janelamento 1 . . . . .</i></b>	<b>64</b>
<b>7.1.2</b>	<b><i>Apresentação dos dados e interface 1 . . . . .</i></b>	<b>66</b>
<b>7.2</b>	<b>Exemplo 2 . . . . .</b>	<b>69</b>
<b>7.2.1</b>	<b><i>Janelamento 2 . . . . .</i></b>	<b>70</b>
<b>7.2.2</b>	<b><i>Apresentação dos dados e interface 2 . . . . .</i></b>	<b>71</b>
<b>8</b>	<b>CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS . . . . .</b>	<b>74</b>
<b>8.1</b>	<b>Trabalhos futuros . . . . .</b>	<b>74</b>
	<b>REFERÊNCIAS . . . . .</b>	<b>76</b>



# 1 INTRODUÇÃO

Este capítulo aborda os conceitos iniciais sobre o diagnóstico do bruxismo do sono para a compreensão do presente trabalho. É composto ainda pela motivação de escolha deste tema, pelos objetivos gerais e específicos, pelos trabalhos já apresentados pelo autor, além da estruturação do presente trabalho.

## 1.1 Motivação

As consequências globais da pandemia de COVID-19 não se limitaram a impactos diretos no sistema de saúde do mundo, mas também desencadearam danos severos no que se refere aos aspectos financeiros e psicológicos (STANTON *et al.*, 2020). Um estudo realizado na China evidenciou tais danos psicológicos, onde uma significativa parte da população relatou graus moderados e até mesmo graves de ansiedade. O número de pessoas afetadas mentalmente, de forma indireta, pela pandemia é muito maior do que os afetados diretamente pelo vírus, e a maior causa pode ser apontada pelo distanciamento social (QIU *et al.*, 2020). As reações psicológicas às pandemias incluem comportamentos desadaptativos, sofrimento emocional e respostas defensivas (WINOCUR-ARIAS *et al.*, 2020). Em uma reportagem veiculada pelo jornal “O Estadão” em outubro de 2020, foi informado o aumento nos casos de bruxismo e fraturas dentárias relatados pelos dentistas que o associaram à ansiedade provocada pelo isolamento social (ESTADÃO, 2020)

A análise clínica e polissonografia são métodos utilizados para auxílio do diagnóstico da patologia em questão por parte do profissional especializado. A Polissonografia (PSG) é um meio de diagnóstico que registra variáveis fisiológicas que são medidas e gravadas durante o sono. Tal exame não se limita somente a patologia bruxismo do sono, mas é destinado a diagnosticar ou supervisionar estágios e níveis de severidade de distúrbios durante o sono, bem como anomalias que podem se manifestar. Tal exame pode custar entre R\$ 600 e R\$ 1200, em média, de acordo com a unidade de saúde e conforme a localidade na qual o teste é realizado. A complexidade da polissonografia, determinada pela quantidade de sistemas e funções monitorados, também impacta no preço do procedimento. Para que a polissonografia possa ser realizada com êxito, o paciente necessita passar uma noite e dormir na clínica conectado a inúmeros sensores e sob condições determinadas.

Buscando melhorar as condições de realização do teste, além de um menor custo

para o paciente, e com uma aplicação exclusiva para a desordem funcional bruxismo, o presente trabalho busca desenvolver um sistema de pré-diagnóstico de forma econômica, cômoda e assertiva de forma semelhante ao que ocorre na PSG.

## 1.2 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo utilizar técnicas processamento de sinais e de reconhecimento de padrões por meio de redes neurais de classificação para desenvolver um ambiente de pré-diagnóstico da patologia bruxismo, no qual o usuário insira como entrada dados referentes a uma noite de sono e tenha um relatório sobre os eventos ocorridos na noite bem como informações gerais cruciais para compreensão da dinâmica da noite de sono.

### 1.2.1 *Objetivos Específicos*

- Demonstrar o ambiente de captura, amplificação e filtragem do sinal eletromiográfico com o sensor piezoelétrico;
- Desenvolver um algoritmo capaz coletar dados de uma noite de sono e armazenar tais dados para processamento;
- Desenvolver um algoritmo capaz de preparar os dados coletados para que possam ser extraídas informações;
- Desenvolver um programa baseado em uma rede neural capaz de receber os dados pré-processados e fornecer ao profissional de saúde um pré-diagnóstico referente ao bruxismo;
- Integrar, e comunicar os sistemas de coleta, envio, armazenamento e processamento em um sistema integrado denominado Morpheus.

## 1.3 Trabalhos apresentados em eventos anteriores

Durante o processo de criação deste estudo, houve a elaboração de trabalhos que foram apresentados por meio de posters e slides nos encontros universitários da Universidade Federal do Ceará no Campus de Sobral. Os trabalhos são apresentados a seguir:

**SILVA FILHO, F G D; ALMEIDA, R N C; CASTRO, M R. DESENVOLVIMENTO DE DETECÇÃO DO BRUXISMO CÔMODO E DE BAIXO CUSTO** *In* Encontro de Programas de Educação Tutorial, PROGRAD, 2019.

**SILVA FILHO, F G D; ALMEIDA, R N C; MOREIRA, A B. DESENVOLVI-**

**MENTO DE DETECÇÃO DO BRUXISMO CÔMODO E DE BAIXO CUSTO** *In* Encontro de Programas de Educação Tutorial, PROGRAD, 2020.

**SILVA FILHO, F G D; ALMEIDA, R N C; MOREIRA, A B DESENVOLVIMENTO DE DETECÇÃO DO BRUXISMO CÔMODO E DE BAIXO CUSTO** *In* Encontro de Programas de Educação Tutorial, PROGRAD, 2021.

#### **1.4 Estrutura do documento**

O restante deste trabalho está organizado em seis capítulos. O capítulo dois apresenta o estado da arte, descrevendo como a literatura aborda a aplicação da eletromiografia na medicina na evolução de diagnósticos. Além disso, o capítulo mostra como são utilizados processos de reconhecimento de padrões em casos como este.

No capítulo três é realizada uma abordagem e explanação sobre o bruxismo, explicitando suas causas, consequências, subdivisões e classificações, além dos métodos atuais usados para diagnosticar tal patologia. O capítulo quatro mostra os passos para se realizar todo o processo de seleção dos dados, pré-processamento, criação do modelo e avaliação de desempenho utilizando um conjunto de dados. Toda a metodologia que foi utilizada para se coletar os dados constituintes do banco de informações criado, além de trabalhar os dados escolhidos é apresentado no capítulo cinco.

No capítulo seis é realizado a avaliação de desempenho de todo o sistema, desde o pré-processamento até o relatório final do modelo. Por fim, o capítulo sete é dedicado a conclusão deste trabalho e também são propostas pesquisas futuras.

## 2 ESTADO DA ARTE

Neste capítulo são discutidas e apresentadas abordagens já utilizadas nas diversas partes e metodologias que compõe de forma conjunta, de forma direta ou indireta, o escopo deste trabalho: A utilização da eletromiografia em conjunto com redes neurais para o pré-diagnóstico da patologia bruxismo do sono. Na seção 2.1 são apresentados exemplos de como a eletromiografia de forma mais genérica, não se limitando a nenhum campo de atuação em específico. Na subseção 2.1.1 são apresentadas formas de como a eletromiografia é aplicada no campo da medicina incluindo sinais eletromiográfico provenientes da cabeça, foco do presente trabalho. Na seção 2.2 serão estudadas as técnicas atuais utilizadas para de diagnóstico do bruxismo do sono, além de seus pontos positivos e negativos. A seção 2.3, por sua vez, expõe como as redes neurais artificiais são empregadas no desenvolvimento de diagnósticos (ou pré-diagnósticos), de acordo com a necessidade do programador. Por fim, a seção 2.3 expõe as considerações e conclusões obtidas no desenvolvimento deste capítulo.

### 2.1 Aplicações da eletromiografia

Com o desenvolvimento tecnológico no campo da eletromiografia, equipamentos, sensores, transdutores e afins são desenvolvidos, aperfeiçoados para que sejam mais precisos e/ou mais rentáveis além de que podem ser até mesmo simplificados para aplicações específicas o que fará deste novo dispositivo tanto mais preciso para tal aplicação quanto possuir um menor custo de desenvolvimento.

(MENESES, 2021) utiliza sinais eletomiográficos para controle de uma prótese mecânica de baixo custo. O autor também utiliza no trabalho conceitos de internet das coisas.

Já relacionando a eletromiografia e a medicina por meio da robótica, (SOUZA *et al.*, 2022) se utiliza de dados eletromiográficos provenientes do músculo do usuário para o controle e utilização de um braço robótico. O dispositivo é construído a base de servo motores.

#### 2.1.1 Aplicações de eletromiografia na medicina

Como já visto, eletromiografia tem se tornado um excelente método quando se refere ao auxílio de diagnósticos e no tratamento de distúrbios musculares e/ou funcionais. Na odontologia sua principal aplicação é no tratamento das Disfunções Temporomandibulares. Os profissionais de odontologia não utilizam esta técnica por desconhecerem seus benefícios ou

mesmo não terem conhecimento sobre o assunto (ALÓE *et al.*, 2003). Entretanto, a utilização da eletromiografia não se resume somente ao tratamento odontológico.

(LV; DONG, 2021) utiliza a eletromiografia de superfície para analisar lesões em jogadores de basquetebol. O trabalho coleta e compara dados eletromiográficos com o objetivo de reconhecer potenciais lesões e assim auxiliar no desenvolvimento dos treinos e reformulação de técnicas e movimentos, auxiliando na prevenção de maiores danos ao atleta. (JUNIOR, 2021) realiza um estudo também da eletromiografia com o auxílio de redes neurais para o diagnóstico de doenças e de fadiga muscular.

#### *2.1.1.1 Aplicações de eletromiografia na face*

De forma mais específica, os trabalhos no campo da medicina no que se refere aos músculo, ossos e articulações da face tem apresentando um desenvolvimento significativo.

(MEGGIOLARO *et al.*, 2022) realiza um trabalho com dados eletromiográficos coletados a partir de atividades nos músculos periorais e da mastigação de pacientes com Fissura Labiopalatina para que ocorra a desmistificação do tratamento e para o melhor planejamento das intervenções clínicas e cirúrgicas. (FRAZÃO *et al.*, 2021) por sua vez utiliza a eletromiografia como feedback para atenuar marcas de envelhecimento na terapia fonoaudióloga.

## **2.2 Metodologias utilizadas para o diagnóstico do bruxismo do sono**

Atualmente, as metodologias utilizadas para diagnóstico da patologia Bruxismo são baseadas em uma classificam entre “possível”, “provável” e “definitivo” visam facilitar a padronização dos resultados obtidos (CAMARGO, 2022).

- Possível: Quando o diagnóstico é feito através de autorrelatos e questionários;
- Provável: Obtido quando, além dos questionários e autorrelatos, por uma avaliação das condições clínicas como desgastes e disfunções temporomandibulares;
- Definitivo: Apenas com os resultados da polissonografia pode-se chegar a um diagnóstico definitivo;

Ainda que a polissonografia represente padrão ouro para diagnóstico de bruxismo do sono, seu uso é limitado devido ao seu alto custo (CAMARGO, 2022).

### 2.3 Emprego das redes neurais artificiais em processos de diagnósticos

Assim como o crescimento das tecnologias relacionadas a coleta de dados eletromiográficos tem crescido, a utilização de redes neurais para processamento destes dados e apresentar os resultados almejados (sendo eles respostas de um sistema, diagnósticos ou outros tipos de informações) vem crescendo consideravelmente.

(WATANABE, 2022) utiliza redes neurais para diagnóstico de patologias do sistema respiratório. A rede neural convolucional será a base para a análise e diferenciação das imagens radiológicas e um banco de imagens de patologias pulmonares. (BESSA *et al.*, 2021) no mesmo campo de atuação utiliza redes neurais convolucionais de forma mais específica para diagnóstico de câncer de pulmão.

Por sua vez (VOGADO *et al.*, 2019) utiliza redes neurais convolucionais para o diagnóstico de leucemia. Foram utilizados 14 bases de dados públicas de imagem originalmente coletadas de diferentes hospitais.

### 3 BRUXISMO

Descrita em literatura científica pela primeira vez como *La Bruxomanie* por Marie e Pietkiewicz em 1907, o bruxismo, termo que se origina da palavra grega *brygmos*, que significa “ranger os dentes”. O Bruxismo pode ter relação com fatores emocionais, ansiedade, e relação com características comportamentais do indivíduo. A Academia Americana de Dor Orofacial (AAOP) descreve o bruxismo como uma atividade parafuncional de manifestação diurna ou noturna, incluindo os hábitos inconscientes de apertar ou ranger os dentes. (ESTADÃO, 2020)

O bruxismo diurno, consiste em um hábito vicioso que de apertar os dentes, sem apresentar nenhum desgaste ou sequela ao periodonto. Hábito esse tal como chupar dedo, morder língua ou bochecha. Já o noturno, caracteriza-se por episódios únicos e contrações rítmicas, com apertamento no sentido lateral ou transversal, com alta possibilidade de causar danos ao periodonto, desgastes dos dentes entre outros sinais característicos da parafunção. Foi observado que os ruídos oclusais só ocorrem em pacientes com atividade parafuncional noturna (SILVA; CANTISANO, 2009). Por se tratar de uma disfunção com grande poder de destruição dentária, o bruxismo deve ser diagnosticado o mais rápido possível (ESTADÃO, 2020).

#### 3.1 Causas, classificações e consequências do bruxismo

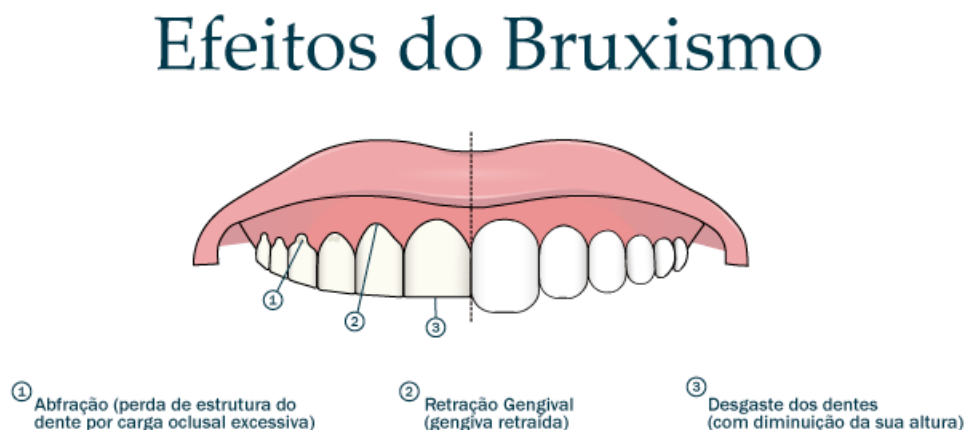
O Bruxismo do Sono (BS) é classificado como primário quando não há causa médica evidente, sistêmica ou psiquiátrica podendo ser causado por fatores oclusais ou por um desequilíbrio aminérgico do sistema nervoso central. É classificado como secundário quando vem associado a um transtorno clínico, neurológico ou psiquiátrico. As causas clínicas podem possuir associação ao uso de substâncias como antidepressivos inibidores seletivos recaptação da serotonina anfetaminas; cafeína; cocaína; tabaco e álcool e outras substâncias, ou a distúrbios do sono tais como como síndrome das pernas inquietas; movimentos periódicos dos membros inferiores; distúrbio comportamental do sono *Rapid Eye Movement* (REM) e síndrome da apnéia-hipopnéia obstrutiva do sono. As causas neurológicas por sua vez estão associadas à distonia oromandibular; doença de Parkinson; dor miofascial; retardo mental; hiperatividade e estado de coma. As causas psiquiátricas podem ser esquizofrenia; transtorno do estresse pós-traumático ou bulimia nervosa. Além disso doenças como fibromialgia; dor miofascial e síndrome de Sjögren podem ser causas do bruxismo do sono (ALÓE *et al.*, 2003).

Além disso, o bruxismo pode ser classificado como cêntrico quando acontece movi-

mento isométrico (apertar) maxilo-mandibular, que ocorre geralmente durante o sono, em relação cêntrica ou em máxima intercuspidação habitual, sem que ocorra deslizamento. É excêntrico, caracterizado pelo movimento isotônico (ranger), onde há apertamento e deslizamento dos dentes nas posições protrusivas e latero-protrusivas ocorrendo desgastes tanto nos dentes anteriores como em posteriores (SILVA; CANTISANO, 2009).

A relação entre bruxismo e Disfunção Temporomandibular (DTM) vem sendo estudada por diversos autores devido aos prejuízos que este hábito parafuncional pode acarretar ao sistema estomatognático como um todo. Os principais danos ocasionados pelo bruxismo podem ser agrupados em: efeitos na dentição (Figura 1), no periodonto, nos músculos mastigatórios (implicando em uma diminuição da sua coordenação), na ATM, dor de cabeça, efeitos comportamentais e psicológicos (RODRIGUES *et al.*, 2006).

Figura 1 – Danos do bruxismo na dentição



Fonte: adaptado de (ESTAR, 2020).

O bruxismo é considerado a atividade parafuncional mais deletéria para o sistema estomatognático, causando desgaste anormal dos dentes e danos ao periodonto, tecidos, ATM e/ou músculos (CAMARGO, 2022).

### 3.2 Bruxismo noturno

Ranger de dentes durante o sono é comum na população geral. Cerca de 85% a 90% das pessoas relatam episódios de ranger de dentes ao longo dos anos de suas vidas. A prevalência exata de ranger de dentes na população geral é imprecisa e subestimada porque a maioria dos estudos epidemiológicos de bruxismo é baseada em populações e metodologias diferentes, a partir de relatos subjetivos ou questionários preenchidos pelos portadores e ou familiares,



utilizando-se diferentes definições clínicas e sintomatológicas. Por exemplo, apenas 5% a 20% dos pacientes com BS tomam consciência dos episódios de ranger de dentes (ALÓE *et al.*, 2003). O bruxismo do sono, foco do presente trabalho, trata-se de uma atividade parafuncional durante o sono compõe-se de episódios únicos e contrações rítmicas. Se estas atividades resultam de diferentes fatores etiológicos ou do mesmo fenômeno manifestando-se de duas maneiras diferentes, não se sabe. Por isso o apertamento dos dentes e o bruxismo são, geralmente, referidos como bruxismo. Os eventos de bruxismo estão associados com a mudança do sono profundo para o sono leve, em geral, no estágio de sono mais leve 1 e 2 do sono *Non-Rapid Eye Moviment* (NREM) (RODRIGUES *et al.*, 2006).

A maioria (60% a 80%) dos episódios de ranger de dentes ocorre nos estágios 1 e 2 do sono NREM raramente em sono profundo. Episódios de range de dentes podem ocorrer mais frequentemente e exclusivamente durante o sono REM, como no bruxismo destrutivo. (WARE; RUGH, 1988) denominou como bruxismo destrutivo o quadro clínico de BS com sintomas clínicos intensos cuja atividade neuromuscular oromandibular intensa e anormal ocorre predominantemente em sono REM, diferenciando-se do BS primário que ocorre predominantemente no estágio 1 e ou 2 do sono REM.

Uma melhor descrição da arquitetura do sono, e da manifestação do bruxismo dentro dela será melhor abordado junto aos métodos de diagnóstico do bruxismo na próxima seção.

### **3.3 Métodos de diagnóstico do bruxismo**

Segundo a Associação Americana de Distúrbios do Sono, o diagnóstico do bruxismo se baseia no relato por parte do paciente, cônjuge ou parente, confirmando a ocorrência de eventos durante a noite, somado a pelo menos uma das seguintes características: presença de facetas de desgaste dentárias; dor ou desconforto na ATM, nos músculos mastigatórios ou ambos; e ruídos característicos de rangimento de dentes.

