

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE  
MINAS GERAIS – *CAMPUS* ITABIRITO  
ENGENHARIA ELÉTRICA

Paula Caroline Pego Sales Giancoti

**SISTEMA PARA IDENTIFICAÇÃO E MONITORAMENTO DAS  
CARACTERÍSTICAS DE CRISES EPILÉPTICAS INTEGRADO AO  
APLICATIVO TELEGRAM**

Itabirito - MG  
2024

PAULA CAROLINE PEGO SALES GIANCOTI

**SISTEMA PARA IDENTIFICAÇÃO E MONITORAMENTO DAS  
CARACTERÍSTICAS DE CRISES EPILÉPTICAS INTEGRADO AO  
APLICATIVO TELEGRAM**

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Curso de Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia de Minas Gerais – *Campus Itabirito* para a obtenção do título de Engenheiro Eletricista.

**Orientador:** Prof. Me. Gabriel Cambraia Soares

Itabirito - MG  
2024

## FICHA CATALOGRÁFICA

G6433s Giancoti, Paula Caroline Pego Sales  
2024

Sistema para identificação e monitoramento das características de crises epiléticas integrado ao aplicativo Telegram. – 2024.

122 f. : il.

Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Elétrica) – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Minas Gerais – Campus Itabirito, 2024.

Orientador: Me. Gabriel Cambraia Soares.

1. Epilepsia. 2. Crises epiléticas. 3. Monitoramento de saúde. 4. Telegram. 5. Dispositivo vestível. I. Giancoti, Paula Caroline Pego Sales. II. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Minas Gerais – Campus Itabirito. III. Título.

CDD 616.853

Elaborada pela Biblioteca Jarbas Nazareth de Souza – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Minas Gerais – Campus Itabirito

Bibliotecário Responsável: Veríssimo Amaral Matias – CRB-6/3266

Processo:

23810.000476/2024-97

Documento:

1996689



**MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO**  
**SECRETARIA DE EDUCAÇÃO PROFISSIONAL E TECNOLÓGICA**  
**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE MINAS GERAIS**  
Campus Avançado Itabirito  
Diretoria de Ensino  
Docentes do Campus Avançado Itabirito  
Rua José Benedito, 139 - Bairro Santa Efigênia - CEP 35450-000 - Itabirito - MG  
- www.ifmg.edu.br

**Ata da Defesa de TCC da aluna Paula Caroline Pego Sales Giancoti, realizada em 07 de Agosto de 2024**

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Curso de Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia de Minas Gerais - Campus Avançado Itabirito para a obtenção do título de Engenheira Eletricista.

**Aprovado** em 07/08/2024 pela banca examinadora:

Prof. Me. Gabriel Cambraia Soares (IFMG)  
**Orientador (presidente da banca avaliadora)**

Prof. Me. Helvécio de Almeida Junior (IFMG)  
**Membro avaliador**

Prof. Me. Maicon Vaz Moreira (IFMG)  
**Membro avaliador**

Itabirito, 07 de agosto de 2024.



Documento assinado eletronicamente por **Gabriel Cambraia Soares, Professor EBTT**, em 07/08/2024, às 19:55, conforme Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.



Documento assinado eletronicamente por **Helvécio de Almeida Junior, Professor**, em 07/08/2024, às 19:56, conforme Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.



Documento assinado eletronicamente por **Maicon Vaz Moreira, Professor**, em 07/08/2024, às 21:10, conforme Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.



Documento assinado eletronicamente por **Paula Caroline Pego Sales Giancoti, Usuário Externo**, em 08/08/2024, às 17:01, conforme Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.



A autenticidade do documento pode ser conferida no site <https://sei.ifmg.edu.br/consultadocs> informando o código verificador **1996689** e o código CRC **8A2170A7**.

23810.000476/2024-97

1996689v1

Dedico esta monografia às minhas amadas mãe e avó, maiores incentivadoras e fontes inesgotáveis de apoio, amor e compreensão.

## AGRADECIMENTOS

A conclusão deste trabalho não teria sido possível sem o apoio, dedicação e contribuição de diversas pessoas. Gostaria de expressar minha profunda gratidão a todos que, de alguma forma, participaram desta jornada.

Agradeço à minha mãe e à minha avó, pelo amor incondicional, pelos valores que me ensinaram e por acreditarem no meu potencial. Vocês são o meu alicerce. À minha amada mãe, que se dedica com empenho e companheirismo, saiba que quaisquer qualidades que eu tenha, são herdadas de você. Quisera eu ser minimamente boa como você. À minha carinhosa avó, eu apenas almejo ser um dia digna da sua devoção.

Agradeço ao meu orientador, Gabriel Cambraia Soares, por sua orientação, paciência, incentivo e puxões de orelha, fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço aos meus amigos e colegas de curso, que compartilharam comigo essa caminhada. Um agradecimento especial a Nayra, Gabriel, Maicon e Kierley, que me ensinaram a ter uma parceria simbiótica, baseada no companheirismo e incentivo, sempre moldando a visão nas lentes do humor.

Agradeço também a todos os professores do curso de Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Minas Gerais – *Campus* Itabirito, que com seu conhecimento e dedicação contribuíram para minha formação acadêmica e profissional.

Um agradecimento especial à neurologista Dra. Meiraci Cassia Malheiros Silva, pelas sugestões iniciais.

E, embora não sejam capazes de ler estas palavras, devo gratidão aos meus maiores parceiros, que tanto me acompanharam em todas as noites de estudo. Agradeço à Sophia, que é meu ansiolítico e me traz tantas doses de dopamina, e ao Flake, que seguirá me acompanhando no coração.

Finalmente, agradeço a todos aqueles que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho. A todos vocês, minha eterna gratidão.

## RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um protótipo para a detecção e predição de crises epiléticas, com o objetivo de melhorar a qualidade de vida das pessoas com epilepsia (PCE). A epilepsia é uma condição neurológica que afeta milhões de pessoas em todo o mundo e frequentemente requer monitoramento contínuo devido ao risco de crises súbitas e debilitantes. O objetivo principal deste projeto é criar um dispositivo capaz de identificar crises epiléticas por meio da análise de biomarcadores, principalmente a variação do batimento cardíaco, e complementarmente via autorrelato. O sistema deverá registrar informações que corroborem para a classificação dos tipos de crise, além de emitir alertas sonoros e enviar mensagens ao Telegram. O protótipo utiliza sensores para monitorar o batimento cardíaco, detectando alterações significativas que precedem ou ocorrem durante uma crise. Dados sobre enrijecimento muscular e movimentações também são coletados para auxiliar na classificação do tipo de crise. A comunicação entre o dispositivo e os cuidadores é facilitada pelo aplicativo Telegram, uma plataforma de mensagens amplamente utilizada no mundo, permitindo o envio imediato de alertas e relatórios detalhados sobre as crises. Os métodos aplicados incluem a utilização de microcontroladores de baixo custo e fácil programação, integrados com sensores fisiológicos para coleta de dados em tempo real. A detecção de crises aciona alertas sonoros e o envio de notificações instantâneas para um grupo do Telegram, que pode incluir familiares, cuidadores e profissionais de saúde. Esse sistema garante uma resposta rápida em situações de emergência, aumentando a segurança das PCE. Os resultados mostram que o dispositivo é capaz de identificar simulações de crises epiléticas de forma eficaz e emitir alertas em tempo hábil. A análise dos dados coletados possibilita um diagnóstico mais preciso, permitindo ajustes personalizados no tratamento. A capacidade de predição de crises com antecedência de alguns segundos ou minutos proporciona maior autonomia às PCE, reduzindo o impacto social e psicológico das crises inesperadas. Conclui-se que o desenvolvimento deste protótipo representa um avanço significativo no monitoramento de crises epiléticas. A integração com o Telegram facilita a comunicação rápida e eficiente entre o dispositivo e os cuidadores, contribuindo para intervenções médicas mais ágeis e a prevenção de complicações severas, como a morte súbita por epilepsia (Sudep). Futuras melhorias incluirão a miniaturização do dispositivo, a implementação de sensores mais precisos e a realização de testes clínicos para validar sua eficácia em ambientes hospitalares e domiciliares.

**Palavras-chave:** Epilepsia. Crises Epiléticas. Monitoramento de Saúde. Telegram. Dispositivo Vestível.

## ABSTRACT

This work presents the development of a prototype for the detection and prediction of epileptic seizures, with the goal of improving the quality of life for people with epilepsy (PWE). Epilepsy is a neurological condition that affects millions of people worldwide and often requires continuous monitoring due to the risk of sudden and debilitating seizures. The main goal of this project is to develop a device capable of identifying epileptic seizures through the analysis of biomarkers, primarily heart rate variation, and additionally via self-report. The system should record information that supports the classification of seizure types, as well as emit sound alerts and send messages to Telegram. The prototype uses sensors to monitor heart rate, detecting significant variations that occur before or during seizures. Data about muscle stiffness and movements are also collected to help classify the type of seizure. Communication between the device and caregivers is facilitated by the Telegram application, a messaging platform widely used worldwide, allowing for the immediate sending of alerts and enhancing the safety of PWE. The methods applied involve the use of low-cost and easily programmable microcontrollers, integrated with physiological sensors for real-time data collection. Seizure detection triggers sound alerts and sends instantaneous notifications to Telegram groups, which include family members, caregivers, and healthcare professionals. This system guarantees a quick response in emergency situations, increasing the safety of PWE. The results show that the device is capable of identifying simulated epileptic seizures effectively and emitting timely alerts. Analysis of the collected data enables a more accurate diagnosis, allowing for personalized adjustments in treatment. The ability to predict seizures a few seconds or minutes in advance provides greater autonomy for PWE, reducing the social and psychological impact of unexpected seizures. In conclusion, the development of this prototype represents a significant advancement in the monitoring of epileptic seizures. Integration with Telegram facilitates rapid and efficient communication between the device and caregivers, contributing to more agile medical interventions and the prevention of severe complications, such as sudden unexpected death in epilepsy (SUDEP). Future improvements will include miniaturizing the device, implementing more accurate sensors, and conducting clinical testing to validate its effectiveness in hospital and home environments.

**Keywords:** Epilepsy. Epileptic Seizures. Health Monitoring. Telegram. Wearable Device.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Esquema Básico de Classificação Operacional do Tipo de Crises de 2017. . . . .	25
Figura 2 – Esquema expandido de Classificação Operacional do Tipo de Crises de 2017. . . . .	26
Figura 3 – Classificação das epilepsias - Esquema diagnóstico para a classificação das epilepsias. . . . .	28
Figura 4 – Estado da arte – Elatus. . . . .	39
Figura 5 – Estado da arte – Starstim. . . . .	43
Figura 6 – Estado da arte – Zeto EEG em uso. . . . .	43
Figura 7 – Estado da arte – Sleep Shepherd. . . . .	44
Figura 8 – Estado da arte – Epihunter Classroom. . . . .	44
Figura 9 – Estado da arte – Epilog. . . . .	45
Figura 10 – Estado da arte – MJN-SERAS. . . . .	45
Figura 11 – Estado da arte – NINscan-M. . . . .	46
Figura 12 – Estado da arte – NINscan – 4ª geração. . . . .	46
Figura 13 – Estado da arte – ESAP. . . . .	47
Figura 14 – Estado da arte – Empatica Embrace. . . . .	48
Figura 15 – Estado da arte – SPEAC System. . . . .	48
Figura 16 – ESP 32 – pinagem. . . . .	51
Figura 17 – Sensor de pulso. . . . .	52
Figura 18 – Botões. . . . .	53
Figura 19 – Acelerômetro e giroscópio 3 eixos – MPU-6050 GY-521. . . . .	53
Figura 20 – Sensor de sinal eletromiográfico – EMG. . . . .	54
Figura 21 – Módulo relógio real time – RTC DS3231. . . . .	55
Figura 22 – Adaptação – sensor de batimento cardíaco substituído por um potenciômetro. . . . .	56
Figura 23 – Montagem – conexão das baterias no sensor de EMG. . . . .	57
Figura 24 – Montagem – circuito completo. . . . .	58
Figura 25 – Disposição dos eletrodos do sEMG – movimento de fechamento de mão. . . . .	59
Figura 26 – Disposição dos eletrodos do sEMG – movimento de “garra” da mão. . . . .	60
Figura 27 – Fluxograma – Lógica geral. . . . .	62
Figura 28 – Fluxograma – Protocolos de crise. . . . .	65
Figura 29 – Fluxograma – Protocolo pós-crise. . . . .	66
Figura 30 – Exemplo de envios no Monitor Serial. . . . .	76
Figura 31 – Captura de tela – Exemplo de envio de mensagens ao Telegram. . . . .	78
Figura 32 – Exemplo de alerta de início de crise – Crise via autorelato (botão). . . . .	79
Figura 33 – Exemplo de alerta de início de crise – Crise via alteração do batimento cardíaco, com resposta. . . . .	79
Figura 34 – Exemplo de alerta de início de crise – Crise via alteração do batimento cardíaco, sem resposta. . . . .	80

Figura 35 – Exemplo de alerta de início de crise – Crise via alteração do batimento cardíaco, com resposta. Com alteração de batimento cardíaco anterior ao início da crise. . . . .	80
Figura 36 – Exemplo de alerta de início de crise – Crise via alteração do batimento cardíaco, sem resposta. Com alteração de batimento cardíaco anterior ao início da crise. . . . .	81
Figura 37 – Exemplo de relatório de crise – Crise com encerramento via batimento cardíaco. Com alteração de batimento cardíaco anterior ao início da crise. . . .	82
Figura 38 – Exemplo de relatório de crise – Crise com encerramento via batimento cardíaco. . . . .	83
Figura 39 – Exemplo de relatório de crise – Crise com encerramento via autorelato. Com alteração de batimento cardíaco anterior ao início da crise. . . . .	84
Figura 40 – Exemplo de relatório de crise – Crise com encerramento via autorelato. . . .	84
Figura 41 – Exemplo de alerta de emergência por queda do batimento cardíaco. . . . .	85
Figura 42 – Exemplo de alerta de emergência por duração. . . . .	85

## **LISTA DE QUADROS**

Quadro 1 – Principais etiologias das epilepsias. . . . .	29
Quadro 2 – Catálogo de dispositivos e aplicativos desenvolvidos. . . . .	40
Quadro 3 – Conexões do projeto. . . . .	58

## LISTA DE CÓDIGOS

3.1	Parâmetros do batimento cardíaco. . . . .	68
A.1	Endereços. . . . .	96
A.2	Bibliotecas necessárias. . . . .	96
A.3	Inicialização. . . . .	97
B.1	Início da crise via autorrelato – via botão B1 (vermelho). . . . .	99
B.2	Início da crise via alteração do batimento cardíaco. . . . .	99
B.3	Início da crise via alteração do batimento cardíaco – sem resposta. . . . .	102
B.4	Início da crise via alteração do batimento cardíaco – com alteração de batimento cardíaco anterior. . . . .	102
C.1	Protocolos de crise. . . . .	106
C.2	Término de crise via autorrelato (botão B2 – azul). . . . .	109
D.1	Parametrizando os limiares de enrijecimento muscular. . . . .	112
D.2	Função de detecção de enrijecimento de musculatura. . . . .	113
D.3	Ajuste do contador de ocorrências de movimentos. . . . .	114
E.1	Protocolos pós-crise. . . . .	116
F.1	Protocolo de emergência por queda do batimento cardíaco. . . . .	118
F.2	Protocolo de emergência por duração. . . . .	118
G.1	Funcionamento do buzzer. . . . .	120
G.2	Funções para formatar os dados em String. . . . .	121

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

ACD	Analog-to-Digital Converter – Conversor Analógico-Digital
BLE	Bluetooth Low Energy – Bluetooth de baixo consumo
DAC	Digital-to-Analog Converter – Conversor Digital-Analógico
ECG	Eletrocardiograma
EDA	Elektrodermal activity – Atividade eletrodérmica
EEG	Eletroencefalograma
EMG	Eletromiografia
FC	Frequência cardíaca
GND	Ground – Terra
GPIO	General Purpose Input/Output – Entradas/Saídas de Propósito Geral
GPS	Global Positioning System – Sistema Global de Posicionamento
I2C	Inter-Integrated Circuit – Circuito Integrado Serial
IBE	International Bureau for Epilepsy
IFMG	Instituto Federal de Minas Gerais
ILAE	International League Against Epilepsy – Liga Internacional Contra a Epilepsia
PCE	Pessoas com epilepsia
OMS	Organização Mundial da Saúde
SCL	Serial Clock Line – Linha de Clock Serial
sEMG	Sensor de eletromiografia
SDA	Serial Data Line – Linha de Dados Serial
SNA	Sistema Nervoso Autônomo
SNC	Sistema Nervoso Central
SPI	Serial Peripheral Interface – Interface Periférica Serial
Sudep	Sudden Unexpected Death in Epilepsy – Morte Súbita Inesperada em Epilepsia

UART	Universal Asynchronous Receiver-Transmitter – Receptor-Transmissor Universal Assíncrono
VCC	Voltage Common Collector – Tensão de Coletor Comum
VNS	Vagus Nerve Stimulation – Estimulador do nervo vago

## LISTA DE SÍMBOLOS



Momento inicial



Momento final



Intervalo de tempo



Momento atual

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>17</b>
<b>1.1</b>	<b>Objetivos</b>	<b>18</b>
<i>1.1.1</i>	<i>Objetivo geral</i>	<i>18</i>
<i>1.1.2</i>	<i>Objetivos específicos</i>	<i>18</i>
<b>1.2</b>	<b>Justificativa</b>	<b>19</b>
<b>1.3</b>	<b>Organização do Texto</b>	<b>19</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>21</b>
<b>2.1</b>	<b>Aspectos somáticos</b>	<b>21</b>
<i>2.1.1</i>	<i>História</i>	<i>21</i>
<i>2.1.2</i>	<i>Definições médicas</i>	<i>23</i>
<i>2.1.3</i>	<i>Tipos de crises e tipos de epilepsias</i>	<i>24</i>
<i>2.1.4</i>	<i>Abordagens clínicas</i>	<i>30</i>
<i>2.1.5</i>	<i>Funcionamento somático</i>	<i>32</i>
<i>2.1.6</i>	<i>Sudep</i>	<i>34</i>
<b>2.2</b>	<b>Aspectos tecnológicos</b>	<b>35</b>
<i>2.2.1</i>	<i>A importância do monitoramento</i>	<i>35</i>
<i>2.2.2</i>	<i>Dispositivos vestíveis</i>	<i>35</i>
<i>2.2.3</i>	<i>Tipos de dispositivos de detecção de crises</i>	<i>36</i>
<i>2.2.4</i>	<i>Estado da arte</i>	<i>38</i>
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA</b>	<b>49</b>
<b>3.1</b>	<b>Categorias de monitoramento</b>	<b>49</b>
<i>3.1.1</i>	<i>Batimento cardíaco</i>	<i>49</i>
<i>3.1.2</i>	<i>Autorrelato</i>	<i>49</i>
<i>3.1.3</i>	<i>Movimento</i>	<i>50</i>
<i>3.1.4</i>	<i>Eletromiografia</i>	<i>50</i>
<i>3.1.5</i>	<i>Tempo</i>	<i>50</i>
<b>3.2</b>	<b>Equipamentos</b>	<b>51</b>
<i>3.2.1</i>	<i>Microcontrolador – ESP32</i>	<i>51</i>
<i>3.2.2</i>	<i>Sensor de batimento cardíaco – Pulse Sensor</i>	<i>51</i>

3.2.3	<i>Autorrelato – Push-buttons</i> . . . . .	52
3.2.4	<i>Movimento – Acelerômetro e giroscópio MPU6050</i> . . . . .	52
3.2.5	<i>Eletromiografia – Muscle Sensor v3</i> . . . . .	53
3.2.6	<i>Tempo – Módulo relógio real time – RTC DS3231</i> . . . . .	54
3.3	<b>Montagem do protótipo</b> . . . . .	55
3.3.1	<i>Adaptação para fins de testes</i> . . . . .	55
3.3.2	<i>Materiais utilizados</i> . . . . .	56
3.3.3	<i>Circuito completo</i> . . . . .	57
3.3.4	<i>Sensores e dispositivos</i> . . . . .	59
3.4	<b>Decisões lógicas</b> . . . . .	60
3.4.1	<i>Monitoramentos em primeiro nível</i> . . . . .	61
3.4.2	<i>Monitoramentos amplos – detecção de crise</i> . . . . .	63
3.4.3	<i>Monitoramentos no pós-crise</i> . . . . .	66
3.5	<b>Programação lógica</b> . . . . .	67
3.5.1	<i>Bibliotecas necessárias</i> . . . . .	67
3.5.2	<i>Parâmetros</i> . . . . .	67
3.5.3	<i>Inicializações – setup</i> . . . . .	68
3.5.4	<i>Programações de monitoramentos em primeiro nível</i> . . . . .	69
3.5.5	<i>Programações de monitoramentos de crise</i> . . . . .	70
3.5.6	<i>Protocolo de detecção de EMG e movimento</i> . . . . .	71
3.5.7	<i>Protocolos do pós-crise</i> . . . . .	72
3.5.8	<i>Protocolos de emergência</i> . . . . .	72
3.5.9	<i>Emissão de alertas sonoros</i> . . . . .	72
3.6	<b>Método de comunicação</b> . . . . .	73
3.6.1	<i>Integração do ESP32 com o Telegram</i> . . . . .	73
3.6.2	<i>Tratamento dos dados para envio de mensagens</i> . . . . .	74
4	<b>RESULTADOS</b> . . . . .	75
4.1	<b>Objetivos alcançados</b> . . . . .	75
4.1.1	<i>Mitigação de falsos positivos e falsos negativos</i> . . . . .	75
4.2	<b>Comunicação digital</b> . . . . .	77

4.2.1	<i>Envio de mensagens ao Telegram</i> . . . . .	77
4.2.2	<i>Alertas de início de crise</i> . . . . .	78
4.2.3	<i>Relatórios de crise</i> . . . . .	82
4.2.4	<i>Alertas de emergências</i> . . . . .	85
4.2.5	<i>Funcionamento completo</i> . . . . .	86
5	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS</b> . . . . .	<b>88</b>
5.1	<b>Trabalhos futuros</b> . . . . .	88
	<b>REFERÊNCIAS</b> . . . . .	<b>90</b>
	<b>GLOSSÁRIO</b> . . . . .	<b>94</b>
	<b>APÊNDICE A – CÓDIGOS DE INICIALIZAÇÃO</b> . . . . .	<b>96</b>
	<b>APÊNDICE B – CÓDIGOS DE INÍCIO DE CRISE</b> . . . . .	<b>99</b>
	<b>APÊNDICE C – CÓDIGOS DE PROTOCOLO DE CRISE</b> . . . . .	<b>106</b>
	<b>APÊNDICE D – CÓDIGOS DE PROTOCOLOS DE DETECÇÃO DE EMG E MOVIMENTO</b> . . . . .	<b>112</b>
	<b>APÊNDICE E – CÓDIGOS DE PROTOCOLOS DO PÓS-CRISE</b> . . . . .	<b>116</b>
	<b>APÊNDICE F – CÓDIGOS DE PROTOCOLOS DE EMERGÊNCIA</b> . . . . .	<b>118</b>
	<b>APÊNDICE G – SISTEMAS DE ALERTA</b> . . . . .	<b>120</b>

# 1 INTRODUÇÃO

A epilepsia é um distúrbio cerebral associado à predisposição ao acometimento de crises epiléticas (Fisher et al., 2014). A Organização Mundial da Saúde (OMS) estima que há aproximadamente 50 milhões de pessoas no mundo que têm epilepsia, enquanto no Brasil a incidência é de 2% da população (Frasão e Marcial, 2022). As crises epiléticas são sinais e/ou sintomas decorrentes de atividades cerebrais anômalas (Fisher et al., 2017a). É essencial que se possa classificar os tipos de crises que acometem a pessoa com epilepsia (PCE) para um tratamento idealmente personalizado.

Os tipos de crises são segregados conforme a manutenção (focal) ou não (generalizada) da consciência. Há, ainda, uma subdivisão dos tipos de crise quanto à presença ou não de atividades motoras. As manifestações motoras de enrijecimento da musculatura e movimentações — ritmadas ou não — corroboram para uma melhor classificação do tipo de crise.

As crises são marcadas pela alteração de diversos biomarcadores corpóreos, incluindo a alteração do batimento cardíaco. 86,9% das crises apresentam taquicardia ictal (durante a crise) (Leutmezer et al., 2003). Por vezes, essa alteração é prévia aos outros sinais e/ou sintomas. Portanto, ao monitorar as atividades de frequência cardíaca, é possível, em alguns casos, prever uma crise antes do início da manifestação de outros sinais.

Diversas crises são debilitantes, sendo necessário o auxílio de outras pessoas. Geralmente, as crises são autolimitadas, ou seja, o corpo se recupera na totalidade após uma crise. Quando o corpo não encerra a crise em pelo menos cinco minutos, é necessária intervenção médica. E, ainda, quando há situação de queda brusca do batimento cardíaco após uma crise, pode resultar em morte súbita por epilepsia (Sudep).

O desenvolvimento de dispositivos de detecção de crises é imperativa e vem sendo objeto de diversos estudos na área, como no caso de Cesar (2016), Conradsen et al. (2009), Herrera, León e Centeno (2022), Szabó et al. (2015) e Pavei et al. (2018). Os dispositivos têm diversas categorias de monitoramento, sendo as principais as que verificam os dados de eletroencefalografia, sinais de frequência cardíaca, alterações das glândulas sudoríparas, detecção de movimento e, por fim, sinais da eletromiografia (contração muscular). Os dispositivos com melhores resultados de detecção geralmente não são os que possuem uma maior usabilidade, pois costumam ser baseados nos sinais de eletroencefalografia e, portanto, devem ser alojados na cabeça (Góis, 2004). Os demais dispositivos, que monitoram outros tipos de sinais, geralmente são posicionados em lugares estratégicos, tais como nas camas das PCE, ou são usados nos antebraços, braços, tórax e tornozelos.

Desenvolver dispositivos de detecção de crises capazes de monitorar a presença de manifestações específicas de cada tipo de crise corrobora para a classificação, possibilitando um diagnóstico melhor adaptado às particularidades da PCE. Um dispositivo pode trabalhar em auxílio diagnóstico e, também, durante a crise como vigilante de possíveis situações que exijam

a intervenção médica emergencial; ora por crise de duração prolongada, ora por queda brusca do batimento cardíaco no período pós-ictal (pós-crise). Um dispositivo deve ser capaz de informar instantaneamente acerca da ocorrência de crise e possíveis situações emergenciais.

Este trabalho, portanto, propõe a criação de um protótipo que realize o monitoramento do batimento cardíaco da PCE que esteja utilizando o equipamento. Desta forma, caso haja uma crise e tenha alteração do batimento cardíaco, esta será detectada. Na hipótese de crise com alteração do batimento cardíaco prévia ao período ictal, será possível fazer a predição. Há, ainda, a pretensão de detecção via autorrelato.

O protótipo coletará dados de detecção de movimento e de sinais de enrijecimento da musculatura, o que servirá de norte para a classificação dos tipos de crise que acometem a PCE usuária do dispositivo. A fim de colaborar com o auxílio que a PCE necessita no momento, por vezes, debilitante que é a crise, o dispositivo emitirá sinais sonoros e enviará mensagens instantâneas ao mensageiro Telegram quando do início desta.