De acordo com a Classificação Internacional dos Distúrbios do Sono (CIDS), bruxismo durante o sono pode ser diagnosticado clinicamente quando houver os seguintes sinais: desgaste dentário anormal, ruídos de ranger de dentes durante o sono e desconforto muscular mandibular. Contudo, o diagnóstico clínico de BS realizado no consultório médico por meio da anamnese apresenta sérias limitações e deve ser complementado com exame orofacial e avaliação odontológica (OENNING *et al.*, 2005).

(ALÓE *et al.*, 2003) descreve sete sintomas e sinais clínicos que auxiliam no diag-

nóstico de bruxismo, sendo eles:

- 1) ruído durante o ranger dos dentes;
- 2) queixa de dor e fraqueza nos músculos da mastigação e cefaleias ocasionais (músculos temporais);
- 3) desgaste dentário (um ou mais dentes);
- 4) sensibilidade dos dentes para frio e/ou calor;
- 5) hipertrofia de músculos masseteres e temporais;
- 6) crepitação da articulação temporomandibular ou redução da amplitude de abertura da mandíbula;
- 7) cicatrizes de cortes na língua.

O diagnóstico do bruxismo baseado nesses critérios se torna de certo modo subjetivo, visto que as características apontadas são passíveis de erro de avaliação. Facetas de desgaste podem existir independentemente da presença da parafunção e só definem aqueles pacientes nos quais já houve uma perda de substância dentária significativa. A dor muscular ou articular pode estar relacionada a outros tipos de hábitos ou decorrer de outros fatores etiológicos. Ruídos ouvidos durante a noite podem ser confundidos com ronco ou sonilóquio, por exemplo. Além disso, se o paciente dorme sozinho, dificilmente poderá afirmar que sofre de bruxismo, pelo simples fato de estar dormindo quando os eventos ocorrem. Algumas pessoas relatam acordar com o ruído do próprio ranger dos dentes e que, neste momento, estão com os dentes cerrados, mas este relato não é confiável para confirmação de diagnóstico. A Associação Americana de Distúrbios do Sono recomenda, adicionalmente mas não obrigatoriamente, a realização do exame de polissonografia como um método efetivo de detecção da presença de bruxismo durante o sono (OENNING *et al.*, 2005).

### **3.3.1 Polissonografia**

Polissonografia é um termo genérico utilizado para um exame que registra, por meio de eletrodos e sensores especiais, de forma contínua e simultânea, os principais eventos fisiológicos que ocorrem durante uma noite inteira de sono ou parte dela. (OENNING *et al.*, 2005)

A finalidade desse exame é monitorar a atividade elétrica cerebral por meio do Eletroencefalograma (EEG), os movimentos oculares pelo Eletro-oculograma (EOG), a atividade muscular pelo do Eletromiograma (EMG), a atividade cardíaca pelo Eletrocardiograma (ECG), o

fluxo aéreo nasal e oral, o esforço respiratório torácico e abdominal, a saturação de oxigênio, a concentração de dióxido de carbono sanguíneos, a temperatura corporal, os movimentos dos membros inferiores e outras variáveis de acordo com o objetivo do exame(OENNING *et al.*, 2005).

A Figura 2 dispõe da quantidade e alocação dos sensores e seus respectivos cabos utilizados na realização do exame.

Figura 2 – Polissonografia para diagnóstico do bruxismo



Fonte: adaptado de (FORMA, 2020).

O registro polissonográfico de uma pessoa com histórico clínico de ranger de dentes deverá incluir eletrodos de eletromiografia colocados nas regiões dos músculos masseteres, temporais, frontais bilaterais e registro audiovisual simultâneo. O registro audiovisual é importante para diferenciar episódios de bruxismo com o engolir e o ronco e para registrar movimentos do corpo e sons de ranger dos dentes.

A polissonografia de portadores de BS exclui outros distúrbios do sono, tais como: síndrome da apneia do sono, movimentos periódicos dos membros, distúrbio comportamental do sono REM e outras atividades. A variabilidade da ocorrência de atividades oromotoras durante o sono é mais intensa em portadores de BS leves ou moderados, fazendo-se necessárias duas noites de polissonografia, enquanto para os portadores de BS grave com menor variabilidade uma noite é suficiente.

Os critérios mínimos para o diagnóstico do bruxismo do sono por meio da PSG foram estabelecidos por (LAVIGNE *et al.*, 1996): no mínimo 4 episódios em média por hora de sono; no mínimo 6 picos de contrações de masseter durante cada episódio ou 25 picos por hora de sono e, pelo menos, 2 episódios associados a sons de ranger de dentes por noite.

## 4 ELETROMIOGRAFIA

Na eletromiografia, a captação dos sinais a posteriori denominados eletromiográficos é realizada com o auxílio de dispositivos denominados eletrodos.

Eles podem ser de superfície ou invasivos. Os de superfície são em formato de adesivo, que podem ser fixados sobre a pele, portanto são indolores. Estes são recomendados para aplicações que capturam o movimento de um conjunto de músculos, como contração do bíceps ou abertura da mão, pois eles irão captar todos os sinais da sua área de abrangência, podendo receber os sinais de um conjunto de músculos (LEITE, 2018).

### 4.1 Sinal eletromiográfico

Produzido na musculatura a partir das unidades motoras, o sinal eletromiográfico pode sofrer influência dos mais diversos fatores. Desde de fatores ligados a propriedades fisiológicas do indivíduo em análise tais como músculos, ossos e peles no que se refere a densidade, formato ou espessura. É importante ressaltar que tais alterações podem ou não ser extremamente importante dependendo da investigação a ser realizada. Além disso, aspectos técnicos também podem influenciar na coleta do sinal eletromiográfico. Neste caso, todos associados ao sensor de coleta.

Fatores como a forma do eletrodo utilizado bem como o seu tamanho em relação ao local a ser aplicado, o posicionamento do sensor em relação ao músculo ou parte que está sendo analisada influenciam e contribuem para o produto final da informação coletada, já que o sinal coletado será uma soma dos sinais do músculo em análise e dos músculos vizinhos, cada um com amplificação ou degradação de forma proporcional a sua distância em relação ao eletrodo.

Por fim, sendo o sinal coletado da ordem de  $10^{-3}$ V (mV), alcançando no máximo 5mV e com frequência entre 5 e 500Hz. Isso, é aplicável também para as metodologias a posteriori apresentadas. Assim, a amplificação do sinal se faz necessária para que possa ser realizada a sua coleta e conversão analógica/digital(A/D) (LEITE, 2018).

### 4.2 Sensor piezoelétrico

Os sensores piezoelétricos nada mais são do que transdutores, ou seja, convertem uma forma de energia em outra. Um material é considerado piezoelétrico se a aplicação de uma tensão mecânica causa o desenvolvimento de um deslocamento elétrico interno. Este

deslocamento se manifesta como uma polarização elétrica interna ou através do aparecimento de cargas elétricas na superfície do material (SHACKELFORD, 2016). O sentido da compressão mecânica é diretamente proporcional ao sentido da tensão elétrica gerada entre os polos do sensor, tal como é possível ver na Figura 3

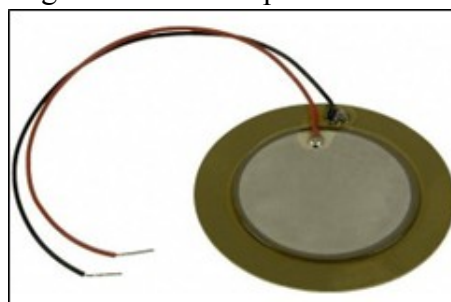
Figura 3 – Efeito piezoelétrico



Fonte: adaptado de (LAMBDA, 2021).

O fenômeno conhecido da piezo eletricidade foi descoberto por Jaques e Pierre Curie, irmãos, no ano de 1880. No ano seguinte, foi evidenciado o efeito reverso nos anos de 1880 pelos irmãos Pierre e Jaques Curie. Em 1881, o efeito piezoelétrico inverso foi reportado. Apesar disso, a primeira aplicação prática foi durante a primeira guerra mundial, na qual tratava-se de um sonar feito Paul Langevin (SOUZA; RIBEIRO, 2013). Com base no trabalho realizado por Leite(2018), a utilização do sensor piezoelétrico como substituto ao eletrodo é viável para a aplicação em questão, além de nos proporcionar a necessidade de quantidades menores de sensores e um circuito de condicionamento mais simples do que o utilizado com o eletrodo. Para este trabalho será utilizado um sensor piezoelétrico tipo moeda que possui 27mm de diâmetro e feito de latão, com frequência ressonante de até 4,5kHz, que pode ser visto na Figura 4.

Figura 4 – Pastilha piezoelétrica



Fonte: adaptado de (NOGARE, 2020).

## 5 EXTRAÇÃO DE INFORMAÇÕES A PARTIR DE UMA BASE DE DADOS

Os avanços tecnológicos resultam a cada dia em uma maior facilidade de armazenamento de informações, tanto no que se refere ao tipo quanto a quantidade de dados que podem ser coletados e armazenados. Entretanto, mesmo com uma alta quantidade de dados a cerca de um assunto em específico, ainda existe a dificuldade de interpretação e compreensão por parte das pessoas de um volume muito grande de dados (NEVES, 2003).

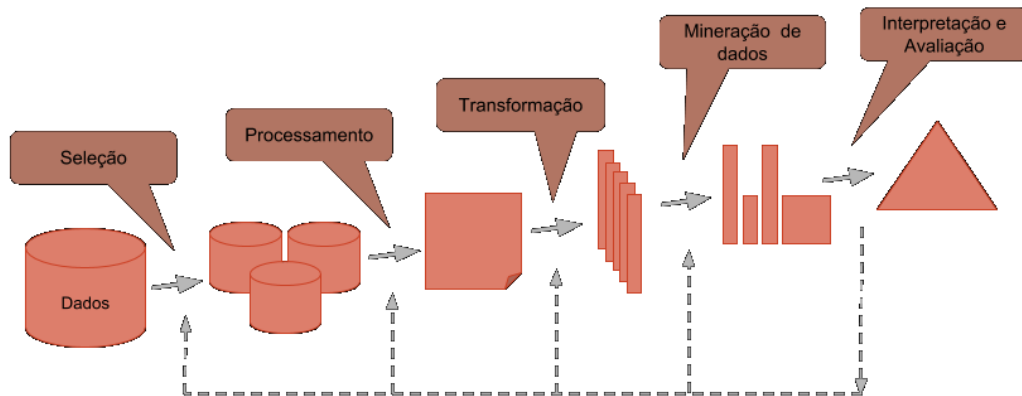
Para sanar tal dificuldade, uma linha de pesquisa chamada denominada Descoberta de Conhecimento em Banco de Dados (DCBD) ,ou como é conhecida, *Knowledge Discovery in Databases* (KDD) vem sendo utilizada na extração de informações a partir de grandes bases de dados utilizando como base técnicas de mineração de dados e afins.

A técnica de KDD é um processo utilizado na identificação de padrões de dados válidos e potencialmente úteis para eventuais diagnósticos (USAMA, 1996). Além do processo de Banco de Dados, Limpeza e Integração iterativa é descrita nos seguintes passos (TRONCHONI *et al.*, 2010):

1. Integração dos dados: Onde diferentes fontes de dados, sejam múltiplos ou não, podem ser combinadas;
2. Limpeza dos dados: Onde são removidos dados irrelevantes e ruídos;
3. Seleção dos dados: Onde dados relevantes para a análise são recuperados do banco de dados;
4. Transformação dos dados: Onde os dados são transformados no formato apropriado para mineração;
5. Mineração de dados: É um processo onde algoritmos próprios são utilizados a fim de extrair padrões de dados;
6. Avaliação e representação do conhecimento: Onde técnicas de visualização e representação de conhecimento são utilizadas para apresentar o conhecimento extraído para o usuário.

Como pode ser observado na figura 6 as etapas do KDD são interdependentes e nas seções posteriores cada uma das etapas será melhor abordada.

Figura 5 – Etapas do método KDD



Fonte: adaptado de (MEDIUM, 2019).

### 5.1 Coleta: Seleção e integração da base de dados

Como é esperado, a primeira etapa do processo KDD trata-se da coleta dos dados e da redução destes. A coleta pode ser realizada por mais de uma fonte, formando assim um banco de dados. A redução dos dados ou também chamado de seleção, realiza uma escolha de quais atributos ou objetos devem estar presentes no conjunto de dados.

Na abordagem independente do modelo, a escolha de atributos é feita sem considerar os algoritmos que serão utilizados na etapa de mineração do KDD. A abordagem dependente do modelo considera o algoritmo utilizado na etapa de treinamento, a partir disso ele busca os atributos que mais se adequam a cada técnica de mineração. Nesta etapa do KDD é necessário a presença de um especialista na área de estudo, para indicar quais dados serão úteis e quais dados devem ser descartados (FAWCETT; PROVOST, 2018).

### 5.2 Limpeza e transformação dos dados - Pré-processamento

Nesta etapa do processo o banco de dados é analisado e os dados são transformados após uma limpeza no banco. Dados com informações incompletas são removidos nesta parte do processo. Quando se trata da etapa de transformação dos dados, é possível que ocorram dois tipos de transformação. Uma delas é a normalização de um atributo para que estes possuam uma

mesma unidade e escala similar (FAWCETT; PROVOST, 2018). Além disso, a compactação de dados em um dado que descreve uma característica daquele conjunto, podendo ser por exemplo, uma média, mediana ou desvio padrão, também se encaixa nesse processo do método.

### **5.3 Mineração do banco de dados**

Na etapa de mineração de dados que é feito o treinamento do algoritmo que é utilizado na extração de informações da base de dados. Para isso, várias técnicas podem ser utilizadas na criação do algoritmo. Dentre as técnicas de detecção de anomalias, agrupamento, associação e predição, esta última foi utilizada no desenvolvimento do presente trabalho (FAWCETT; PROVOST, 2018).

#### **5.3.1 Predição dos dados**

A predição pode ser utilizada em classificação, que como o próprio nome explicita é utilizada para classificar dados ainda não rotulados quanto para estimar valores, o que se denomina regressão. A utilização dos algoritmos descritos vem se tornando bastante popular nos diagnósticos de doenças e outras anomalias no campo da medicina. (WATANABE, 2022) aplica tais técnicas nos diagnósticos de doenças respiratórias, já (BESSA *et al.*, 2021) se utiliza de redes neurais no diagnóstico de câncer de pulmão. A técnica de classificação escolhida para o presente trabalho foi a Rede Neural Artificial (RNA) que será detalhada no tópico a seguir.

##### **5.3.1.1 Rede neural artificial**

Partindo do conceito da palavra Inteligência Artificial (IA), o termo se refere a sistemas que simulam a inteligência humana e sua capacidade de aprendizado na realização do desempenho de tarefas.

As RNA consistem em um método para solucionar problemas de inteligência artificial, composto por um sistema de circuitos que simulem o nosso cérebro, inclusive em seu comportamento, com erros e acertos, e ainda aquisição de conhecimento a partir de experiências. Sua estrutura é baseada no modelo de neurônios humanos e da forma como trabalham. Uma grande rede neural artificial pode ter centenas ou milhares de unidades de processamento, enquanto que o cérebro de um mamífero pode ter bilhões de neurônios (WATANABE, 2022).



### 5.3.2 *Treinamento dos dados*

Nesta etapa, como o nome sugere, o treinamento do algoritmo é feito a partir do banco de dados. Ao realizar o treinamento com um banco de dados com  $k$  elementos, o resultado pode ser bem mais otimista do que deveria, o que é definido como overfitting. No overfitting o algoritmo embora classifique muito bem o conjunto de dados utilizados no treinamento, não apresente resultados expressivos para a classificação de um novo conjunto de dados (FACELI *et al.*, 2011).

O processo de amostragem utilizado foi o de amostragem randômica. Isso se deu pela criação da rede neural artificial a partir do toolbox do MATLAB®, que já possui algumas características, dentre elas o método de amostragem, já fixadas (MATLAB, 2016).

### 5.4 **Avaliação de desempenho dos dados**

Nesta etapa, é realizada a avaliação dos resultados obtidos através de testes do algoritmo desenvolvido. Nela são observadas informações, como por exemplo a taxa de acerto e outras que serão explicadas nesta seção. Conceitos como acurácia, precisão, sensibilidade, F-score e matriz de confusão são essenciais para uma boa avaliação de desempenho.

### 5.5 **Matriz de confusão**

A matriz de confusão nada mais é do que uma forma de relacionar os dados previstos por um modelo de reconhecimento de padrões e os dados corretos de acordo com determinada classificação. Como o próprio nome diz, esta ferramenta nada mais é do que uma matriz que possui em suas linhas os objetos das classes reais e em suas colunas os objetos das classes previstas. Sabendo que esta é uma classificação binária (positivo ou negativo), como pode ser visto na Figura 6 é possível desenvolver alguns conceitos (FACELI *et al.*, 2011).

- Verdadeiro positivo (VP): Elemento da classe positiva classificado corretamente.
- Verdadeiro negativo (VN): Elemento da classe negativa classificado corretamente.
- Falso positivo (FP): Elemento da classe negativa classificado incorretamente.
- Falso negativo (FN): Elemento da classe positiva classificado incorretamente

É importante destacar a importância da utilização da matriz de confusão para analisar as taxas de erro e acerto tanto de forma geral, quanto individual, observando informações sobre a taxa de acertos de cada uma das classes separadamente, possibilitando assim as informações

Figura 6 – Matriz de confusão

		Valor Predito	
		Sim	Não
Real	Sim	Verdadeiro Positivo (TP)	Falso Negativo (FN)
	Não	Falso Positivo (FP)	Verdadeiro Negativo (TN)

Fonte: adaptado de (NOGARE, 2020).

necessárias para melhoria da estrutura do algoritmo utilizado (CASTRO; FERRARI, 2016).

## 5.6 Acurácia

A acurácia (ACC) é considerada uma das métricas mais simples e importantes. Ela avalia o percentual de acertos, ou seja, ela pode ser obtida pela razão entre a quantidade de acertos e o total de amostras sendo descrita pela seguinte equação 5.1 (CASTRO; FERRARI, 2016) (FACELI *et al.*, 2011):

$$ACC = \frac{V_p + V_n}{V_p + F_p + V_n + F_n} \quad (5.1)$$

## 5.7 Precisão

A Precisão (P) é uma métrica que avalia a quantidade de verdadeiros positivos sobre a soma de todos os valores positivos como visto na equação 6.17 (CASTRO; FERRARI, 2016) (FACELI *et al.*, 2011):

$$P = \frac{V_p}{V_p + F_p} \quad (5.2)$$

## 5.8 Sensibilidade

A sensibilidade (S) por sua vez avalia a capacidade do método de detectar com sucesso resultados classificados como positivos. Ela pode ser obtida pela equação 5.3 (CASTRO; FERRARI, 2016) (FACELI *et al.*, 2011):

$$S = \frac{V_p}{V_p + F_n} \quad (5.3)$$

## 5.9 F-score

F-score (F) ou é uma média harmônica calculada com base na precisão e na sensibilidade. Ela pode ser obtida com base na equação 5.4 (CASTRO; FERRARI, 2016) (FACELI *et al.*, 2011):

$$F = \frac{2 \cdot P \cdot S}{P + S} \quad (5.4)$$

## 6 METOLOGIA

O trabalho será realizado tomando como base a extração dos movimentos da articulação temporomandibular (Figura 7) e nas atividades fisiológicas que são descritas em eventos de bruxismo.