Considerando a necessidade de intervenção médica quando a crise se prolonga por tempo extenso, o protótipo monitorará o tempo transcorrido e, caso seja alcançado o tempo máximo, será acionado o sinal sonoro e será enviada mensagem de alerta para um grupo específico no Telegram. Visando a prevenção da vida da PCE usuária do dispositivo, será monitorado o batimento cardíaco posterior ao término da crise e, caso haja um declínio acentuado, serão feitas as mesmas rotinas de sinalização sonora e envio de mensagem instantânea ao Telegram.

A gestão da epilepsia envolve uma combinação de medicação, mudanças no estilo de vida e, em alguns casos, cirurgia. Medicamentos antiepilépticos são frequentemente prescritos para controlar as crises, mas a adesão ao tratamento e o monitoramento regular são cruciais para a eficácia. Além disso, a implementação de dispositivos de monitoramento pode fornecer dados valiosos para os profissionais de saúde ajustarem os tratamentos conforme necessário. Este último ponto é o impulsionador deste presente trabalho.

## **1.1 Objetivos**

### **1.1.1 *Objetivo geral***

Este trabalho tem como objetivo desenvolver, projetar e programar um protótipo de um dispositivo de predição e detecção de crises epiléticas capaz de medir biomarcadores que corroborem com a classificação do tipo de crise, além de emitir alertas de situações de crises e possíveis emergências.

### **1.1.2 *Objetivos específicos***

Para obtenção do objetivo geral, são apresentados os objetivos específicos deste projeto:

1. Projetar um protótipo com potencial para detecção de crises epiléticas;
2. Desenvolver um algoritmo capaz de registrar e processar dados característicos das crises;
3. Desenvolver um algoritmo responsável por integrar os dados com o aplicativo Telegram;
4. Criar um sistema de alertas sonoros em ocorrências de crise e situações emergenciais.

## 1.2 Justificativa

Este trabalho é de suma importância, pois pode impactar a vida de milhões de pessoas ao proporcionar melhor qualidade de vida às pessoas com epilepsia. O desenvolvimento de ferramentas que ajudem no gerenciamento e tratamento da epilepsia é imperativo. O monitoramento contínuo de crises epiléticas garante mais segurança aos pacientes. As tecnologias atuais, por vezes, são limitadas por serem invasivas (cirurgias), de difícil usabilidade (dispositivos baseados em eletroencefalografia), com restrições de detecção de crises de tipos não motores ou com baixas durações, dentre outros limitantes. Faz-se necessário o desenvolvimento de dispositivos mais acessíveis, menos invasivos e de fácil uso.

Este trabalho se dedica ao desenvolvimento de um dispositivo não invasivo para detecção de crises, que registra os dados das características motoras e duração destas. Também é implementado um sistema de alertas sonoros e de envio de mensagens instantâneas ao Telegram.

A possibilidade de predição de crises com antecedência de alguns segundos e até minutos permite maior autonomia para as PCE. A capacidade de emitir alertas sonoros facilita a assistência de cuidadores em proximidade, enquanto o envio de mensagens instantâneas via Telegram possibilita suporte a longas distâncias. O envio de relatórios detalhados sobre as ocorrências durante as crises contribui para um diagnóstico mais individualizado e eficiente. Além disso, o envio de alertas em situações emergenciais melhora as intervenções médicas e reduz as chances de ocorrência de morte súbita por epilepsia (Sudep).

## 1.3 Organização do Texto

Este trabalho está organizado da seguinte forma:

No presente capítulo, são apresentados a introdução, os objetivos e justificativa do trabalho desenvolvido.

No capítulo 2 são apresentadas as fundamentações teóricas referentes aos aspectos somáticos, conjunturais e biológicos acerca da epilepsia e crises epiléticas. Ainda no capítulo 2 é discutido o estado da arte de dispositivos detectores de crises epiléticas.

O capítulo 3 traz o que o dispositivo desenvolvido se propõe a monitorar, com quais equipamentos e a forma que o protótipo foi montada. Ainda neste capítulo é discorrido quanto à programação e o funcionamento do dispositivo desenvolvido.

Já no capítulo 4 há uma discussão dos objetivos alcançados e são apresentados exemplos dos envios de alertas e relatórios.

Por fim, no capítulo 5 há o encerramento do trabalho, fornecendo a conclusão geral e discussões quanto a trabalhos futuros.

Após o capítulo de referências há um glossário com os termos e expressões técnicas. Por último, nos apêndices, há alguns trechos do código final do trabalho.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo serão apresentados os principais conceitos e explicações dos aspectos somáticos relacionados às crises epiléticas e, ainda, os desafios e o estado da arte de dispositivos de detecção de crises.

### 2.1 Aspectos somáticos

Os aspectos conceituais, a etimologia das condições relativas às crises epiléticas e a forma de definir e explicar as suas causas são questões que têm sido fluidas ao longo da história, conforme a conjuntura social, cultural e política e o desenvolvimento científico dos conhecimentos médicos (Góis, 2004). A humanidade, desde os primórdios, se dedica à etiologia, ou seja, ao estudo das causas e origens dos mais diversos fenômenos; não se furta deste hábito a necessidade de pesquisar e determinar as causas das doenças.

#### 2.1.1 *História*

O relato mais antigo da epilepsia é datado por volta de 2000 a.C., em um manuscrito babilônico que associava a condição à uma natureza sobrenatural e, desde então, perpassou por conceitos divinos, sagrados e bestiais. O primeiro registro que relaciona a epilepsia com as atividades cerebrais foi na Grécia Antiga, por Hipócrates, em 400 a.C., que também indicou que a sua origem fosse hereditária. Já em 175 d.C., Galeno validou que a epilepsia seria uma doença do cérebro e a seccionou em dois tipos: as crises de causas desconhecidas e as que eram resultado de outras doenças (Góis, 2004). Durante o Império Romano as pessoas com epilepsia (PCE) eram evitadas por medo do contágio (Gomes, 2006).

Já na Idade Média as pessoas com epilepsia retornaram a ser encaradas de forma supersticiosa, posto que o conhecimento estava sequestrado pela religião e as causas e consequências médicas vistas nos pacientes eram justificadas por seus pecados e virtudes. Em 1494, foi lançado o manual de caça às bruxas, *Malleus maleficarum*, que listava a presença de crises epiléticas como característica de feitiçaria (Gomes, 2006). Na época da Santa Inquisição, período em que houve perseguição e condenação de hereges, os portadores de crises epiléticas eram alvos à condenação inquisitiva (Góis, 2004).

Enquanto a abordagem conceitual foi baseada na hipótese do sobrenatural, os tratamentos mais utilizados eram associados à religiosidade, ou seja, abordagens ritualísticas como o exorcismo ou uso de amuletos e pingentes de santos tais como São Valetim. Mesmo em outros momentos que não apenas no entendimento sobrenatural, ainda há diversos relatos de tentativas terapêuticas como: “consumo de sangue de ser humano recentemente morto, pó de crânio humano, digitalis ou nitrato de prata, além de sangria, purgação, emese, diurese, sudorese e recomendação para exercer ou coibir atividade sexual ou trepanação craniana” (Gomes, 2006, p. 162-163).

Apenas por volta do século XIX que o cenário etiológico teve o protagonismo científico reestabelecido e houve avanços nas ciências biológicas; a neurofisiologia começou a ganhar forças. Hughlings Jackson (1835-1911), neurologista britânico, especificou a organização hierárquica do sistema nervoso, o que possibilitou o desenvolvimento da neurociência moderna.

Ainda no século XIX, houve o aumento do sistema hospitalar psiquiátrico e encarceramento em massa de diversos tipos de pacientes com doenças psiquiátricas ou neurológicas, inclusive pessoas com epilepsia. Na mesma medida em que se teve um enorme desenvolvimento da ciência médica, também houve uma associação entre epilepsia e insanidade, sedimentando o estigma da loucura ao portador de epilepsia (Góis, 2004). O término do século XIX e início do século XX foi marcado pelo avanço das terapias psiquiátricas que eram bastante experimentais: na mesma medida que avançava como uma área médica, também pegava emprestado ideias da neurociência e técnicas próximas às torturas. Foi nesse período que diversos pacientes de doenças psiquiátricas e neurológicas foram submetidos a tratamentos como craniotomia (trepanação/perfuração craniana) e eletrochoques. Na primeira metade do século XX ainda haviam legislações que restringiam o matrimônio e reprodução de pessoas com epilepsia.

A assimilação da epilepsia, ainda no século XX, foi marcada por uma dualidade entre o preconceito, o estigma e o medo do desconhecido, contrapondo-se ao desenvolvimento das ciências neurológicas e ao entendimento de suas verdadeiras causas. O consenso médico quanto a influência das atividades cerebrais nas ocorrências de crises tornou-se mais forte, desenvolvendo formas diferentes de estudos quanto às áreas, categorias e níveis do sistema nervoso e a ocorrência de crises.

O caráter conjuntural dos termos utilizados para definir a epilepsia está presente, inclusive, na definição de que tipo de condição médica ela é. Na década de 40 a epilepsia era descrita como um “quadro clínico produzido por uma descarga elétrica súbita, anormal e desordenada dos neurônios” (Gareiso e Escardó<sup>1</sup>, 1949 *apud* Góis, 2004, p. 111). Em 1973 a definição mais aceita foi a de que a epilepsia é “uma desordem crônica do cérebro por várias etiologias, caracterizada por crises recorrentes devido à descarga de neurônios cerebrais” (Gastaut<sup>2</sup>, 1973 *apud* Góis, 2004, p. 111). Já em 1985, concluiu-se que “uma síndrome epiléptica é definida como um distúrbio epiléptico caracterizado por um conjunto de sinais e sintomas que ocorrem simultaneamente” (Gram<sup>3</sup>, 1990 *apud* Góis, 2004, p.111).

Seja “quadro clínico”, “desordem crônica”, “síndrome”, “distúrbio”, “condição” e, ainda, “doença”, houve o consenso do impacto das atividades cerebrais e a existência dos diversos tipos de crise.

A fim de evitar anacronismos, este presente trabalho lidará com as definições mais recentes

<sup>1</sup> Gareiso, A; Escardó, F. **La epilepsia en el niño**: nuevos conceptos, nuevas técnicas, nuevos tratamientos. Buenos Aires: El Ateneo Editorial, 1949.

<sup>2</sup> Gastaut, H. **Dictionary of epilepsy**. Genebra: World Health Organization, 1973.

<sup>3</sup> Gram, L. **Crises e síndromes epilépticas**. Londres: The Lancet, 1990.

da ILAE (*International League Against Epilepsy*, ou Liga Internacional Contra a Epilepsia), associação internacional promotora e disseminadora do conhecimento sobre esta doença, utilizada como fonte de diversas definições, protocolos e diretrizes médicas, inclusive pelo Ministério da Saúde.

### 2.1.2 Definições médicas

Como visto na subseção 2.1.1, as definições dos termos médicos são fluidas e dependem da comunidade médica, da relação anatômica e somática e das atualizações científicas da época. Mas, ainda, há uma maior fidelidade com a conjuntura social e a aceitabilidade pela comunidade.

Atualmente há duas definições bastante aceitas pela comunidade médica sobre o que é a epilepsia. Uma mais conceitual e outra operacional.

A definição conceitual de epilepsia é:

Epilepsia é um distúrbio cerebral caracterizado pela predisposição persistente em gerar crises epiléticas e pelas consequências neurobiológicas, cognitivas, psicossociais desta condição. A definição de epilepsia requer a ocorrência de pelo menos uma crise epilética (Fisher et al., 2014, p. 2).

Esta definição utiliza o termo distúrbio, tendo como finalidade enfatizar a característica de ser composta por diversas doenças e condições diferentes. Porém, este termo implica uma questão não persistente, enquanto tal condição pode ser mais duradoura. Ademais, há um menor impacto social, diminuindo a intensidade da seriedade com a qual o paciente encara a situação. Por razões como esta e outras mais práticas, a Força-Tarefa da ILAE recomenda uma ampliação da definição de epilepsia, conforme a seguinte especificação:

Epilepsia é uma doença do cérebro definida por qualquer uma das seguintes condições:

1. Pelo menos duas crises epiléticas não provocadas (ou reflexas) ocorrendo com um intervalo superior a 24 h.
2. Uma crise epilética não provocada (ou reflexa) e a probabilidade de ocorrência de outras crises similar ao risco geral de recorrência (de pelo menos 60%) após duas crises epiléticas não provocadas, ocorrendo nos próximos 10 anos.
3. Diagnóstico de uma síndrome epilética.

Epilepsia deve ser considerada *resolvida* para os indivíduos que tenham uma síndrome epilética idade-dependente que já tenham ultrapassado a idade limite para esta síndrome ou para aqueles que tenham permanecido livres de crises nos últimos 10 anos, sem fármacos antiepiléticos nos últimos 5 anos (Fisher et al., 2014, p. 4).

A definição acima é a clínica conceitual (prática) de epilepsia, que especifica questões necessárias para melhores abordagens clínicas. Os termos melhores detalhados permitem que os diagnósticos e tratamentos sejam mais assertivos. As consequências das alterações na definição também tem impacto nos pacientes, geralmente às repercussões psicológicas, sociais, cognitivas e econômicas (Fisher et al., 2014).

Partindo das definições sobre o que é epilepsia, percebe-se que discorre das atividades cerebrais e está ligada à presença de crises epiléticas. Portanto, mister se faz necessário definir o que são as crises epiléticas.

Uma crise epilética é “a ocorrência transitória de sinais e/ou sintomas decorrentes da atividade anormal excessiva ou síncrona no cérebro” (Fisher et al., 2014, p. 2) ou ainda “a presença de sinais e/ou sintomas transitórios resultantes de uma atividade neuronal síncrona e excessiva” (Fisher et al., 2017a, p. 3).

Vale ressaltar, ainda, a subdivisão dos períodos da crise. O momento de ocorrência da crise propriamente dito é conhecido como período ictal. O período pós-ictal se refere as manifestações clínicas e eletroencefalográficas que se seguem ao término da crise (no máximo 48 horas). O período interictal é aquele que compreende entre o término do pós-ictal e o início da próxima crise. Já o período pré-ictal é referente ao momento imediatamente anterior ao período ictal (Pavei et al., 2018).

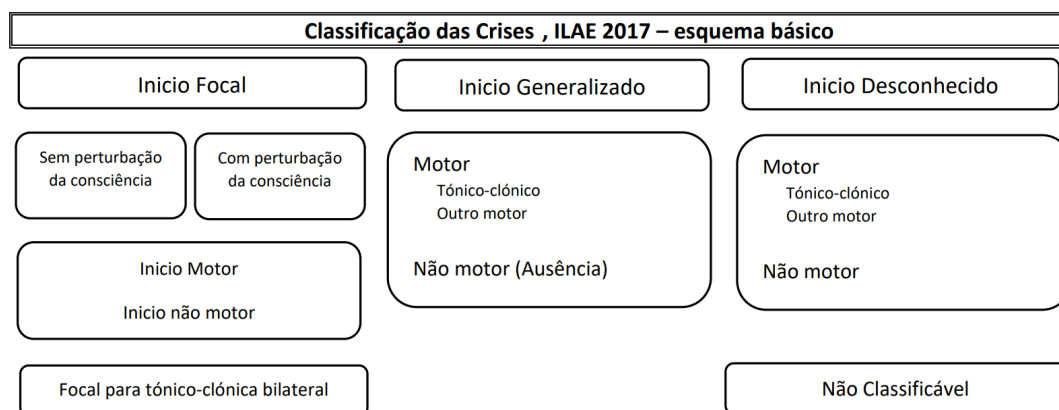
O termo popular aura é utilizado para indicar “fenômenos ictais subjetivos, que em determinados pacientes precede as manifestações objetivas observadas durante a crise pelos circundantes” (Fisher et al., 2017b, p. 18).

### **2.1.3 Tipos de crises e tipos de epilepsias**

A Liga Internacional contra a Epilepsia (ILAE) reclassificou os tipos de crises de forma operacional, considerando as características das crises. Previamente as crises eram classificadas conforme a anatomia da ocorrência (crises temporais, frontais, parientais, occipais, diencefálicas ou do tronco cerebral); porém, há uma falta de conhecimento fisiopatológico fundamental para uma classificação mais acurada, visto que a conclusão quanto ao local de início seria melhor atestado diante de exames médicos. Portanto, a classificação de 2017 considera o agrupamento de sinais e sintomas que refletem em uma opinião operacional (Fisher et al., 2017b). A classificação pode ser vista na Figura 1, organizado de forma colunar, não hierárquico, ou seja, as setas são omitidas posto que os níveis podem ser saltados. A classificação das crises epiléticas é baseada na semiologia, ou seja, o estudo, a descrição e observação de certos sinais e sintomas associados (Fisher et al., 2017b).

A classificação se estratifica conforme as manifestações iniciais da crise: se focais ou generalizadas. Estas manifestações dizem respeito ao estado de consciência: caso haja a manutenção do estado de consciência, implica que a pessoa está consciente de si e do meio envolvente

Figura 1 – Esquema Básico de Classificação Operacional do Tipo de Crises de 2017.



Fonte: Fisher et al., 2017a.

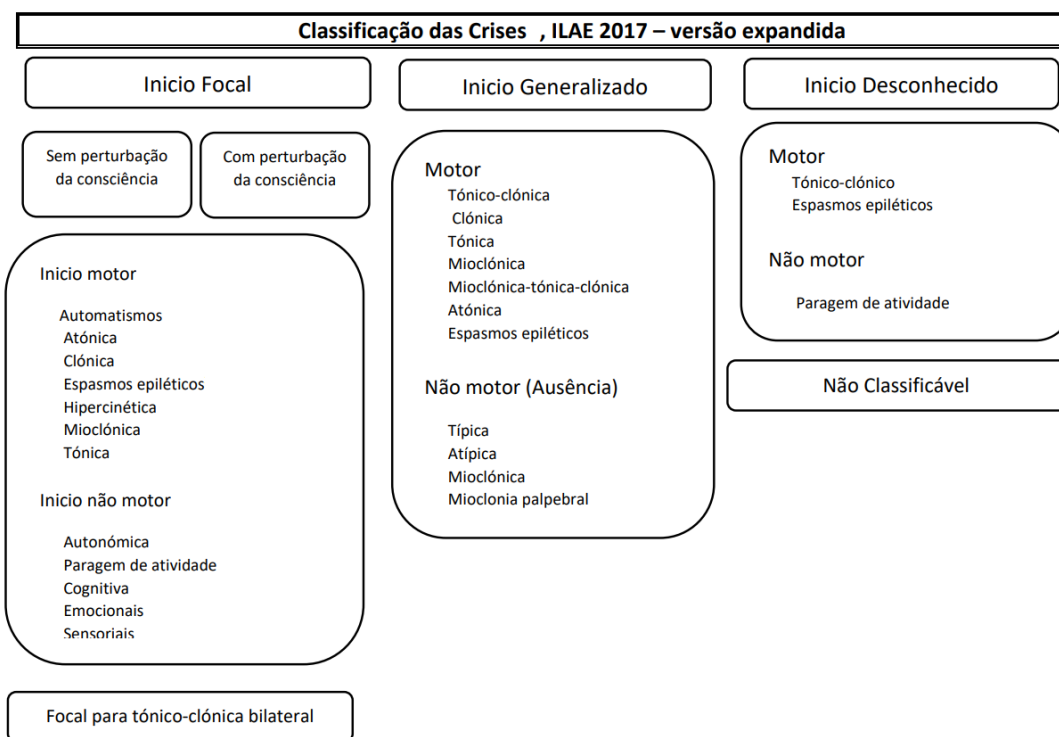
durante a crise, mesmo que imóvel (Fisher et al., 2017a). A classificação atual determina como focal as crises que mantenham com o estado de consciência, ainda que haja uma perturbação em qualquer fase da crise; neste caso, a classificação é como focal com perturbação do estado de consciência. Já as manifestações generalizadas de crises dizem respeito à falta de percepção ou reconhecimento dos eventos ocorridos durante a crise (e não ao reconhecimento da ocorrência da própria crise) (Fisher et al., 2017a). E há, ainda, as crises com início desconhecido.

Em critério de definição, as crises de início focal são “iniciadas em redes neurais limitadas a um hemisfério. Elas podem ser bem localizadas ou difusamente distribuídas. Crises focais também podem originar-se em estruturas subcorticaia” (Fisher et al., 2017b, p. 20). Enquanto as crises de início generalizado são definidas como “crises iniciadas em algum local de uma rede neuronal com rápido envolvimento de redes distribuídas bilateralmente” (Fisher et al., 2017b, p. 5).

As crises focais subdividem-se nas que têm o início motor e início não-motor. A classificação deve ser feita a partir da primeira e mais exuberante manifestação motora ou não motora (Fisher et al., 2017a).

No que tange às atividades de início motor listadas na Figura 2 de início focal, tem-se aquelas que apresentam características de movimentação e de enrijecimento da musculatura. A crise com automatismo refere-se a uma “atividade motora repetitiva, mais ou menos coordenada, mas sem objetivo” (Fisher et al., 2017b, p. 10). Já a crise clônica é aquela que apresenta abalos rítmicos focais, enquanto as atividades de espasmos epiléticos são aquelas que envolvem súbitas flexões e extensões dos braços e do tronco. A atividade hipercinética apresenta pedalar, com movimentos bruscos dos membros. No que tange ao termo mioclônico, refere-se a abalos focais breves e irregulares. As crises com atividades tônicas são aquelas que apresentam contratura focal sustentada. E, ainda, quando atônica, caracteriza-se pela perda do tônus focal (Fisher et al., 2017b).

Figura 2 – Esquema expandido de Classificação Operacional do Tipo de Crises de 2017.



Fonte: Fisher et al., 2017a.

Já as atividades de início não motor podem ser autonômicas, quando “ocorre nítida alteração da função do sistema nervoso autonômico, envolvendo funções cardiovasculares, pupilares, gastrointestinais, sudomotoras, vasomotoras e/ou termorregulatórias” (Fisher et al., 2017b, p. 18). As crises focais de paragem de atividade são caracterizadas pela parada do movimento e arresponsividade. As crises cognitivas implicam “comprometimento da linguagem ou de outros domínios cognitivos, ou apresentam características positivas, tais como déjà vu, alucinações, ilusões ou distorções da percepção” (Fisher et al., 2017b, p. 8). As crises emocionais apresentam “uma emoção ou aparentam ter um componente emotivo como característica precoce e proeminente, tais como medo, alegria, euforia, gargalhadas (gelásticas) ou choro (dacrísticas)” (Fisher et al., 2017b, p. 19). As crises sensoriais podem “produzir sensações somatossensitivas, olfatórias, visuais, auditivas, gustatórias, sensação de quente e frio ou vestibulares” (Fisher et al., 2017b, p. 11).

Há ainda a crise focal para tônico-clônica bilateral, que diz respeito ao padrão ictal (durante uma crise epiléptica) e não necessariamente ao tipo de crise. Este tipo tem uma categoria separada devido a alta ocorrência e importância. Diz-se de uma crise de início focal que propaga-se para uma bilateral (Fisher et al., 2017b).

As crises generalizadas subdividem-se em aquelas de início motor e não motor. As crises generalizadas de início motor podem ser do tipo clônica, que começa, progride e termina com abalos rítmicos e sustentados de ambos os membros em ambos os lados do corpo, e frequentemente

na cabeça, pescoço, face e tronco. As crises tônicas apresentam contração ou elevação bilateral dos membros, frequentemente com rigidez cervical, enquanto as mioclônicas são diferentes das crises clônicas por serem mais breves e irregulares. Há, ainda, as tônico-clônicas, que são um tipo de crise de grande incidência e que apresenta uma associação de manifestações tônicas e clônicas, conforme se segue:

[...] é importante documentar os sintomas precoces da crise tônico-clônica como sendo tônicos. A fase clônica da crise tônico-clônica tipicamente apresenta um redução regular na frequência dos abalos no decorrer do curso do evento. Durante um crise tônico-clônica, a percepção é alterada antes dos movimentos de contração e dos abalos. Algumas crises tônico-clônicas podem ser precedidas por sentimento inespecífico de uma crise prestes a acontecer ou por um curto período de versão cefálica ou de membros, nenhum dos quais invalida o início generalizado, já que o processo biológico nunca exhibe uma sincronia perfeita (Fisher et al., 2017b, p. 12).

Os espasmos epiléticos são caracterizados por “uma flexão, uma extensão ou um movimento misto de flexão-extensão súbitos dos músculos predominantemente proximais e do tronco” (Fisher et al., 2017b, p. 13). As crises atônicas são caracterizadas pela “redução ou perda súbita do tônus muscular sem evento tônico ou mioclônico precedendo” (Fisher et al., 2017b, p. 17). “Quando o tônus das pernas é perdido durante uma crise generalizada atônica, o paciente cai ao solo de nádegas ou, às vezes, cai para frente sobre a face e joelhos” (Fisher et al., 2017b, p. 13).

E as crises generalizadas de início não motor são resumidas nas crises de ausência, que apresentam súbita parada da atividade e da percepção. As crises de ausência típicas têm como característica um “início súbito, interrupção das atividades em curso, olhar vazio e possivelmente um breve desvio dos olhos para cima. Normalmente, o paciente permanece arresposivo quando tenta-se conversar com ele” (Fisher et al., 2017b, p. 17). Geralmente, a ausência típica tem duração pequena, de segundos a meio minuto e rápida recuperação. As crises de ausência atípicas apresentam início e término gradativos ou alterações no tônus corporal. As crises de ausência com presença de atividade mioclônica apresentam movimentos mioclônicos rítmicos (três por segundo). E, ainda, as ausências com mioclônia palpebral são caracterizadas por abalos mioclônicos das pálpebras e desvio dos globos oculares para cima, frequentemente precipitados por fechamento ocular (Fisher et al., 2017b).

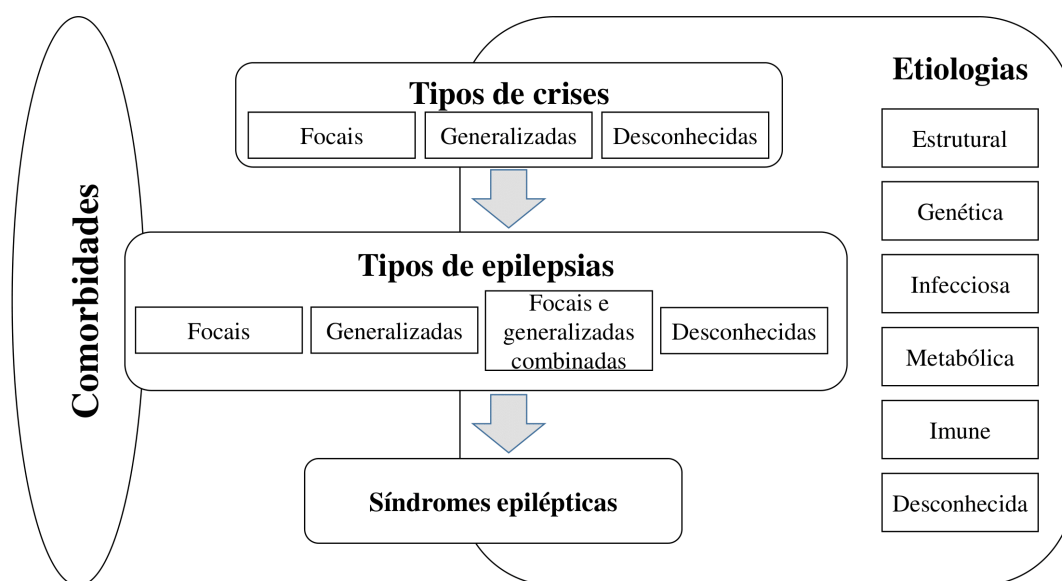
As crises que não se pode afirmar o início são classificadas como de início desconhecido. E as crises com padrões que não se encaixam nas outras categorias como crises ou por ausência de informações suficientes, são categorizadas como não classificadas<sup>4</sup>.