Figura 7 – Coleta de dados da ATM



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

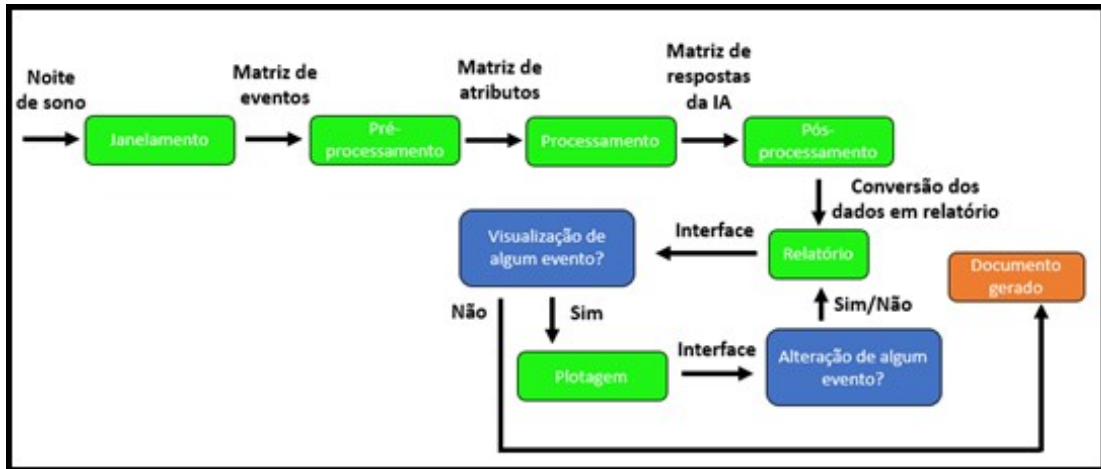
Logo foram coletadas amostras de cada um dos seguintes eventos a seguir listados:

- a) Mordida;
- b) Ranger de Dentes;
- c) ATM em repouso;

Após a coleta dos dados, estes foram enviados para a plataforma MATLAB ambiente no qual foram preparados e enviados a rede neural. Esta, desenvolvida e treinada para que possa posteriormente atuar na identificação dos eventos. O sistema Morpheus possui ainda um algoritmo de condicionamento que recebe como entrada os dados de movimentação da articulação temporomandibular de uma noite sono, e como saída os possíveis eventos e suas

informações adicionais necessárias, como no fluxograma apresentado na Figura 8:

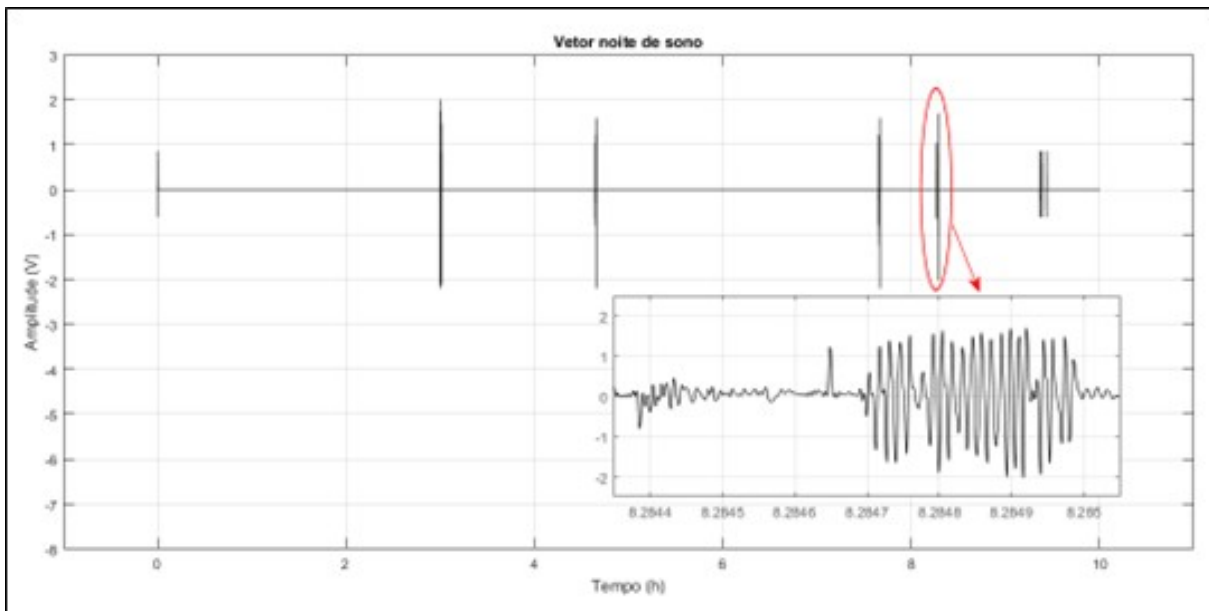
Figura 8 – Fluxograma de funcionamento do Morpheus



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

1. Entrada – Vetor linha com dados da ATM durante uma noite de sono - coleta realizada pelo hardware utilizado. (Figura 9)

Figura 9 – Dados do masseter



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

2. Filtragem – Devido ao hardware utilizado apresentar harmônicos próximos a 60Hz e 120Hz dependendo da forma de alimentação elétrica deste, o sinal é filtrado com um filtro digital passa baixa ceifado em 60Hz, que é demonstrado a posteriori. Tal filtragem pode ocorrer em qualquer parte do processo.

3. Janelamento – A partir do vetor linha da noite sono são extraídos possíveis eventos, bem como informações como duração, e momentos de início e fim (respeitando uma pequena margem de amostras no janelamento);

4. Pré-processamento – Os possíveis eventos têm suas características extraídas e incluídas em vetores que irão armazenar tais informações;

5. Processamento – Os Vetores de características são compilados em uma matriz e os possíveis eventos SÃO enviados a IA que classifica os eventos entre ranger, mordidas ou sinal normal.

6. Pós-processamento - As informações fornecidas pelo classificador são compiladas em um relatório com informações sobre o evento detectado;

7. Saída – Relatório de eventos ocorridos na referida noite;

8. Há uma interface para plotagem do evento caso o profissional queira realizar alguma alteração manual no relatório.

### **6.1 Ambiente de captação de dados da noite de sono**

Para realizar a captação dos dados foi tomado como base o trabalho realizado por (LEITE, 2018). O ambiente será voltado de forma exclusiva para a extração de informações da articulação temporomandibular, logo será simplificada e levemente alterada mantendo duas características secundárias essenciais. O baixo custo na produção, e o pequeno tamanho que exclua a necessidade de conexão por longos cabos.

Por fim, para desenvolver o ambiente, são necessáriosre quatro requisitos:

a) Criação de um circuito para condicionamento do sinal;

b) Digitalização do sinal;

c) Coleta e armazenamento de amostras de manifestação da articulação temporomandibular para estudo do sinal;

d) Coleta e armazenamento de amostras da ATM em uma noite de sono.

Logo, será descrito de forma detalhada o passo a passo da criação do ambiente de captação, parte do sistema integrado Morpheus.

### 6.1.1 Circuito de condicionamento do sinal

Nesta seção será detalhado como foi desenvolvido o circuito de condicionamento do sinal de saída do sensor piezoelétrico. Para o desenvolvimento do circuito foram levadas em consideração as seguintes características:

a) A baixa amplitude do sinal captado pelo sensor piezoelétrico, que é da ordem de  $10^{-3}$  V em relação ao conversor Analógico/Digital do microcontrolador utilizado, que possui resolução de 4,9mV, que faz necessária uma amplificação do sinal aumentando a qualidade do sinal coletado;

b) A possibilidade de indução de tensão em duas polaridades diferentes tal como já visto na seção 1.2.3. Como o conversor Analógico/Digital do microcontrolador utilizado lê tensões entre 0 e 5V, é necessário realizar uma adição de tensão de 2,5V para que seja possível movimentar a referência para o valor central entre os limites de leitura.

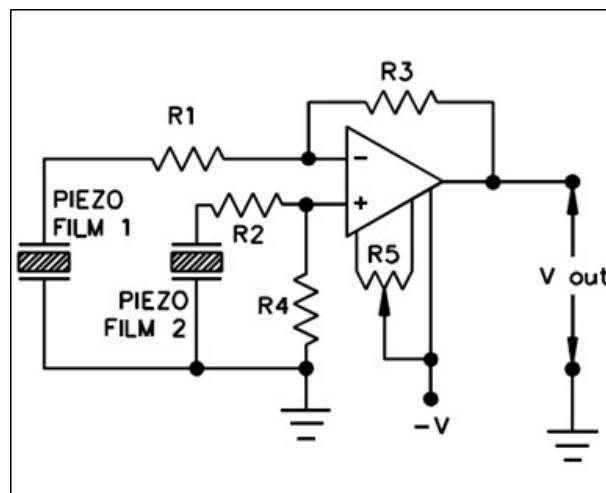
Logo, o circuito de condicionador possuirá dois estágios:

- a) Amplificador;
- b) Somador de Tensão.

#### 6.1.1.1 Amplificador

O circuito de amplificação utilizado pode ser visualizado na Figura 10, e a partir dela será justificada a sua utilização e detalhado o funcionamento desta topologia.

Figura 10 – Topologia de um amplificador Diferencial



Fonte: Adaptado de (SPECIALTIES, 2006).

Como visto, embora o circuito apresente a topologia de uma amplificação diferencial, será utilizado somente um canal para um sensor piezoelétrico. Tal topologia foi utilizada e validada por (LEITE, 2018).

Logo, realizando a análise com base na primeira lei de Kirchhoff e chamando as tensões sobre os Piezos 1 e 2 de  $V_{p1}$  e  $V_{p2}$ , respectivamente. A tensão de saída de  $V_o$  e a tensão nas entradas do amplificador operacional de  $V_e$ , pode-se aplicar análise nodal em ambos os nós de entrada deste dispositivo:

$$\frac{V_e - V_{p1}}{R_1} = \frac{V_o - V_e}{R_3} = \quad (6.1)$$

$$\frac{V_{p2} - V_e}{R_2} = \frac{V_e}{R_4} \quad (6.2)$$

Isolando  $V_e$  em 6.2 substituindo em 6.1 tem-se:

$$\frac{\left(\frac{R_4 \cdot V_{p2}}{R_2 + R_4} - V_{p1}\right)}{R_1} = \frac{\left(V_o - \frac{R_4 \cdot V_{p2}}{R_2 + R_4}\right)}{R_3} \quad (6.3)$$

$$V_o = \frac{R_3}{R_1} \cdot \left(\frac{R_4 \cdot V_{p2}}{R_2 + R_4} - V_{p1}\right) + \frac{R_4 \cdot V_{p2}}{R_2 + R_4} \quad (6.4)$$

$$V_o = \frac{R_3}{R_1} \cdot \left(\frac{R_4 \cdot V_{p2}}{R_2 + R_4}\right) + \frac{R_4 \cdot V_{p2}}{R_2 + R_4} - V_{p1} \cdot \frac{R_3}{R_1} \quad (6.5)$$

$$V_o = \frac{R_4 \cdot (R_3 + R_1)}{R_1 \cdot (R_2 + R_4)} \cdot V_{p2} - \frac{R_3}{R_1} \cdot V_{p1} \quad (6.6)$$

Sendo os valores de resistência e tensão:

$$R_1 = 50\Omega$$

$$R_2 = 50\Omega$$

$$R_3 = 100\Omega$$



$$R4=200\Omega$$

$$V_{p1}=0V$$

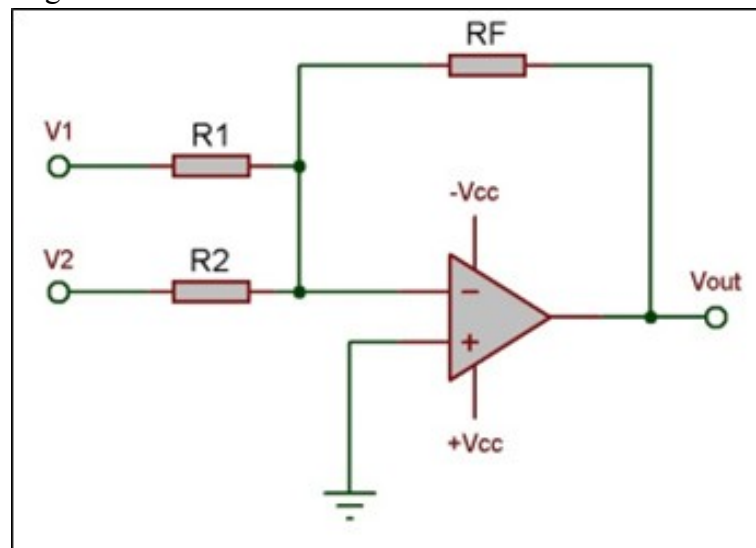
Por fim, ao substituir os valores e simplificar a equação 6.6

$$V_o = 2,4 \cdot V_{p2} \quad (6.7)$$

### 6.1.1.2 Somador de tensão

O circuito somador de tensão utilizado, que também irá possuir amplificação, pode ser visualizado na Figura 11, e a partir dela será detalhado o funcionamento desta topologia.

Figura 11 – Circuito somador de tensão



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Logo, realizando a análise com base na primeira lei de Kirchhoff:

$$\frac{0 - V_1}{R_1} + \frac{0 - V_2}{R_2} = \frac{V_{out}}{R_f} \quad (6.8)$$

$$V_{out} = -\frac{R_f}{R_1} \cdot V_1 - \frac{R_f}{R_2} \cdot V_2 \quad (6.9)$$

Sendo os valores de resistência e tensão:

$$R1=1k\Omega$$

$$R2=20k\Omega$$

$$R_f=10k\Omega$$

$$V_1 = V_o$$

$$V_2 = -5V$$

Por fim, ao substituir os valores e simplificar a equação 6.9 tem-se:

$$V_{out} = -\frac{10k}{1k} \cdot V_o - \frac{10k}{20k} \cdot -5 \quad (6.10)$$

Substituindo 6.7 em 6.10

$$V_o = -24 \cdot V_{p2} + 2,5 \quad (6.11)$$

Logo, este circuito de dois estágios adiciona uma tensão contínua de 2,5V e amplifica o canal do sensor 24 vezes. Na etapa de estudo, foram adicionados resistores variáveis nos locais de R2 e Rf, caso fosse necessário aumentar a amplificação do sinal coletado. É importante lembrar que para seja mantida a tensão contínua de 2,5V é necessário somente que a relação entre R2 e Rf seja constante.

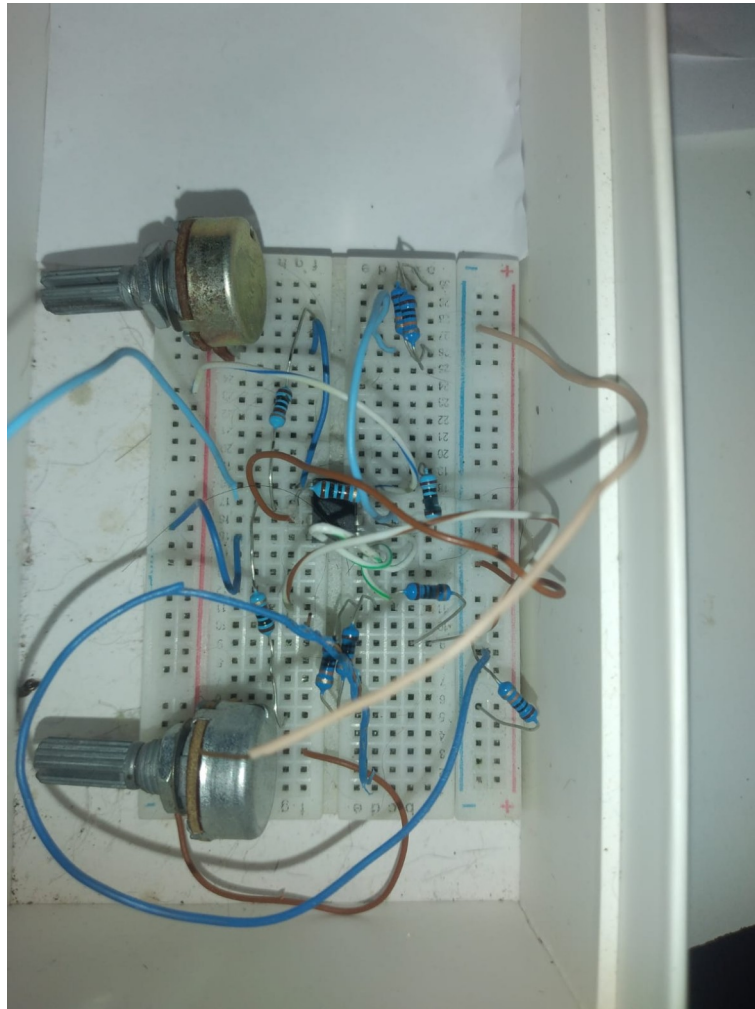
### 6.1.1.3 Montagem do circuito

Após detalhar o condicionamento do sinal, será mostrado como foi realizada a confecção do circuito utilizado. De início, o circuito foi montado em uma protoboard, pela sua facilidade, de montagem, análise, leitura de tensão e/ou corrente além da facilidade em realizar alterações quando comparados a placa de circuito impresso. Após isso a placa de circuito impresso foi projetada e desenvolvida em software.

#### 6.1.1.3.1 Protoboard

O circuito montando na protoboard pode ser visto na Figura 12, pelo qual os dados coletados e condicionados eram dirigidos a um microcontrolador que estava programado para receber tais dados por uma porta analógica e envia-los via comunicação serial. O algoritmo compilado nesse microcontrolador tinha a opção de plotar tais dados para visualização imediata (tal como em um osciloscópio) ou disponibilizar tais dados para que fosse extraído e armazenado no computador.

Figura 12 – Circuito montado na protoboard



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

É importante ressaltar que as primeiras medições foram realizadas utilizando uma fonte simétrica para alimentar o circuito, enquanto as seguintes foram feitas utilizando uma fonte simétrica construída com carregadores de celular.

É importante ainda detalhar que os dados coletados na conversão A/D (de 10 bits) recebem valores de 0 (para 0V), 1023 (para 5 V) e valores proporcionais para outras faixas de tensão. Logo, antes dos dados serem enviados para a serial onde serão plotados eles passam por um pequeno pré-processamento. Além disso, será necessário remover a tensão contínua adicionada durante o condicionamento para viabilizar a coleta de dados. Logo, sendo  $V_r$  o valor recebido na serial e  $V_p$  o valor a ser plotado temos que:

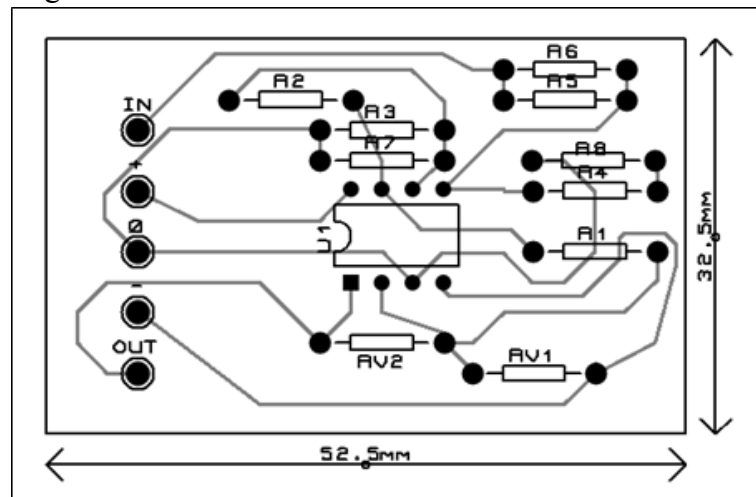
Por proporcionalidade,

$$V_p = V_r \cdot \frac{5}{1023} - 2,5 \quad (6.12)$$

### 6.1.1.3.2 Placa de circuito impresso

O circuito descrito e apresentado nesta seção, foi desenhado em um software apropriado, objetivando a confecção de uma placa de circuito impresso, para reduzir o circuito e eliminar possíveis falhas que ocorrem na protoboard. A placa possui dimensões vistas na Figura 13, sendo uma boa base para os projetos futuros que serão descritos a posteriori.

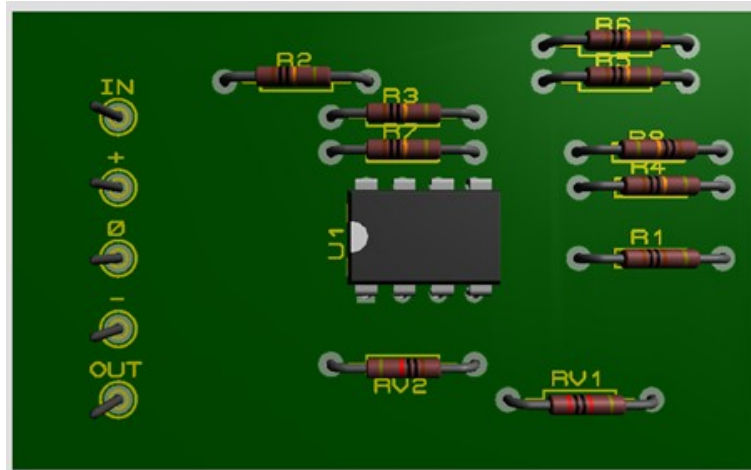
Figura 13 – Circuito em PCB



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Desta forma é encerrado o processo de desenvolvimento do protótipo do circuito para captação de dados, sua representação real pode ser vista na Figura 14, também desenvolvida no mesmo software. Nas próximas seções será discutido sobre as metodologias de processamento e armazenamento dos dados coletados.

Figura 14 – Circuito em PCB - Representação 3D



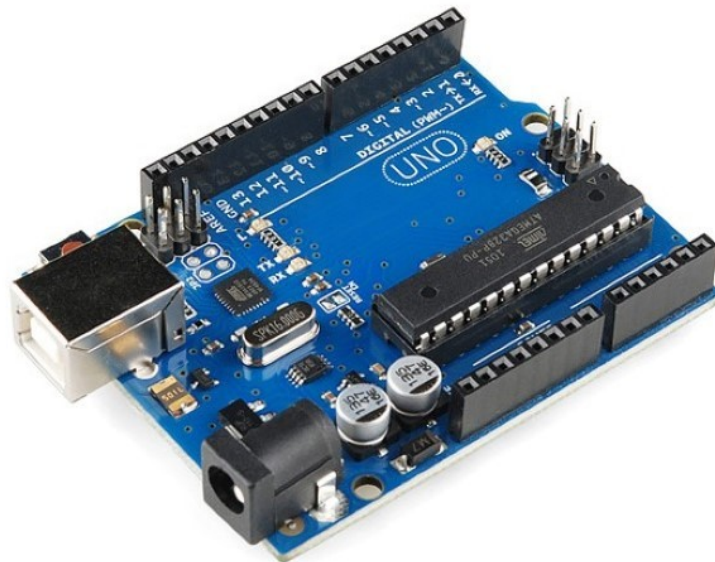
Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

### 6.1.2 *Microcontrolador*

Após montar o circuito de captação, foi desenvolvido o já citado algoritmo para auxiliar a análise dos dados. Isso se deu tanto pela não disponibilidade de um osciloscópio, quanto pela facilidade de analisar estes dados em qualquer lugar, não necessitando de um laboratório para isso.

Para isso, será utilizado um Arduino UNO (Figura 15), que além de realizar a captação dos dados já descrita, irá atenuar digitalmente o sinal e auxiliar no armazenamento dos dados.

Figura 15 – Arduino UNO



Fonte: Adaptado de (FLOP, 2020)

As características do microcontrolador utilizado são (ARDUINO, 2022):

- a) Tensão de operação de 5V;
- b) 14 entradas/saídas digital e 6 portas analógicas;
- c) Conversor A/D de 10 bits, permitindo uma precisão de 4,9mV para um sinal de 0 a 5V;
- d) Amostragem máxima de 10kHz;

As características descritas anteriormente suprem as necessidades das atividades a serem executadas pelo microcontrolador, tanto por portas e conexões necessárias, quanto pela

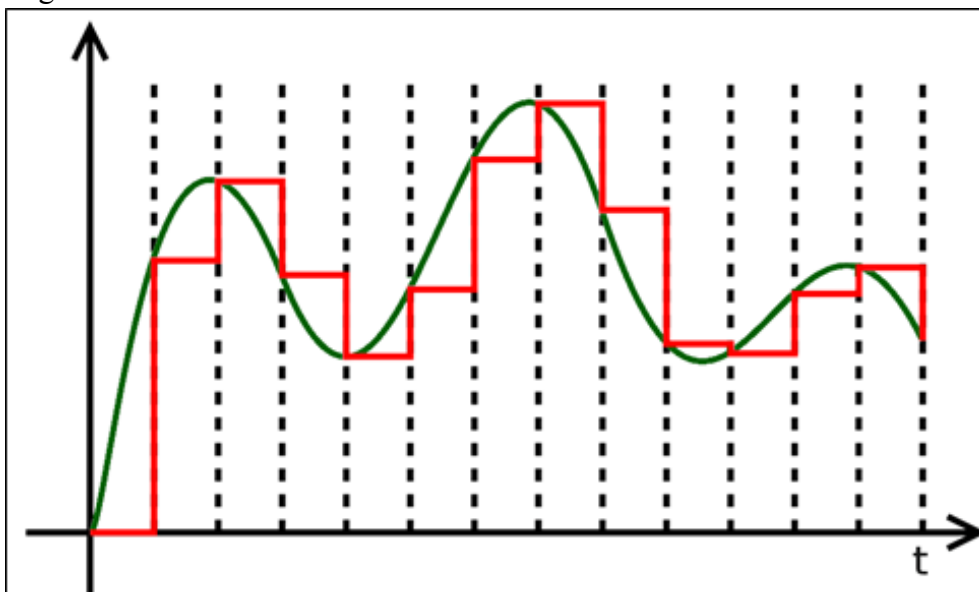
qualidade da conversão A/D e da taxa de amostragem. Esta última de ao menos 1000Hz, uma vez que devido ao teorema de Nyquist, para garantir que não haja perda de informação, a taxa de amostragem deve ser ao menos duas vezes a frequência da amostra, que no caso do sinal eletromiográfico a maior frequência do seu espectro é de 500Hz (LEITE, 2018). A posteriori será visto que as informações mais importantes se concentram ainda em uma faixa mais restrita de frequências, entretanto isso não invalida a taxa de amostragem já definida.

Por fim, o Arduino ficou responsável por três papéis básicos: conversão A/D, comunicação serial e armazenamento de dados.

### 6.1.2.1 Conversão Analógica/Digital

Sendo o sinal de saída do circuito um sinal analógico, já que pode apresentar qualquer valor entre os limites de sua amplitude e é variante no tempo é necessário um processo de digitalização do sinal para que este possa ser armazenado em algum dispositivo de memória. O sinal passará por uma amostragem, onde o seu valor irá ser armazenado a um intervalo de tempo pré-definido (taxa de amostragem). O valor amostrado e posteriormente armazenado será um múltiplo da resolução do conversor. Ambas características podem ser vistas na Figura 16, os intervalos entre amostragem no eixo x e os múltiplos da tensão no eixo y.

Figura 16 – Conversão A/D



Fonte: Adaptado de (EMBARCADOS, )

Desta forma, se faz importante a escolha de uma taxa de amostragem de um valor não muito curto para que o sinal não se sobreponha e nem muito longo para que não ocorra

a perda de características expressivas do sinal. Logo, a taxa de amostragem utilizada, foi de 1000Hz obedecendo o teorema de amostragem de Nyquist (LEITE, 2018). É importante ressaltar que esta frequência é suportada tranquilamente pelo dispositivo utilizado.

O microcontrolador possui integrado a ele um conversor A/D de 10 bits que permite uma variação de 1024 níveis diferentes indo de 0 a 1023 para uma faixa de tensão de 0V a 5V. As características descritas justificam tanto a amplificação do sinal melhorar a qualidade do sinal coletado quanto a adição de uma tensão contínua de 2,5V. Por fim, a saída do circuito de condicionamento será conectada a uma porta analógica. O mesmo vale para a conexão entre a referência do circuito condicionador e do microcontrolador.

#### *6.1.2.2 Comunicação Serial*

Para uma verificação rápida e coleta dos dados lidos na porta analógica do microcontrolador foi utilizada a comunicação serial, que o próprio Arduino já possui integrada, para conectar o microcontrolador a um computador através de uma porta USB. Neste tipo de comunicação a informação é enviada, ou recebida, bit a bit. Para suportar a taxa de transferência de 1000Hz, foi necessário iniciar a comunicação serial do microcontrolador a uma taxa de transferência (baud rate) de 115200 bits por segundo (ARDUINO, 2022).

Ao conectar o Arduino ao computador via USB, os dados eram disponibilizados para a coleta manual e análise no monitor serial da própria IDE, onde o objetivo era coletar eventos e os analisar. Desta forma a coleta era manual e os vetores com eventos eram levados a plataforma MATLAB, onde eram armazenados para análise.

#### *6.1.2.3 Armazenamento de dados*

A forma de receber e armazenar tais dados está totalmente relacionada ao estágio de desenvolvimento do trabalho. Neste capítulo serão vistas duas formas de extração dos sinais para processamento. Nas partes iniciais o envio de dados era feito de maneira manual via IDE do Arduino, enquanto nas partes finais o armazenamento em memória física utilizando um módulo para cartão micro SD na construção do protótipo.

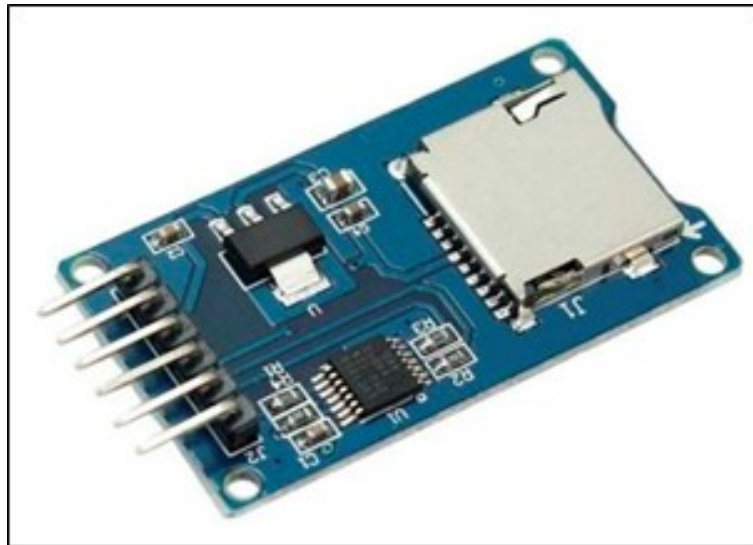
Ambas formas de armazenamento fornecem vetores com os dados da noite de sono de dimensão  $N$ , onde  $N$  é o número de amostras. Para uma noite de sono de 8 horas o número de amostras  $N$  é de:

$$N = 28,8 \cdot 10^6 \quad (6.13)$$

#### 6.1.2.3.1 Módulo Shield SD

Em um segundo momento, a implementação do armazenamento de dados de contração e relaxamento da ATM durante uma noite de sono foi feita através do módulo micro SD. (Figura 17). No dispositivo de memória foi criado um arquivo de texto que irá guardar dados da noite de sono para que possam ser acessados posteriormente pelo profissional responsável.

Figura 17 – Módulo Shiled SD



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Por fim, após condicionar e armazenar os dados da noite de sono, podemos processar os dados e extrair informações sobre a patologia em estudo.

## 6.2 Ambiente de processamento de dados e extração de informações

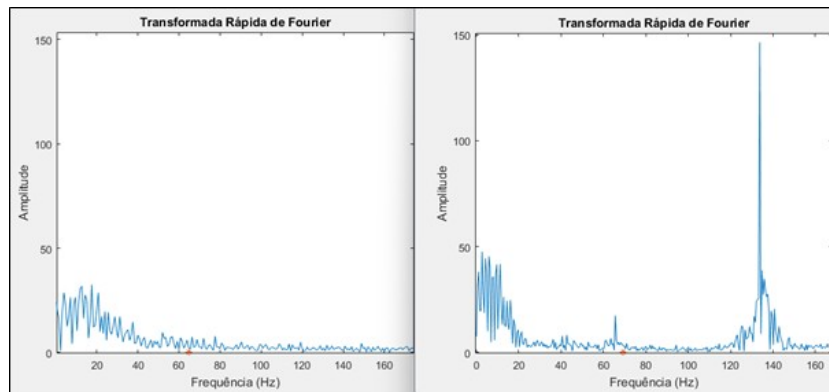
O ambiente de processamento, já descrito previamente na seção 1.2 é responsável por apresentar de forma compreensível as informações necessárias para que o profissional responsável possa diagnosticar a situação do paciente no que se refere ao bruxismo do sono. O ambiente toma como base os requisitos, bem como classificações descritas no capítulo 3. Logo, apresenta as informações necessárias para que o diagnóstico possa ser realizado. Desta forma, esta seção descreve todo o processamento até o relatório final.



### 6.2.1 Filtragem

Antes de iniciar a análise de extração de características propriamente dito, é necessário explicar a necessidade e filtragem do sinal coletado. Inicialmente a coleta estava sendo feita utilizando uma fonte simétrica em laboratório para alimentar o circuito de condicionamento. Ao alimentar o circuito de condicionamento com um uma fonte construída a base de carregadores de celular surgiu um ruído que distorcia o sinal, impossibilitando a sua análise visual. Ao analisar as transformadas de Fourier do evento coletado mordida com a fonte simétrica de laboratório e com a fonte simétrica, a base de carregadores de celular, foram observados os seguintes espectros que podem ser visualizados nas Figuras 18a e 18b.

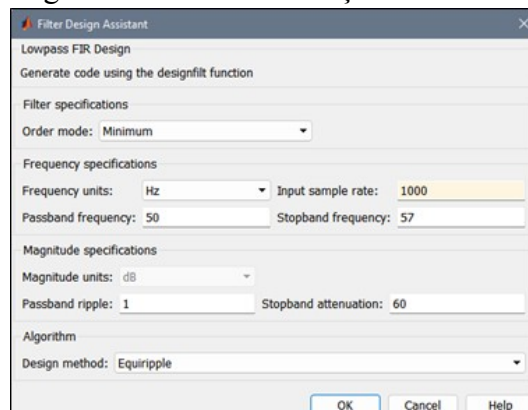
Figura 18 – a) Sinal de mordida filtrada b) Sinal de mordida sem filtro



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

O filtro foi construindo a partir do software MATLAB., utilizando a função *designfilt* () a plataforma abre uma lista de possíveis filtros. Ao selecionar o já citado filtro passa baixa de resposta finita ao impulso tem-se a seguinte caixa disponibilizada (Figura 19).

Figura 19 – Caixa de criação do filtro

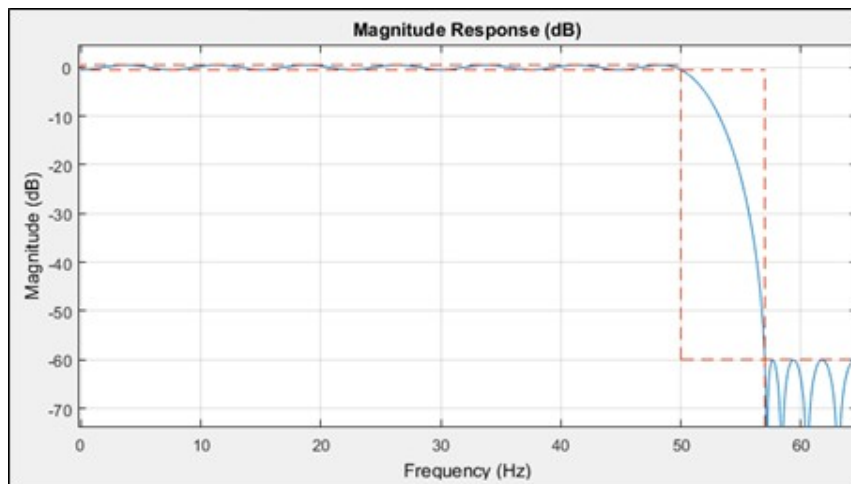


Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Foi possível perceber primeiramente que o que diverge as informações são as componentes ruidosas que aparecem em torno de frequências próximas a 60Hz e 120Hz que indica a necessidade de filtragem. Ao observar o espectro de frequência que não possui tais componentes, é possível nota uma concentração da maior parte do sinal abaixo dos 45Hz. Logo, optou-se por realizar a filtragem utilizando um filtro digital (FIR) com frequência acima de 60Hz.

Como é possível ver, foi projetado um filtro digital que começa atenuar o sinal a partir de 50Hz e em 57Hz já atenuou 60db do sinal com apenas um *ripple* na banda passante. Isso pode ser visto utilizando a função *fvtool()*, onde é possível analisar as respostas do filtro no domínio da frequência (Figura 20).

Figura 20 – Filtro digital no domínio do tempo



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Ao criar o filtro, observa-se suas características na Figura 21.

Figura 21 – Características do filtro digital

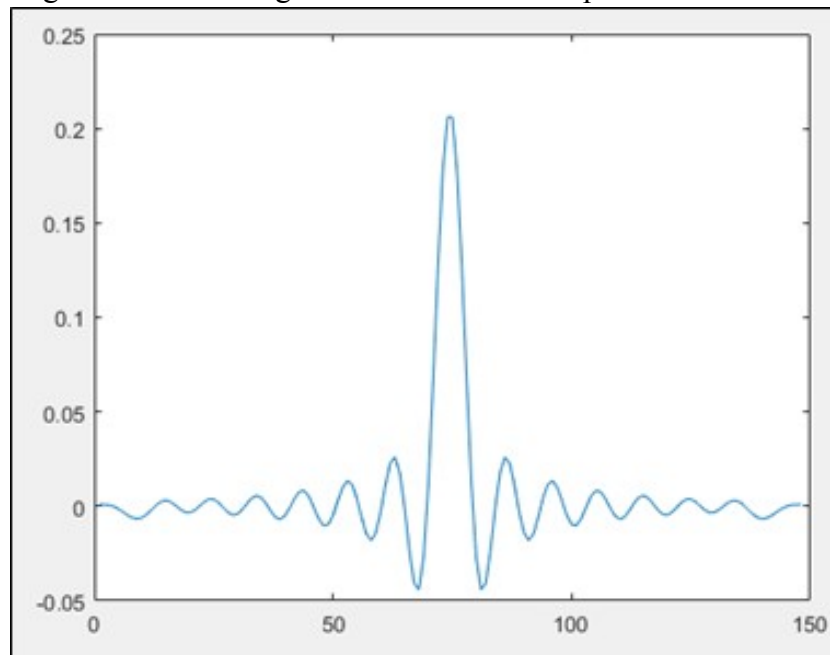
Property	Value
Coefficients	1x294 double
DesignMethod	'equiripple'
FrequencyResponse	'lowpass'
ImpulseResponse	'fir'
PassbandFrequency	50
PassbandRipple	1
SampleRate	1000
StopbandAttenuation	60
StopbandFrequency	57

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Além das informações já conhecidas enquanto o filtro era projetado, uma informação bem importante são os coeficientes dele, pois a partir dos valores dos coeficientes do filtro é

possível realizar a filtragem. A Figura 22 mostra o filtro criado no domínio do tempo, sendo ele simétrico, não é necessário o espelhar para a convolução entre o filtro e o sinal a ser filtrado. Isso, é feito simplesmente utilizando a função `conv` (`sinal`, `Cfiltro`), onde `Cfiltro` trata-se do vetor de coeficientes do polinômio que compõe o filtro desenvolvido.