<sup>4</sup> A ILAE possui um endereço eletrônico com maiores informações e vídeos de ocorrências dos tipos de crises classificadas, disponível em <<https://epilepsydiagnosis.org/seizure/seizure-classification-groupoverview.html>>.

A partir da classificação do tipo de crises, é possível classificar os tipos de epilepsias. Categorizar ambas as coisas é de suma importância, posto que os tratamentos e terapias são melhor aplicados conforme a discriminação de seus tipos. A necessidade de classificação é melhor evidenciada por Scheffer et al. (2017):

A classificação serve a vários propósitos: provê um esquema para a compreensão do tipo de crise do paciente, outros tipos de crises que mais provavelmente ocorram naquele indivíduo, agentes potenciais precipitantes de crises e frequentemente, seu prognóstico. A classificação também informa os riscos de comorbidades, incluindo dificuldades de aprendizado, deficiência intelectual, manifestações psiquiátricas como transtornos do espectro autista, e risco de mortalidade como morte súbita em epilepsia (Sudep). Importaneamente, a classificação serve como guia para a seleção de fármacos antiepilépticos (Scheffer et al., 2017, p. 4).

Figura 3 – Classificação das epilepsias - Esquema diagnóstico para a classificação das epilepsias.



Fonte: Adaptado de Scheffer et al., 2017.

A classificação das epilepsias atual apresenta três níveis: os tipos de crises, conforme supracitado; o tipo de epilepsia e; síndrome epiléticas, conforme visto na Figura 3. A classificação dos tipos de epilepsia está associada aos tipos de crises, bem como na exclusão de possíveis eventos simuladores de crises e na análise de exames. Estes exames podem ser o eletroencefalograma (EEG, um “gráfico que registra a atividade elétrica do cérebro. A atividade elétrica reflete o estado funcional em dado momento” (Góis, 2004, p. 114)), o SPECT cerebral (*Single Photon Emission Computed Tomography*, ou ainda, Tomografia computadorizada por emissão de fóton único), PET (*Positron Emission Tomography*, ou ainda, Tomografia por emissão de pósitrons), a Ressonância Magnética (RM), eletrocorticograma ou eletroencefalograma intracraniano (ECoG), estudos

de monitorização e vídeo-EEG, métodos de neuroimagem estrutural, analíticos, entre outros. Destes, o EEG é o mais usual e o que apresenta sinais mais significativos para o reconhecimento e setorização das crises: as descargas epileptiformes focais, generalizadas e/ou ambas. O EEG pode ser feito no período ictal e/ou interictal (entre crises).

A sensibilidade de um único exame de EEG é inferior a 50%, entretanto pode aumentar para 92% no quarto exame. A especificidade do exame, por sua vez, é superior a 90% (Bastian et al., 2021).

O diagnóstico de uma Síndrome Epiléptica é feito considerando um conjunto de características que incluem os tipos de crises, EEG e características de imagem, que tendem a ocorrer juntas.

Quadro 1 – Principais etiologias das epilepsias.

<b>Etiologia</b>	<b>Principais causas</b>
Estrutural	Lesões isquêmicas, trauma, neoplasias cerebrais, anomalias vasculares, malformações do desenvolvimento cortical, esclerose mesial temporal
Genética	Epilepsia mioclônica juvenil, Epilepsia noturna familiar do lobo frontal, Epilepsia ausência da infância, Síndrome de Drave
Infecçiosa	Neurocisticercose, neurotuberculose, neuroinfecção por HIV (vírus da imunodeficiência humana), infecção congênita por citomegalovírus, meningites
Metabólica	Uremia, porfiria, aminoacidopatias
Imunológica	Encefalite límbica autoimune; Encefalopatia de Hashimoto; Encefalite autoimune anti-NMDA (N-metil-D-aspartato)

Fonte: Adaptado de Bastian et al., 2021 – Adaptado de Fisher et al., 2017a.

O nível de etiologia da Figura 3, melhor especificado no Quadro 1, se refere à determinação das causas, cujo apontamento é melhor embasado confrontando o histórico do paciente, juntamente de exames de neuroimagem (geralmente Ressonância Magnética), para que seja possível determinar se há uma etiologia estrutural. A etiologia estrutural pode ser resumida da seguinte maneira:

Uma etiologia estrutural se refere a anormalidades visíveis em estudos de neuroimagem estrutural na qual a avaliação eletroclínica em conjunção com os achados de imagem levam à um grau razoável de inferência de que a anormalidade da imagem é, provavelmente, a causa das crises do paciente. As etiologias estruturais pode ser adquiridas como um acidente vascular cerebral, trauma e infecção, ou genéticas como várias malformações do desenvolvimento cortical. Apesar de existir uma base genética em tais malformações, é a alteração estrutural a responsável pela epilepsia desta pessoa. A identificação de lesões estruturais sutis requer estudos de RM apropriados utilizando protocolos específicos para epilepsia (Scheffer et al., 2017, p. 13).

A etiologia genética diz respeito a mutações genéticas conhecidas ou presumidas, não necessariamente hereditárias, diagnosticadas por meio de pesquisas clínicas, em análises moleculares ou baseadas em histórico familiar, não excluindo uma contribuição ambiental.

A etiologia infecciosa é a mais comum em todo o mundo e “se refere a pacientes com epilepsia e não a crises ocorrendo no contexto de uma infecção aguda como meningite ou encefalite” (Scheffer et al., 2017, p. 16).

A identificação da etiologia metabólica é de suma importância pois as terapias aplicadas a esta etiologia são específicas, bem como é necessária a prevenção de comprometimento intelectual. Causas metabólicas são alterações bioquímicas e em diversos casos têm um defeito genético.

As epilepsias de etiologia imune discorrem de um distúrbio imune cujo sintoma central são as crises. A etiologia desconhecida diz respeito aos pacientes que não se pode determinar a causa da epilepsia.

O nível comorbidades da Figura 3 diz respeito a associação das epilepsias com comorbidades como problemas de aprendizado, psicossociais e comportamentais.

#### **2.1.4 Abordagens clínicas**

Diante da fluidez das definições, das diferenças conjunturais das mais diversas sociedades do mundo, da diferença de perspectiva para com a doença e possibilidades de realizar exames, a estimativa de incidência populacional tem flutuado conforme os registros dos últimos anos. Lima (2005) apontou que há a prevalência entre os quatro e os nove doentes com epilepsia por mil habitante; já Cesar (2016) registrou a estimativa mundial de 50 milhões de pessoas que estejam em tratamento ou que tenham tido crises durante o ano de 2013. Pavei et al. (2018) registrou que a estimativa brasileira é de que 9 milhões de brasileiros já apresentaram crises epiléticas na vida e que 1,8 milhão de brasileiros possuíam epilepsia ativa. Martinez e Huebner (2019) registrou que a OMS estima que há aproximadamente 50 milhões de pessoas que padeçam de epilepsia no mundo; este número é o mesmo registrado no site do Ministério da Saúde, na reportagem de

Frasão e Marcial (2022). Frisão e Marcial (2022) no site governamental registra, ainda, que a incidência brasileira é de cerca de 2% da população.

Os tipos de epilepsias, conforme exposto na subseção 2.1.3, têm uma variação de gravidade: alguns pacientes convivem com a doença sem enfrentar muitas dificuldades, porém outros chegam a estar bastante debilitados. É necessário conhecer qual o tipo de epilepsia, posto que o tratamento medicamentoso, bem como os cuidados a serem tomados e indicações médicas alteram conforme os tipos. O Ministério da Saúde, através da Secretaria de Atenção à Saúde, elaborou um relatório de recomendações com protocolos clínicos e diretrizes terapêuticas para epilepsia (Brasil, 2019), onde se estabelece que é necessário determinar o tipo de epilepsia para, então, melhor escolher o tipo de medicação.

É de suma importância, portanto, identificar quais tipos de crises são presentes no paciente. Esta identificação, geralmente, é diagnosticada conforme a descrição do paciente e/ou testemunhas o que acarreta em um relato subjetivo (Lima, 2005). Por vezes o paciente não está consciente ou, ainda, tem as noções corporal e temporal distorcidas. Faz-se necessário um relato detalhado e confiável do evento por uma testemunha ocular para a avaliação diagnóstica (Carvalho et al., 2022), porém, diversas testemunhas costumam não ser confiáveis, posto que por vezes são familiares ou entes queridos do paciente que geralmente se envolvem emocionalmente na ocorrência, não sendo uma testemunha fiel para informar as características das crises (como a ocorrência de atividades motoras, a duração, dentre outros aspectos). Registros das atividades ictais são essenciais como auxílio para determinar o diagnóstico.

Muitas PCE convivem com a doença de forma harmoniosa, porém há crises que despertam maiores atenções. Há algumas situações que devem, obrigatoriamente, ser acionadas equipes médicas para intervenções emergenciais, em especial: quando as crises duram mais do que cinco minutos (Brasil, 2018) e quando há uma queda brusca dos batimentos cardíacos no período pós-ictal (Diniz e Leite, 2020).

Geralmente as crises são auto-limitadas: o cérebro tem mecanismos de limitar as crises e de recuperar na totalidade após uma crise sem qualquer interferência exterior e costumam ter curta duração (alguns segundos, raramente ultrapassam um minuto) (Lima, 2005). Porém, caso estas crises se estendam por alguns minutos, é necessária intervenção médica (Brasil, 2018).

De acordo com a OMS, com um diagnóstico e tratamento adequados, 70% das pessoas tratadas eficazmente podem viver sem crises (Martinez e Huebner, 2019). Portanto, o tratamento tem por finalidade a mitigação dos sintomas, sendo que mais de 30% dos pacientes não obtém sucesso no controle via medicação (Lima, 2005). A epilepsia é classificada como resolvida quando não há mais crises há dez anos, sem medicamentos antiepilépticos nos últimos cinco anos.

Há um evento recorrente em pessoas com epilepsia denominado Sudep (*Sudden and Unexpected Death in Epilepsy*, ou ainda, Morte Súbita e Inesperada por Epilepsia) que pode ser

definida como “morte em pessoas com epilepsia não causada por lesão, afogamento ou outras causas conhecidas” (Atwood e Drees, 2021, p. 1, tradução pela autora<sup>5</sup>). Este tipo de morte é a condição mais comum de morte relacionada a pacientes com epilepsia crônica (Diniz e Leite, 2020). Este evento é tão significativo, conforme apontado por Cesar (2016):

Nos Estados Unidos morrem mais pessoas de Sudep do que de incêndios domésticos a cada ano. Thurman et. al (2014) estimaram o potencial de perda de anos com mortes relacionadas a Sudep e concluiu que é a segunda doença neurológica que mais causa perda potenciais de anos de vida (YPPL – *years of potential life lost*, é uma estimativa da média de anos que uma pessoa teria vivido se ele não tivesse morrido prematuramente), sendo superada apenas pelo acidente vascular cerebral (AVC) (Cesar, 2016, p. 15).

A explicação da ocorrência de Sudep está associada às alterações corporais durante uma crise. É necessário, portanto, o conhecimento do funcionamento corporal durante uma crise.

### **2.1.5 Funcionamento somático**

Uma crise epiléptica é, como exposto na subseção 2.1.2, causada por atividades elétricas anômalas no cérebro. O foco epiléptico, ou seja, a localidade onde esta atividade anômala ocorre, interfere no tipo de crise. O Sistema Nervoso Central (SNC) e, conseqüentemente, o Autônomo (SNA) são influenciados por estas atividades anômalas. Muitos dos fenômenos clínicos associados às crises são mediados pelo SNA. Elas geralmente induzem taquicardia, hipertensão, apneia, alterações na motilidade gástrica, diminuição na resposta galvânica da pele, sudorese, midríase, aumento das secreções ou incontinência (Pavei et al., 2018). Oliveira (2006) ainda apontou mais alguns outros sintomas associados ao SNA, tais como flatulência, vômito, borborigmo, dor no estômago e salivação.

O sistema nervoso autônomo é o responsável pela manutenção do equilíbrio do corpo. O SNA se divide em dois ramos: os sistemas nervosos simpático e parassimpático. A maior parte dos órgãos internos está sob controle antagonista, no qual uma subdivisão autonômica é excitatória e outra inibitória (Pavei et al., 2018). O sistema nervoso parassimpático é responsável pelas atividades inibitórias: é o que impulsiona a queda da frequência cardíaca e pressão sanguínea pelo aumento da atividade digestiva; controla as funções de descanso e digestão, resumidamente. Já o sistema nervoso simpático é ativado em situações estressantes, ocasionando o aumento da frequência cardíaca e pressão arterial, redução do lúmen dos vasos e a queda da atividade do sistema digestivo (Pavei et al., 2018).

<sup>5</sup> “Death in people with epilepsy not caused by injury, drowning, or other known causes” (Atwood e Drees, 2021, p. 1).

A função autonômica de pacientes com epilepsia pode diferir da verificada na população geral (Jorge, Valério e Yacubian, 2000). As crises epilépticas afetam o sistema nervoso autônomo em diferentes momentos, principalmente no período ictal. O SNA realiza a modulação da frequência cardíaca e as crises epilépticas podem causar alterações bruscas na função autonômica e, conseqüentemente, no sistema cardiovascular. Geralmente é registrado uma maior incidência de taquicardia ictal. Leutmezer et al. (2003) registrou que 86,9% das crises apresentaram taquicardia ictal, enquanto a bradicardia foi encontrada em 1,4%. A diferença está associada com a localização do foco epiléptico (Pavei et al., 2018). Já Oliveira (2006) registrou que a alteração cardiovascular mais frequente é a taquicardia ictal, que ocorre em 64 a 100% das crises ocasionadas pelo lobo temporal.

O monitoramento da variabilidade da frequência cardíaca (VFC) é um ótimo parâmetro de doenças ou indicações sobre alguma disfunção cardíaca e neurológica, em especial do sistema nervoso autônomo. Ressalta-se que “a análise da VFC pode ajudar a compreender não só o distúrbio fisiopatológico durante as crises, mas também ajudar a prever a ocorrência destas” (Pavei et al., 2018, p. 48).

Foi descoberto que há mudanças significativas dos parâmetros de VFC no período pré-ictal (5 a 30 minutos antes da crise, ainda não há um consenso do tamanho do horizonte de predição) e que a atividade parassimpática decai rapidamente 30 segundos antes da crise, quando a atividade simpática aumenta exponencialmente no momento exato da crise (Pavei et al., 2018). Estes indicativos cardíacos prévios à ocorrência da crise possibilitam a predição de uma crise.

Dos fenômenos de aura (atividades preditivas) a frequência cardíaca é um frequentemente associado, tanto em crises focais, quanto em generalizadas. Oliveira (2006) estudou diferentes tipos de crises epilépticas conforme a quantidade de movimentos motores e registrou a progressão das alterações da frequência cardíaca. Foi percebido o aumento de 16,3% da frequência cardíaca em crises com baixa movimentação e aumento de 39,3% para crises com alta movimentação.

Scorza et al. (2007) aponta que há um aumento da frequência cardíaca de pelo menos dez batimentos por minuto imediatamente antes do início das crises em 93% dos pacientes e em 23% das crises a taquicardia precedeu o início clínico e eletrográfico das crises. Estes dados são mais preditivos do que alguns testes via eletroencefalograma.

Alguns dados clínicos sugerem o envolvimento do sistema nervoso parassimpático durante as crises epilépticas, evidenciado por bradicardia sinusal, a qual pode ser consequência da apneia registrada durante as crises (Scorza et al., 2008).

No período pós-ictal os pacientes podem retornar imediatamente à sua linha base pré-evento, no que diz respeito às atividades cardiovasculares, motoras e de consciência. Porém há ocorrência de fases pós-ictais caracterizadas por sonolência, confusão e cefaleia por várias horas (Carvalho et al., 2022).

### 2.1.6 *Sudep*

A subseção 2.1.5 evidenciou o impacto das crises epiléticas no sistema cardiovascular: as crises, ocasionadas por atividades anômalas no cérebro, podem influenciar o SNA e desregular os batimentos cardíacos. Esta influência no sistema cardiovascular é intensa e pode ser um dos fatores da mortalidade excessiva dos pacientes com epilepsia em comparação com a população em geral (Pavei et al., 2018). Segundo Oliveira (2006) a morte súbita é responsável por quase 10% das mortes nos pacientes com epilepsia. E, segundo Martinez e Huebner (2019), o risco de morte prematura é três vezes maior em pessoas com epilepsia. A taxa de ocorrências de Sudep é significativamente maior em pacientes com mais de três crises tônico-clônicas anuais e naqueles que têm alta incidência de convulsões noturnas (Atwood e Drees, 2021).

Como apontado na seção 2.1.4, a mortalidade por Sudep é tão recorrente que é a segunda doença neurológica que mais causa perda potencial de anos de vida e, ainda, que há mais mortes por Sudep do que por incêndios domésticos, por ano, nos EUA (Cesar, 2016). A morte súbita, inesperada, é a condição mais comum de morte relacionada a pacientes com epilepsia crônica (Diniz e Leite, 2020) e a explicação mais aceita é que haja a referência entre a alteração intensa do sistema cardiovascular e estas mortes.

Na seção 2.1.5 foi apontado que durante os períodos pré-ictais e ictais há um aumento da frequência cardíaca. Quando no período pós-ictal, logo imediatamente posterior à ocorrência da crise, há uma depressão dos coeficientes da frequência cardíaca. Quando da queda acentuada da frequência cardíaca, pode haver a evolução para óbito (Scorza et al., 2007).

Cesar (2016) apontou que quando em crises tônico-clônicas há um decaimento maior na variabilidade da frequência cardíaca do que os demais tipos de crises.

Um dos fatores que tem demonstrado influência na possibilidade de ocorrência destas crises é quando a epilepsia é resistente a fármacos e o tipo de medicação tem sido associado a possibilidade de alteração da função cardiovascular.

Diniz e Leite (2020) apontaram o uso de lamotrigina como uma possibilidade de medicação relacionável à Sudep. Já Scorza et al. (2007) aponta que a carbamazepina é uma medicação que aumenta o tônus simpático do sistema nervoso, diminui a condução atrioventricular, aumentando o risco de arritmias.

Scorza et al. (2007) apontaram, ainda, que há outros fatores que podem ser considerado de risco para a Sudep, como idade, início precoce das epilepsias, tempo de duração das crises, o não controle e frequência das crises, tipos de crises e o regime das drogas antiepiléticas. Diniz e Leite (2020) ressalta a necessidade do controle das crises, bem como a necessidade da realização de atividades físicas e modificação da nutrição, além do conhecimento dos familiares de técnicas básicas de RCP (ressuscitação cardiopulmonar) e o uso de desfibrilador, por exemplo.

## 2.2 Aspectos tecnológicos

A necessidade de monitorar e detectar crises é imperiosa. A forma de detecção tem progredido à medida que os sistemas digitais, dispositivos eletrônicos e sensores evoluem. Faz-se necessário reconhecer os tipos de dispositivos de detecção de crise e uma abordagem geral do estado da arte.

### 2.2.1 A importância do monitoramento

Desde os princípios se faz necessário realizar o monitoramento dos sinais vitais das pessoas. O desenvolvimento tecnológico permite, cada vez mais, que este monitoramento colabore para a melhoria da vida de pacientes de diversas condições de saúde, inclusive dos portadores de epilepsia. A importância de dispositivos que possam acompanhar os sinais de pacientes é essencial para o auxílio de planos de terapias, bem como para os usuários, como forma de autogerenciamento do próprio corpo (Campagnoli, 2018).

A necessidade de identificar, monitorar e, por vezes, prever uma crise epilética é de suma importância, pois, como o tipo de epilepsia está associado ao tipo de crise, a forma que como se dá, colabora para um melhor diagnóstico médico (Martinez e Huebner, 2019). A melhoria neste diagnóstico colabora para terapias mais personalizadas e possíveis prevenções nos acidentes e no risco de Sudep (Cesar, 2016).

A possibilidade de monitorar a frequência cardíaca associada às crises epiléticas podem ajudar na construção de *softwares* com métodos de detecção para identificar as crises baseados nas alterações cardíacas (Oliveira, 2006).

Para além dos dispositivos já utilizados como formas de análises de exames citados na subseção 2.1.3, tem-se a possibilidade de utilizar dispositivos vestíveis, a fim de acompanhar a pessoa no seu dia-a-dia.

### 2.2.2 Dispositivos vestíveis

Os dispositivos vestíveis podem ser definidos como “dispositivos eletrônicos que podem ser usados como implantes ou acessórios de vestimenta ao corpo humano” (Campagnoli, 2018, p. 14). Estes dispositivos geralmente são compostos de equipamentos capazes de monitorar os sinais biomédicos, tais como respiração, batimento cardíaco, pressão sanguínea, entre outros.

Posto que os dispositivos vestíveis são munidos de sensores baseados em atividades humanas, é necessário se atentar para alguns fatores. As atividades a serem monitoradas são relacionadas aos seres humanos, cujas características são intrínsecas à particularidade de cada um; desta forma, os parâmetros têm estilos de atividades distintas. Um outro fator é que as atividades a serem monitoradas têm variações ao longo do tempo (Chen et al., 2021). Pode-se ter como um exemplo a atividade de frequência cardíaca que é diferente para cada ser humano: a análise da

particularidade de usuários (a atividade cardíaca de uma criança é substancialmente diferente da de um adulto; a de uma pessoa sedentária é diferente do padrão de uma pessoa fisicamente ativa) e do tempo (a mesma pessoa apresenta valores diferentes de frequência cardíaca ao longo do dia e, a depender das atividades realizadas).

Outros desafios devem ser levados em consideração, tais como os problemas tecnológicos (plataforma controladora, sensores, tipos de processamento, gasto energético), bem como as questões de usabilidade, estética, praticidade e contexto cultural (Campagnoli, 2018).

### 2.2.3 *Tipos de dispositivos de detecção de crises*

Devido a grande importância que o monitoramento de crises na saúde e qualidade de vida de pessoas com epilepsia, há um vasto desenvolvimento de tentativas de *softwares* capazes de fazê-lo, bem como o desenvolvimento de dispositivos para comercialização. Há estudos realizados *in loco* com pacientes em ambientes hospitalares, dos quais pode-se extrair os biomarcadores que melhor competem ao monitoramento de detecção e, ainda, predição. Porém, alguns destes monitores são pouco práticos, tal como o uso de vídeo-EEG.

Faz-se necessário que haja um biomarcador que seja como um ou mais gatilhos para a parametrização de início de crise, bem como o registro de outros fatores que possam ocorrer durante uma crise. São tidos como escolhas de sensores de eletromiografias (sEMG), acelerômetros e sensores de velocidade angular, como no caso registrado por Martinez e Huebner (2019). Cesar (2016) cita a uma visão geral de diversos métodos aplicados como eletroencefalografia, eletrocardiografia, acelerometria, sistemas de detecção baseados em vídeo, sensores piezoelétricos em colchão, monitores de bebês, atividade eletrodérmica, intervalo R-R da frequência cardíaca (o tempo de condução do impulso elétrico desde o átrio-ventricular até os ventrículos), alterações taquicardia ictal, bradicardia, arritmia cardíaca, variações nos intervalos QT (tempo que decorre desde o princípio da despolarização até o fim da repolarização dos ventrículos) e disfunção respiratória pós-ictal.

Pode-se categorizar os tipos de dispositivos de detecção de crises tendo como base os principais sinais a serem medidos. Atwood e Drees (2021) classificou cinco categorias principais, sendo aqueles dispositivos que utilizam os dados de eletroencefalograma como sinal a ser monitorado, sinais de frequência cardíaca, de alterações das glândulas sudoríparas (EDA, *electrodermal activity* – atividade eletrodérmica), detecção de movimentos e, por fim, sinais da eletromiografia (contração muscular).

O sinal que melhor capta os dados de uma possível crise é aquele obtido via eletroencefalograma (Góis, 2004). Porém, os equipamentos que monitoram as redes neurais de forma precisa, precisam possuir multi-canais, ou seja, diversos eletrodos captando os sinais elétricos das sinapses e não são viáveis senão em ambientes laboratoriais. Há outros equipamentos que são implantados cirurgicamente que possibilitam o registro preciso das atividades das crises e,

ainda, a possibilidade de intervenção. E, ainda, outros dispositivos que possuem um canal, que não são tão precisos, apresentando alguns falso-positivos, mas com uma maior usabilidade.

Como visto na subseção 2.1.5, geralmente, o sistema nervoso autônomo (SNA) sofre alterações durante as crises, alterando a atividade cardíaca e, às vezes, a produção sudorífica. Desta forma, é comum o uso do monitoramento das atividades cardíacas como detector de possíveis crises. Existem dispositivos de detecção de formas vestíveis (no pulso, tornozelo, tórax) ou, ainda, estimuladores do nervo vago implantado (VNS) (Atwood e Drees, 2021). O monitoramento das atividades cardíacas tem como benefício a possibilidade de atuar como previsibilidade, ou seja, detectar uma possível crise antes do início dos sintomas costumares (Pavei et al., 2018); além de possibilitar a diminuição da taxa de Sudep, ao captar a diminuição da frequência cardíaca abaixo de um limite delimitado (Atwood e Drees, 2021) e de ser capaz de detectar crises sem componentes motores (não apenas tônico-clônicas). Porém, a taxa de falso-positivo é significativamente alta nos sistemas que não possuem diferenciadores de possíveis crises ou outras razões para alterações da frequência cardíaca (esforço físico, reação psicossomática, etc) e não são todas as crises que apresentam a alteração da frequência cardíaca.

Um outro biomarcador associado às alterações do SNA é a ativação das glândulas sudoríparas, passíveis de serem detectados pela EDA, ao capturar alterações na condutância da eletricidade na pele. Os dispositivos que utilizam de sensores de EDA costumam ser usado no pulso.

Quando a detecção se dá através do monitoramento do movimento, é possível que o seja de duas principais formas: com sensores vestíveis, em alguma parte do corpo da PCE, ou são colocados em alguma mobília. No caso de sensores em dispositivos vestíveis, geralmente são colocados nos pulsos, tórax, tornozelos e outras partes do corpo. Já quando colocados em móveis, geralmente são fixados na cama, que possibilita a detecção de crises noturnas. Ambos sensores possuem uma alta taxa de falso-positivo (Atwood e Drees, 2021).

O monitoramento de sinais de eletromiografia retorna aos sistemas o valor dos sinais elétricos dos músculos captados por eletrodos fixados na pele. A contração muscular presente em crises epiléticas, principalmente as tônica, clônicas e tônico-clônicas, é bastante característica: geralmente mais sustentada do que quando realizadas atividades físicas costumeiras (Szabó et al., 2015). Conradsen et al. (2009) apontaram que para capturar a maioria das crises, o ideal é que se posicione os eletrodos dos sensores no antebraço, que é a parte do corpo mais envolvida nas crises mioclônicas. A sensibilidade de sistemas baseados pela atividade EMG é bastante alta (93%) (Atwood e Drees, 2021), porém também apresenta falso-positivos e não é capaz de detectar crises sem componentes motores.

### 2.2.4 Estado da arte

Cesar (2016) desenvolveu um dispositivo vestível para medição de sinais fisiológicos. Foi criado um dispositivo em ambiente hospitalar e testado em pacientes para aquisição de dados durante as crises. Objetivava-se a criação de um dispositivo de baixo custo financeiro que fosse capaz de realizar detecção de crises e comparar os dados obtidos com resultados de eletroencefalografia vídeo-monitorada. O dispositivo foi utilizado por pessoas com epilepsia sendo tratadas no Instituto de Psiquiatria (IPq) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HCFMUSP).