Figura 22 – Filtro digital no domínio do tempo



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

### 6.2.2 Janelamento

Durante a noite de sono é esperado que ocorram eventos, independente até mesmo da presença ou não da patologia (RODRIGUES *et al.*, 2006). Logo, será necessário separar os possíveis eventos que ocorreram durante a noite. Assim, serão coletadas as seguintes informações em forma matricial.

AI = Amostra Inicial;

AF = Amostra final;

DA = Duração (Em quantidade de amostras);

DT = Duração (Em segundos);

HE = Horário do evento (Em horas);

NA = Numeração da amostra;

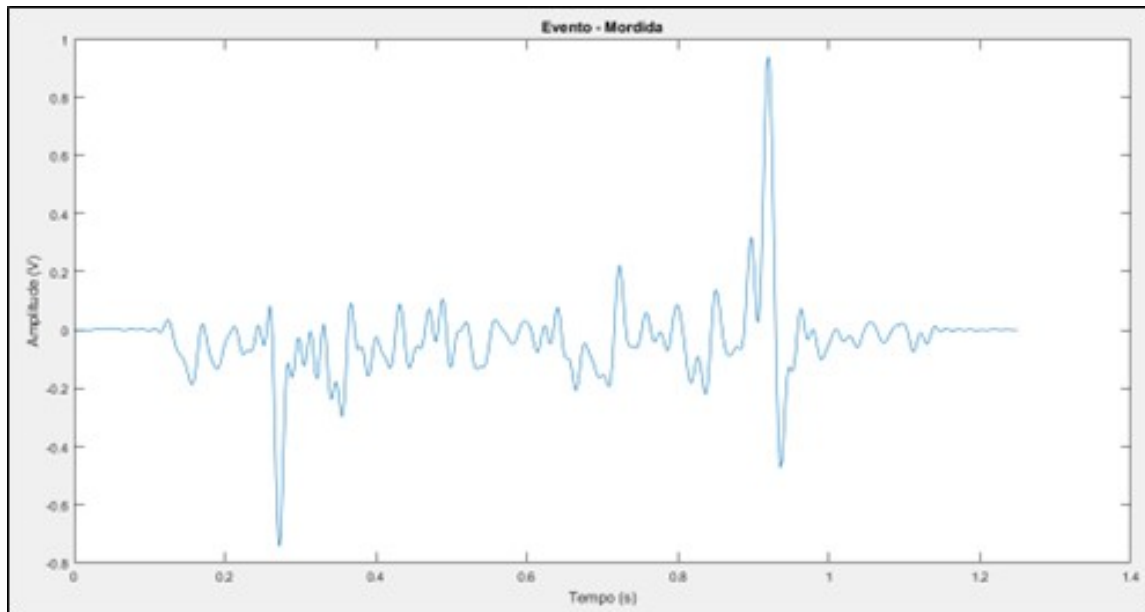
TE = Tipo de evento.

Formando a matriz a seguir:

$$\begin{array}{ccccccc}
 AI_1 & AF_1 & DA_1 & DT_1 & HE_1 & NA_1 & TE_1 \\
 AI_1 & AF_2 & DA_2 & DT_2 & HE_2 & NA_2 & TE_2 \\
 \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\
 \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\
 \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\
 AI_n & AF_n & DA_n & DT_n & HE_n & NA_n & TE_n
 \end{array}$$

Para que seja possível chegar a essa matriz final, o janelamento é feito com duas metodologias, visando abordar eventos de ranger e mordida que podem ser visualizados nas Figuras 23 e 24.

Figura 23 – Evento mordida

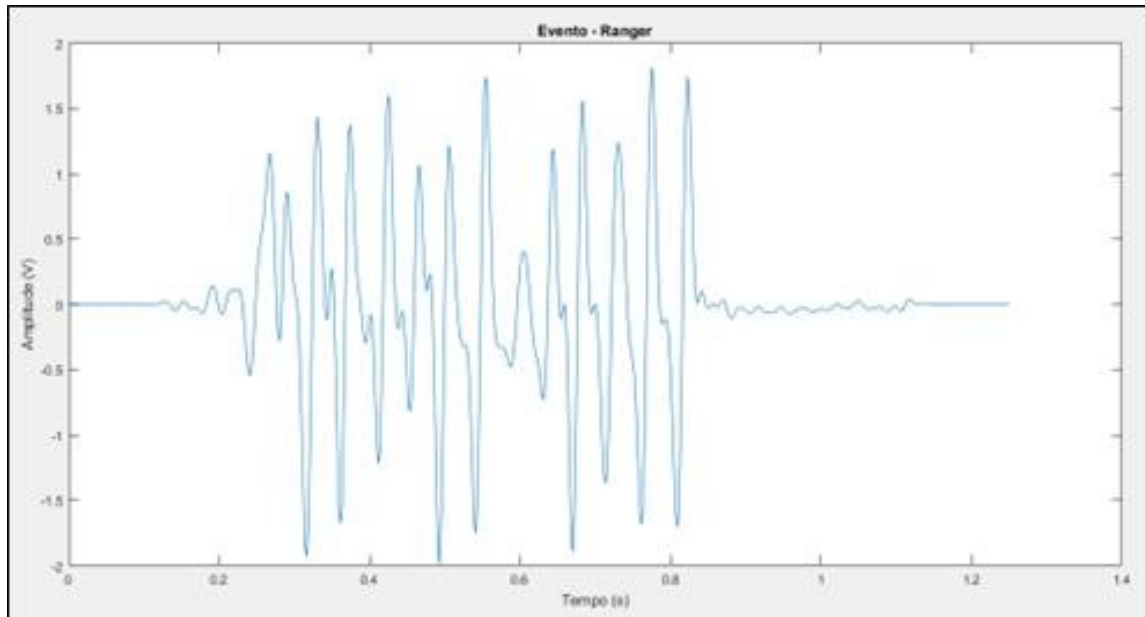


Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

De forma geral, os eventos são coletados quando o sinal atingir o valor estipulado de tensão de 0.5V (figura 25) para que possa ser considerado um evento adicionando 50 amostras antes e depois que o sinal volta para dentro da faixa de tensão considerada inexpressiva.

Além disso, embora as informações de duração do evento sejam guardadas, todos os eventos são armazenados juntos em uma matriz que tem como número de linhas a dimensão do maior evento reconhecido. Para eventos de ranger, pode-se notar claramente o sinal variando entre valores positivos e negativos de acordo com o deslizamento dos dentes durante o ranger, o que facilita a sua coleta, de forma que o atuador irá verificar o evento em uma única etapa tal como pode ser visto na Figura 26.

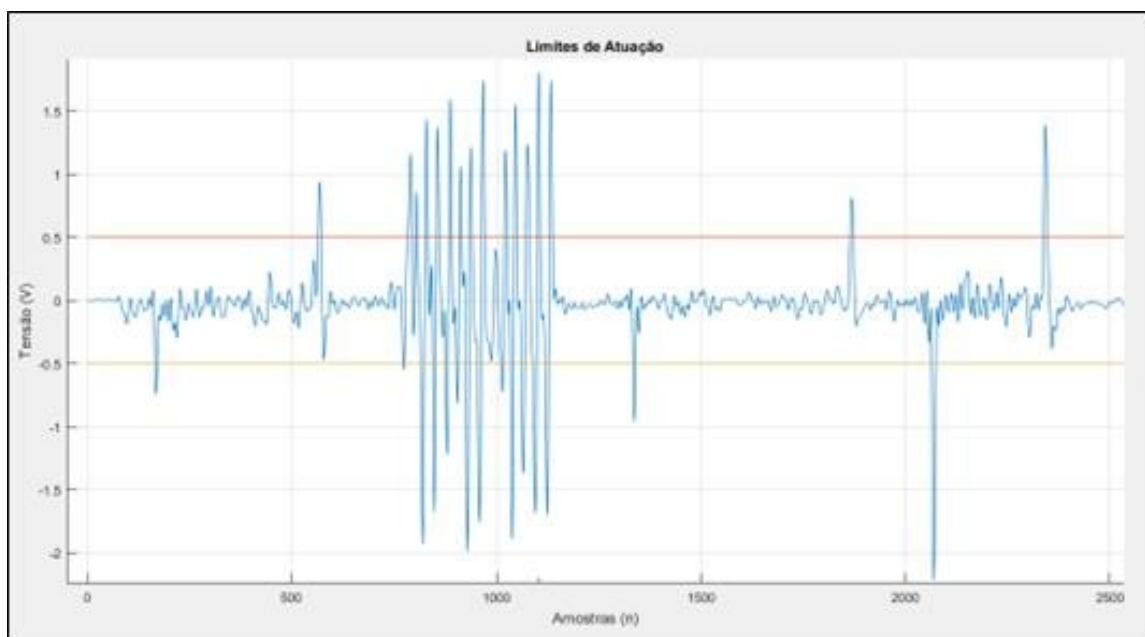
Figura 24 – Evento Ranger



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Para eventos de mordida, pode-se observar dois picos, um na contração e um no relaxamento da mandíbula separados por espaço de tempo (que nada mais é do que a duração do evento). A diferença de tempo entre os dois picos faz com (que que o atuador antes explicado reconheça o evento de mordida como dois eventos, reconhecendo o pico de contração como o primeiro e o pico de relaxamento como o segundo (Figura 27).

Figura 25 – Limites para reconhecimento de manifestação de um possível evento



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Tais picos tem a característica de serem unidirecionais podendo apresentar no máximo duas variações, decorrente da mudança brusca de estado da mandíbula que pode causar uma leve vibração no sensor. Isso auxilia no reconhecimento deste evento pois ao verificar um evento com pico negativo e em seguida um pico positivo (Figura 28), o sistema reconhece os eventos como complementares unificando-os na etapa seguinte. Eventos com picos inicialmente positivos e posteriormente negativos são reconhecidos também como possíveis eventos.

Para tal análise foram criados:

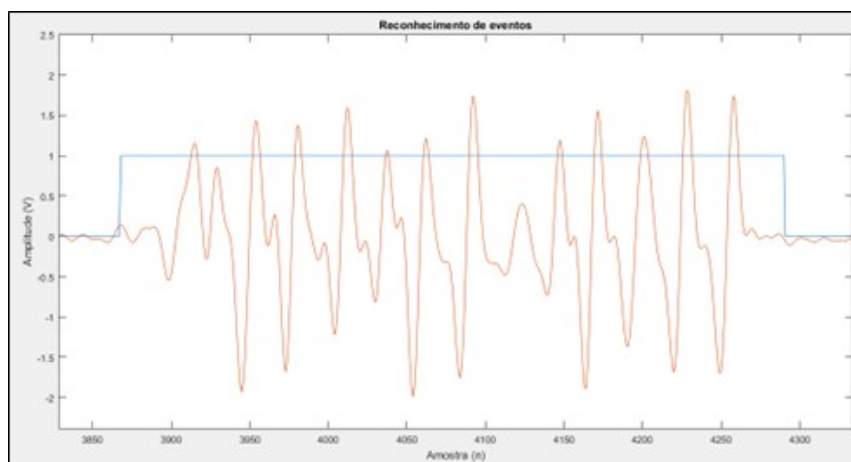
- Um atuador que verifica utilizando a função  $\text{sum}()$  se o evento reconhecido é em sua maior parte positivo, negativo ou próximo a zero;
- Um atuador que verifica quantas vezes o evento alterna entre os sinais de tensão que são resultado na variação da direção da deformação do sensor, tal como na figura 29, onde além do atuador verificar a manifestação do evento, verifica a variação aqui explicitada para o caso ranger e não para a mordida.

Logo resumidamente tem-se:

- Mordida – Evento em duas etapas isoladas e pouquíssima variação durante a manifestação do evento;
- Ranger - Evento em etapa única e variação considerável durante a manifestação do evento.

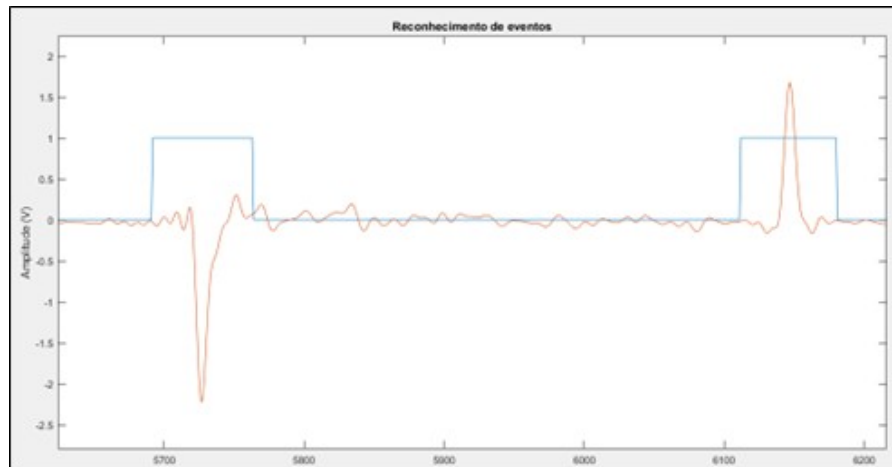
Desta forma, após a segunda parte do janelamento, é obtida uma matriz moldes descritos acima e é possível visualizar também a lista dos eventos plotados.

Figura 26 – Reconhecimento do evento ranger



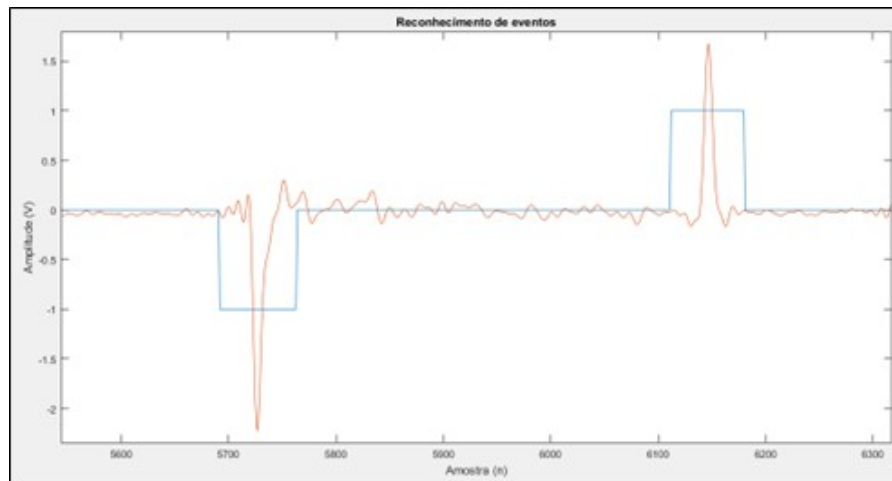
Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Figura 27 – Reconhecimento do evento mordida



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Figura 28 – Reconhecimento do evento mordida



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

### 6.2.3 Pré-processamento – Extração de Características

Como foi possível perceber, no domínio do tempo, os eventos apresentam, visualmente, diferenças entre si, e isso pode ser extraído através de seus atributos e compilado para uma melhor análise que será o próximo passo. A matriz de informações que antes possuía dimensões que equivalem a quantidade de eventos e a duração do seu maior evento irá ser resumir a uma matriz que irá possui como dimensões número de alimentos por quantidade de atributos escolhidos, que para o caso serão sete.

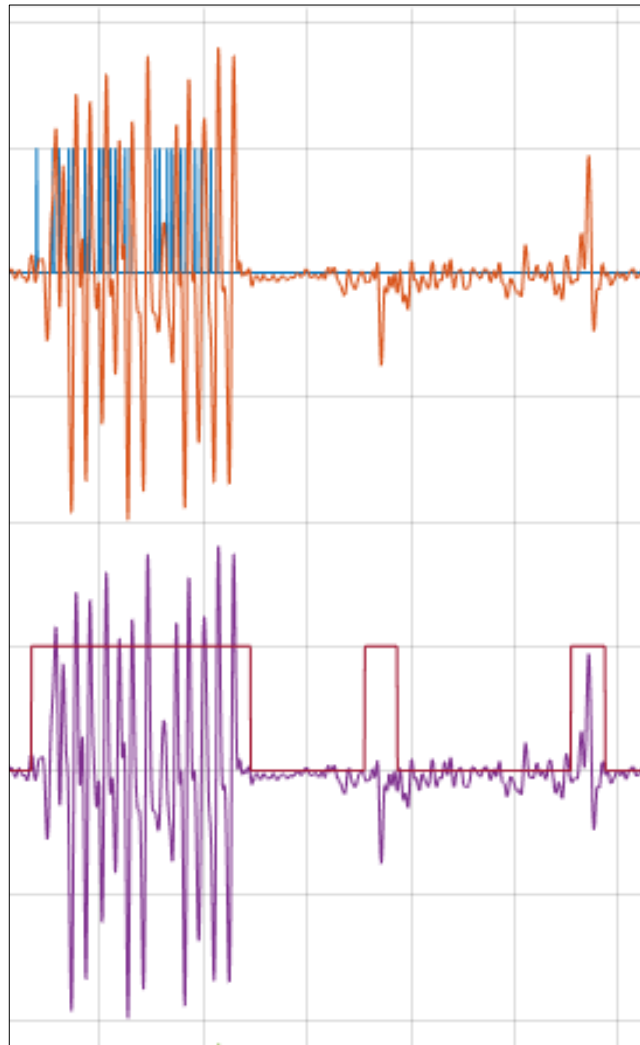
Sendo os as siglas paras os atributos:

MT = Valor médio do sinal no tempo

DP = Desvio Padrão

AFM = Amplitude da frequência mais expressiva

Figura 29 – Sistema de reconhecimento de variações (laranja) e sistema reconhecedor de eventos (roxo)



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

RMS = Valor eficaz do sinal

FM = Frequência mais expressiva

MPF = Média ponderada – (Média das amplitudes ponderada pelas frequências correspondentes).

VAR = Variador

A nova matriz de informações será do no formato:



$MP_1$	$DP_1$	$AFM_1$	$RMS_1$	$FM_1$	$MPF_1$	$VAR_1$
$MP_2$	$DP_2$	$AFM_2$	$RMS_2$	$FM_2$	$MPF_2$	$VAR_2$
.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.
$MP_n$	$DP_n$	$AFM_n$	$RMS_n$	$FM_n$	$MPF_n$	$VAR_n$

Detalhando ainda mais a extração de características, antes de passar para a próxima etapa do processamento, foram analisados separadamente cada um dos eventos bem como sua importância para cada classe de eventos. É importante lembrar que tanto a variação na força aplicada nos eventos ou a velocidade e ou duração do evento podem influenciar nos valores dos atributos utilizados, por isso os atributos escolhidos se complementam para que seja possível extrair o melhor resultado possível.

#### 6.2.3.1 Valor médio

Utilizando a função *mean ()*, própria do MATLAB, foi calculado o valor médio de cada um dos eventos no domínio do tempo.

$$V_M = \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N n_i \quad (6.14)$$

Embora simples, esse é um atributo de grande importância pois, ambos sinais característicos possuem valores médios visualmente baixos, pela sua natureza potencialmente simétrica em relação ao eixo x. Logo, esse atributo é importante para saber se o algoritmo está trabalhando com um sinal característico ou com alguma perturbação externa.

#### 6.2.3.2 Desvio padrão

Sendo o desvio padrão um atributo que mensura a variação entre as amostras e média delas.