Cesar (2016) construiu um sistema utilizando de um produto já lançado no mercado, uma pulseira de monitoramento de sinais fisiológicos da empresa *Empatica™*, de modelo *E4 Wristband™* que coleta sinais de atividade eletrodérmica utilizando um sensor de resposta galvânica superficial da pele, variabilidade da frequência cardíaca e frequência cardíaca por meio de um sensor de fotopletismografia, acelerometria em três eixos com acelerômetro e temperatura superficial da pele por meio de um sensor com termopilha por infra-vermelho. O *software* desenvolvido foi capaz de realizar a detecção de crises tônico-clônicas.

Conradsen et al. (2009) desenvolveram um sistema que monitorava os sinais de eletromiografia, eletrocardiografia, eletroencefalografia, acelerometria, acelerômetro, magnetômetro e giroscópio (AMG), gravação de áudio e vídeo. Foram comparados valores de sinais de EMG posicionados tanto nos bíceps quanto no antebraço e percebeu-se que na segunda opção obteve melhores resultados de detecção. Foram observados gráficos representativos das manifestações simuladas de crises tônicas e clônicas que registraram sinais de EMG sustentados quando dos primeiros tipos de crise e, ritmados, quando do segundo. Enquanto a representação dos sinais de AMG foram apenas pontuais, pulsados, quando de manifestação tônica e ritmados quando de clônica. Conradsen et al. (2009) ainda destacam que quando o sistema está projetado de forma não específica para cada usuário, é possível detectar 98% das crises simuladas e apresenta alguns falsos-positivos, enquanto quando o sistema está especificado para cada paciente, foi possível detectar todas as crises e com apenas um falso-positivo detectado.

Herrera, León e Centeno (2022) realizaram o levantamento da necessidade da criação de um dispositivo vestível cujo início se dá pela variabilidade da frequência cardíaca. Foi criado um dispositivo com o Arduino utilizando um sensor de pulso ARD-366, juntamente com o uso de *buzzers* e LEDs como informativos de ocorrências, cuja função foi a de criar um dispositivo de baixo orçamento que fosse capaz de realizar acionamentos de alertas quando da detecção de batimentos cardíacos superiores ao parametrizado.

Enquanto Cesar (2016) desenvolveu um *software* cujo início se dá principalmente pela alteração da resposta galvânica da pele e, portanto, pela sudorese da pessoa com epilepsia quando da crise. Szabó et al. (2015) utilizaram do monitoramento da contração muscular, seguida da comparação dos dados obtidos por vídeo-eletroencefalograma. Foi desenvolvido por Szabó et al.

(2015) um algoritmo de detecção de crises tônico-clônicas capaz de detectar crises com uma baixa taxa de falso-positivos, ao levar em consideração que a contração muscular durante uma crise tônico-clônica é mais sustentada do que na maioria dos exercícios físicos (Szabó et al., 2015). Ao comparar os resultados obtidos por Szabó et al. (2015) com aqueles adquiridos pelo exame de encefalograma, percebeu-se um atraso de cerca de 30 (trinta) segundos.

Tantos os trabalhos de Cesar (2016) quanto de Szabó et al. (2015) e, ainda, de Conradsen et al. (2009) tiveram bons resultados de detecção. Mas Pavei et al. (2018) desenvolveu um algoritmo capaz de realizar não tão somente a detecção, como também a previsão de uma crise, anterior ao início desta. Pavei et al. (2018) se utilizou das atividades da variabilidade da frequência cardíaca (VFC), que é tido como um biomarcador capaz de ser detectável antes mesmo do início das demais manifestações somáticas das crises, como visto na subseção 2.1.5. Ademais, a variação da frequência cardíaca está presente, inclusive, em outros tipos de crises além das tônico-clônicas. Pavei et al. (2018) utilizou dos valores obtidos via eletrocardiograma para a elaboração de um algoritmo de predição de crises.

A fundação *Epilepsy Foundation* (Foundation, 2023) elaborou um catálogo colaborativo de dispositivos e aplicativos que têm sido desenvolvidos para detecção de crises epiléticas, cujas informações são dadas pelas companhias ou instituições que estão desenvolvendo os projetos. Pode-se resumir os dispositivos listados conforme Quadro 2.

Dos diversos dispositivos e aplicativos elencados, é possível apontar alguns casos exemplares de categorias diferentes, tal qual categorizado por Atwood e Drees (2021). Na categoria de dispositivos que têm como principal sinal a ser mensurado o de EEG, destaca-se como exemplo o *Elatus*, da *Carbon Cybernetics*, representado na Figura 4. Este dispositivo é implantado diretamente no cérebro da pessoa com epilepsia; geralmente indicado a pacientes fármaco-resistentes, o dispositivo é capaz de monitorar a ocorrência de crises, permitindo a neuroestimulação de neurônios, além de transmitir os dados coletados de forma *wireless* (Foundation, 2023; Cybernetics, 2020).

Figura 4 – Estado da arte – Elatus.



Quadro 2 – Catálogo de dispositivos e aplicativos desenvolvidos.

<b>Dispositivo</b>	<b>Categoria de monitoramento</b>	<b>Companhia/Instituição</b>	<b>Como o dispositivo é usado?</b>	<b>Se o dispositivo for implantável ou vestível, em que parte do corpo ele é usado</b>
24/7 EEG™SubQ	EEG, qualidade do sono	UNEEG medical	dispositivo implantado, dispositivo vestível	N/A
Avertus	EEG	Avertus	dispositivo vestível	Na cabeça
CAPTURE-PROOF	outros, auto-relato, som, vídeo	CaptureProof	outros	N/A
Elatus	excitabilidade cerebral, criticidade cerebral e estado de risco atual de convulsão	Carbon Cybernetics	dispositivo implantado	implantado na superfície do coretex atrás do cubo da orelha
Empatica Embrace	acelerômetro, EDA, localização (GPS), qualidade do sono, temperatura	Empatica	dispositivo vestível	pulso ou tornozelo
Enobio	EEG	Neuroelectrics	dispositivo vestível	Na cabeça
Epihunter Classroom	EEG, vídeo	Epihunter	dispositivo vestível	Cabeça (testa)
Epilog	EEG	Epitel	dispositivo vestível	No couro cabeludo, abaixo da linha do cabelo.
Epipal	acelerômetro, localização (GPS), auto-relato, qualidade do sono, vídeo	Epipal	dispositivo vestível, outros	Smartwatches (Apple watch, Samsung, WearOS) e smartphones já existentes

Epsy App for iOS Android	auto-relato, qualidade do sono	Epsy	N/A	N/A
ESAP	acelerômetro, ECG, respiração	RTI International	dispositivo vestível	peito
Korwave	acelerômetro, EEG, localização (GPS), auto-relato, som	Korwave	dispositivo vestível	No couro cabeludo
MJN-SERAS	EEG	MJN Neuroserveis	dispositivo vestível	dispositivo vestível no canal do ouvido
My Medic Watch	acelerômetro	Company - My Medic Watch Pty Ltd	dispositivo vestível	Smartwatch on the pulso
Neuroplate	Cirúrgico	Monteris Medical	N/A, outros	N/A
NINscan-SE	acelerômetro, EDA, EEG, ECG, EMG, outros, respiração, auto-relato, qualidade do sono, temperatura	Massachusetts General Hospital / Harvard Medical school	dispositivo vestível	Depende de quais sensores estão implantados, mas a caixa normalmente fica em uma bolsa com sensores na cabeça
SAMi	qualidade do sono, vídeo	HiPass Design	Monitoramento de vídeo.	N/A
SeizAlarm: Seizure Detection Mobile/Watch Application	acelerômetro	SeizAlarm, LLC	dispositivo vestível	Apple Watch (pulso) ou Apple iPhone (no braço usando uma braçadeira é recomendado)
Seizure Sync	acelerômetro, EEG, localização (GPS), auto-relato, qualidade do sono, som	Neutun Labs	dispositivo vestível; não usado no corpo, mas no mesmo ambiente (ou seja, monitor de vídeo, sensor de colchão, etc.)	pulso, cabeça

Seizure Tracker™	Níveis de glicose, níveis hormonais, localização (GPS), auto-relato, vídeo	SeizureTracker	outros	pulso (iOS watch interface)
Sleep Shepherd Blue	acelerômetro, EEG, auto-relato, qualidade do sono	Sleep Shepherd	dispositivo vestível	O Sleep Shepherd Blue é uma faixa que é usada na cabeça, na altura da testa
SmartWatch by Smart Monitor	acelerômetro, localização (GPS), outros	SmartMonitor	dispositivo vestível; não usado no corpo, mas no mesmo ambiente (ou seja, monitor de vídeo, sensor de colchão, etc.)	pulso
SPEAC System	EMG, auto-relato, som	Brain Sentinel	dispositivo vestível	Bíceps
Starstim	EEG	Neuroelectrics	dispositivo vestível	Na cabeça
VNS Therapy	acelerômetro, ECG	LivaNova	dispositivo implantado	Implante no peito (esquerdo)
Zeto EEG	acelerômetro, EEG, ECG, vídeo	Zeto	dispositivo vestível	Cabeça

Fonte: Elaborado pela autora, 2024. Adaptado de Foundation, 2023.

Dos dispositivos de monitoramento de EEG de multi-canais, pode-se destacar os *Starstim*, da *Neuroelectrics*, bem como o *Zeto EEG*, da *Zeto* (Figuras 5 e 6, respectivamente). Ambos dispositivos monitoram sinais EEG, porém no *Zeto EEG* há associação com outros sensores. São dispositivos que não possuem uma usabilidade rotineira viável mas, em contrapartida, são caracterizados pela precisão (Foundation, 2023; Neuroelectrics, 2017; Zeto, 2020).

Figura 5 – Estado da arte – Starstim.



Fonte: <https://www.neuroelectrics.com/solutions/starstim>.

Figura 6 – Estado da arte – Zeto EEG em uso.



Fonte: <https://zeto-inc.com/device/>.

Há dispositivos cujo objetivo é a de monitorar as pessoas com epilepsia nos momentos que mais estão vulneráveis a ocorrências de Sudep, ou seja, durante a noite. Um exemplo é o *Sleep Shepherd*, da *Sleep Sherpherd LLT*, conforme visto na Figura 7, já não mais de multi-canais, mas, sim, de um canal (Foundation, 2023; Shepherd, 2016).

Figura 7 – Estado da arte – Sleep Shepherd.



Fonte: <https://sleepshepherd.com/sleep-improvement/>.

Outros equipamentos baseados no monitoramento de EEG estão sendo desenvolvidos para o uso cotidiano. O *Epihunter Classroom*, da *Epihunter*, foi desenvolvido pensando principalmente em jovens em idade escolar. Possui um *design* mais viável para ser utilizado, como visto na Figura 8, cuja diferenciação é a capacidade de notificar às pessoas ao redor a ocorrência de crises, através de luzes e sinais sonoros (Foundation, 2023; Epihunter, 2020).

Figura 8 – Estado da arte – Epihunter Classroom.



Fonte: <https://www.epihunter.com/product>.

O dispositivo *Epilog*, da *Epitel*, bem como o *MJN-SERAS*, da *MJN Neuroserveis*, representados nas Figuras 9 e 10, respectivamente, são dispositivos cujas dimensões são significativamente menores e com melhores usabilidades. Enquanto o *Epilog* necessita ser posicionado em quatro unidades, *MJN* capta as atividades EEG através do canal auricular e possui uma previsibilidade de até três minutos antes do início da crise (Foundation, 2023; Epitel, 2021; Neuroserveis, 2018).

Figura 9 – Estado da arte – Epilog.



Fonte: <https://www.epitel.com/>.

Figura 10 – Estado da arte – MJN-SERAS.



Fonte: <https://mjn.cat/en/>.

O dispositivo *NINscan* é um sistema de registro fisiológico multimodal desenvolvido originalmente pela NASA, cujos trabalhos do *Neural Systems Group* (NSG, Grupo de Sistemas Neurais, em português), grupo indisciplinar do Departamento de Psiquiatria do *Massachusetts General Hospital* (Hospital de Massachusetts) e da *Harvard Medical School* (Escola de Medicina de Harvard), pesquisa utilizações do dispositivo para detecção e capacidade de alerta para pacientes com epilepsia. Os trabalhos do NSG demonstram a possibilidade de utilizar trabalhos pré-existentes para obtenção de resultados associados à detecção de crises. O dispositivo *NINscan-M*, da Figura 11, é um dispositivo vestível, móvel, com capacidade de monitorar 24 horas contínuas, enquanto o *NINscan 4ª*, da Figura 12 possui outros sensores associados, tais como ECG e acelerômetro (Foundation, 2023; NSG, 2018).

Figura 11 – Estado da arte – NINscan-M.



Fonte: [https://www.nmr.mgh.harvard.edu/Neural\\_Systems\\_Group/research.html](https://www.nmr.mgh.harvard.edu/Neural_Systems_Group/research.html).

Figura 12 – Estado da arte – NINscan – 4ª geração.



Fonte: [https://www.nmr.mgh.harvard.edu/Neural\\_Systems\\_Group/research.html](https://www.nmr.mgh.harvard.edu/Neural_Systems_Group/research.html).

Considerando dispositivos cujas classes são de categoria de monitoramento de eletrocardiogramas, tem-se como exemplo o *ESAP* (Figura 13), da *RTI International*, cujos biomarcadores monitorados são os dados de eletrocardiograma, acelerômetro e respiração. Quando uma crise é detectada, há um acionamento de alerta sonoro, bem como o envio de notificação para um *smartphone* (Foundation, 2023; McFarland, 2014).

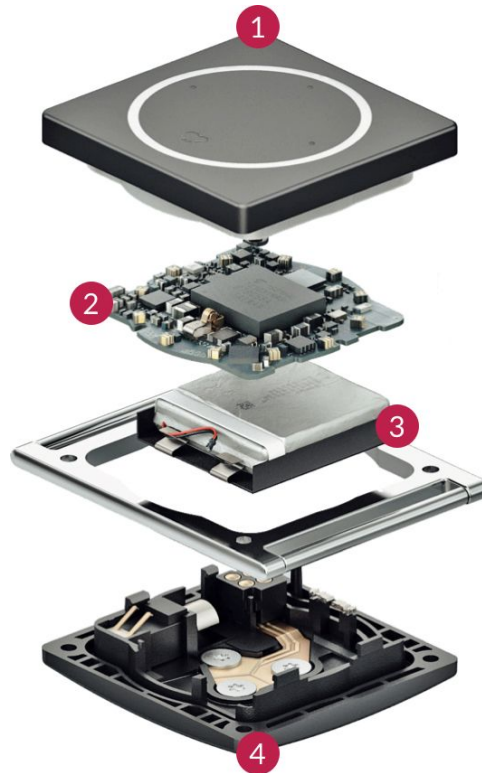
Figura 13 – Estado da arte – ESAP.



Fonte: McFarland, 2014.

O dispositivo *Embrace*, da *Empatica*, é um exemplar de dispositivo cuja ativação se dá pela captação de alteração galvânica da pele, através do sensor de EDA. A Figura 14 apresenta uma visão explodida, em que no item “1” tem-se a tampa de alumínio anodizado, resistente à água; no item “2” é possível ver a placa eletrônica (CPU, memória, antena Bluetooth™, LEDs, sensor de toque, acelerômetro e giroscópio); em “3” há a bateria de polímero de lítio e; em “4” há a tampa inferior com os eletrodos do sensor de EDA expostos. O dispositivo é capaz de detectar crises com duração superior a 20 segundos (Foundation, 2023; Empatica, 2018).

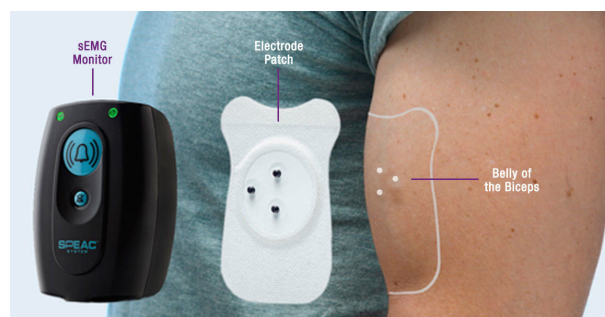
Figura 14 – Estado da arte – Empatica Embrace.



Fonte: <https://www.empatica.com/en-int/embrace2/>.

Na Figura 15, tem-se o *SPEAC System*, da *Brain Sentinel*, cuja ativação se dá pela atividade muscular captada pelos eletrodos do sensor de EMG. Este dispositivo coleta 1.000 amostras de sEMG a cada segundo e analisa as amostras procurando por atividades tônico-clônicas indicativas de crises epilépticas (Foundation, 2023; EpilipsyU, 2018).

Figura 15 – Estado da arte – SPEAC System.



Fonte: <https://epilepsyu.com/brain-sentinel-monitoring-alerting-system/>.

### 3 METODOLOGIA

Neste capítulo serão apresentados os principais desafios e objetivos, bem como os métodos utilizados para a projeção de um sistema capaz de detectar crises epiléticas.

#### 3.1 Categorias de monitoramento

As crises epiléticas não têm características perenes, sendo plurais, conforme o tipo de início e a presença de manifestações motoras ou não motoras do paciente, conforme apresentado na seção 2.1.3. Objetivando-se a detecção do máximo de tipos de crises possíveis, decidiu-se que serão monitorados, em primeiro nível, as atividades cardíacas do usuário e, ainda, se utilizando de entrada ativa para acionamento humano.

Em segundo nível, após detectada a existência de uma crise, há o monitoramento de atividades motoras, principalmente as que possam ser detectadas por repetições de movimento (clônicas, mioclônicas, espasmos epiléticos e hipercinética) ou, ainda, pela contratura muscular sustentada (tônicas).

Para além da necessidade de detectar a crise para posterior classificação e registro, também é essencial o monitoramento de situações emergenciais, que sejam necessárias intervenções médicas, como apontado na subseção 2.1.4. São dois casos passíveis de detecção digital: quando da duração superior a cinco minutos ou, ainda, quando da queda acentuada do batimento cardíaco imediatamente posterior ao término da crise.

##### 3.1.1 *Batimento cardíaco*

A decisão pelo monitoramento do batimento cardíaco como o principal gatilho para o início dos protocolos de crise se dá, principalmente, pela possibilidade de não tão somente detecção de crises como, também, de predição, conforme apontado na seção 2.1.5. Como o batimento cardíaco é um biomarcador com alteração presente em diversos tipos de crises, independente do início ou da existência ou não de atividades motoras, é um sinal que possibilita a detecção de diversos tipos de crise. Um outro motivo para decidir pelo monitoramento do batimento cardíaco se dá pelo fato de que ele é o principal biomarcador que pode alertar a possível ocorrência de Sudep, conforme discutido na subseção 2.1.6.

##### 3.1.2 *Autorrelato*

Para mitigar os possíveis problemas do monitoramento através do batimento cardíaco, se faz necessária a atuação do usuário. O usuário (ou outra pessoa que o acompanhe) será capaz de iniciar e/ou terminar o registro da crise através de botões. Caso ocorra uma crise que não tenha a alteração significativa no batimento cardíaco, o usuário será capaz de iniciar o registro. Esta função é viável para um autorrelato quando da crise de início focal ou, ainda, no período de aura.

A opção do usuário encerrar o registro da crise via botão é para as situações cuja alteração diminuta do batimento cardíaco não tenha sido o suficiente para o encerramento do protocolo de crise.

Outras opções de atuações ativas pelos usuários é na possibilidade de mitigação de falsos-positivos: quando houver uma alteração aumentativa do batimento cardíaco, será questionado ao usuário se há ocorrência de crise: caso a resposta seja positiva, iniciará o protocolo de crise; caso negativa, será aguardado um período para, então, haver uma reconferência. A segunda situação se dá pela possibilidade do batimento cardíaco ter alterado num momento de predição (algum tempo anterior ao início da crise). Na insistência de resposta negativa, será considerado que o atual batimento cardíaco elevado é o novo normal. Esta decisão tende a eliminar a possibilidade de falso-positivo pelo aumento do batimento cardíaco por outras razões (atividade física, condições de humor, dentre outros).

### **3.1.3 *Movimento***

Quando do início da crise, serão monitorados os sinais relacionados aos possíveis movimentos manifestados pelo usuário. Captar esta informação é essencial para que se possa categorizar a crise. São diversos os tipos de crise que têm a presença de atividades motoras, repetitivas e/ou coordenadas ou não (automatismos, espasmos epiléticos, hipercinética, mioclônicas ou clônicas). Serão registradas as presenças de atividades motoras, bem como o período de duração.

### **3.1.4 *Eletromiografia***

Objetivando-se a melhor classificação do tipo de crise, deve-se averiguar a possibilidade de presença de atividade tônica. Apenas pelo monitoramento das atividades de movimentos motores não é possível de detectar tais atividades. Este ponto de análise é um diferencial posto que, comparativamente, poucos são os trabalhos que utilizam o EMG como um biomarcador a ser monitorado. Quando associadas as informações acerca da presença ou não de atividades detectadas pelos sensores de movimento e de EMG pode-se concluir a probabilidade de uma crise tônico-clônica (ou mioclônico-tônico-clônico). Esta possibilidade é riquíssima, do ponto de vista médico, pois possibilita um tratamento mais personalizado.

### **3.1.5 *Tempo***

Geralmente, as crises duram poucos minutos. Quando a duração se estende por mais do que cinco minutos, é necessária a intervenção médica. Desta forma, é essencial que haja o monitoramento do tempo de duração.

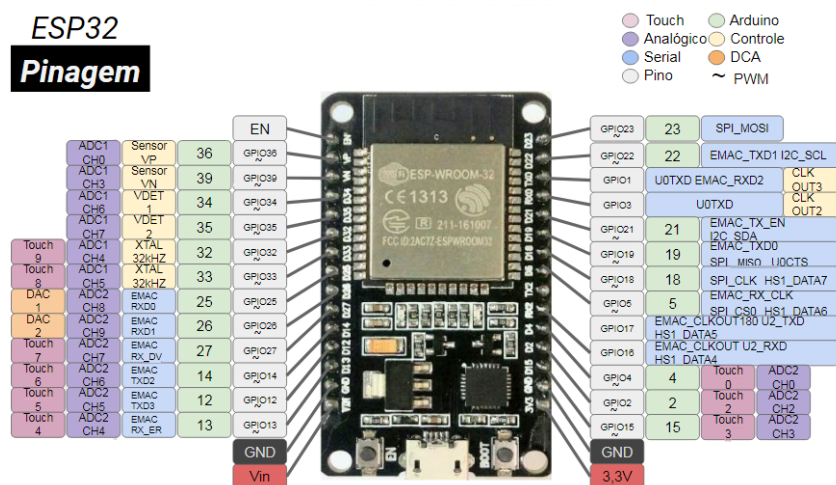
### 3.2 Equipamentos

Tendo listado os principais fatores a serem monitorados, deve-se escolher quais materiais podem colaborar para o monitoramento dos biomarcadores, bem como o processamento dos dados e acionamento do dispositivo a ser projetado. A escolha dos equipamentos se deu, principalmente, pela praticidade, desempenho e valores.

#### 3.2.1 Microcontrolador – ESP32

O ESP-32, representado na Figura 16, é um microcontrolador de baixo custo e alto desempenho, desenvolvido pela empresa *Espressif Systems* que possui uma variedade de periféricos integrados, como *WiFi*, *Bluetooth* de baixo consumo de energia (BLE), *GPIOs (General Purpose Input/Output)*, *SPI (Serial Peripheral Interface)*, *I2C (Inter-Integrated Circuit)*, *UART (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter)*, *ADC (Analog-to-Digital Converter)*, *DAC (Digital-to-Analog Converter)*, entre outros (Mata et al., 2023).

Figura 16 – ESP 32 – pinagem.



Fonte: <https://curtocircuito.com.br/blog/Categoria%20IoT/conhecendo-esp32>.

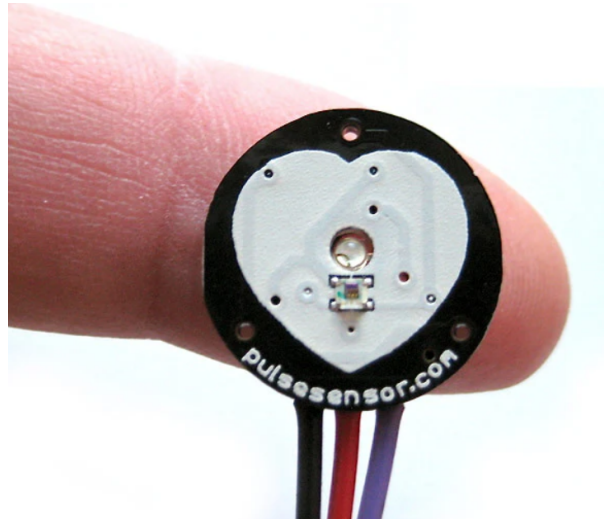
A conectividade *WiFi* e *Bluetooth* o torna ideal para a aplicação de monitoramento remoto: como é essencial que sejam enviados alertas de ocorrências de crises para pessoas de confiança do usuário, o fato de já haver o periférico de conectividade integrado, conta ao seu favor. Por ser capaz de fornecer 3,3V, a escolha de todos os sensores e dispositivos foi levando este fator em consideração.

#### 3.2.2 Sensor de batimento cardíaco – Pulse Sensor

Para a medição do batimento cardíaco foi utilizado um módulo paralelo do *Pulse Sensor* que utiliza um método óptico: a técnica de fotopletismografia, que resume-se na medição da alteração de propagação de luz em um tecido durante um ciclo cardíaco (Campagnoli, 2018).

Como o batimento cardíaco é caracterizado pela alteração do fluxo sanguíneo, de forma pulsante, direciona-se um raio de luz infravermelha na pele e, há períodos cujo volume da pressão sanguínea nos vasos ocasionam a absorção ou reflexão de luz infravermelha. Há, portanto, a emissão de luz infravermelha e um sensor que detecta a relação de absorção/reflexão (Cesar, 2016).

Figura 17 – Sensor de pulso.



Fonte: <https://pulsesensor.com/>.

A Figura 17 representa o sensor mais amplamente comercializado cujo método é o de fotopletismografia. Este sensor deve ser posicionado onde a pele tenha uma camada mais fina, tal como nos lóbulos da orelha, pontas dos dedos, têmporas e, ainda, pulsos. O sensor de pulso detecta a pulsação e converte este sinal analógico em digital.

### 3.2.3 *Autorrelato – Push-buttons*

Ao elaborar um protótipo e, considerando a necessidade de autorelatos (ou, ainda, acionamentos por outra pessoa que esteja próxima ao usuário), deve-se haver uma forma de entrada. Para tanto, foi escolhido *push-buttons*, como botões de pressão momentâneas, tais como os representados na Figura 18, de cores variadas para melhor orientação ao usuário.

### 3.2.4 *Movimento – Acelerômetro e giroscópio MPU6050*

Para medição de movimento foi utilizado o módulo MPU 6050 que integra um acelerômetro e um giroscópio de seis graus de liberdade, sendo três eixos para o acelerômetro e três para o giroscópio. Este módulo possui, ainda, um sensor de temperatura, que não foi utilizado no projeto. Possui alta precisão devido ao conversor analógico digital de 16-bits para cada canal. Portanto o sensor captura os canais X, Y e Z ao mesmo tempo (Sense, 2013).