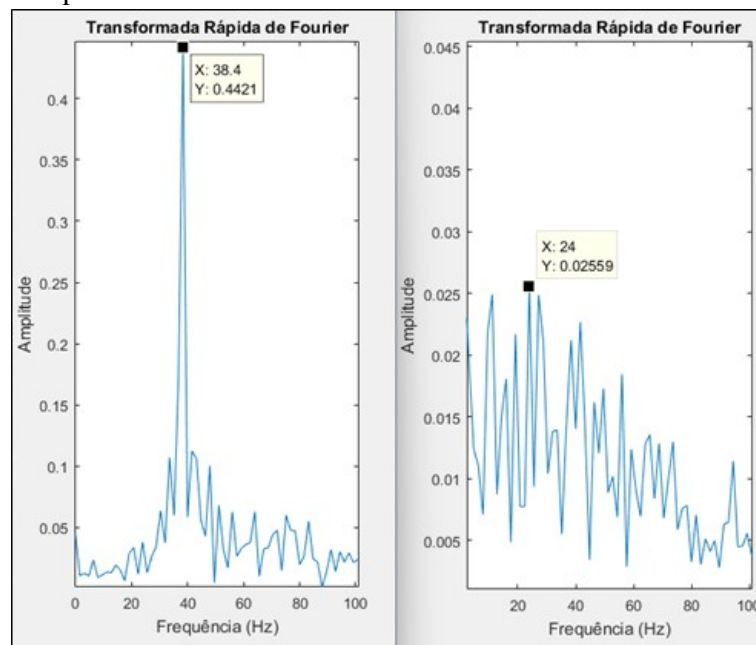
$$DP = \sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N (n_i - \bar{n})^2} \quad (6.15)$$

Ele se faz importante para que seja possível, desta vez notar a diferença entre sinais de ranger, que visualmente possuem uma variação maior em sua amplitude com maior frequência, do ranger que apresenta somente duas. Tal informação, embora seja muito importante, não leva em conta a potência do sinal, já que suas médias serão próximas a zero pelo que foi visto no tópico anterior. Para isso, foi criado o atributo a ser descrito em 6.2.3.7.

### 6.2.3.3 Amplitude da frequência mais expressiva

Ao aplicar a transformada rápida de *Fourier* normalizada no sinal estudado, são extraídos dados da contribuição percentual de cada frequência para a composição do sinal. Logo, como foi visto experimentalmente que enquanto a mordida concentra a maior parte de seu sinal em baixas frequências o ranger se concentra em frequências próximas a 35Hz. Além disso, enquanto os espectros de frequência da mordida se mantêm em níveis uniformes entre si, o ranger apresenta uma alta quantidade do sinal no espectro próximo a 35Hz (Figura 30) sendo uma característica que irá facilitar o processamento de dados.

Figura 30 – Representação dos eventos no domínio da frequência



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

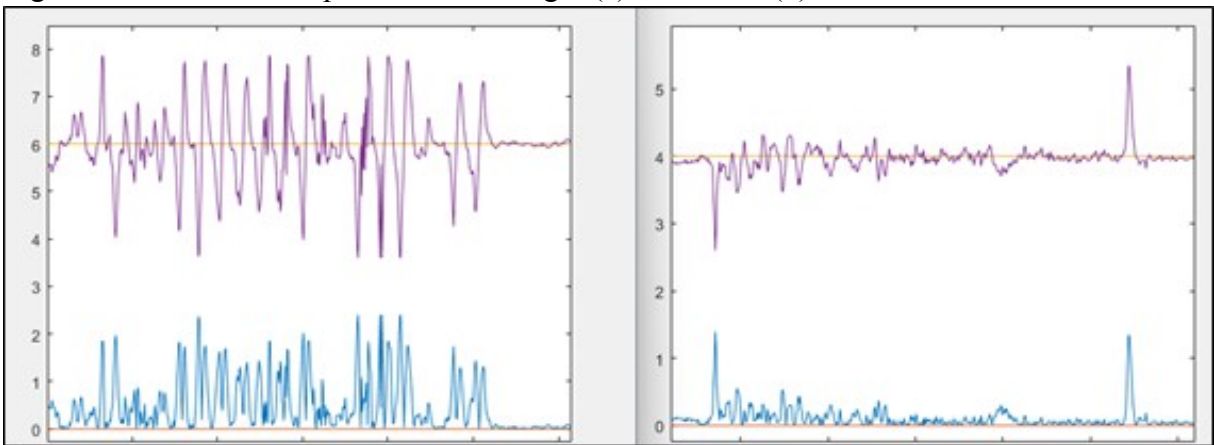
### 6.2.3.4 Valor eficaz

O valor eficaz do sinal é descrito da seguinte forma:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N (n_i)^2} \quad (6.16)$$

Este foi escolhido como atributo pois como visto, a características de altas variações do sinal ranger em relação ao sinal mordida apresentam um maior valor para o evento ranger do que os valores do evento mordida como pode ser visto na Figura 31, auxiliando no reconhecimento durante o processamento.

Figura 31 – Valor eficaz para o evento ranger (a) e mordida (b)



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

#### 6.2.3.5 *Frequência mais expressiva*

Como já explicado no tópico 6.2.3.3, além do sinal se concentrar em uma faixa de frequência mais ampla (no caso da mordida) ou mais estreita (no caso do ranger) ser diferente para ambos sinais, os valores que essas faixas contemplam também diferem nos sinais.

Tomando como base a Figura 30 é possível ver que enquanto o evento ranger possui uma faixa mais expressiva que vai desde 25Hz a 45Hz, com frequência máxima próxima a 38Hz, o evento mordida possui uma faixa mais expressiva que vai desde 5Hz a 60Hz, com frequência máxima próxima a 25Hz. A segunda informação para ambos eventos se trata da frequência mais expressiva do evento. Logo, essa informação junto assim como o tópico 6.2.3.3 foi selecionada.

#### 6.2.3.6 *Média ponderada*

Este atributo nada mais é do que a unificação dos atributos 6.2.3.3 e 6.2.3.5. Visando diminuir o impacto das diferenças das particularidades de cada evento, esse atributo irá considerar

tanto o comprimento da faixa de frequência quanto a sua localização no espectro, sendo definido por:

$$MP = \frac{1}{f} \cdot \sum_{f=1}^{500} A_f \cdot f \quad (6.17)$$

#### 6.2.3.7 Variador

Como citado em 6.2.3.2 a variação do sinal em relação a tensão de referência é de extrema importância para que possamos diferenciar os tipos de eventos. Objetivando melhorar a extração de tais características, além do desvio padrão foi criado um atributo que conta quantas amostras possuem valor absoluto acima de 20% do maior valor absoluto dentre as amostras. Isso, ajuda a mensurar quanto em valor absoluto o sinal em estudo varia.

#### 6.2.4 Extração de informações

Após a extração de atributos dos eventos detectados é finalmente possível inserir tais dados em uma rede neural perceptron multicamadas, que classifica os possíveis dados detectados entre mordida, ranger ou sinal sem evento. Para isso, os processos de criar, treinar e verificar a acurácia da rede neural bem como outras características desta foram realizados.

Entretanto, antes de falar da rede neural propriamente dita é necessário analisar, compreender e explorar melhor o banco de dados utilizado, base de informações coletadas e utilizadas para treinamento da IA.

##### 6.2.4.1 Processamento

Como já é de conhecimento comum os eventos de ranger e mordida são a base para o reconhecimento da manifestação do bruxismo do sono. Logo, o banco irá contar com 210 amostras de cada um dos já citados eventos:

- a) Mordida;
- b) Ranger de Dentes;
- c) ATM em repouso;

Ao coletar as amostras foi montado um banco de dados que é composto por duas matrizes, uma que possui para cada linha da primeira matriz um evento e na linha correspondente da segunda matriz a indicação do evento, seguindo o seguinte padrão:

$$\begin{bmatrix} \text{Mordida} \\ \text{Ranger} \\ \text{ATM\_em\_repouso} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Os dados foram coletados de 4 pacientes, sendo eles:

- 1- Homem – 23 anos – Não usa aparelho ortodôntico
- 2- Mulher – 17 anos – Usa aparelho ortodôntico
- 3- Mulher – 24 anos – Não usa aparelho ortodôntico
- 4- Homem – 23 anos – Usa aparelho ortodôntico

Logo, com o banco de dados montado, a criação da rede neural classificadora se faz possível.

#### 6.2.4.2 Rede neural

A rede neural, ponto principal do sistema Morpheus foi desenvolvida também na plataforma do Matlab, a partir da função `nprtool`. Ao selecionar as matrizes de entrada e saídas sendo elas já descritas no tópico anterior. Temos como características da rede neural:

**Matriz de atributos :** Matriz (630x7) – 630 amostras de 7 elementos

**Matriz de rótulos das classes:** Matriz (630x3) – 630 amostras de 3 elementos

**Distribuição dos dados**

**Treinamento:** 441 amostras (70%)

**Validação:** 63 amostras (10%)

**Teste:** 126 amostras (20%)

**Número de neurônio na camada oculta :** 50 neurônios

As informações utilizadas foram extraídas da matriz de confusão de teste que a plataforma nos fornece. Tal como pode ser vista na Figura 32

O treinamento da rede neural foi realizado por 10 vezes (Figura 33) e as métricas de avaliação descritas foram calculadas para cada um dos casos. Logo, tais informações podem ser vistas em detalhe:

Logo, o valor médio da acurácia é de 96,3%.

Figura 32 – Matriz de confusão gerada na toolbox do Matlab



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Por fim a rede neural do teste 6 apresentou a melhor acurácia de 100%. Tal rede foi exportada para um script onde foi desenvolvida uma função que possui como entrada uma matriz que possui os eventos a serem analisados e como saída uma matriz que possui uma linha para cada evento, e uma coluna para cada tipo de saída, o valor amostra a11 seria, tomando como base 3.4.1, um valor que indicaria (entre 0 e 1) a possibilidade do evento número 1 ser uma mordida. O mesmo equivale para ranger a12 ou ATM em repouso a13, tal com pode ser visto.

$$\begin{bmatrix} \text{Evento\_1} \\ \text{Evento\_2} \\ \text{Evento\_3} \end{bmatrix} \Rightarrow \begin{bmatrix} P_{1A} & P_{1R} & P_{1M} \\ P_{2A} & P_{2R} & P_{2M} \\ P_{3A} & P_{3R} & P_{3M} \end{bmatrix}$$

Figura 33 – Treinamentos da rede neural

	Medição	Vp	Fp	Vn	Fn	ACC	S	P	F
Mordida	1	45	2	79	0		100,0%	95,7%	98%
Ranger		30	0	94	2		93,8%	100,0%	97%
ATM em repouso		49	0	75	0		100,0%	100,0%	100%
Geral		124	2	248	2	98,4%			
Mordida	2	39	4	78	3		92,9%	90,7%	92%
Ranger		35	3	82	4		89,7%	92,1%	91%
ATM em repouso		43	2	74	2		95,6%	95,6%	96%
Geral		117	9	234	9	92,9%			
Mordida	3	38	3	83	2		95,0%	92,7%	94%
Ranger		46	1	75	3		93,9%	97,9%	96%
ATM em repouso		37	1	84	0		100,0%	97,4%	99%
Geral		121	5	242	5	96,0%			
Mordida	4	46	3	73	2		95,8%	93,9%	95%
Ranger		36	4	83	2		94,7%	90,0%	92%
ATM em repouso		37	0	82	3		92,5%	100,0%	96%
Geral		119	7	238	7	94,4%			
Mordida	5	40	2	83	1		97,6%	95,2%	96%
Ranger		42	1	81	2		95,5%	97,7%	97%
ATM em repouso		41	0	82	0		100,0%	100,0%	100%
Média		123	3	246	3	97,6%			
Mordida	6	45	0	81	0		100,0%	100,0%	100%
Ranger		41	0	85	0		100,0%	100,0%	100%
ATM em repouso		40	0	86	0		100,0%	100,0%	100%
Geral		126	0	252	0	100,0%			
Mordida	7	39	2	80	4		90,7%	95,1%	93%
Ranger		33	3	86	1		97,1%	91,7%	94%
ATM em repouso		47	2	72	2		95,9%	95,9%	96%
Geral		119	7	238	7	94,4%			
Mordida	8	43	2	80	0		100,0%	95,6%	98%
Ranger		38	0	85	3		92,7%	100,0%	96%
ATM em repouso		42	1	81	0		100,0%	97,7%	99%
Geral		123	3	246	3	97,6%			
Mordida	9	26	3	94	1		96,3%	89,7%	93%
Ranger		50	2	70	2		96,2%	96,2%	96%
ATM em repouso		44	1	76	3		93,6%	97,8%	96%
Geral		120	6	240	6	95,2%			
Mordida	10	39	1	84	1		97,5%	97,5%	98%
Ranger		36	1	87	1		97,3%	97,3%	97%
ATM em repouso		48	1	75	1		98,0%	98,0%	98%
Geral		123	3	246	3	97,6%			

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

### 6.2.5 Pós processamento e interface

Essa etapa se resume a decodificar as informações coletadas, armazenadas e processadas para que o profissional responsável pelo diagnóstico possa compreender e se comunicar com o sistema de forma efetiva.

As informações são decodificadas dentro de um relatório que fornece ao profissional responsável

o tipo de evento, bem como sua duração, hora da ocorrência e a similaridade do evento com a classe escolhida por Morpheus. Informações que, como vimos, são cruciais para o diagnóstico do bruxismo e das particularidades da patologia no paciente. Além da interface que permite que o usuário possa selecionar eventos para que possa os observar e/ou alterar manualmente a classificação do evento (Figura 34).

Tal relatório pode ser visualizado e melhor explorado no capítulo seguinte deste trabalho.

Figura 34 – Interface - Morpheus

```
>> Desejar visualizar algum evento?  
[1]Sim  
[2]Nao  
1  
  
Qual evento visualizar?  
1  
Desejar alterar o evento?  
[1]Sim  
[2]Nao  
1  
Como deseja classificar o evento?  
[1]Mordida  
[2]Ranger  
[3]ATM em repouso  
[4]Indefinido  
4  
Desejar visualizar outro evento?  
[1]Sim  
[2]Nao
```

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).



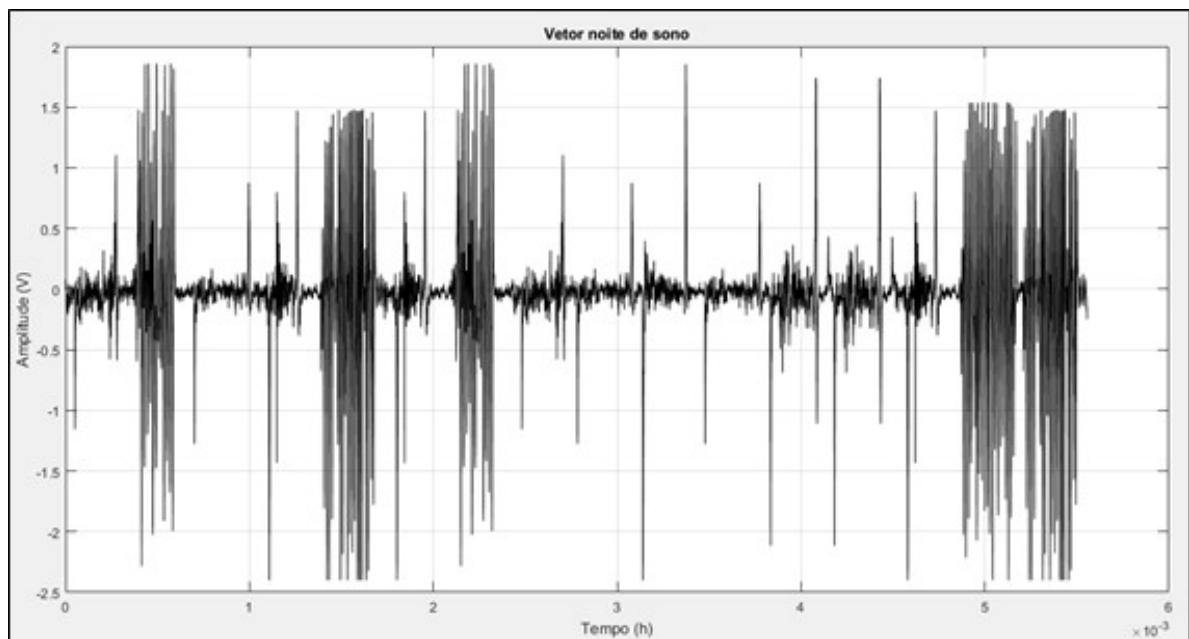
## 7 RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados e discutidos os resultados alcançados com o sistema descrito no capítulo anterior. É importante ainda que os dados que aqui serão apresentados foram coletados tal como descrito no capítulo 5. Por fim, é cabível destacar que a análise dos resultados foi feita seguindo o passo a passo do procedimento.

### 7.1 Exemplo 1

O vetor linha que será utilizado no teste 1 é um vetor que selecionou de forma aleatória, vários dados coletados para que fosse possível inicialmente acompanhar as etapas de processamento e resultados do sistema desenvolvido. Ele tem uma duração curta de aproximadamente 20 segundos, e foi criado com o intuito de facilitar a análise do sistema Morpheus. O Vetor pode ser observado na Figura 35

Figura 35 – Dados de atividade da ATM 1



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

O vetor criado e observado na figura anterior, é composto pelos eventos que são apresentados na Figura 36 a partir de suas informações sendo elas: sua ordem, tipo de evento, duração e tempo de início explicitados.

Figura 36 – Lista de eventos que compõe o vetor 1.

Evento	Tipo	Início (h)	Duração (s)
1	Mordida	0,0000	0,910
2	Ranger	0,0004	0,814
3	Mordida	0,0007	1,090
4	Mordida	0,0011	0,750
5	Ranger	0,0014	1,106
6	Mordida	0,0018	0,674
7	Ranger	0,0021	0,944
8	Mordida	0,0025	1,008
9	Mordida	0,0028	1,140
10	Mordida	0,0031	0,876
11	Mordida	0,0035	1,070
12	Mordida	0,0038	1,038
13	Mordida	0,0042	1,032
14	Mordida	0,0045	0,806
15	Ranger	0,0049	1,116
16	Ranger	0,0052	1,198

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

### 7.1.1 Janelamento 1

Ao realizar o janelamento no vetor mencionado na seção anterior, o sistema nos fornece os seguintes dados para que seja possível a análise.

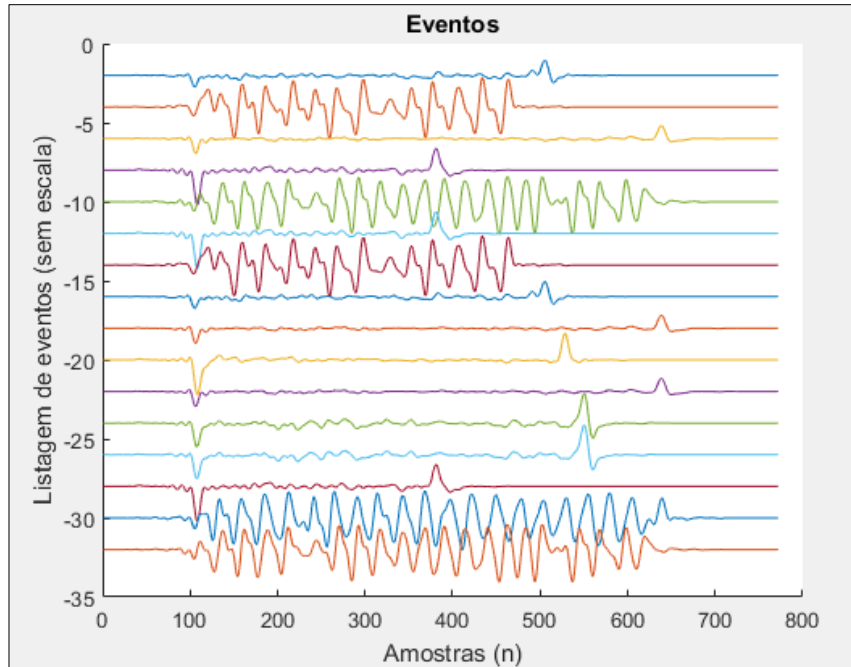
1- Quantidade de eventos reconhecidos:

“Foram identificados 16 eventos que já estão disponíveis para visualização e proces-

samento”

2- Lista dos eventos reconhecidos (Figura 37).

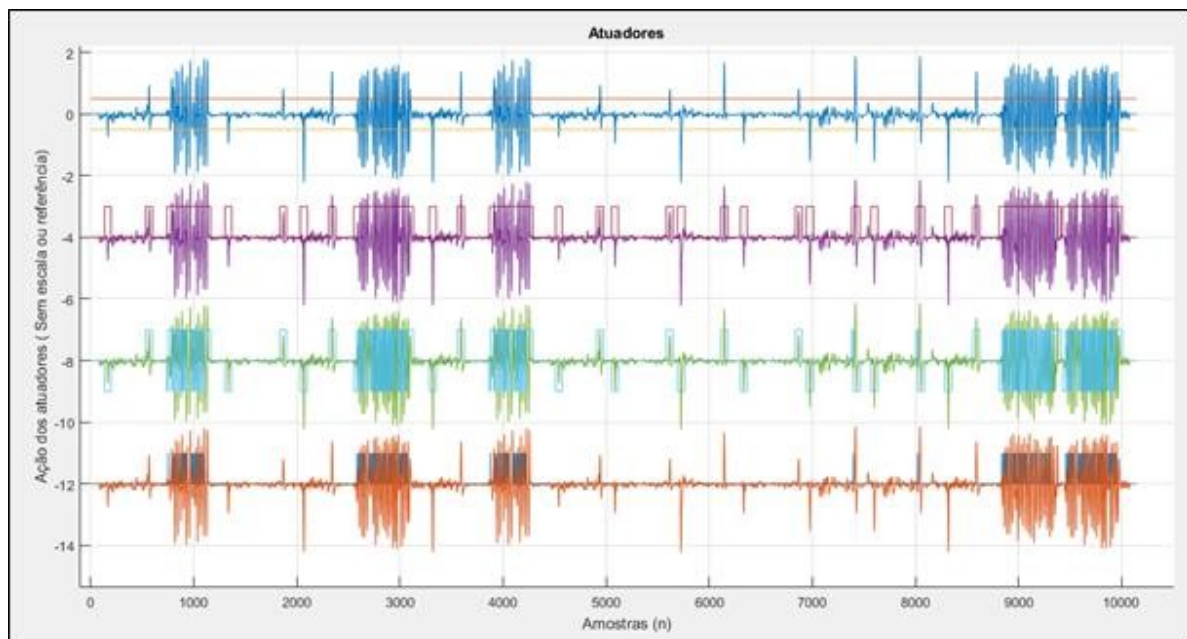
Figura 37 – Lista de eventos elegíveis 1



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

3- Ação dos atuadores no vetor noite de sono (Figura 38).

Figura 38 – Atuadores 1



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Como é possível ver, foram verificados 16 possíveis eventos que pela ação de nossos

atuadores puderam ser encontrados com êxito. Além das informações visuais aqui apresentadas, é no janelamento que informações como duração e momento de início do evento são coletadas. Diante disso, o passo seguinte é a extração de características e processamento utilizando a rede neural.

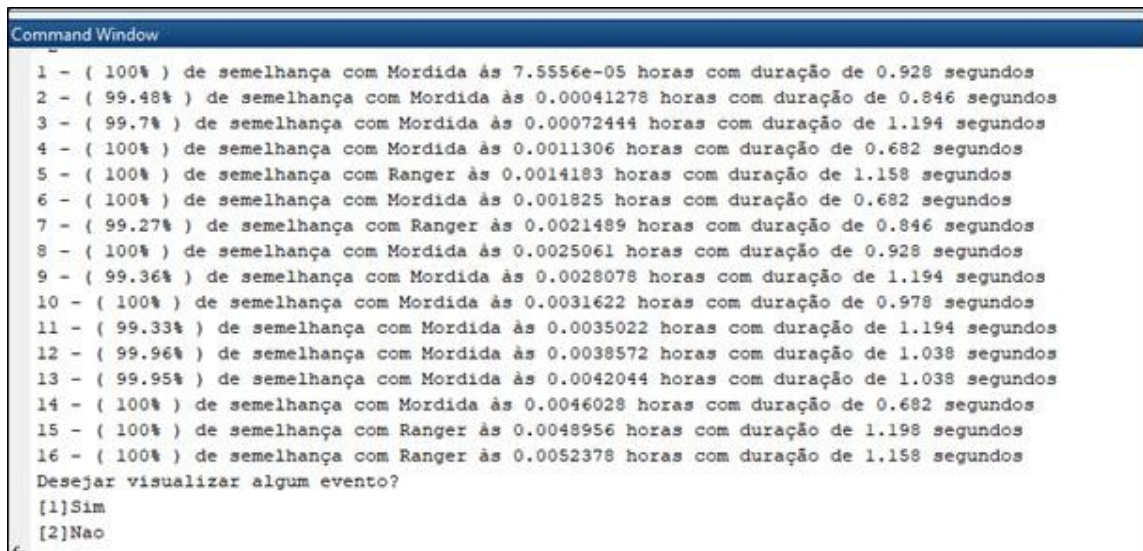
Como visto, foi criada uma interface para a comunicação entre o sistema e o usuário, de modo que as informações como extração de características não são explicitadas ao profissional durante o processamento. Logo, não será aqui abordada.

### 7.1.2 Apresentação dos dados e interface 1

As primeiras informações apresentadas ao profissional responsável se tratam do relatório prévio dos eventos tal como pode-se ver na Figura 39 onde cada um dos eventos é identificado com um número, com sua semelhança com o evento classificado, sua duração e momento de manifestação.

Há outras informações que a posteriori serão apresentadas e detalhadas. Junto com o primeiro relatório de informações temos a primeira comunicação com o profissional que como podemos ver proporciona a este indivíduo a possibilidade de visualizar um evento.

Figura 39 – Relatório primário 1



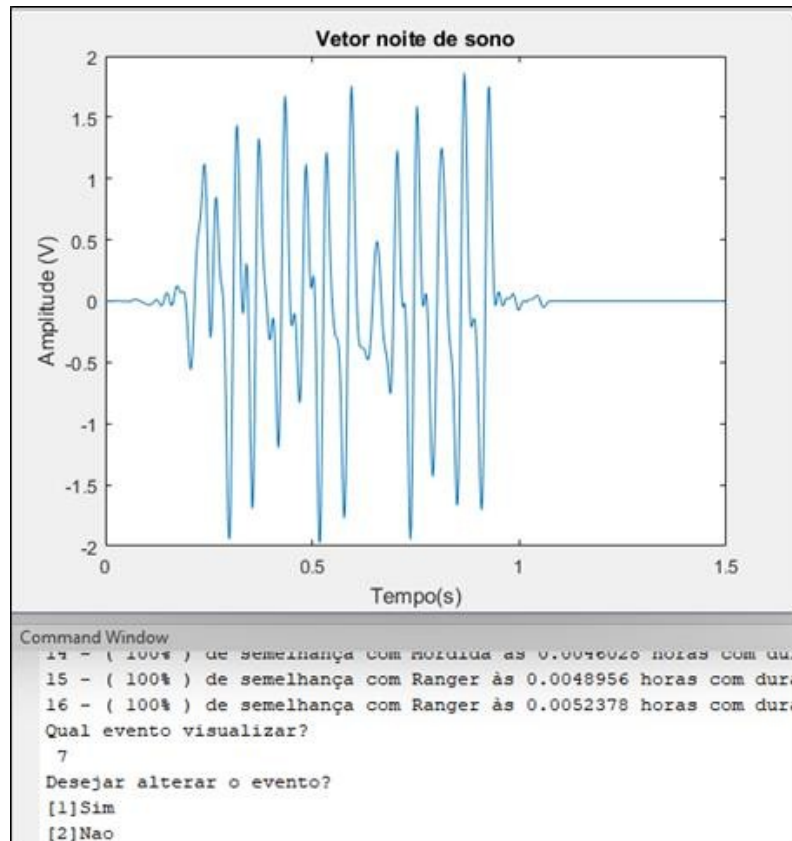
```

Command Window
1 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 7.5556e-05 horas com duração de 0.928 segundos
2 - ( 99.48% ) de semelhança com Mordida às 0.00041278 horas com duração de 0.846 segundos
3 - ( 99.7% ) de semelhança com Mordida às 0.00072444 horas com duração de 1.194 segundos
4 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 0.0011306 horas com duração de 0.682 segundos
5 - ( 100% ) de semelhança com Ranger às 0.0014183 horas com duração de 1.158 segundos
6 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 0.001825 horas com duração de 0.682 segundos
7 - ( 99.27% ) de semelhança com Ranger às 0.0021489 horas com duração de 0.846 segundos
8 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 0.0025061 horas com duração de 0.928 segundos
9 - ( 99.36% ) de semelhança com Mordida às 0.0028078 horas com duração de 1.194 segundos
10 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 0.0031622 horas com duração de 0.978 segundos
11 - ( 99.33% ) de semelhança com Mordida às 0.0035022 horas com duração de 1.194 segundos
12 - ( 99.96% ) de semelhança com Mordida às 0.0038572 horas com duração de 1.038 segundos
13 - ( 99.95% ) de semelhança com Mordida às 0.0042044 horas com duração de 1.038 segundos
14 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 0.0046028 horas com duração de 0.682 segundos
15 - ( 100% ) de semelhança com Ranger às 0.0048956 horas com duração de 1.198 segundos
16 - ( 100% ) de semelhança com Ranger às 0.0052378 horas com duração de 1.158 segundos
Desejar visualizar algum evento?
[1]Sim
[2]Nao
  
```

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Ao selecionar o evento número 7 que possui menor taxa de semelhança, é possível visualizar o evento e constatar visualmente se ele é ou não um evento de ranger. A plotagem do evento e do processo de interface podem ser vistos na Figura 40.

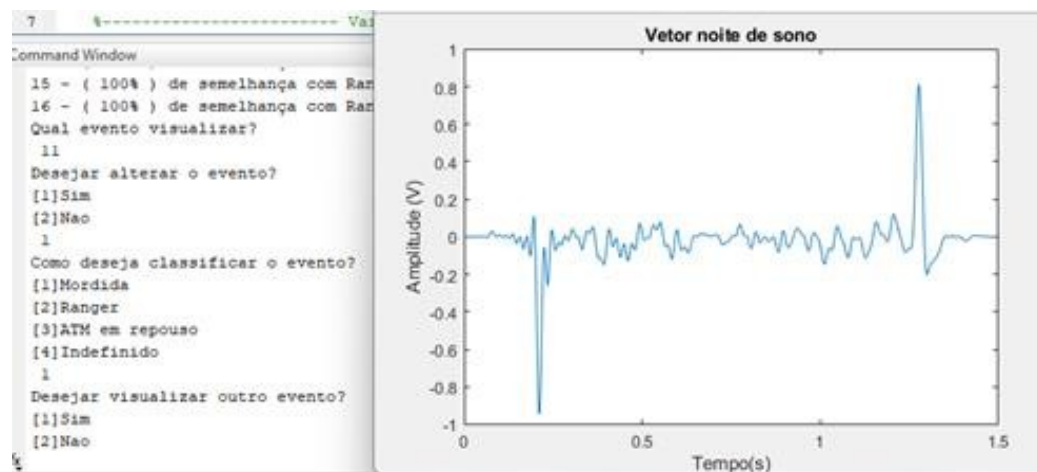
Figura 40 – Plotagem e verificação manual 1



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Como visto, o evento 7 apresenta semelhança visual com a manifestação do ranger que foi apresentado no tópico 6.2.2. Logo, este não precisa ser alterado manualmente. Ao supor que o evento 11 precisaria ser alterado, basta selecionar manualmente sua equivalência ou condição semelhante (Figura 41).

Figura 41 – Verificação manual e alteração 1



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Ao observar o evento e verificar sua semelhança com o evento mordida, é possível selecionar a mordida alterando manualmente. Ao terminar a análise dos eventos, Morpheus apresenta um relatório final com as informações a serem observadas a seguir (figura 42):

Figura 42 – Relatório final 1

```

Command Window
[1]Sim
[2]Nao
Desejar visualizar outro evento?
[1]Sim
[2]Nao
2
1 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 7.5556e-05 horas com duração de 0.928 segundos
2 - ( 99.48% ) de semelhança com Mordida às 0.00041278 horas com duração de 0.846 segundos
3 - ( 99.7% ) de semelhança com Mordida às 0.00072444 horas com duração de 1.194 segundos
4 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 0.0011306 horas com duração de 0.682 segundos
5 - ( 100% ) de semelhança com Ranger às 0.0014183 horas com duração de 1.158 segundos
6 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 0.001825 horas com duração de 0.682 segundos
7 - ( 99.27% ) de semelhança com Ranger às 0.0021489 horas com duração de 0.846 segundos
8 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 0.0025061 horas com duração de 0.928 segundos
9 - ( 99.36% ) de semelhança com Mordida às 0.0028078 horas com duração de 1.194 segundos
10 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 0.0031622 horas com duração de 0.978 segundos
11 - ( 99.33% ) de semelhança com Mordida** às 0.0035022 horas com duração de 1.194 segundos
12 - ( 99.96% ) de semelhança com Mordida às 0.0038572 horas com duração de 1.038 segundos
13 - ( 99.95% ) de semelhança com Mordida às 0.0042044 horas com duração de 1.038 segundos
14 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 0.0046028 horas com duração de 0.682 segundos
15 - ( 100% ) de semelhança com Ranger às 0.0048956 horas com duração de 1.198 segundos
16 - ( 100% ) de semelhança com Ranger às 0.0052378 horas com duração de 1.158 segundos
**Evento alterado manualmente pelo profissional responsável
O evento mordida compõe (75%) dos eventos elegíveis.
O evento ranger compõe (25%) dos eventos elegíveis.
Foram encontrados 16 eventos elegíveis em um período de sono de 0.0056372 horas com uma média de 2838.28 eventos/hora.
  
```

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

- 1 - Gerada a lista de eventos (O sistema reconheceu corretamente 15 dos 16 eventos (figura 43)) ;
- 2 - Geradas as porcentagens de eventos mordida e ranger (Para cêntrico ou excêntrico);
- 3 - Quantidade de eventos elegíveis (mordida ou ranger);
- 4 - Tempo de sono (em horas);
- 5 - Média de eventos por hora.

As informações apresentadas, pelo que foi visto ao decorrer do trabalho, são suficientes para que o profissional possa diagnosticar a patologia, seu possível grau ou se julgar necessário, solicitar um exame mais específico para o caso.

Entretanto, é necessário lembrar que para diagnosticar essa situação teste, as informações apresentadas podem não fazer sentido, já que se trata de uma situação simulada com 20 segundos de duração.

Figura 43 – Evento em azul reconhecido corretamente e evento em vermelho reconhecido incorretamente

Evento	Tipo	Início (h)	Duração (s)
1	Mordida	0,0000	0,910
2	Ranger	0,0004	0,814
3	Mordida	0,0007	1,090
4	Mordida	0,0011	0,750
5	Ranger	0,0014	1,106
6	Mordida	0,0018	0,674
7	Ranger	0,0021	0,944
8	Mordida	0,0025	1,008
9	Mordida	0,0028	1,140
10	Mordida	0,0031	0,876
11	Mordida	0,0035	1,070
12	Mordida	0,0038	1,038
13	Mordida	0,0042	1,032
14	Mordida	0,0045	0,806
15	Ranger	0,0049	1,116
16	Ranger	0,0052	1,198

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

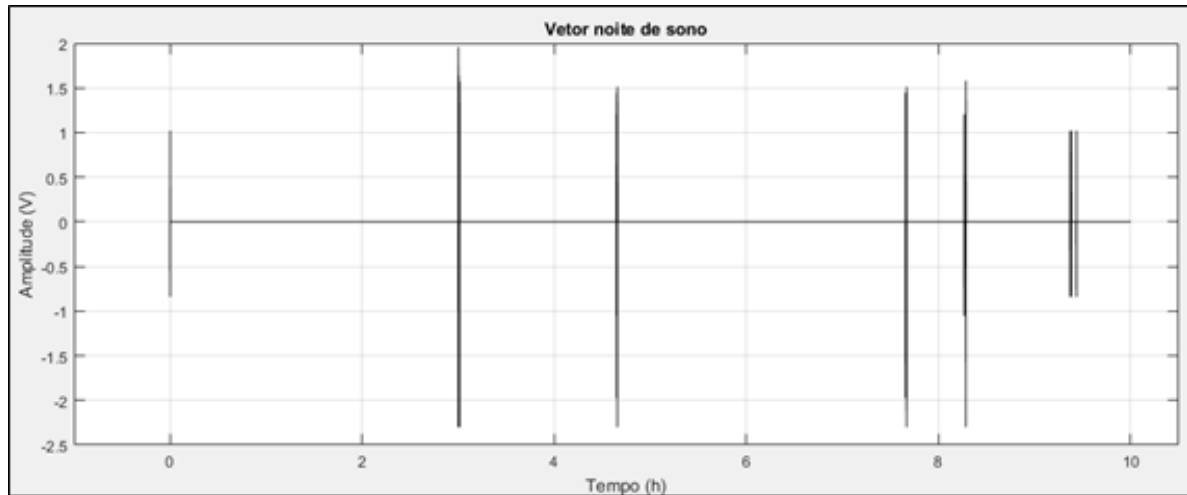
## 7.2 Exemplo 2

O vetor noite de sono a ser utilizado nessa fase simula uma noite completa de sono com duração de 10 horas. Neste caso, os vetores foram adicionados de forma totalmente aleatória,



sem saber quais informações podem ser encontradas, diferente do teste anterior. O Vetor pode ser observado na Figura 44 e destaca de forma sucinta os momentos da noite que os eventos ocorrem e sua frequência ou intervalos entre as manifestações durante a noite de sono.

Figura 44 – Dados de atividade da ATM 2



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

### 7.2.1 Janelamento 2

Ao realizar o janelamento no vetor mencionado na seção anterior, o sistema nos fornece os seguintes dados para que seja possível a análise.

1- Quantidade de eventos reconhecidos:

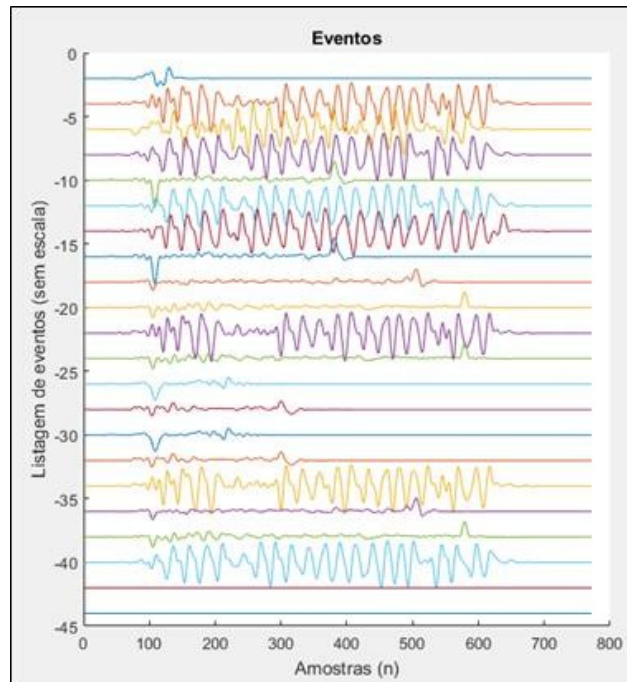
“Foram identificados 22 eventos que já estão disponíveis para visualização e processamento”

2- Lista dos eventos reconhecidos (Figura 45)

Como é possível ver, foram verificados 20 dos 22 possíveis eventos que pela ação de nossos atuadores puderam ser encontrados com êxito. Além das informações visuais aqui apresentadas, é no janelamento que informações como duração e momento de início do evento são coletadas. Diante disso, passamos para a extração de características e processamento utilizando a rede neural.