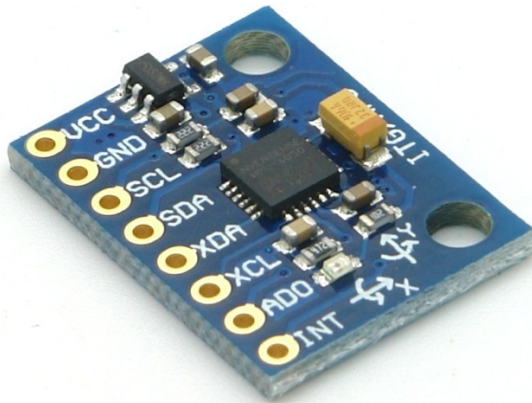
O sensor MPU GY-521 transfere as medidas para o microcontrolador via comunicação I2C por meio de dois terminais SDA (*Serial Data*), para envio dos dados e SCL (*Serial Clock*),

Figura 18 – Botões.



Fonte: <https://www.fermarc.com/chave-tactil-push-button-com-capa-12x12x75-mm>.

Figura 19 – Acelerômetro e giroscópio 3 eixos – MPU-6050 GY-521.



Fonte: <https://www.hotmcu.com/gy521-mpu6050-3axis-acceleration-gyroscope-6dof-module-p-83.html>.

responsável pelo sinal de *clock* no barramento. O sensor tem baixo custo, é de fácil programação e suficientemente sensível aos movimentos instantâneos representativos de crises motoras de repetição (síncrona ou não).

### 3.2.5 Eletromiografia – Muscle Sensor v3

O *Muscle Sensor v3* é um dispositivo capaz de medir a atividade elétrica do músculo, convertendo estes sinais analógicos em digitais. Ele consiste em um dispositivo composto por amplificadores, filtros e conversores e exige a utilização de eletrodos que são colocados na pele sobre o músculo a ser monitorado (Technologies, 2013). A Figura 20 representa o modelo adquirido. Sabe-se que há modelos que exigem menos espaços a serem utilizados na pele, cujos valores são maiores e mais difíceis de serem encontrados à venda no Brasil.

Figura 20 – Sensor de sinal eletromiográfico – EMG.



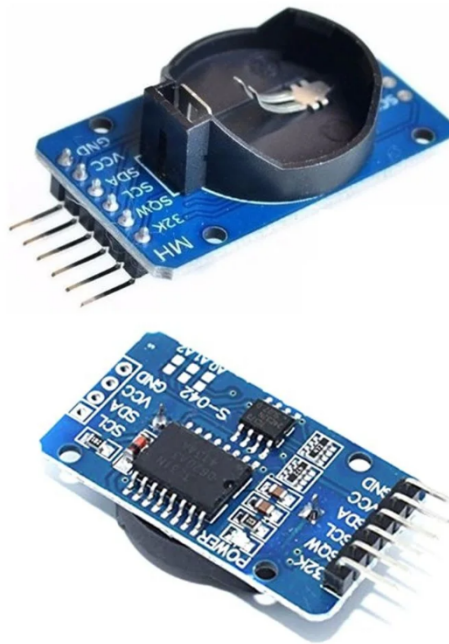
Fonte: <https://www.fermarc.com/produto/modulo-sensor-eletromiografico-de-sinal-muscular-emg.html>.

### 3.2.6 Tempo – Módulo relógio real time – RTC DS3231

Para o controle temporal foi escolhido o módulo DS3231, representado na Figura 21, que é um circuito integrado de tempo real (RTC - *Real-Time Clock*) altamente preciso e com baixo consumo de energia. Ele fornece funções de relógio em tempo real, incluindo calendário completo e controle de temperatura, com uma precisão de alguns segundos por ano (Maxim, 2015). Correções como meses com menos de 31 dias e anos bissextos são corrigidos automaticamente e pode operar tanto no formato 12 horas como 24 horas.

O DS3231 possui um protocolo de comunicação de interface serial que é usado para configurar e ler os dados do relógio. O protocolo de comunicação suportado pelo DS3231 é o I2C e, analogamente ao que foi citado na subseção 3.2.4, a comunicação se dá via SCL e SDA. No I2C, o DS3231 atua como um dispositivo escravo, permitindo que um microcontrolador (mestre) configure o relógio, leia a hora atual e outras informações relevantes.

Figura 21 – Módulo relógio real time – RTC DS3231.



Fonte: <https://www.fermarc.com/real-time-clock-rtc-ds3231-bateria>.

### 3.3 Montagem do protótipo

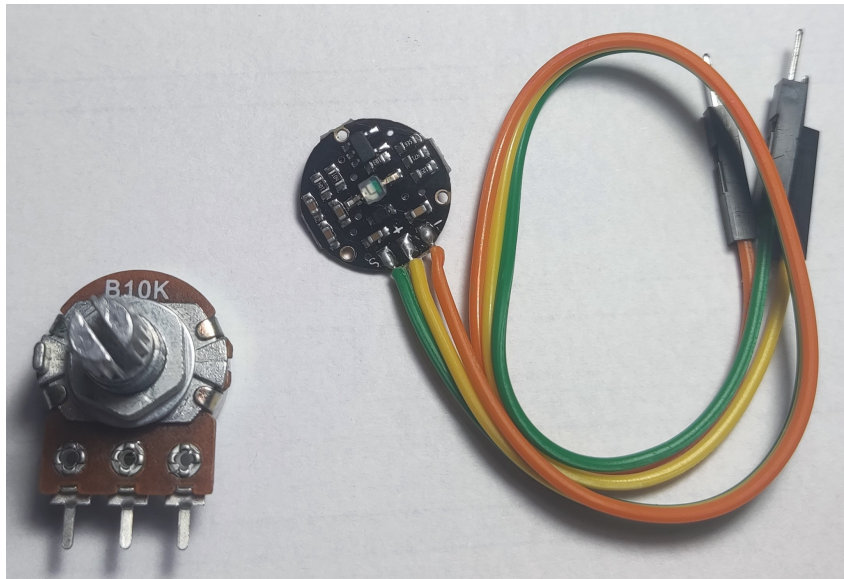
Nesta seção será possível ver o protótipo montado, bem como todos os materiais utilizados, as suas formas de conexão e as explicações de seus funcionamentos.

#### 3.3.1 Adaptação para fins de testes

Este presente trabalho não conta com testes clínicos e, portanto, não é possível contar com dados reais de batimento cardíaco quando da situação de crises. Considerando o fato de que o sinal de batimento cardíaco se altera de forma linear e, não sendo possível testar o funcionamento do projeto através da leitura de um sinal real de batimento cardíaco, foi substituído, a critério de refino da programação e experimentação, o sensor de pulso por um potenciômetro, cuja variação de sinal também se dá de forma linear.

A Figura 22 mostra os dois sensores e, inclusive, as similaridades da montagem: ambos possuem um terminal a ser conectado no VCC, um no GND e, um outro a ser conectado ao pino de entrada do microcontrolador. O sinal a ser importado pelo microcontrolador será variável, em ambos os casos.

Figura 22 – Adaptação – sensor de batimento cardíaco substituído por um potenciômetro.



Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

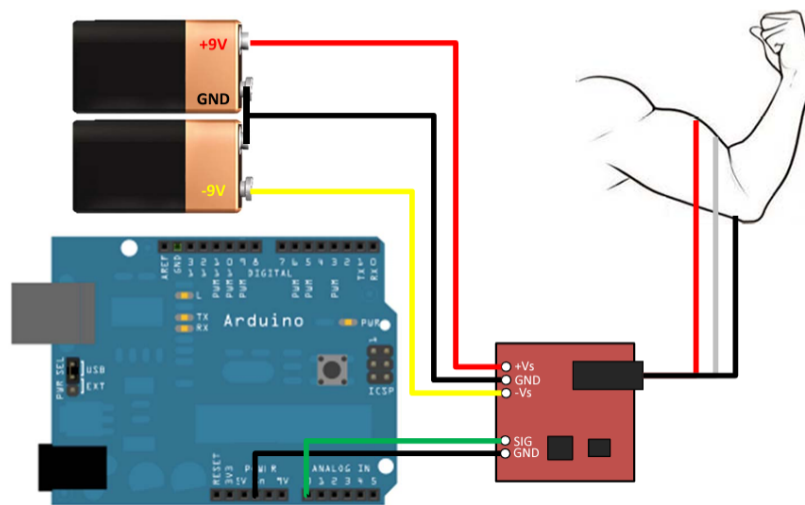
### 3.3.2 *Materiais utilizados*

Ao projetar um dispositivo de detecção de crises, de modo que fosse possível monitorar biomarcadores de batimento cardíaco, movimento e EMG, ainda foram necessários outros equipamentos, conforme listado abaixo:

1. *Protoboard* – Necessária para a base da montagem do protótipo;
2. *Jumpers* – Conectores dos materiais;
3. ESP32 – Conforme justificado na subseção 3.2.1 ;
4. Sensor de pulso – Conforme justificado na subseção 3.2.2;
5. Potenciômetro – Conforme justificado na subseção 3.3.1;
6. *Knob* para potenciômetro;
7. *Push-buttons* – Conforme justificado na subseção 3.2.3;
8. Resistores – Essenciais para o funcionamento dos *push-buttons*;
9. MPU6050 – Conforme justificado na subseção 3.2.4;
10. sEMG – (Muscle Sensor v3) Conforme justificado na subseção 3.2.5;
11. 2 baterias 9V – A alimentação do Muscle Sensor v3 se dá pela associação de duas baterias de 9V, conforme visto na Figura 23;

12. Adaptador de bateria 9V – Para conectar as baterias;
13. Eletrodo – Os eletrodos que vêm no sEMG são descartáveis e perdem a cola em um uso;
14. RTC – Conforme justificado na subseção 3.2.6;
15. Bateria CR2032 – A alimentação do RTC se dá por essa bateria e;
16. *Buzzer* – para o acionamento sonoro.

Figura 23 – Montagem – conexão das baterias no sensor de EMG.



Fonte: Technologies, 2013.

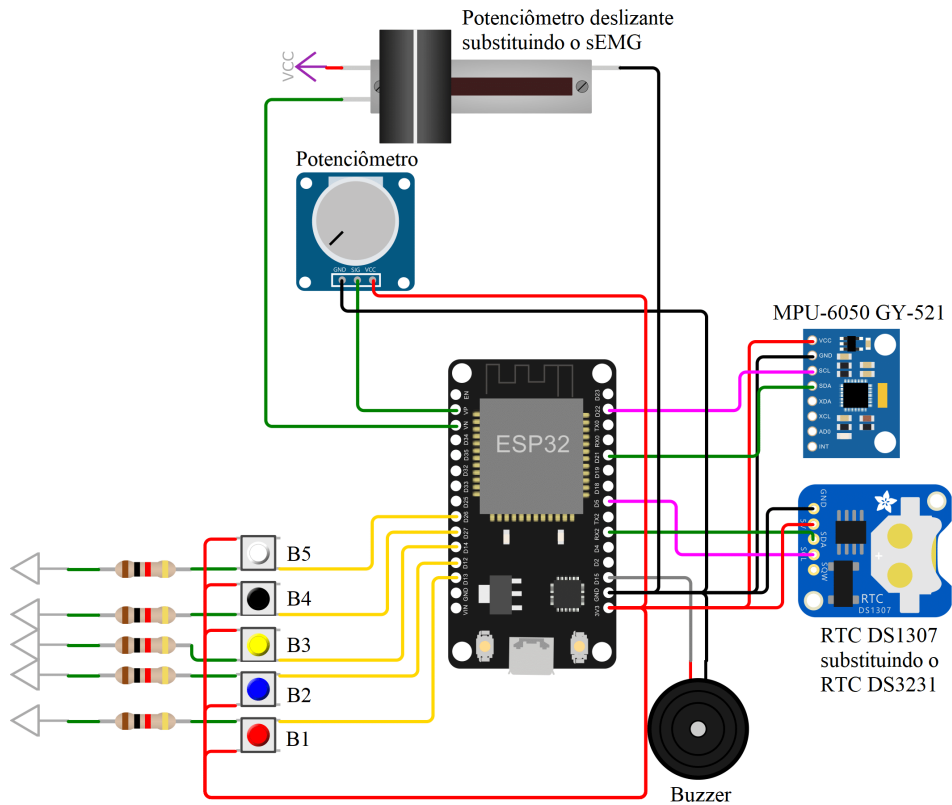
Deve-se levar em consideração que foram listados todos os materiais utilizados no protótipo que, não necessariamente, seriam utilizados em um projeto passível de se utilizar no cotidiano; o potenciômetro não seria necessário, posto que é apenas para simulação, tampouco uma *Protoboard* conforme a utilizada, já que seria necessário o remanejamento dos dispositivos a fim de ser vestível. E, ainda, seriam necessários outros equipamentos, tais como *displays* para mostrar as informações ao usuário e, ainda, uma bateria externa para o ESP32.

### 3.3.3 Circuito completo

O projeto foi montado em uma matriz de contatos (*Protoboard*) composta por uma associação de alguns barramentos de contato e de alimentação. A Figura 24 representa a montagem, elaborada no simulador de eletrônica *online Wokwi*. O simulador não possui dois sensores que foram, portanto, substituídos. O RTC DS3231 foi substituído pelo RTC DS1307. Enquanto o sensor de eletromiografia foi substituído pelo potenciômetro deslizante, apenas para construção no simulador.

O Quadro 3 associa as conexões das componentes ao ESP32.

Figura 24 – Montagem – circuito completo.



Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

Quadro 3 – Conexões do projeto.

Componente	Pino ESP32
B1 (vermelho)	D13
B2 (azul)	D12
B3 (amarelo)	D14
B4 (preto)	D27
B5 (branco)	D26
<i>Buzzer</i>	D15
MPU (SCL)	D22
MPU (SDA)	D21
Potenciômetro	VP
RTC (SDA)	RX2
RTC (SCL)	D5
sEMG	VN

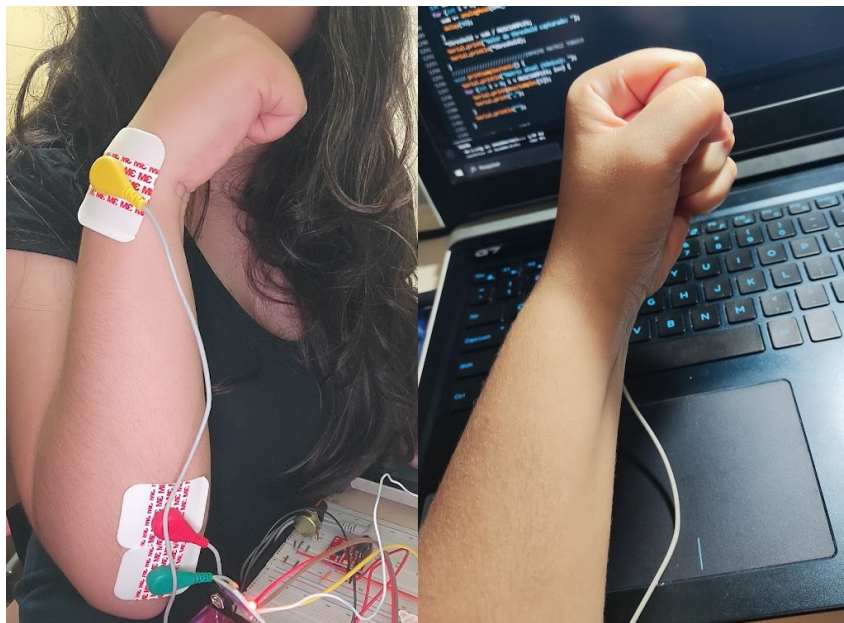
Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

### 3.3.4 Sensores e dispositivos

Os botões, de função de acionamento manual, se associam a um pino de entrada do ESP32, um resistor e ao VCC. O *buzzer*, cuja função é de saída, se conecta ao ESP32 (pino D15) e ao GND.

O potenciômetro e o sEMG são dispositivos analógicos. O primeiro se conecta ao VCC, GND e ao ESP32, através do pino VP. O segundo, faz cinco conexões, conforme mostrado na Figura 23 sendo três às baterias e outras duas ao ESP32: o GND e o terminal SIG, conectado ao pino VN do ESP32.

Figura 25 – Disposição dos eletrodos do sEMG – movimento de fechamento de mão.



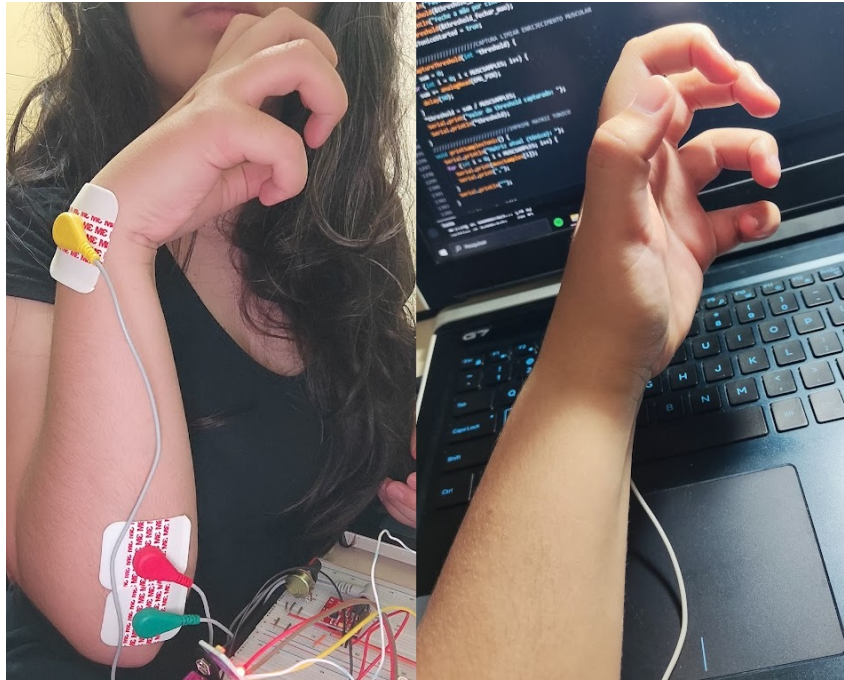
Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

As Figuras 25 e 26 apresentam a disposição dos eletrodos do sensor de eletromiografia que melhor captou os dados a serem monitorados. Os eletrodos verde e vermelho devem estar no início e no meio do músculo, respectivamente, enquanto o eletrodo amarelo deve estar em um local sem músculos. A Figura 25 mostra o movimento de fechamento de mão, já a Figura 26 tem a simulação do movimento de flexão dos dedos (“garra”). As crises com manifestações tônicas geralmente apresentam movimentações manuais que variam entre flexões dos dedos a momentos de fechamento de mãos.

Os dispositivos de protocolo de comunicação I2C, o MPU e o RTC, necessitam de quatro conexões: VCC, GND, SCL e SDA. No caso do MPU o SCL está no pino D22 (da Figura 24) do ESP32, nativo para tal finalidade, enquanto o SDA no D21, igualmente utilizável para tal.

Já para o caso do RTC, foi necessário endereçar na programação que outros pinos seriam utilizados com as finalidades de SCL e SDA. São, portanto, para as finalidades de SCL o pino

Figura 26 – Disposição dos eletrodos do sEMG – movimento de “garra” da mão.



Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

RX2 (GPIO16) da Figura 24 e de SDA o pino D5 do físico (GPIO5, do esquema apresentado na subseção 3.2.1).

### 3.4 Decisões lógicas

Os dispositivos vestíveis devem levar em consideração a particularidade de cada usuário, bem como a possibilidade dos parâmetros alterarem ao longo do tempo, conforme apontado na subseção 2.2.2. Desta forma, para que o protótipo seja passível de ser utilizado pela maior quantidade de usuários possíveis, não se pode parametrizar os valores atuadores dos protocolos em valores fixos mas, sim, variáveis.

Desta forma, embasado nas questões apontadas na subseção 2.1.5, decidiu-se pelo seguinte parâmetro: quando o batimento cardíaco aumenta 10% (dez por cento), quando comparado com os últimos cinco minutos ou, se houve um aumento de 10bpm (dez batimentos por minuto), tem-se que há uma anormalidade do batimento cardíaco, iniciando os processos de indagação da existência ou não de crise. Com este parâmetro, o sistema pode atuar independentemente do padrão cardíaco de usuários diferentes, bem como nas possíveis alterações temporais do mesmo usuário.

Outro sensor a ser universalizado é o de EMG. Os valores obtidos pelo sensor de contração muscular dependem da capacidade muscular de cada usuário, bem como do posicionamento dos eletrodos captadores dos sinais de EMG. Levando estes pontos em consideração, faz-se necessário que a cada vez que o programa iniciar, haja uma verificação de novos parâmetros de

detecção de enrijecimento muscular. E, ainda, é necessária a nova parametrização na ocorrência de relocação dos eletrodos, caso estes saiam do local cuja parametrização tenha sido determinada anteriormente.

### 3.4.1 *Monitoramentos em primeiro nível*

Como visto na seção 3.1, considera-se-ão como sensores iniciadores de análises de possíveis crises aqueles que tenham respostas do batimento cardíaco do usuário e, ainda, entradas que possam representar a interação ativa do usuário.

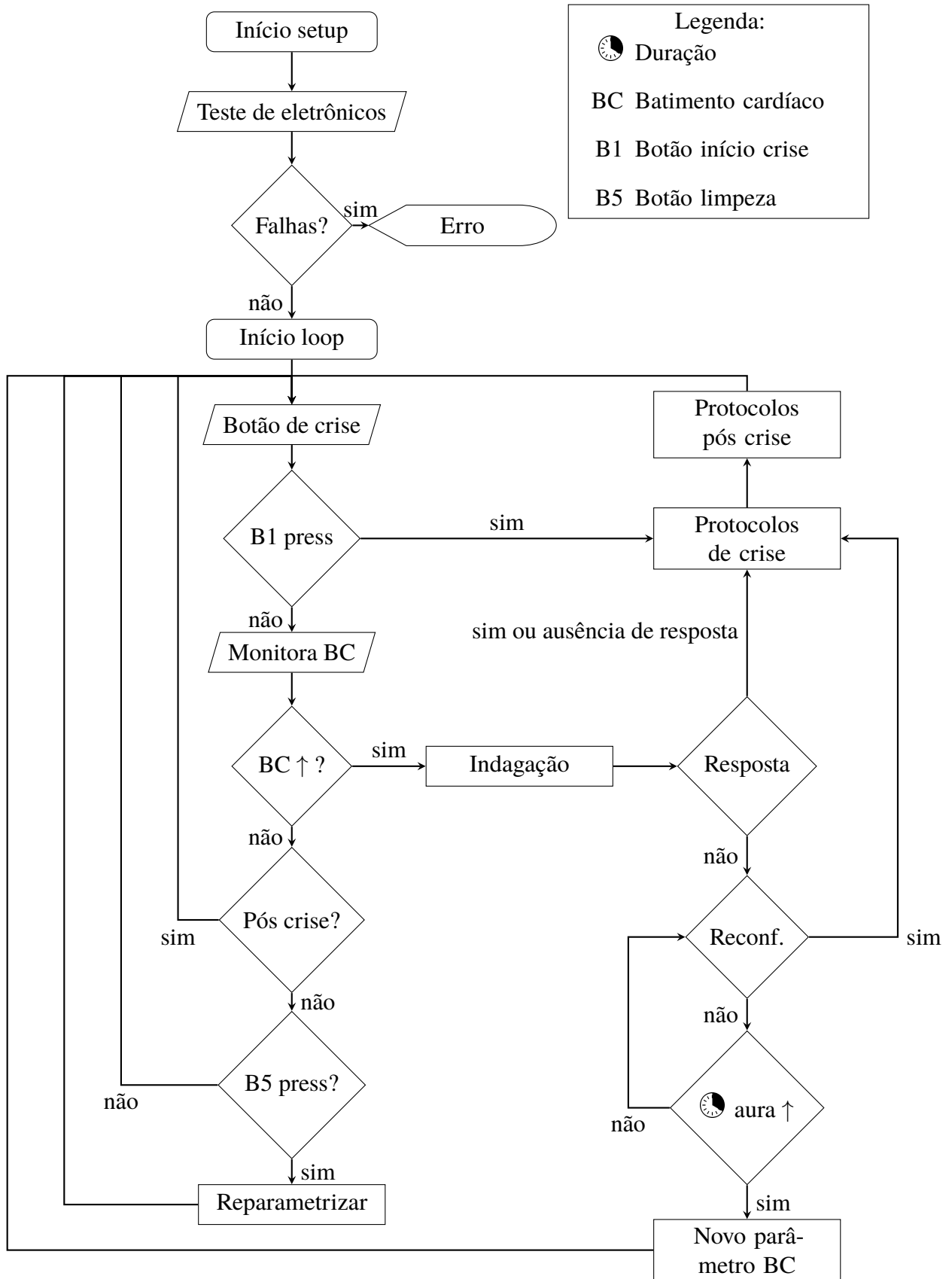
A Figura 27 apresenta a lógica geral do sistema a ser desenvolvido. Após as tarefas iniciais de verificação dos sensores e eletrônicos a serem utilizados, tem-se a lógica geral. O sistema verifica se o usuário informou ao dispositivo o início de uma crise, conforme estabelecido na subseção 3.1.2, representado com “B1 press” na imagem. Caso o usuário tenha pressionado o botão informando o início de uma crise, os protocolos de crise serão iniciados.

Na hipótese de o usuário não ter informado a ocorrência de nenhuma crise, será monitorado o estado de batimento cardíaco. Caso o batimento atual seja 10% superior a quaisquer outros valores tidos nos últimos cinco minutos ou, se houve um aumento de 10bpm (dez batimentos por minuto), será indagado ao usuário se ele está em crise. A partir desta pergunta há três possibilidades:

- o usuário está em crise e foi capaz de responder (ou uma pessoa que esteja próxima) à indagação, iniciando o protocolo de crise;
- o usuário está em crise, de início generalizado e, portanto, está incapacitado de responder. Portanto, após um período sem resposta, o programa compreenderá que há crise, iniciando os protocolos de crise e;
- há a possibilidade de ter ocorrido a alteração aumentativa do batimento cardíaco e o usuário não estar em crise, iniciando a atividade de reconferência. Neste cenário, registra-se o momento temporal da resposta negativa.

Na hipótese de o batimento cardíaco se manter alterado e, o usuário já tiver informado há pouco tempo que não está em crise, iniciar-se-á o processo de reconferência que, ao passo de um intervalo de tempo, irá repetir o questionamento se o usuário está em crise. Da mesma forma que no passo anterior, caso a resposta seja positiva ou da ausência de quaisquer respostas, iniciar-se-ão os protocolos de crise. Caso a resposta persista sendo negativa, será verificado há quanto tempo está em atividade de reconferência. Caso esteja no processo de reconferência há mais tempo do que a aura (período de predição), o atual processo será encerrado e o valor atual de batimento cardíaco será considerado como o novo normal.

Figura 27 – Fluxograma – Lógica geral.



Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

Ao adotar um novo valor de batimento cardíaco como parâmetro para a análise geral, espera-se que o programa mitigue a possibilidade de falso positivo devido às alterações da frequência cardíaca por outras razões. Mas é necessário que seja aguardado o tempo de aura, para que seja detectada situação de alteração cardíaca anterior ao início da crise.

Caso o batimento cardíaco não esteja alterado, irá conferir se há algum outro protocolo executando em segundo plano. Caso não tenha, irá verificar se o botão B5 está pressionado. Se estiver, é a oportunidade de renovar os parâmetros, cuja necessidade foi mencionada no preâmbulo desta seção, referente ao reposicionamento dos sensores, em especial o EMG.

### 3.4.2 Monitoramentos amplos – detecção de crise

Quando iniciado o protocolo de crise, serão monitorados os biomarcadores que colaboram para a classificação do tipo de crise (movimento e EMG). E, ainda, haverá um controle do tempo de crise.

A Figura 28 apresenta a lógica do início de uma crise. Obtém-se, primeiramente, o momento do início da crise. Este momento será quando:

- o botão (B1) foi pressionado para o início da crise ou;
- o momento da pergunta, quando de uma resposta positiva à indagação do batimento cardíaco alterado ou;
- o momento da pergunta, quando da ausência de resposta à indagação do batimento cardíaco alterado ou;
- o momento da pergunta, quando de uma resposta positiva à reconferência (e será registrado o momento de início da alteração cardíaca, ou seja, período de aura) ou;
- o momento da pergunta, quando da ausência de resposta à reconferência (e será registrado o momento de início da alteração cardíaca, ou seja, período de aura).

Por ter sido detectada uma crise, se faz necessário comunicar às pessoas que possam estar próximas, mas que não tenham visão do usuário e, ainda, às pessoas que estejam mais distantes. Para o primeiro caso, será acionado um sinal sonoro (*buzzer*), que poderá ser desligado ao pressionar um botão. Quanto ao segundo, será realizada comunicação digital.

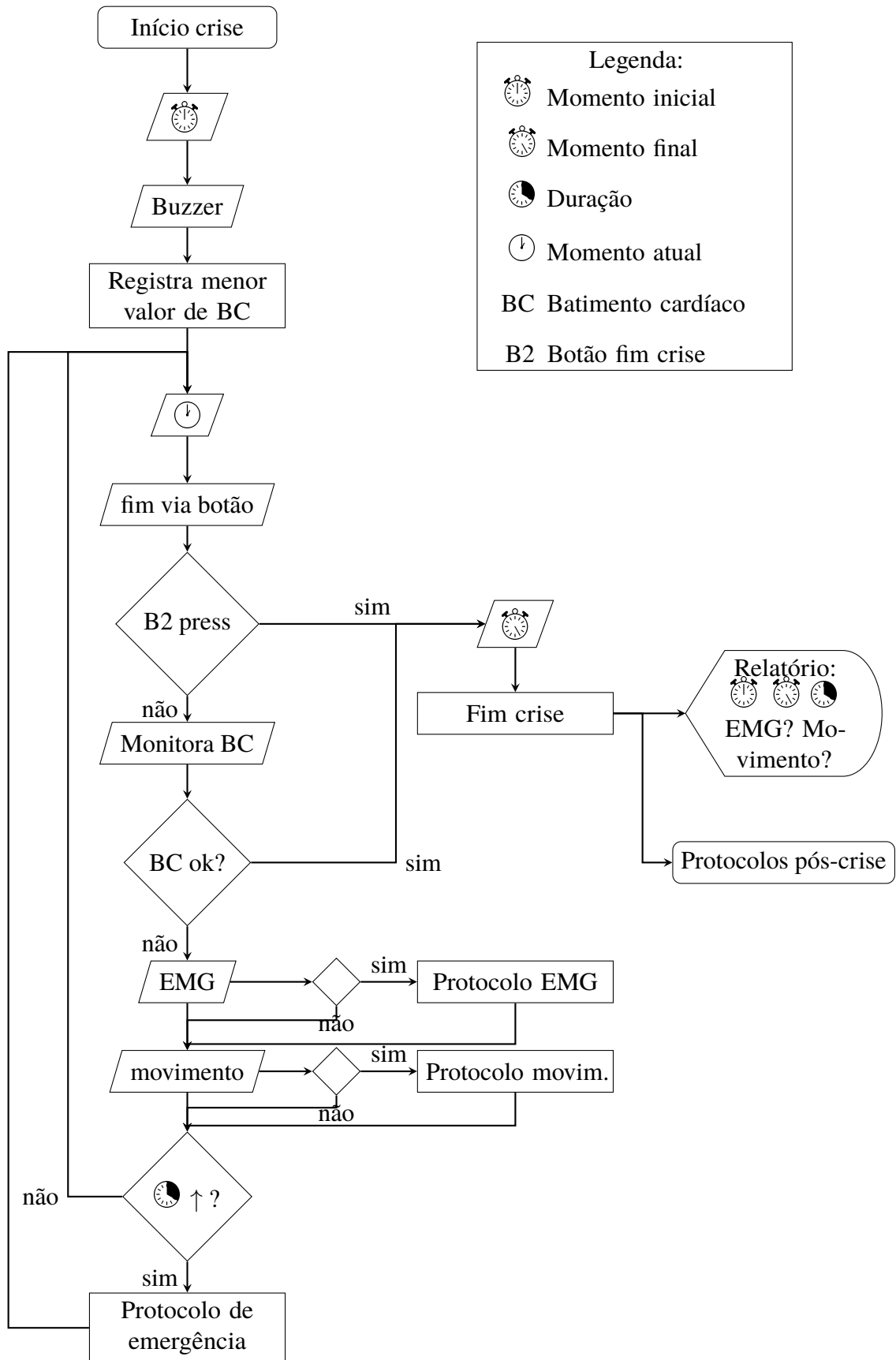
E, ainda na inicialização da crise, será registrado o menor valor de batimento cardíaco anterior ao início da crise. Este valor serve como parâmetro de encerramento da crise: quando o batimento cardíaco diminuir, será detectado o término da crise; o parâmetro de diminuir se dá no seguinte critério: quando o batimento cardíaco for menor ou igual ao menor valor anterior à crise, esta será considerada encerrada.

A cada nova iteração é necessário o registro do atual momento. Deve-se verificar se o botão de encerramento de crise (B2) foi pressionado. Caso não tenha sido, será monitorado o batimento cardíaco. Caso o batimento cardíaco ainda esteja com alteração aumentativa, será verificada a existência de atividades de eletromiografia e movimento.

Será, ainda, monitorado o tempo de duração da crise e, caso a duração seja superior a cinco minutos, iniciar-se-á o protocolo de emergência por tempo. Este protocolo acionará um sinal sonoro e emitirá comunicados digitais para outras pessoas.

Caso o botão B2 (encerramento do protocolo de crise via botão) tenha sido pressionado, ou, caso o batimento cardíaco tenha se re-estabilizado (diminuído ao valor anterior à crise), será registrado o momento como o instante do término da crise. Ao estabelecido o término de crise, será emitido um relatório informando os momentos de início e término e a duração total da crise. E, ainda, será informado se houve atividade de enrijecimento muscular e/ou de movimentação, bem como a quantidade de vezes, os momentos de início e término e o período de duração de cada situação. Será iniciado, por fim, os protocolos de pós-crise.

Figura 28 – Fluxograma – Protocolos de crise.



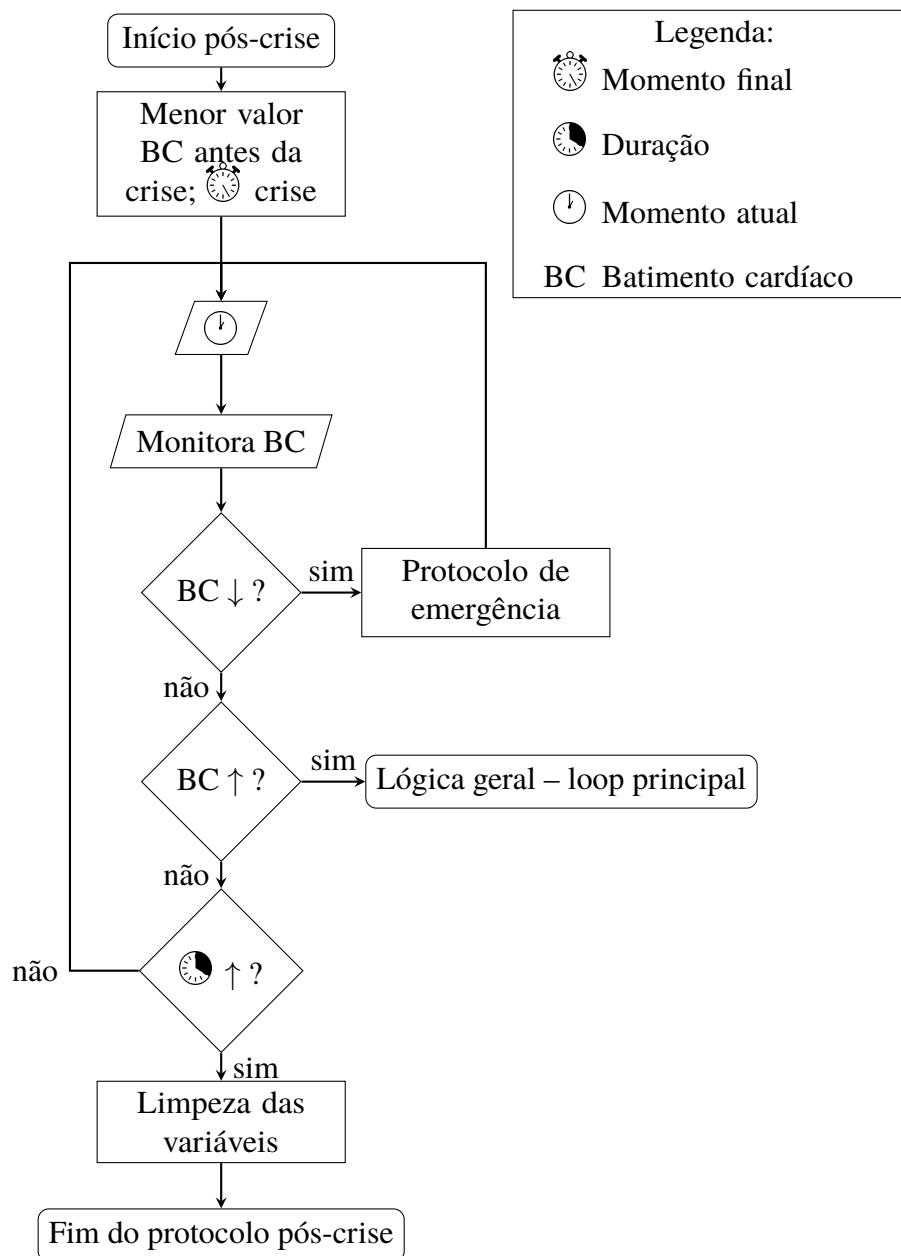
**Legenda:**

- Momento inicial
- Momento final
- Duração
- Momento atual
- BC Batimento cardíaco
- B2 Botão fim crise

### 3.4.3 Monitoramentos no pós- crise

O término da crise não representa uma seguridade à pessoa com epilepsia. É um momento que necessita de atenção e monitoramento, devido, principalmente, aos riscos de Sudep ou de reincidência de nova crise. Portanto, faz-se necessário protocolo de pós- crise.

Figura 29 – Fluxograma – Protocolo pós- crise.



Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

A Figura 29 apresenta uma lógica geral das atividades pós- crise. Registra-se os valores que são parâmetro para possíveis acionamentos: o menor valor do batimento cardíaco antes da crise e o momento do término da crise.

Confere-se como o batimento cardíaco está. Caso esteja em aumentativo, realiza todo o

processo relatado na subseção 3.4.1 (indagação, reconferência, reajuste de parâmetros, se o caso). Caso não esteja em aumentativo, irá verificar se está no diminutivo.

Porém, caso o batimento cardíaco esteja significativamente baixo, irá iniciar o protocolo de emergência por bradicardia. Analogamente ao protocolo de emergência por tempo estendido, deve-se emitir alertas sonoros e realizar comunicado digital para outras pessoas.

Caso não haja alteração diminutiva do batimento cardíaco, irá checar a duração do protocolo de pós- crise. Caso ainda não tenha transcorrido tempo suficiente para considerar-se seguro, voltará ao início. Na hipótese da duração ser superior ao estabelecido, limpará as variáveis e encerrará o protocolo pós- crise.

### 3.5 Programação lógica

Nesta seção é possível ver trechos do código final e como foi possível aplicar as lógicas projetadas conforme os fluxogramas das Figuras 27, 28 e 29. O código foi elaborado no Arduino IDE – versão: 2.3.2.

#### 3.5.1 Bibliotecas necessárias

Os dispositivos analógicos, de saída ou de acionamento não necessitam de bibliotecas específicas, apenas do endereçamento do pino utilizado, conforme pode ser visto no Código A.1 (APÊNDICE A). Os pinos do endereçamento se dão conforme a Figura 16, onde alguns nomes são diferentes quando visto no físico e o programa em si. A título de exemplo, tem-se que o pino “VP” refere-se ao pino 36 do código.

Para um melhor funcionamento do sensor de movimento (MPU6050) e do RTC, foram utilizadas bibliotecas específicas para os modelos, conforme pode ser visto no Código A.2 (APÊNDICE A). Como apontado na subseção 3.3.4, foi necessário reendereçar as portas para finalidades de SDA e SCL do RTC. O `TwoWire` visto no código colabora para este remanejamento de pinos para terem finalidade de protocolo I2C.

Por fim, são incluídas as bibliotecas necessárias para o funcionamento dos envios das mensagens para o Telegram, aplicativo escolhido para realizar os comunicados digitais, ao que será melhor discutido na subseção 3.6. O *WiFi* será através de *Hotspot* do *Smartphone* do usuário, posto que é necessário que o ESP32 esteja com acesso constante à internet, não sendo viável associá-lo a uma rede fixa.

#### 3.5.2 Parâmetros

Valendo-se do já disposto, foram parametrizadas algumas variáveis conforme segue no Código 3.1. Os valores dos batimentos cardíacos serão armazenados na matriz `samples[SAMPLES]`

cujo tamanho será o de dez minutos. Posto que o programa será executado a cada um segundo (`delay(1000)`), o tamanho da matriz será de 600 (seiscentos segundos, portanto, dez minutos).

Considerando que a variação cardíaca de dez por cento é um limiar confiável, será definida a variável `THRESHOLD_PERCENT` com este valor. Caso este valor seja superado, será questionado ao usuário se uma crise está em curso; na hipótese de resposta negativa, será aguardado um tempo de duração `TEMPO_RECONFERENCIA_SEGUNDOS` de 20 segundos para que seja questionado novamente se o usuário está em crise. Na hipótese de já ter transcorrido um tempo de `TEMPO_MAXIMO_RECONFERENCIA_SEGUNDOS` e, ainda não foi detectada uma crise nestes cinco minutos, será admitido um novo parâmetro de batimento cardíaco.

Código 3.1 – Parâmetros do batimento cardíaco.

```

1 //BATIMENTO CARDIACO/Potenciometro
2 #define SAMPLES 600 // Numero de amostras a
   serem armazenadas (10 minutos)
3 #define THRESHOLD_PERCENT 10.0 // Porcentagem de alteracao
   para considerar anormalidade
4 #define TEMPO_RECONFERENCIA_SEGUNDOS 20 // 20 segundos entre as
   conferencias
5 #define TEMPO_MAXIMO_RECONFERENCIA_SEGUNDOS 300 // Cinco minutos desde a
   alteracao do batimento cardiaco inicial e ate parar de reconferir
6 #define TEMPO_MAXIMO_EMERGENCIA_DURACAO 300 // O tempo maximo a
   aguardar sem a intervencao profissional

```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

Na hipótese de a crise ter uma duração superior a cinco minutos conforme estabelecido na variável `TEMPO_MAXIMO_EMERGENCIA_DURACAO`, iniciar-se-á o protocolo de emergência por tempo de crise excedido.

### 3.5.3 Inicializações – setup

O programa inicia fazendo um teste dos dispositivos, conforme estabelecido no fluxograma da Figura 27 e detalhado no Código A.3 no APÊNDICE A. Como o programa irá apresentar valores no Monitor Serial, confere-se a inicialização deste. Posteriormente, testa-se o RTC. Neste teste, são feitos ajustes à técnica *TwoWire*, ao designar as portas declaradas no Código A.2 como aquelas que irão atuar com o protocolo I2C para o ajuste do RTC.

Em seguida, passa para a verificação das funcionalidades do MPU. Depois, inicia a conexão ao *WiFi* e a comunicação ao Telegram. É informado quais pinos são de entrada ou saída e qual endereço eles se referem. Ou seja, são informados que os botões são entradas (`INPUT`) digitais; que o *buzzer* é uma saída (`OUTPUT`) digital.

Segue para a inicialização dos valores do potenciômetro, que é uma entrada analógica. Esta inicialização se dá pelo seguinte raciocínio: será lido o primeiro valor e o vetor de tamanho

SAMPLES será preenchido por este valor. Esta inicialização faz com que não seja necessário transcorrer todo o tempo que se cabe no valor de SAMPLES para que se inicie o programa.

Ainda no início do programa, é feita a parametrização dos valores do sensor de tonicidade, conforme melhor especificado na subseção 3.5.6.

### 3.5.4 Programações de monitoramentos em primeiro nível

Como visto na subseção 3.4.1, se faz necessário o monitoramento das duas formas de iniciar a crise: ou via botão B1 (vermelho, B13 no código) ou via análise do batimento cardíaco. O Código B.1 (APÊNDICE B) confere se o botão B1 foi pressionado e, caso `crise` não esteja em `true`, ou seja, caso ainda não tenha iniciado uma crise, será iniciada a partir desta ação do usuário. Será registrado o `DateTime` de tempo inicial da crise (`start_time_crise_bt`) com o valor atual do RTC (`rtc.now()`).

Caso não tenha havido um início de crise via botão, o programa irá verificar a matriz `samples[SAMPLES]` que guarda os valores dos batimentos cardíacos dos últimos dez minutos. Como o programa tem o `delay` a cada um segundo e o tamanho de `SAMPLES` é de 600, tal como pode ser visto no Código 3.1, verifica-se os valores dos cinco últimos minutos. Caso o valor atual for 10% superior a quaisquer valores anteriores a este ou se houve um aumento de 10bpm, iniciar-se-á o que se relata no Código B.2, no APÊNDICE B. Caso não tenha ocorrido re-conferências anteriores que tenham alterado o valor novo normal, nem tenha passado pelo protocolo de limpeza (botão B5 limpando as variáveis), será considerado que o batimento cardíaco está em aumentativo (`is_heartbeat_normal_aumentativo = false`).

Na hipótese de o batimento cardíaco estar em aumentativo, será questionado ao usuário se ele está em crise. Caso a resposta seja positiva (`B14simInic = true`), registrará o `DateTime` do início de crise ao momento da pergunta. Será iniciado o protocolo de crise. Caso a resposta seja negativa, será iniciado o procedimento de reconferência, ou seja, passado um tempo será questionado novamente ao usuário se uma crise se iniciou.

No código anterior (Código B.2) foi questionado ao usuário se ele está tendo uma crise. No Código B.3 (APÊNDICE B) é registrado o tempo de aguardo para resposta do usuário. Caso não haja nenhuma resposta depois de cinco segundos, iniciar-se-á o protocolo de crise. Registrará o tempo de início como o momento da pergunta.

Se houve resposta negativa ao questionamento do Código B.2, ou seja, ao ser questionado inicialmente se há uma crise e tendo uma resposta negativa (`B27naoInic = true`), será executado o Código B.4 (APÊNDICE B). Nele é calculado o tempo de reconferência. Caso tenha passado 20 segundos entre o último questionamento até o presente momento, será perguntado novamente se o usuário está em crise. Na hipótese de uma resposta positiva (`B14simRecof = true`), iniciar-se-á o protocolo de crise, registrando o início da crise como o momento da pergunta.

Na ocorrência de resposta negativa (`B27naoRecof`), aguardar-se-á um novo período e

reiniciar-se-á o código. Caso não haja resposta por cinco segundos, será considerado como uma detecção de crise (registrando o início da crise).

Caso o programa esteja executando este código (B.4) há mais de cinco minutos (ou seja, o valor do parâmetro `TEMPO_MAXIMO_RECONFERENCIA_SEGUNDOS`), o programa guardará o maior valor da matriz `samples[SAMPLES]` como um novo normal, encerrando a execução deste código (B.4) e alterando o caminho do Código B.2 (APÊNDICE B).

### 3.5.5 Programações de monitoramentos de crise

Ativado o protocolo de crise, inicia-se a lógica anteriormente registrada no fluxograma da Figura 28. É registrado o momento de início na variável `start_time_crise`, como pode ser visto no Código C.1 (APÊNDICE C) e é acionado um *buzzer* a fim de servir como alerta às pessoas que estejam próximas ao usuário do dispositivo. A matriz que registra os valores dos batimentos cardíacos dos últimos cinco minutos é verificada a fim de se obter o menor valor (`min_value_bc`) para que seja considerado como parâmetro de encerramento da crise por normalização do batimento cardíaco. Por fim, será informado para o usuário o início da crise, bem como será enviado um comunicado digital que uma crise foi detectada. O informe do início da crise será detalhado, se foi iniciado via autorrelato (via botão, conforme especificado no Código B.1, ou via alteração do batimento cardíaco, conforme Códigos B.2, B.3 e B.4, do APÊNDICE B).

Verifica-se se a duração da crise é superior a cinco minutos, conforme estabelecido pela variável `TEMPO_MAXIMO_EMERGENCIA_DURACAO` e, caso positivo, a variável `emergencia_tempo` é definida como `true`, o que possibilitará a atuação do protocolo de crise por tempo excessivo.

É verificado se o batimento cardíaco atual é igual ou menor ao menor valor anterior ao início da crise (`min_value_bc`) e, caso seja, considerará a crise encerrada, posto que o batimento cardíaco desceu ao ponto de se re-estabilizar. Esta verificação se dá apenas se não houve início de crise via autorrelato pois, se o início se deu via autorrelato (botão), entende-se que não foi por ter havido uma alteração cardíaca significativa. Ao encerrar a crise, será iniciado o protocolo de pós-crise e será emitido um relatório de crise e enviado um comunicado digital, com os dados do início e término da crise, bem como a sua duração e se houve período de previsibilidade ou não.

Na hipótese de ainda não encerrar o protocolo de crise, são chamadas as funções `detectorTónico()`, `updateSamplesTónico(muscleValue)` e `detectorMotion()`, responsáveis pelo monitoramento de ocorrências de atividades de movimentação e/ou enrijecimento muscular, a ser melhor detalhado na subseção 3.5.6.

Analisando o fluxograma da Figura 28, há, ainda, mais um cenário ainda não coberto pelo Código C.1 (APÊNDICE C): quando do término da crise via autorrelato, ou seja, por pressionar o botão B2 (azul). O Código C.2 (APÊNDICE C) discorre sobre tal possibilidade. Caso o botão B2 (azul e, no código, B12 por estar conectado ao pino D12 do ESP32) seja

pressionado, verificar-se-á se o protocolo de crise está ativo e, caso esteja, será encerrado. Será iniciado o protocolo de pós-crise. Caso o *buzzer* esteja ativo, será interrompido o sinal sonoro. Registrar-se-á o tempo de término e será emitido relatório contendo os dados de início, término e duração da crise, assim como a ocorrência de movimentação e/ou enrijecimento da musculatura e se houve previsibilidade e por quanto tempo.

### 3.5.6 Protocolo de detecção de EMG e movimento

Os dispositivos de detecção já produzidos que usam o sinal de EMG como o principal sensor a ser considerado têm, como praxe, várias análises por segundo que, se aplicado neste projeto, ocasionaria um alto custo computacional e necessitando de uma parametrização mais individualizada. Portanto, a análise dos sinais de EMG foram com amostras com tempos mais espaçados, mas suficientemente boas para detectar as simulações de atividades tônicas.

Os monitoramentos de enrijecimento muscular, ou seja, da atividade eletromiográfica e de movimentação exigem alguns passos. Como os parâmetros de EMG a serem mensurados são particulares de cada pessoa e, como há algumas alterações quando do reposicionamento dos eletrodos, é necessário parametrizar os limiares de tonicidade a serem auferidos. Para tanto, é necessário o ajuste, conforme apontado no Código D.1 (APÊNDICE D). Foi percebido que era essencial a simulação de dois principais movimentos para que os limiares fossem melhor captados: um movimento de fechamento de mãos e outro de “garra”, conforme visto nas Figuras 25 e 26, da subseção 3.3.4.

As funções de detecção, registro de atividade e refino de informações dos protocolos de monitoramento de atividades de EMG ou movimento são bastante similares. As funções `detectorMotion()` e `detectorTônico()` têm lógicas correlatas. À título de exemplo, tem-se o Código D.2 (APÊNDICE D) que, caso o valor captado pelo sEMG seja superior ao estabelecido como limiar de garra ou de fechamento de mão, considerar-se-á a variável booleana `tonico_detected` como verdadeira. Da primeira interação desta detecção, estabelece como verdadeira a variável `tensao` e registra-se o tempo de início. Quando em alguma outra interação a atividade de EMG não for detectada, será captado o momento atual como aquele de encerramento de detecção. Serão registradas em uma matriz de tamanho `count_tonico` os tempos de início e término da atividade. A função `detectorMotion()` associa-se à função descrita no Código D.2 (APÊNDICE D) ao considerar como análoga a associação do valor detectado e aquele parametrizado com a função `mpu.getMotionInterruptStatus()` já existente nas bibliotecas do MPU.

Na função `printMovements()`, do Código D.3 (APÊNDICE D) há ajuste do contador de quantitativo de ocorrências (`count_movements`). Como o programa tem um intervalo de um segundo entre as interações (`delay(1000)`), é possível que haja um movimento que retorne ao ponto inicial num intervalo menor do que o da interação, o que faria o programa considerar a não existência do movimento neste intervalo. O Código D.3 verifica se a diferença entre

um movimento e o outro for inferior a três segundos e, caso seja, será considerado uma única ocorrência de movimento.

### 3.5.7 *Protocolos do pós-crise*

O fluxograma da Figura 29 apresenta a lógica das tarefas a serem executadas depois da ocorrência de alguma crise. No Código E.1 (APÊNDICE E) é possível analisar duas das tarefas a serem conferidas quando já houve uma crise. A primeira é a conferência do batimento cardíaco após o término da crise e, caso este seja 10% menor do que o menor valor da matriz de valores de batimentos cardíacos anteriores ao início da crise (ou seja, o valor de `min_value_bc`), iniciar-se-á o protocolo de emergência por batimento cardíaco em bradicardia.

Outro ponto a ser monitorado durante o pós de uma crise é a duração desde o término desta. Caso a duração seja suficientemente longa, em tempo superior à quantidade de valores registrados na matriz `samples[SAMPLES]`, ou seja, caso tenha passado dez minutos desde o término da crise, o programa poderá realizar a limpeza das variáveis e não mais ficará monitorando uma possível queda brusca do batimento cardíaco.

### 3.5.8 *Protocolos de emergência*

No Código E.1 (APÊNDICE E), quando da queda do batimento cardíaco, tem-se que a variável `emergencia_diminutivo` assume-se como verdadeira, o que possibilita a execução do que se descreve no Código F.1 (APÊNDICE F). Ao iniciar este protocolo, aciona-se o alerta sonoro e é enviada um comunicado digital acerca da queda do batimento cardíaco do usuário, bem como o valor de batimento cardíaco do momento do envio do alerta.

No Código C.1 (APÊNDICE C), foi verificada a duração da crise e, quando superior ao valor determinado pelo parâmetro `TEMPO_MAXIMO_EMERGENCIA_DURACAO`, considerar-se-ia a variável `emergencia_tempo` como verdadeira. No Código F.2 (APÊNDICE F) registra-se que, neste caso, seria enviada uma mensagem digital informando a necessidade de intervenção médica imediata. Esta mensagem informa não apenas que a crise está durando bastante tempo como, também, informa o momento do envio. O protocolo de emergência aciona, ainda, o alerta sonoro.