Figura 45 – Lista de eventos elegíveis 2



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

### 7.2.2 Apresentação dos dados e interface 2

As processar o primeiro relatório de Morpheus foram obtidas as seguintes informações (figura 46):

Figura 46 – Relatório primário 2

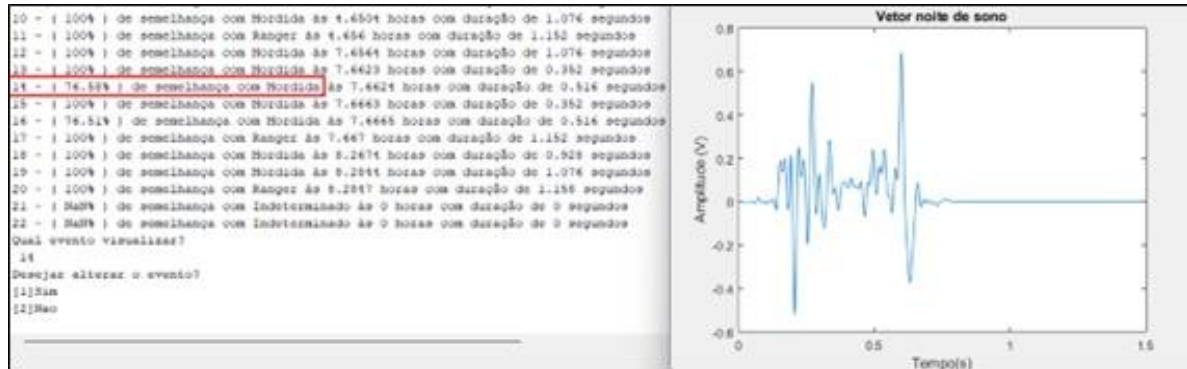
Command Window	
1 - ( 99.99% )	de semelhança com Mordida às 0.00096611 horas com duração de 0.176 segundos
2 - ( 98.64% )	de semelhança com Ranger às 3.0012 horas com duração de 1.152 segundos
3 - ( 99.98% )	de semelhança com Ranger às 3.0016 horas com duração de 1.086 segundos
4 - ( 100% )	de semelhança com Ranger às 3.0019 horas com duração de 1.146 segundos
5 - ( 100% )	de semelhança com Mordida às 3.0031 horas com duração de 0.684 segundos
6 - ( 100% )	de semelhança com Ranger às 3.0073 horas com duração de 1.158 segundos
7 - ( 100% )	de semelhança com Ranger às 3.0077 horas com duração de 1.196 segundos
8 - ( 100% )	de semelhança com Mordida às 3.0136 horas com duração de 0.684 segundos
9 - ( 100% )	de semelhança com Mordida às 4.6473 horas com duração de 0.928 segundos
10 - ( 100% )	de semelhança com Mordida às 4.6504 horas com duração de 1.076 segundos
11 - ( 100% )	de semelhança com Ranger às 4.656 horas com duração de 1.152 segundos
12 - ( 100% )	de semelhança com Mordida às 7.6564 horas com duração de 1.076 segundos
13 - ( 100% )	de semelhança com Mordida às 7.6623 horas com duração de 0.352 segundos
14 - ( 76.58% )	de semelhança com Mordida às 7.6624 horas com duração de 0.516 segundos
15 - ( 100% )	de semelhança com Mordida às 7.6663 horas com duração de 0.352 segundos
16 - ( 76.51% )	de semelhança com Mordida às 7.6665 horas com duração de 0.516 segundos
17 - ( 100% )	de semelhança com Ranger às 7.667 horas com duração de 1.152 segundos
18 - ( 100% )	de semelhança com Mordida às 8.2674 horas com duração de 0.928 segundos
19 - ( 100% )	de semelhança com Mordida às 8.2844 horas com duração de 1.076 segundos
20 - ( 100% )	de semelhança com Ranger às 8.2847 horas com duração de 1.158 segundos
21 - ( NaN% )	de semelhança com Indeterminado às 0 horas com duração de 0 segundos
22 - ( NaN% )	de semelhança com Indeterminado às 0 horas com duração de 0 segundos

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Ao selecionar o evento número 14 (Figura 47) que possui menor taxa de semelhança,

é possível visualizar o evento e constatar visualmente se ele é ou não um evento de mordida.

Figura 47 – Plotagem e verificação manual 2



Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Após a plotagem do evento, constatou-se que embora segundo Morpheus a taxa de similaridade seja de pouco mais de 75%, o evento foi classificado corretamente sem necessidade de alteração manual. O mesmo vale para o evento 16. Por fim, sem necessidade de alterar nenhum dos eventos, assim o relatório final pode ser visualizado a seguir (Figura 48):

Figura 48 – Relatório final 2

```

1 - ( 99.99% ) de semelhança com Mordida às 0.00096611 horas com duração de 0.176 segundos
2 - ( 98.64% ) de semelhança com Ranger às 3.0012 horas com duração de 1.152 segundos
3 - ( 99.98% ) de semelhança com Ranger às 3.0016 horas com duração de 1.086 segundos
4 - ( 100% ) de semelhança com Ranger às 3.0019 horas com duração de 1.146 segundos
5 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 3.0031 horas com duração de 0.684 segundos
6 - ( 100% ) de semelhança com Ranger às 3.0073 horas com duração de 1.158 segundos
7 - ( 100% ) de semelhança com Ranger às 3.0077 horas com duração de 1.196 segundos
8 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 3.0136 horas com duração de 0.684 segundos
9 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 4.6473 horas com duração de 0.928 segundos
10 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 4.6504 horas com duração de 1.076 segundos
11 - ( 100% ) de semelhança com Ranger às 4.656 horas com duração de 1.152 segundos
12 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 7.6564 horas com duração de 1.076 segundos
13 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 7.6623 horas com duração de 0.352 segundos
14 - ( 76.58% ) de semelhança com Mordida às 7.6624 horas com duração de 0.516 segundos
15 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 7.6663 horas com duração de 0.352 segundos
16 - ( 76.51% ) de semelhança com Mordida às 7.6665 horas com duração de 0.516 segundos
17 - ( 100% ) de semelhança com Ranger às 7.667 horas com duração de 1.152 segundos
18 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 8.2674 horas com duração de 0.928 segundos
19 - ( 100% ) de semelhança com Mordida às 8.2844 horas com duração de 1.076 segundos
20 - ( 100% ) de semelhança com Ranger às 8.2847 horas com duração de 1.158 segundos
21 - ( NaN% ) de semelhança com Indeterminado às 0 horas com duração de 0 segundos
22 - ( NaN% ) de semelhança com Indeterminado às 0 horas com duração de 0 segundos

**Evento alterado manualmente pelo profissional responsável
O evento mordida compõe (60%) dos eventos elegíveis.
O evento ranger compõe (40%) dos eventos elegíveis.
Foram encontrados 20 eventos elegíveis em um período de sono de 10.0001 horas com uma média de 2 eventos/hora.

```

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

- 1 - Lista de eventos - 22 eventos;
- 2 - Mordida – 60% Ranger – 40%
- 3 - Quantidade de eventos elegíveis – 20 eventos
- 4 - Tempo de sono – 10 horas

5 - Média de eventos por hora. – 2 eventos/hora.

Tal como no teste 1, as informações apresentadas são suficientes para que o profissional possa diagnosticar a patologia, seu possível grau ou se julgar necessário, solicitar um exame mais específico para o caso. Entretanto, é necessário lembrar que embora esta simulação se aproxime mais ainda da realidade do que o teste anterior, para essa situação teste as informações apresentadas podem não fazer sentido, já que não passam de situações simuladas no próprio computador.

## 8 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho teve como objetivo desenvolver um protótipo de um sistema de coleta, processamento e pré-diagnóstico da patologia Morpheus. Foi utilizado um modelo processual que se apresentou significativo quantos aos resultados apresentados pela IA.

Embora o banco de dados utilizado, que foi coletado e montado pelo autor, possua uma quantidade de danos mediana, a rede neural utilizada apresentou acurácia de 100% em teste. Para evitar informações inconclusivas ou incorretas na leitura dos dados o sistema também disponibilizou um ambiente de interface visual com a possibilidade de visualização e alteração manual da classificação realizada por Morpheus.

Além das informações mais diretas utilizadas para diagnóstico tais como evento, além da sua probabilidade de ser o evento classificado, a duração e hora da manifestação, o sistema ofereceu também informações mais técnicas a cerca da manifestação da patologia. Tal como média de eventos por hora de sono, e o percentual de atividades de ranger ou mordida. Tais informações são cruciais para as melhorias a serem realizadas no projeto.

Os resultados conseguidos neste trabalho foram equivalentes ao previsto na metodologia de funcionamento do sistema, desta forma serem aplicados na prática inicialmente em laboratório e posteriormente de forma comercial. O baixo custo para produção em larga escala, um dos pontos principais do desenvolvimento do presente trabalho também se mostrou aceitável, por se tratar de eletrônica básica em sua primeira parte, e a parte refinada é feita por software, no computador do próprio profissional.

### 8.1 Trabalhos futuros

É esperado que se dê continuidade a este trabalho, na sequência serão pontuados alguns tópicos que poderão ser feitos para complementar esta pesquisa.

- Desenvolvimento do protótipo acoplável de forma adesiva ao paciente.
- Verificar a utilização de um sensor piezoelétrico com formato apropriado para encaixe a articulação temporomandibular.
- Verificar a possibilidade de coletar dados de oximetria, e recursos de áudio para complementar os dados referentes manifestações de bruxismo.
- Aumentar a variedade de movimentos característicos coletados incluindo suas direções e potência e velocidade do movimento.

- Pré-classificar o grau de bruxismo do paciente, com base nos dados do relatório, caso a patologia seja detectada.

- Determinar o grau de severidade dos danos causados não visíveis ao sistema estomatognático.

## REFERÊNCIAS

- ALÓE, F.; GONÇALVES, L. R.; AZEVEDO, A.; BARBOSA, R. C. **Revista Neurociências**, v. 11, n. 1, p. 4–17, mar. 2003. Disponível em: <https://periodicos.unifesp.br/index.php/neurociencias/article/view/8888>. Acesso em: 8 out. 2022.
- ARDUINO. <https://www.arduino.cc/>, 2022.
- BESSA, W. R. B.; NASCIMENTO, R. S. do; FILHO, S. E. A.; SILVA, M. P. D. S.; NETO, F. M. M. Redes neurais convolucionais aplicadas no diagnóstico do câncer de pulmão. In: SBC. **Anais do XIV Encontro Unificado de Computação do Piauí e XI Simpósio de Sistemas de Informação**. 2021. p. 17–24. Disponível em: <https://sol.sbc.org.br/index.php/enucompi/article/view/17749>. Acesso em: 29 set. 2022.
- CAMARGO, B. **Etiologia E Diagnóstico Do Bruxismo Em Crianças: Revisão De Literatura**. Monografia (Monografia) – Universidade Do Sul De Santa Catarina, Palhoça, 2022. Disponível em: <https://repositorio.animaeducacao.com.br/handle/ANIMA/22519>. Acesso em: 28 set. 2022.
- CASTRO, L. N. d.; FERRARI, D. G. Introdução à mineração de dados: conceitos básicos, algoritmos e aplicações. **São Paulo: Saraiva**, v. 5, 2016.
- EMBARCADOS. **Performance de Machine Learning – Matriz de Confusão**. <https://embarcados.com.br/conversor-a-d/>.
- ESTADÃO, O. **Bruxismo e fraturas: dentistas contam as sequelas da quarentena na boca do brasileiro**. 2020. <https://www.estadao.com.br/saude/ida-ao-dentista-aumenta-apos-consultas-adiadas-na-quarentena-bruxismo-e-fraturas-sao-comuns/>.
- ESTAR, S. e bem. **Bruxismo**. 2020. <https://www.saudebemestar.pt/pt/medicina/dentaria/bruxismo/>.
- FACELI, K.; LORENA, A. C.; GAMA, J.; CARVALHO, A. C. P. d. L. F. d. Inteligência artificial: uma abordagem de aprendizado de máquina. 2011.
- FAWCETT, T.; PROVOST, F. **Data Science para Negócios: O que você precisa saber sobre mineração de dados e pensamento analítico de dados**. [S. l.]: Alta Books Editora, 2018.
- FLOP, F. **Placa Uno R3 + Cabo USB para Arduino**. 2020. <https://www.filipeflop.com/produto/placa-uno-r3-cabo-usb-para-arduino/>.
- FORMA, M. B. **Polissonografia**. 2020. <https://www.mundoboaforma.com.br/polissonografia-como-funciona-o-exame-do-sono-quando-fazer-e-onde/>.
- FRAZÃO, Y. S.; MANZI, S. B.; KRAKAUER, L.; BERRETIN-FELIX, G. Utilização do biofeedback eletromiográfico na terapia fonoaudiológica para atenuar sinais de envelhecimento facial: relato de caso. **Anais**, 2021.
- JUNIOR, B. N. N. A eletromiografia associada à inteligência artificial no diagnóstico de doenças e no rendimento físico. Universidade Estadual Paulista (Unesp), 2021.
- LAMBDA, U. **Piezoelétrico**. 2021. <https://universolambda.com.br/piezoelétrico-conceitos-e-aplicacoes/>.

- LAVIGNE, G.; ROMPRE, P.; MONTPLAISIR, J. Sleep bruxism: validity of clinical research diagnostic criteria in a controlled polysomnographic study. **Journal of dental research**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 75, n. 1, p. 546–552, 1996.
- LEITE, I. M. C. Estudo de caso e viabilidade de transdutores miográficos. 2018. Disponível em: <https://repositorio.ufc.br/handle/riufc/47725>. Acesso em: 21 mar. 2022.
- LV, S.; DONG, Y. Análise de diferentes lesões em jogadores de basquete com base na eletromiografia de superfície. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, SciELO Brasil, v. 27, p. 23–26, 2021.
- MATLAB. **41057177 (R2016a)**. Natick, Massachusetts, 2016.
- MEDIUM. **Método KDD**. 2019. <https://medium.com/@kvmoura/kdd-process-9b8e3062142>.
- MEGGIOLARO, E. D. A.; CASTRO, I. F.; GOMES, J. C. Eletromiografia aplicada aos músculos periorais e da mastigação de pacientes com fissura labiopalatina. **Conjecturas**, v. 22, n. 6, p. 1105–1115, 2022.
- MENESES, L. H. S. d. Prótese mecânica de baixo custo controlada pelo método de eletromiografia e internet das coisas. 2021.
- NEVES, R. d. C. D. d. Pré-processamento no processo de descoberta de conhecimento em banco de dados. 2003. Disponível em: <https://www.lume.ufrgs.br/handle/10183/2701>. Acesso em: 8 out. 2022.
- NOGARE, D. **Performance de Machine Learning – Matriz de Confusão**. 2020. <https://diegonogare.net/2020/04/performance-de-machine-learning-matriz-de-confusao/>.
- OENNING, E. *et al.* O uso da polissonografia e da eletromiografia de superfície como meios complementares de diagnóstico do bruxismo do sono. Florianópolis, SC, 2005. Disponível em: <http://tcc.bu.ufsc.br/Espondonto224392.PDF>. Acesso em: 21 set. 2022.
- QIU, J.; SHEN, B.; ZHAO, M.; WANG, Z.; XIE, B.; XU, Y. A nationwide survey of psychological distress among chinese people in the covid-19 epidemic: implications and policy recommendations. **General Psychiatry**, General Psychiatry, v. 33, n. 2, 2020. Disponível em: <https://gpsych.bmj.com/content/33/2/e100213>.
- RODRIGUES, C. K.; DITTERICH, R. G.; SHINTCOVS, R. L.; TANAKA, O. Bruxismo: Uma revisão da literatura. **Biol. Saúde, Ponta Grossa**, v. 12, n. 3, p. 13–21, 9 2006. Disponível em: <https://revistas.uepg.br/index.php/biologica/article/view/435>. Acesso em: 16 jul. 2022.
- SHACKELFORD, J. F. **Introduction to materials science for engineers**. [S. l.]: Pearson Upper Saddle River, 2016.
- SILVA, N. R. da; CANTISANO, M. H. Bruxism: etiology and treatment. **Rev. bras. odontol**, v. 66, p. 233–237, 12 2009. Disponível em: <http://revista.aborj.org.br/index.php/rbo/article/view/125>. Acesso em: 13 out. 2022.
- SOUZA, C.; REZENDE, J. *et al.* O uso de sinais eletromiográficos (emg) no controle de um manipulador robótico. Insitituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás, 2022.

- SOUZA, L. F. d.; RIBEIRO, R. M. Sensores piezoresistivos e sensores piezoelétricos. UNIVERSIDADE CESUMAR, 2013. Disponível em: [http://www.cesumar.br/prppge/pesquisa/epcc2013/oit\\_mostra/Lucas\\_Ferreira\\_de\\_Souza.pdf](http://www.cesumar.br/prppge/pesquisa/epcc2013/oit_mostra/Lucas_Ferreira_de_Souza.pdf). Acesso em: 15 out. 2022.
- SPECIALTIES, M. Piezo film sensors technical manual. **Measurement**, v. 57, 2006.
- STANTON, R.; WILLIAMS, Q. T. S. K. S.; ALLEY, S.; THWAITE, T.; FENNING, A.; VANDELANOTTE, C. Depression, anxiety and stress during covid-19: Associations with changes in physical activity, sleep, tobacco and alcohol use in australian adults. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, n. 2, p. 1–13, 7 2020. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7312903/pdf/ijerph-17-04065.pdf>. Acesso em: 13 out. 2022.
- TRONCHONI, A. B.; PRETTO, C. O.; ROSA, M. A. d.; LEMOS, F. A. B. Descoberta de conhecimento em base de dados de eventos de desligamentos de empresas de distribuição. **Sba: Controle & Automação Sociedade Brasileira de Automatica**, SciELO Brasil, v. 21, p. 185–200, 2010. Disponível em: <https://www.lume.ufrgs.br/handle/10183/2701>. Acesso em: 8 out. 2022.
- USAMA, M. Advances in knowledge discovery and data mining. 1996.
- VOGADO, L. H.; VERAS, R. M.; ARAUJO, F. H.; SILVA, R. R.; AIRES, K. R. Rede neural convolucional para o diagnóstico de leucemia. In: SBC. **Anais do XIX Simpósio Brasileiro de Computação Aplicada à Saúde**. [S. l.], 2019. p. 46–57.
- WARE, J. C.; RUGH, J. D. Destructive bruxism: sleep stage relationship. **Sleep**, Oxford University Press, v. 11, n. 2, p. 172–181, 1988.
- WATANABE, F. T. Sistema para diagnóstico de patologias do sistema respiratório utilizando redes neurais. Universidade Estadual Paulista (Unesp), 2022. Disponível em: <https://repositorio.unesp.br/handle/11449/235411>. Acesso em: 29 set. 2022.
- WINOCUR-ARIAS, O.; WINOCUR, E.; SHALEV-ANTSSEL, T.; REITER, S.; SHIFRA, L.; EMODI-PERLMAN, A.; FRIEDMAN-RUBIN, P. Painful temporomandibular disorders, bruxism and oral parafunctions before and during the covid-19 pandemic era: A sex comparison among dental patients. **QJM: An International Journal of Medicine**, v. 113, n. 5, p. 311–311, 3 2020. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8837112/>. Acesso em: 13 out. 2022.