### 3.5.9 *Emissão de alertas sonoros*

O programa prevê o acionamento de sinal sonoro em diversos momentos, principalmente naqueles que o auxílio de uma outra pessoa seria necessário. Desta forma, são considerados dois tipos de acionamentos sonoros: `buzzerAlerta`, com duração de duas iterações (aproximadamente dois segundos) e o `buzzerEmergencia` com duração de três iterações (três segundos). No Código G.1 (APÊNDICE G) é possível analisar a função `buzzeract` onde se inicia o `buzzer` em acionado e, posteriormente, determina que seja lida a variável `bzzvariavel` e, enquanto esta não atingir o valor limite de `range`, o `buzzer` será mantido ligado. Quando a variável se igualar ao limite, o

*buzzer* será desligado. Na sequência, será realizada a inversão do estado do *buzzer*, como pode ser visto na linha `digitalWrite ( buzzerPin , buzzerState ? HIGH : LOW )`. Caso o botão B5 (botão branco) seja pressionado, a tarefa da função `buzzeract ()` será encerrada.

Os alertas sonoros foram projetados para serem acionados apenas como pulsos nos momentos de pergunta (nos Código B.2 e B.4), apenas para chamar a atenção do usuário mas não servir de alerta. Enquanto a função descrita no Código G.1 de sinais ritmados é acionada quando do início da crise, como pode ser visto no Código C.1 (`buzzerAlerta = true`) e quando de situações de emergências (códigos F.1 e F.2, `buzzerEmergencia = true`).

### 3.6 Método de comunicação

As crises epilépticas são resultantes da atividade anormal excessiva ou síncrona no cérebro, podendo resultar em diversas manifestações decorrentes destas atividades. Muitas destas manifestações inibem momentaneamente a capacidade da pessoa de solicitar a ajuda necessária durante o período da crise. Por vezes, a pessoa acometida por uma crise tem as noções corporal e temporal distorcidas, não sendo capaz de relatar com fidelidade as ocorrências durante uma crise. E, ainda, há situações emergenciais decorrentes das crises, tais como a duração prolongada e/ou quando o batimento cardíaco decai bastante após uma crise. Para todas estas questões, se faz necessária a comunicação destas ocorrências.

Foi escolhido o aplicativo de mensagens Telegram para realizar essa comunicação entre o ESP32 e as demais possíveis pessoas que se faça jus. Objetiva-se que sejam enviadas mensagens instantâneas de alerta (para o início da crise e possíveis casos de emergência) e, ainda, de relatório ao término da crise.

A escolha pelo Telegram se dá pelo motivo de ser um aplicativo de mensagens baseado em nuvem com sincronização contínua amplamente utilizado por centenas de milhões de pessoas pelo mundo (Telegram, 2024), capaz de executar pequenos programas (*bots*) dentro do próprio Telegram. Como será necessário o envio de mensagens para várias possíveis pessoas (o usuário e outras cadastradas como pessoas de confiança para a recepção das mensagens), a escolha por um mensageiro em nuvem é essencial.

#### 3.6.1 Integração do ESP32 com o Telegram

O Telegram é um mensageiro instantâneo, em nuvem, munido de *bots*, ferramentas que automatizam tarefas (envio de mensagens programadas, executar comandos, fornecer informações automatizadas) dentro do ambiente do Telegram. São necessárias APIs (*Application Programming Interfaces*), interfaces de conjuntos de definições e protocolos que permitem que diferentes *softwares*, sistemas, programas ou serviços se comuniquem entre si, facilitando o compartilhamento de dados e funcionalidades. A API do Telegram fornece o comando `sendMessage`, método responsável pela automatização do envio dos alertas do sistema proposto.

No ambiente do Telegram, é necessário a criação de um novo *bot*. Para tanto, deve utilizar o BotFather, *bot* que comanda todos os outros. Inicia-se um diálogo com ele, através do comando `/start` e, dos comandos disponíveis, seleciona-se o `/newbot`. Para fins deste trabalho, o *bot* criado foi nomeado como ESP32TEXTMESSAGE e, posteriormente, foi vinculado um *username* a ele. O BotFather disponibiliza o *token* de acesso ao HTTP (*Hypertext Transfer Protocol*, protocolo de comunicação do *bot*) da API. O Código A.2 (APÊNDICE A) define no ambiente Arduino IDE o valor de BOTtoken conforme chave disponibilizada pelo BotFather.

Como para o auxílio da PCE é ideal que as informações estejam em um grupo, para que haja mais pessoas com as informações dos alertas e relatórios, foi criado tal grupo. Após esta criação, foi adicionado o *bot* IDBot como membro para obtenção do número do CHAT\_ID. Este endereço foi apontado no ambiente Arduino IDE com valor a ser substituído pelo ID\_DO\_CHAT do Código A.2 do APÊNDICE A. Por fim, ainda no ambiente do Telegram, é necessária a inclusão do *bot* ESP32TEXTMESSAGE criado no referido grupo e a permissão que ele envie mensagens: a pessoa que for dona do grupo deve enviar o comando `start`.

Finda as tarefas no ambiente do Telegram, são necessárias as inclusões das bibliotecas `<UniversalTelegramBot.h>`, `<WiFi.h>` e `<WiFiClientSecure.h>`, conforme pode ser visto no Código A.2 (APÊNDICE A). A primeira, é responsável pelo comando `bot.sendMessage`, conforme pode ser visto nos Códigos A.3 (APÊNDICE A), C.1, C.2 (APÊNDICE C) e F.1, F.2 (APÊNDICE F). As duas outras bibliotecas, referentes ao WiFi e protocolo de segurança de WiFi, estabelece a conexão entre o ESP32 e o *smartphone* do usuário, a fim de ter conexão à internet móvel e, assim, ser possível o envio de mensagens ao Telegram, conforme discutido na subseção 3.5.1.

### 3.6.2 Tratamento dos dados para envio de mensagens

O método escolhido para enviar mensagens de texto através do *bot* tem parâmetros obrigatórios, cuja sintaxe é `sendMessage(String chat_id, String mensagem)`, ou seja, é necessário a conversão dos parâmetros do endereço do chat e do conteúdo da mensagem a ser enviada no formato de `String`. Desta forma, é necessário que os dados sejam transformados, conforme pode ser visto no Código G.2 (APÊNDICE G). Estas funções se associam às strings geradas em cada alerta, dando-lhes especificidades daquela ocorrência em particular.

São ocorrências de ativação de envio de mensagens: alerta de início de crise; relatório de crise ao término desta e; alerta de emergências.

## 4 RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados do projeto do sistema criado, bem como serão discutidos os objetivos alcançados.

### 4.1 Objetivos alcançados

Era objetivado a construção de um dispositivo de detecção (e possíveis predições) de crises epiléticas, com soluções que provavelmente resultariam em baixas taxas de falsos positivos ou negativos, que fosse capaz de detectar possíveis manifestações características de tipos de crise tônicas e dos tipos de crise que apresentam movimentações. E, ainda, realizar o envio de mensagens informando quando da ocorrência de uma crise, um relatório ao término e, ainda, alertas de situações emergenciais.

#### 4.1.1 *Mitigação de falsos positivos e falsos negativos*

Como os biomarcadores monitorados não são padronizados, é feita a parametrização momentânea, dos valores obtidos no momento que o usuário colocou o dispositivo no seu braço. A Figura 30 apresenta algumas mensagens que o programa envia ao usuário, que atuará de forma ativa para a possibilidade de mitigação dos falsos positivos e negativos.

No exemplo da Figura 30, há a solicitação que o programa faz para que seja iniciada a parametrização dos limites de tonicidade, como resultado da execução do Código D.1 (APÊNDICE D), conforme discutido na subseção 3.5.6. A cada alteração do valor do batimento cardíaco, será enviada uma mensagem com o valor atual. Apenas para criação da Figura 30 foram suprimidas algumas impressões e foram mantidos os valores que alteram o estado do sistema (alteração do valor de batimento cardíaco em 10% aumentativo e re-estabilização deste).

A fim de mitigar um possível falso positivo, é questionado ao usuário se este está em crise, como visto na Figura no trecho “*Você está em crise? (pressione o botão amarelo (B3) para 'sim' ou o preto (B4) para 'não')*”, como resultado da execução do Código B.2, conforme descrito na subseção 3.5.4. Caso não houvesse esta possível ação do usuário, seria considerada como uma crise detectada apenas pelo fato de o batimento cardíaco ter sido medido como alterado por estar acima dos 10%.

Ainda no que tange da análise da Figura 30, pode-se extrair outras comunicações com o usuário, tal como a reconferência, ao questionar novamente ao usuário se este está em crise, ao que, neste caso, foi dada uma resposta positiva, iniciando o protocolo de crise. Esta possibilidade foi tratada na subseção 3.5.4 e melhor detalhada no Código B.4 (APÊNDICE B).

O alerta de crise foi suprimido na Figura 30 e será melhor detalhado na subseção 4.2.2, assim como o envio do relatório de crise será discutido na subseção 4.2.3.

Figura 30 – Exemplo de envios no Monitor Serial.

```
Iremos parametrizar o sensor de tonicidade. Quando estiver
pronto, pressione o botão branco (B5)
Análise iniciada!
Faça o movimento de garra por cinco segundos:
Valor de threshold capturado: 2247
Feche a mão por cinco segundos:
Valor de threshold capturado: 2659
Batimento cardíaco atual: 82bpm.
    [...]
Batimento cardíaco atual: 94bpm.
Batimento cardíaco alterado. Você está em crise? (pressione
o botão amarelo (B3) para 'sim' ou o preto (B4) para 'não')
Você negou. Momento do cancelamento: 13h40min57s
Você está em crise? (reconferindo)
Você negou. Momento do cancelamento: 13h40min59s
Batimento cardíaco atual: 97bpm.
Batimento cardíaco atual: 98bpm.
Você está em crise? (reconferindo)
Você confirmou! Está em crise. Início em 13h41min22s
Sendo que o batimento cardíaco está alterado desde 13h40min57s
    [Envio de alerta de crise detectada]
Duração de previsibilidade: 25 segundos.
O menor valor de batimento cardíaco anterior ao início da crise
era 82bpm. O valor de batimento cardíaco atual é 98bpm.
Movimento detectado!
Enrijecimento de musculatura detectado!
Enrijecimento de musculatura detectado!
Enrijecimento de musculatura detectado!
Enrijecimento de musculatura detectado!
Movimento detectado!
Batimento cardíaco atual: 98bpm.
    [...]
Batimento cardíaco atual: 81bpm.
Batimento cardíaco se reestabilizou.
    [Envio de relatório de crise]
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

O falso negativo poderia ser mitigado ao ter a possibilidade de inicialização de crise através de autorelato, ou seja, ao pressionar o botão B1 (vermelho).

## 4.2 Comunicação digital

A comunicação via Telegram deve ser feita para alertar a alguma pessoa de confiança quando do início de uma crise, possíveis necessidades de intervenção médica e, ainda, um relatório de ocorrências ao término da crise.

O envio das notificações é feito pelo comando `bot.sendMessage(CHAT_ID, mensagem)`, em que `CHAT_ID` se refere ao parâmetro do destinatário da mensagem. Cada usuário ou grupo possui um ID único associado, conforme discutido na subseção 3.6.1. É aconselhável que seja criado um grupo contendo familiares, amigos e cuidadores do usuário, para que tais pessoas recebam a informação em tempo real das possíveis crises. Os grupos do Telegram possibilitam que todos os usuários enviem mensagens o que pode resultar em uma maior organização quanto a quais pessoas estarão disponíveis para o auxílio.

O Código A.3 (APÊNDICE A) possui uma linha de comando de envio de mensagem ao Telegram, informando que o programa foi iniciado e podendo, portanto, ter um controle que a comunicação está estabelecida.

### 4.2.1 Envio de mensagens ao Telegram

A Figura 31 apresenta uma captura de tela do aplicativo Telegram com a detecção de uma crise e, posteriormente, o relatório de crise após o término desta.

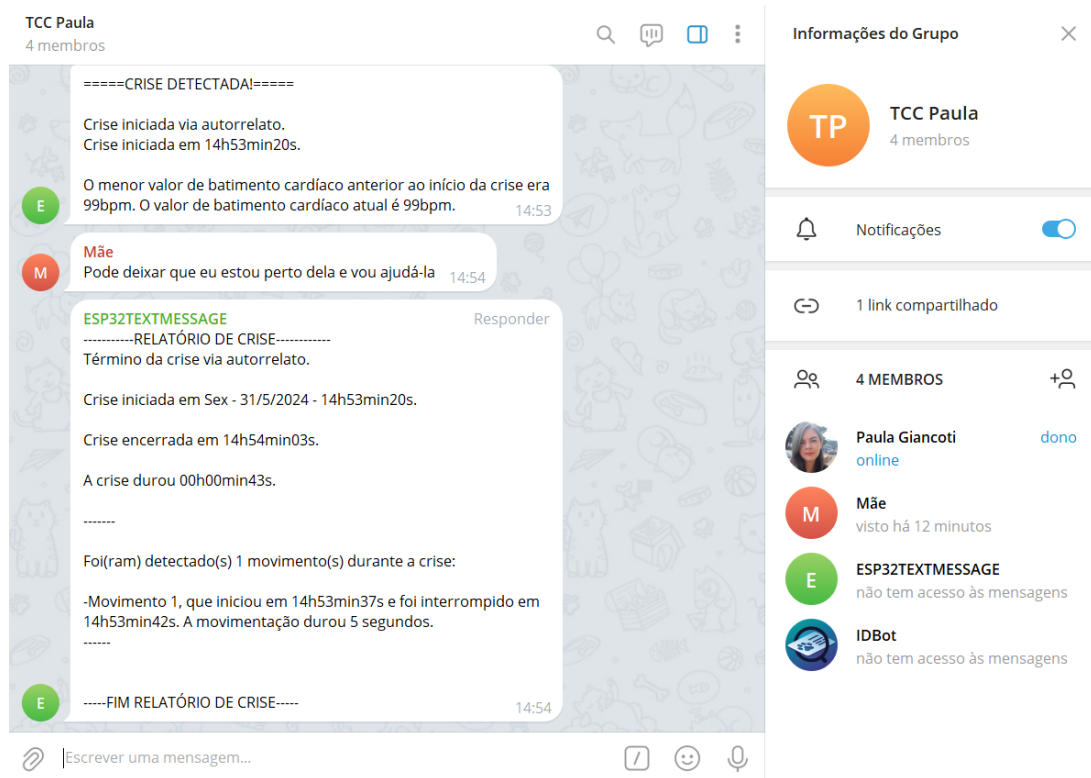
Na Figura 31, é possível perceber, ainda, que as mensagens foram enviadas de forma instantânea: as mensagens de início e término da crise foram enviadas no mesmo minuto das ocorrências registradas. A comunicação, com atrasos de poucos segundos, permite que os membros do grupo saibam da necessidade de auxílio de forma bastante ágil.

Na captura de tela, ainda é possível observar a lista de membros à direita da imagem. Neste grupo para testes foram adicionados apenas os *bots* necessários para o bom funcionamento dos alertas e um contato de exemplo de parente. Há, ainda, o membro-dono do grupo, a autora deste trabalho. Os grupos do Telegram permitem que sejam adicionados até duzentos mil membros; assim, sugere-se que sejam incluídas pessoas de confiança do usuário que possam auxiliá-lo, tais como familiares, amigos e cuidadores. Recomenda-se também a inclusão do contato do médico que acompanha do paciente.

Os grupos do Telegram permitem que sejam editadas as permissões dos usuários. Desta forma, é possível autorizar que todos os usuários enviem mensagens. Assim, caso ocorra uma situação que exija acompanhamento do usuário, os próprios membros do grupo podem enviar mensagens para se organizar, informando sobre a proximidade e a viabilidade de deslocamento até o usuário, entre outras possibilidades. Na Figura 31 há um cenário em que a mãe da pessoa usuária do dispositivo está próxima dela e, portanto, se disponibiliza para auxiliá-la.

Nas próximas subseções serão apresentadas figuras com exemplos de envios de mensagens

Figura 31 – Captura de tela – Exemplo de envio de mensagens ao Telegram.



Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

e discussões sobre cada caso.

#### 4.2.2 *Alertas de início de crise*

O Código C.1 (APÊNDICE C) apresenta a String `stg_crise_detectada` cujo conteúdo da mensagem se constrói conforme o tipo de inicialização da crise.

A Figura 32 apresenta uma mensagem enviada pelo bot ao grupo do Telegram “TCC Paula”, grupo criado para o recebimento de tais alertas, acerca de uma crise iniciada através do acionamento do botão B1 (vermelho). Este tipo de inicialização colabora para a mitigação de falsos negativos.

A Figura 33 apresenta o texto enviado pelo dispositivo ao Telegram quando da simulação de uma crise iniciada após detectada alteração do batimento cardíaco, tendo ocorrido uma resposta positiva ao questionamento.

A Figura 34 apresenta um exemplo de envio de alerta de crise por alteração do batimento cardíaco de início possivelmente generalizado, devido a ausência de resposta quando indagado do início da crise.

A Figura 35 apresenta uma mensagem enviada ao Telegram com a informação do início de uma crise com alteração do batimento cardíaco anterior ao início da crise, ou seja, situação

Figura 32 – Exemplo de alerta de início de crise – Crise via autorelato (botão).

```
ESP32TEXTMESSAGE, [13/05/2024 21:56]
CRISE DETECTADA!

Início de crise via autorrelato em 21h56min25s

O menor valor de batimento cardíaco anterior ao início
da crise era 77bpm. O valor de batimento cardíaco atual é 79bpm.
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

Figura 33 – Exemplo de alerta de início de crise – Crise via alteração do batimento cardíaco, com resposta.

```
ESP32TEXTMESSAGE, [13/05/2024 21:33]
CRISE DETECTADA!

Início de crise detectado por alteração do batimento
cardíaco. Crise iniciada em 21h32min56s.

Houve resposta à indagação no início da crise. Possível
início focal e/ou usuário com acompanhante.

O menor valor de batimento cardíaco anterior ao início
da crise era 79bpm. O valor de batimento cardíaco atual é 90bpm.
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

de possível previsibilidade. O alerta desta figura é o alerta que foi suprimido da figura 30. Na crise simulada, conforme descrito na Figura 30, houve alteração do batimento cardíaco e resposta negativa à indagação inicial da ocorrência de crise, ao que foi inicialmente negado e, 25 segundos depois, respondido afirmativamente. Na Figura 35 todas estas especificidades desta crise em questão são informadas de forma sucinta.

Já a Figura 36 apresenta uma mensagem enviada de quando uma crise foi iniciada por alteração do batimento cardíaco, com alteração anterior ao início registrado, sem uma resposta ao questionamento de reconferência.

Figura 34 – Exemplo de alerta de início de crise – Crise via alteração do batimento cardíaco, sem resposta.

```
ESP32TEXTMESSAGE, [13/05/2024 21:41]
CRISE DETECTADA!

Início de crise detectado por alteração do batimento
cardíaco. Crise iniciada em 21h40min48s.

Não houve resposta à indagação no início da crise.
Possível início generalizado.
O menor valor de batimento cardíaco anterior ao início
da crise era 77bpm. O valor de batimento cardíaco atual é 88bpm.
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

Figura 35 – Exemplo de alerta de início de crise – Crise via alteração do batimento cardíaco, com resposta. Com alteração de batimento cardíaco anterior ao início da crise.

```
ESP32TEXTMESSAGE, [15/05/2024 13:41]
=====CRISE DETECTADA!=====
Crise iniciada via alteração do batimento cardíaco.
Crise iniciada em 13h41min22s.
Houve resposta à indagação no início da crise. Possível
início focal e/ou usuário com acompanhante.
O batimento cardíaco está alterado desde 13h40min57s.
Duração de previsibilidade: 25 segundos.
O menor valor de batimento cardíaco anterior ao início da
crise era 82bpm. O valor de batimento cardíaco atual é 98bpm.
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

Figura 36 – Exemplo de alerta de início de crise – Crise via alteração do batimento cardíaco, sem resposta. Com alteração de batimento cardíaco anterior ao início da crise.

```
ESP32TEXTMESSAGE, [13/05/2024 21:43]
CRISE DETECTADA!

Início de crise detectado por alteração do batimento cardíaco.
Crise iniciada em 21h42min54s.

Não houve resposta à indagação no início da crise. Possível
início generalizado.

O batimento cardíaco está alterado desde 21h42min02s.

Duração de previsibilidade: 52 segundos.

O menor valor de batimento cardíaco anterior ao início da
crise era 77bpm. O valor de batimento cardíaco atual é 87bpm.
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

### 4.2.3 Relatórios de crise

Para além dos alertas de início de crise, também é essencial que seja informado, ao término de uma crise, quanto tempo esta crise teve de duração, bem como se houve situações de enrijecimento muscular e/ou movimentação, característicos dos tipos de crises. O Código C.1 apresenta a construção da String `relatorio_bc` característica do término de crise pelo restabelecimento do batimento cardíaco.

Figura 37 – Exemplo de relatório de crise – Crise com encerramento via batimento cardíaco. Com alteração de batimento cardíaco anterior ao início da crise.

```
ESP32TEXTMESSAGE, [15/05/2024 13:42]
-----RELATÓRIO DE CRISE-----
Término da crise por batimento cardíaco reestabelecido.
Crise com alteração cardíaca prévia ao início da crise.
Batimento cardíaco alterado desde 13h40min57s.
Crise iniciada em Qua - 15/5/2024 - 13h41min22s.
Crise encerrada em 13h42min19s.
A crise durou 00h00min57s.
-----
Foi (ram) detectado(s) 2 movimento(s) durante a crise:
-Movimento 1, que iniciou em 13h41min24s e foi interrompido
em 13h41min25s. A movimentação durou 1 segundos.
-Movimento 2, que iniciou em 13h41min58s e foi interrompido
em 13h42min05s. A movimentação durou 7 segundos.
-----
Foi (ram) detectado(s) 4 situação(ões) com enrijecimento de
musculatura durante a crise:
-Enrijecimento de musculatura 1, que iniciou em 13h41min32s
e foi interrompido em 13h41min39s. O enrijecimento de
musculatura durou 7 segundos.
-Enrijecimento de musculatura 2, que iniciou em 13h41min40s
e foi interrompido em 13h41min54s. O enrijecimento de
musculatura durou 14 segundos.
-Enrijecimento de musculatura 3, que iniciou em 13h41min55s
e foi interrompido em 13h42min00s. O enrijecimento de
musculatura durou 5 segundos.
-Enrijecimento de musculatura 4, que iniciou em 13h42min01s
e foi interrompido em 13h42min02s. O enrijecimento de
musculatura durou 1 segundos.
-----FIM RELATÓRIO DE CRISE-----
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

A Figura 37 apresenta uma mensagem enviada pelo dispositivo ao Telegram de uma mensagem gerada pela string `relatorio_bc` quando da ocorrência de reconferência. São enviados na mensagem informações essenciais para uma melhor atuação médica: a duração da crise,

a ocorrência de movimentação e/ou enrijecimento muscular durante a crise. As informações contidas no relatório serão melhor avaliadas pelo profissional de saúde. O relatório da Figura 37 são aqueles suprimidos da Figura 30.

Já a Figura 38 apresenta um relatório de crise sem alteração cardíaca anterior ao início desta, gerada pela string `relatorio_bc`.

Figura 38 – Exemplo de relatório de crise – Crise com encerramento via batimento cardíaco.

```
ESP32TEXTMESSAGE, [15/05/2024 15:11]
-----RELATÓRIO DE CRISE-----
Término da crise por batimento cardíaco reestabelecido.
Crise iniciada em Qua - 15/5/2024 - 15h10min34s.
Crise encerrada em 15h11min17s.
A crise durou 00h00min43s.
-----
Foi (ram) detectado(s) 2 movimento(s) durante a crise:
-Movimento 1, que iniciou em 15h10min56s e foi interrompido
em 15h11min02s. A movimentação durou 6 segundos.
-Movimento 2, que iniciou em 15h11min07s e foi interrompido
em 15h11min12s. A movimentação durou 5 segundos.
-----
Foi (ram) detectado(s) 1 situação(ões) com enrijecimento de
musculatura durante a crise:
-Enrijecimento de musculatura 1, que iniciou em 15h10min47s
e foi interrompido em 15h10min53s. O enrijecimento de
musculatura durou 6 segundos.
-----FIM RELATÓRIO DE CRISE-----
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

O Código C.2 (APÊNDICE C) traz duas construções de relatórios para o término de uma crise via autorelato (acionamento do botão azul, B2). As Figuras 39 e 40 apresentam exemplos de mensagens enviadas. A Figura 39 relata uma crise cujo encerramento se deu sem a diminuição significativa do batimento cardíaco, com a presença de alteração do batimento cardíaco anterior ao início da crise. A crise relatada não teve ocorrência de enrijecimento da musculatura, tampouco de movimentação. A crise simulada, no caso, não apresentou manifestações físicas mensuráveis pelos sensores. A ocorrência de crises sem tais manifestações é uma situação plausível, que deve ser coberta pelo dispositivo.

Na Figura 40 há o relato de uma crise de término via autorelato (acionamento do botão B2). Na crise relatada, houve a ocorrência apenas de manifestações características às crises tônicas, ou seja, foi captado apenas a ocorrência de enrijecimento da musculatura. O profissional da área de saúde irá realizar a análise detalhada dos dados emitidos pelo relatório mas, no caso, pode ser suposto que ao ter sido mensurado apenas manifestações de enrijecimento muscular, a

Figura 39 – Exemplo de relatório de crise – Crise com encerramento via autorelato. Com alteração de batimento cardíaco anterior ao início da crise.

```
ESP32TEXTMESSAGE, [15/05/2024 15:17]
-----RELATÓRIO DE CRISE-----
Término da crise via autorrelato.
Crise com alteração cardíaca prévia ao início da crise.
Batimento cardíaco alterado desde 15h15min26s.
Crise iniciada em Qua - 15/5/2024 - 15h16min18s.
Crise encerrada em 15h16min57s.
A crise durou 00h00min39s.
-----FIM RELATÓRIO DE CRISE-----
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

crise detectada possivelmente é do tipo tónica. Este tipo de análise é essencial para uma terapia personalizada à pessoa com epilepsia.

Figura 40 – Exemplo de relatório de crise – Crise com encerramento via autorelato.

```
ESP32TEXTMESSAGE, [15/05/2024 15:26]
-----RELATÓRIO DE CRISE-----
Término da crise via autorrelato.
Crise iniciada em Qua - 15/5/2024 - 15h25min55s.
Crise encerrada em 15h26min28s.
A crise durou 00h00min33s.
Foi (ram) detectado(s) 2 situação(ões) com enrijecimento de
musculatura durante a crise:
-Enrijecimento de musculatura 1, que iniciou em 15h26min17s
e foi interrompido em 15h26min18s. O enrijecimento de
musculatura durou 1 segundos.
-Enrijecimento de musculatura 2, que iniciou em 15h26min19s
e foi interrompido em 15h26min24s. O enrijecimento de
musculatura durou 5 segundos.
-----FIM RELATÓRIO DE CRISE-----
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

Os dois cenários simulados relatados nas Figuras 39 e 40 são de crises que possivelmente não seriam detectadas pela maioria dos dispositivos existentes no mercado, posto que não houve atividade de movimentação, ou seja, acelerometria que é o principal sensor dos dispositivos vestíveis que não os usados na cabeça (EEG), que se associam a outros sensores para acionamento da detecção, como visto na subsecção 2.2.4.

#### 4.2.4 Alertas de emergências

Os alertas de início de crise são essenciais para que seja possível que haja uma assistência quando detectada uma crise. Porém, há situações que são de extrema atenção e que necessitam de intervenções médicas imediatas, conforme visto na subseção 2.1.4.

O Código F.1 (APÊNDICE F) detalha a hipótese de acionamento do envio do alerta de queda do batimento cardíaco, relatado na Figura 41. Este alerta é essencial na prevenção da ocorrência de Sudep: haverá comunicação imediata na hipótese de o batimento cardíaco diminuir significativamente.

Figura 41 – Exemplo de alerta de emergência por queda do batimento cardíaco.

```
ESP32TEXTMESSAGE, [13/05/2024 21:54]
-----EMERGÊNCIA-----

O batimento cardíaco caiu!

Intervenção médica necessária!

Mensagem enviada em 21h53min46s.
Batimento cardíaco atual 79bpm.
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

Já o Código F.2 (APÊNDICE F) apresenta a construção da string `stg_emergencia_tempo` cuja resultante é a Figura 42. É essencial que o envio da mensagem seja instantâneo, porém, para melhor especificidade da informação, é relatado no alerta qual o momento de envio. Os dados da Figura 42 são sequenciais aos da Figura 32, ou seja, a simulação da crise que se iniciou em 21h56min25s, permaneceu até 22h01min26s, perfazendo mais do que cinco minutos.

Figura 42 – Exemplo de alerta de emergência por duração.

```
ESP32TEXTMESSAGE, [13/05/2024 22:01]
-----EMERGÊNCIA-----

A crise está durando muito tempo!

Intervenção médica necessária!

A crise já tem 301 segundos de duração.
Mensagem enviada em 22h01min26s.
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

### 4.2.5 *Funcionamento completo*

Foi gravado um vídeo, pela autora deste trabalho, acompanhando os fluxogramas das Figuras 27, 28 e 29. O vídeo é passível de ser acessado através do link <<https://youtu.be/OU04dyXm7m4>>.

No vídeo é mostrado a parametrização do sensor de EMG, conforme descrito na subseção 3.5.6. Posteriormente, a partir do minuto 00min33s do vídeo, é feita uma simulação de detecção de crise via autorrelato (acionamento de botão), semelhante ao discutido na Figura 32 da subseção 4.2.2. Posteriormente, em 00min57s são simuladas situações de enrijecimento de musculatura e movimentação durante a crise simulada. Em 01min31s a crise é encerrada por autorrelato e um relatório com as características da crise é impresso em tela, similar ao relatório da Figura 40 da subseção 4.2.3.

Em 01min38s é possível ver os envios das mensagens de alerta de início de crise (01min48s) e o relatório ao término desta (02min02s), em tempo real. Deste trecho é possível ver que o intervalo de tempo entre o pressionamento do botão e o aparecimento da mensagem no grupo do Telegram é de menos de três segundos.

Em 02min44s inicia-se a simulação de uma crise iniciada através da variação do batimento cardíaco. Em 02min58s é iniciada uma simulação de crise iniciada via alteração de batimento cardíaco, com resposta, de forma similar ao relatado na Figura 33. Foi mostrado que o sinal sonoro foi ativado, além de mostrar a mensagem enviada no Telegram. Posteriormente foi simulado o término da crise e discutido sobre as características da crise simulada.

Já em 04min37s é simulado uma crise iniciada via alteração do batimento cardíaco, sem resposta, de forma análoga ao que foi mostrado na Figura 34.

A simulação similar ao relatado na Figura 35 de crise iniciada por alteração do batimento cardíaco, com resposta, com alteração de batimento cardíaco anterior ao início da crise, é vista no vídeo no tempo 05min29s. A crise com características daquela relatada na Figura 36, cujo início foi pela alteração do batimento cardíaco, sem resposta e com alteração no período pré-ictal, é discutida a partir do instante 08min01s.

Em 10min09s é simulada uma crise cujo início se deu pela alteração do batimento cardíaco, com resposta e, o fluxograma da Figura 28 é discutido a partir do instante 12min19s do vídeo. A criação dos relatórios é discutida no instante 14min29s do vídeo, de forma similar ao relatado na subseção 4.2.3.

O fluxograma da Figura 29 referente aos protocolos de pós-crise é discutido a partir de 15min50s. Uma situação de queda acentuada do batimento cardíaco é simulada a partir do instante 17min34s, análogo ao relatado na Figura 41.

Por fim, é simulado uma crise com duração superior a cinco minutos, cujo relatório é emitido no instante 24min26s, com características similares ao relatado na Figura 42.

A autora deste trabalho gravou, ainda, uma simulação acompanhando as manifestações motoras de um vídeo disponibilizado pela ILAE para classificação de crises. O vídeo elaborado pela autora está disponível no link <<https://youtu.be/-DNf9wZYg3o>>, enquanto o vídeo a ser replicado está disponível no endereço eletrônico <<https://epilepsydiagnosis.org/seizure/tonic-clonic-variants-videos.html>>.

No vídeo de simulação acompanhada, em 00min12s a crise se inicia e em 00min15s é iniciada a simulação de movimentos. A paciente do vídeo original estava tendo uma atividade motora classificável como crise epiléptica com características clônicas. O dispositivo detectou os movimentos simulados e informou essa detecção no monitor serial do Arduino IDE.

Em 00min20s houve o início de manifestação tônica durante a crise da paciente e, ao lado, é possível ver a simulação desta situação ao iniciar o enrijecimento da musculatura. Este fato foi detectado pelo dispositivo, que informou no monitor serial. Como destacado na subseção 2.2.3, a contração muscular nas crises costuma ser mais sustentada do que quando realizadas atividades físicas, o que justifica a incapacidade da autora de simular um enrijecimento muscular por tanto tempo quanto o registrado no vídeo da paciente. Porém, assim que se percebeu que a simulação não estava sendo satisfatória, o enrijecimento era reiniciado a fim de tentar acompanhar o vídeo.

Aos 00min34s há uma nova manifestação clônica concomitante à manifestação tônica que ainda estava presente. Já por volta dos 01min02s aparenta-se que a paciente teve um relaxamento dos músculos, o que foi replicado pela autora e detectado pelo dispositivo. E, por fim, em 01min24s a paciente teve as manifestações clônicas interrompidas, o que foi simulado e, conseqüentemente, detectado pelo dispositivo. Ato contínuo há a análise do relatório emitido pelo sistema e enviado ao Telegram.

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste trabalho, foi proposta a construção de um protótipo capaz de detectar e prever crises epiléticas utilizando a análise da alteração do batimento cardíaco ou o autorrelato. Esta metodologia baseia-se no fato de que a grande maioria das crises é acompanhada de taquicardia, que, por vezes, inicia no período pré-ictal. Para mitigar a possibilidade de falso negativo pela ausência de alteração do batimento cardíaco durante uma crise, foi projetada a possibilidade de iniciar a detecção de crise via autorrelato, acionando um botão.

Após a detecção de crise, foi projetado um monitoramento de possíveis situações de enrijecimento da musculatura e/ou movimentações. Este monitoramento poderá auxiliar no diagnóstico do tipo de crise que acomete a pessoa com epilepsia (PCE) que esteja utilizando o dispositivo. As informações referentes às manifestações que ocorrerem durante a crise são enviadas em um relatório a um grupo do Telegram, permitindo o arquivamento dos dados para consulta posterior. Essas soluções são essenciais para um diagnóstico assertivo e tratamentos personalizados.

O dispositivo é capaz, ainda, de identificar situações que necessitem de intervenção médica imediata, como quando a crise dura por um período extenso ou quando o batimento cardíaco decai significativamente durante o período pós-ictal. Quando essas situações são detectadas, são enviados alertas imediatos para o Telegram, além de sinais sonoros serem acionados. Essas soluções são essenciais para a prevenção de situações de risco, maiores complicações, sequelas e, até mesmo, morte.

O uso de equipamentos de fácil programação e baixo custo possibilitou a criação de um protótipo de dispositivo funcional, suficientemente completo e sem grandes custos computacionais. A sensibilidade de detecção, passível de ser alterada via programação, possibilitou que o dispositivo seja utilizado por quaisquer usuários, adaptado para os diferentes parâmetros que um mesmo usuário pode ter ao longo do tempo.

Além disso, o trabalho contribuiu para a inclusão de familiares e cuidadores no processo de monitoramento, proporcionando uma rede de suporte mais eficiente e imediata através do Telegram. Este aspecto é crucial para garantir que as PCEs recebam auxílio rápido e adequado, aumentando sua segurança e qualidade de vida.

### 5.1 Trabalhos futuros

O dispositivo pode ser aprimorado ao ser retirado do ambiente de matriz de contato (protoboard), implementando uma placa de circuito impresso para garantir maior durabilidade e diminuição das dimensões totais do projeto. Outro ajuste a ser feito é a implementação do sensor de pulso, posto que o uso de potenciômetro apenas é adequado em ambiente de testes. Idealmente, seria interessante acrescentar um módulo de GPS para que, em caso de necessidade de acompanhamento, a localização do usuário possa ser facilmente identificada.

Considerando que o período pós-ictal é de, no máximo, 48 horas, o período de monitoramento pós- crise deve ser ajustado para um período maior. Desta forma, a PCE estará assistida por um tempo que melhor resguardará da possibilidade de Sudep. Outra melhoria na programação é a criação de uma função a ser ativada quando o usuário for realizar alguma atividade física. Desta forma, ao iniciar tal função, o dispositivo irá desconsiderar as alterações de batimentos cardíacos típicas destas práticas.

Ainda sobre os equipamentos, seria ideal a adaptação de uma estrutura vestível para a fixação dos eletrodos, tal como uma manga de blusa com eletrodos costurados. Desta forma, seria possível reutilizá-los, eliminando a necessidade de compra de novos eletrodos, além de permitir a manutenção da disposição física destes<sup>1</sup>.

Ainda é necessário um invólucro para acondicionamento de todos os componentes do dispositivo para melhor organização, proteção contra possíveis intempéries e melhor estética. A estrutura de proteção deve ser resistente, pois as peças são sensíveis e a possibilidade de crise implica a probabilidade de quedas.

Deve-se considerar a necessidade de testes em ambientes hospitalares a fim de aprimorar a sensibilidade do dispositivo, bem como para verificação de êxito na detecção de crises. Outra abordagem possível é realizar trabalhos em conjunto com outros pesquisadores a fim de aprimorar os trabalhos.

Além dos pontos mencionados, será importante conduzir estudos de usabilidade com os usuários finais para garantir que o dispositivo seja intuitivo e confortável de usar diariamente. A colaboração com profissionais de saúde para refinamento dos algoritmos de detecção e predição de crises pode levar a uma melhoria contínua do dispositivo, aumentando sua precisão e confiabilidade.

---

<sup>1</sup> A fabricante Advancer Technologies, LLC, responsável pela criação do Muscle Sensor V3 e outros sEMG, ensina como fazer esta adaptação no site <<https://myoware.com/project/conductive-fabric-electrodes/>>.

## REFERÊNCIAS

- ATWOOD, A. C.; DREES, C. N. Seizure detection devices: five new things. **Neurology: Clinical Practice**, AAN Enterprises, v. 11, n. 5, p. 367–371, 2021. Citado 5 vezes nas páginas 32, 34, 36, 37 e 39.
- BASTIAN, J. C. et al. O manejo da epilepsia na atenção primária à saúde e o que mudou com a pandemia da covid-19? **Boletim do Curso de Medicina da UFSC**, v. 7, n. 1, p. 8–20, 2021. Citado na página 29.
- BRASIL. Avaliação e conduta da epilepsia na atenção básica e na urgência e emergência. **Secretaria de Atenção à Saúde – Ministério da Saúde**, 2018. Disponível em: <[https://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/avaliacao\\_conduta\\_epilepsia\\_atencao\\_basica.pdf](https://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/avaliacao_conduta_epilepsia_atencao_basica.pdf)>. Acesso em: 21 dez 2023. Citado na página 31.
- BRASIL. Relatório de recomendação: Protocolo clínico e diretrizes terapêuticas para epilepsia. **Comissão Nacional de Incorporação de Tecnologias no SUS – Ministério da Saúde**, 2019. Disponível em: <[http://antigo-conitec.saude.gov.br/images/Consultas/Relatorios/2019/Relatorio\\_PCDT\\_Epilepsia\\_CP13\\_2019.pdf](http://antigo-conitec.saude.gov.br/images/Consultas/Relatorios/2019/Relatorio_PCDT_Epilepsia_CP13_2019.pdf)>. Acesso em: 21 dez 2023. Citado na página 31.
- CAMPAGNOLI, R. Z. Desenvolvimento de um dispositivo vestível para auxílio na predição de crises nervosas em pessoas com transtorno do espectro autista. 2018. Citado 3 vezes nas páginas 35, 36 e 51.
- CARVALHO, F. C. et al. Epilepsia, do diagnóstico ao tratamento: revisão de literatura. **Brazilian Journal of Development**, v. 8, n. 2, p. 8988–8997, 2022. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 33.
- CESAR, W. D. A. Desenvolvimento de um dispositivo vestível para medição de sinais fisiológicos: aplicação em casos de epilepsia. 2016. Citado 9 vezes nas páginas 17, 30, 32, 34, 35, 36, 38, 39 e 52.
- CHEN, K. et al. Deep learning for sensor-based human activity recognition: Overview, challenges, and opportunities. **ACM Computing Surveys (CSUR)**, ACM New York, NY, USA, v. 54, n. 4, p. 1–40, 2021. Citado na página 35.
- CONRADSEN, I. et al. Multi-modal intelligent seizure acquisition (misa) system—a new approach towards seizure detection based on full body motion measures. In: IEEE. **2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**. [S.l.], 2009. p. 2591–2595. Citado 4 vezes nas páginas 17, 37, 38 e 39.
- CYBERNETICS, C. **Miniature brain implant to anticipate and prevent seizures**. 2020. Disponível em: <<https://carboncybernetics.com/features/>>. Acesso em: 29 abr 2024. Citado na página 39.
- DINIZ, I. J. F. N.; LEITE, E. M. Análise da influência cardíaca na sudep (sudden and unexpected death in epilepsy) e possíveis medidas preventivas. **Brazilian Journal of Health Review**, v. 3, n. 6, p. 15642–15646, 2020. Citado 3 vezes nas páginas 31, 32 e 34.
- EMPATICA. **embrace2 – Keeping you connected to your loved ones during emergencies**. 2018. Disponível em: <<https://www.empatica.com/en-int/embrace2/>>. Acesso em: 29 abr 2024. Citado na página 47.

- EPIHUNTER. **epihunter subscription – Signal, video-record and log absence seizures in real-time**. 2020. Disponível em: <<https://www.epihunter.com/product>>. Acesso em: 29 abr 2024. Citado na página 44.
- EPILEPSYU. **What is the Brain Sentinel® Monitoring and Alerting System?** 2018. Disponível em: <<https://epilepsyu.com/brain-sentinel-monitoring-alerting-system/>>. Acesso em: 29 abr 2024. Citado na página 48.
- EPITEL. **REMI provides rapid EEG monitoring in healthcare facilities**. 2021. Disponível em: <<https://www.epitel.com/>>. Acesso em: 29 abr 2024. Citado na página 45.
- FISHER, R. S. et al. Relato oficial da ilae: Uma definição prática de epilepsia. **Epilepsia**, v. 55, n. 4, p. 475–82, 2014. Citado 3 vezes nas páginas 17, 23 e 24.
- FISHER, R. S. et al. Classificação operacional das crises da ilae: Artigo de consenso da comissão da ilae para a classificação e terminologia. **Epilepsia**, v. 58, n. 4, p. 522–530, 2017. Citado 5 vezes nas páginas 17, 24, 25, 26 e 29.
- FISHER, R. S. et al. Manual de instrução da ilae 1017 para a classificação operacional dos tipos de crises epiléticas. **Epilepsia**, v. 58, p. 1–32, 2017. Citado 4 vezes nas páginas 24, 25, 26 e 27.
- FOUNDATION, E. **Epilepsy Device Wiki**. 2023. Disponível em: <<https://www.epilepsy.com/tools-resources/device-wiki>>. Acesso em: 13 fev 2023. Citado 8 vezes nas páginas 39, 42, 43, 44, 45, 46, 47 e 48.
- FRASÃO, G.; MARCIAL, P. **Epilepsia: conheça a doença e os tratamentos disponíveis no SUS**: De acordo com a oms, cerca de 50 milhões de pessoas em todo o mundo têm a doença. 2022. Ministério da Saúde. Disponível em: <<https://www.gov.br/saude/pt-br/assuntos/noticias/2022/marco/epilepsia-conheca-a-doenca-e-os-tratamentos-disponiveis-no-sus>>. Acesso em: 20 dez 2023. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 31.
- GÓIS, S. R. M. Epilepsia: concepção histórica, aspectos conceituais, diagnóstico e tratamento. **Mental**, Universidade Presidente Antonio Carlos, v. 2, n. 3, p. 107–122, 2004. Citado 5 vezes nas páginas 17, 21, 22, 28 e 36.
- GOMES, M. d. M. História da epilepsia: um ponto de vista epistemológico. **Journal of Epilepsy and Clinical Neurophysiology**, SciELO Brasil, v. 12, p. 161–167, 2006. Citado na página 21.
- HERRERA, M. C.; LEÓN, C. Y. D.; CENTENO, C. L. Diseño de prototipo de pulsera con circuito para alertar una posible crisis convulsiva para jóvenes con epilepsia a partir de la variación del ritmo cardíaco. 2022. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 38.
- JORGE, C. L.; VALÉRIO, R. M.; YACUBIAN, E. M. Bradicardia como manifestação epilética em epilepsia temporal: relato de caso. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, SciELO Brasil, v. 58, p. 919–923, 2000. Citado na página 33.
- LEUTMEZER, F. et al. Electrocardiographic changes at the onset of epileptic seizures. **Epilepsia**, Wiley Online Library, v. 44, n. 3, p. 348–354, 2003. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 33.
- LIMA, J. M. L. Epilepsia – a abordagem clínica. **Revista Portuguesa de medicina Geral e Familiar**, v. 21, n. 3, p. 291–8, 2005. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 31.

MARTINEZ, C. N. E.; HUEBNER, R. Métodos de detecção de epilepsia-revisão de literatura methods of epileptic seizure detection-review. 2019. Citado 5 vezes nas páginas 30, 31, 34, 35 e 36.

MATA, J. R. d. et al. Monitoramento urbano com sensores de baixo custo. Brasil, 2023. Citado na página 51.

MAXIM, I. P. Extremely accurate i2c-integrated rtc/tcxo/crystal. Maxim Integrated Products, Inc, 2015. Citado na página 54.

MCFARLAND, M. **The wearable device that could text you when your loved one has a seizure.** Washington Post, 2014. Disponível em: <<https://www.washingtonpost.com/news/innovations/wp/2014/01/31/the-wearable-device-that-could-text-you-when-your-loved-one-has-a-seizure/>>. Acesso em: 29 abr 2024. Citado na página 47.

NEUROELECTRICS. **Starstim® tES-EEG systems – Unique and all-in-one solutions for wireless multi-channel brain stimulation and monitoring.** 2017. Disponível em: <<https://www.neuroelectrics.com/solutions/starstim>>. Acesso em: 29 abr 2024. Citado na página 43.

NEUROSERVEIS, M. J. N. **An earpiece that assesses the risk of epileptic seizures.** 2018. Disponível em: <<https://mjn.cat/en/>>. Acesso em: 29 abr 2024. Citado na página 45.

NSG, N. S. G. **Mobile Neuroimaging Development.** Harvard Medical School and Department of Psychiatry at the Massachusetts General Hospital, 2018. Disponível em: <[https://www.nmr.mgh.harvard.edu/Neural\\_Systems\\_Group/research.html](https://www.nmr.mgh.harvard.edu/Neural_Systems_Group/research.html)>. Acesso em: 29 abr 2024. Citado na página 46.

OLIVEIRA, G. R. d. Importância da análise da frequência cardíaca na diferenciação de eventos epilépticos e não epilépticos. 2006. Citado 4 vezes nas páginas 32, 33, 34 e 35.

PAVEI, J. et al. Desenvolvimento de metodologia para a detecção pré-ictal de crises epilépticas utilizando biomarcadores derivados da variabilidade da frequência cardíaca. 2018. Citado 8 vezes nas páginas 17, 24, 30, 32, 33, 34, 37 e 39.

SCHEFFER, I. E. et al. Classificação da ilae das epilepsias: artigo da posição da comissão de: Classificação e terminologia da international league against epilepsy. **Comissão de Consenso da Liga Brasileira de Epilepsia, São Paulo**, v. 4, n. 2, p. 3–21, 2017. Citado 2 vezes nas páginas 28 e 30.

SCORZA, F. A. et al. Alterações cardiovasculares e morte súbita nas epilepsias. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, SciELO Brasil, v. 65, p. 461–466, 2007. Citado 2 vezes nas páginas 33 e 34.

SCORZA, F. A. et al. Morte súbita na epilepsia: todos os caminhos levam ao coração. **Revista da Associação Médica Brasileira**, SciELO Brasil, v. 54, p. 199–200, 2008. Citado na página 33.

SENSE, I. Mpu-6000 and mpu-6050 product specification revision 3.4. Inven Sense Inc., v. 204, 2013. Disponível em: <<https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>>. Acesso em: 03 maio 2024. Citado na página 52.

SHEPHERD, S. **How it improves your sleep.** 2016. Disponível em: <<https://sleepshepherd.com/sleep-improvement/>>. Acesso em: 29 abr 2024. Citado na página 44.

SZABÓ, C. Á. et al. Electromyography-based seizure detector: Preliminary results comparing a generalized tonic–clonic seizure detection algorithm to video-eeeg recordings. **Epilepsia**, Wiley Online Library, v. 56, n. 9, p. 1432–1437, 2015. Citado 4 vezes nas páginas 17, 37, 38 e 39.

TECHNOLOGIES, A. Three-lead differential muscle/electromyography sensor for microcontroller applications. Advancer Technologies, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 53 e 57.

TELEGRAM. **Perguntas Frequentes**. 2024. Disponível em: <<https://telegram.org/faq/br#p-o-que-e-telegram-o-que-faco-aqui>>. Acesso em: 05 maio 2024. Citado na página 73.

ZETO, I. **EEG Monitoring Device**. 2020. Disponível em: <<https://zeto-inc.com/device/>>. Acesso em: 29 abr 2024. Citado na página 43.

## GLOSSÁRIO

- Aura** Fenômenos ictais subjetivos, que em determinados pacientes precede as manifestações objetivas observadas durante a crise pelos circundantes.
- Crise atônica** Crise epiléptica com redução ou perda do tônus muscular sem evento tônico ou mioclônico precedente.
- Crise clônica** Crise epiléptica com abalos rítmicos e sustentados.
- Crise com automatismo** Crise epiléptica com atividade motora repetitiva, mais ou menos coordenada, mas sem objetivo.
- Crise com espasmos epilépticos** Crise epiléptica com flexão, extensão ou misto de flexão-extensão súbitos dos músculos predominantemente proximais e do tronco.
- Crise epiléptica** A ocorrência transitória de sinais e/ou sintomas decorrentes da atividade anormal excessiva ou síncrona no cérebro.
- Crise hipercinética** Crise epiléptica com pedalar, movimentos bruscos de membros.
- Crise mioclônica** Crise epiléptica com abalos rítmicos breves e irregulares.
- Crise mioclônico-tônico-clônica** Crise epiléptica com início de abalos mioclônicos seguidos de atividades tônico-clônica.
- Crise tônica** Crise epiléptica com contratura muscular sustentada.
- Crise tônico-clônica** Crise epiléptica com movimentos tônicos (contração) e clônicos (abalos rítmicos sustentados). Apresentam uma redução regular na frequência dos abalos no decorrer do curso do evento.
- Eletroencefalograma** Gráfico que registra a atividade elétrica do cérebro. A atividade elétrica reflete o estado funcional em dado momento.
- Eletromiografia** Valor dos sinais elétricos dos músculos captados por eletrodos fixados na pele.
- Epilepsia** Epilepsia é um distúrbio cerebral caracterizado pela predisposição persistente em gerar crises epilépticas e pelas consequências neurobiológicas, cognitivas, psicossociais desta condição.
- Período ictal** Momento da ocorrência da crise.
- Período interictal** Período que compreende entre o término do pós-ictal e o início da próxima crise.

Período pós-ictal    Manifestações clínicas e eletroencefalográficas que seguem ao término da crise – máximo de 48 horas.

Período pré-ictal    Momento imediatamente anterior ao período ictal.

## APÊNDICE A – CÓDIGOS DE INICIALIZAÇÃO

O Código A.1 apresenta os endereços dos dispositivos conectados ao ESP32. Citado na subseção 3.5.1.

### Código A.1 – Endereços.

```

1 //Botoes
2 const int B13 = 13; //para emergencia/inicio crise (B1 - vermelho)
3 const int B12 = 12; //fim crise (B2 - azul)
4 const int B14 = 14; //sim (B3 - amarelo)
5 const int B27 = 27; //nao (B4 - preto)
6 const int B26 = 26; //setup tonico; limpeza geral (B5 - branco)
7
8 //BUZZER
9 const int buzzerPin = 15; // Pino do buzzer
10
11 //EMG
12 #define EMG_PIN 39 // "VN" no ESP32 fisico
13
14 //Potenciometro
15 const int potPin = 36; // "VP" no ESP32 fisico

```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

O Código A.2 lista as bibliotecas necessárias para o funcionamento do código. Citado nas subseções 3.5.1, 3.5.3 e 3.6.1.

### Código A.2 – Bibliotecas necessárias.

```

1 //MPU
2 #include "Adafruit_MPU6050.h" //MPU
3 #include "Adafruit_Sensor.h"
4 Adafruit_MPU6050 mpu;
5 #define MPU6050_SDA 21 // Pino SDA para o MPU6050
6 #define MPU6050_SCL 22 // Pino SCL para o MPU6050
7
8 //RTC
9 #include "RTClib.h" //RTC
10 TwoWire I2CRTC = TwoWire(0); //Linha para ajuste da porta do RTC
11 RTC_DS3231 rtc;
12 #define I2C_SDA 16 // Pino SDA para o RTC - "RX2" no ESP32 fisico
13 #define I2C_SCL 5 // Pino SCL para o RTC
14
15 //TELEGRAM
16 #include "WiFi.h"
17 #include "WiFiClientSecure.h"
18 #include "UniversalTelegramBot.h"
19 const char* ssid = "MEU_SMARTPHONE";
20 const char* password = "MINHA_SENHA";

```

```

21 #define BOTtoken "XXXXXXXX:XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX"
22 #define CHAT_ID "ID_DO_CHAT" //ID do grupo "TCC Paula"
23 WiFiClientSecure client;
24 UniversalTelegramBot bot(BOTtoken, client);

```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

O Código A.3 simplificado da inicialização do programa. Citado nas subseções 3.5.3, 3.6.1 e na seção 4.2.

### Código A.3 – Inicialização.

```

1 void setup() {
2   Serial.begin(115200);
3   while (!Serial)
4     delay(10);
5
6   //dados do RTC (relogio)
7   Serial.println("RTC test!");
8   I2CRTC.begin(I2C_SDA, I2C_SCL); //Linha para ajuste da porta do RTC
9   if (!rtc.begin(&I2CRTC)) { //Linha para ajuste da porta do RTC
10    Serial.println("Nao foi possivel encontrar RTC");
11    while (1)
12      ;
13  }
14  Serial.println("RTC Found!");
15
16  //dados do MPU (acelerometro)
17  Serial.println("Adafruit MPU6050 test!");
18  Wire1.begin(MPU6050_SDA, MPU6050_SCL);
19  if (!mpu.begin(0x68, &Wire1)) { // Endereco I2C 0x68 para o MPU6050
20    Serial.println("Failed to find MPU6050 chip");
21    while (1) {
22      delay(10);
23    }
24  }
25  Serial.println("MPU6050 Found!");
26  mpu.setHighPassFilter(MPU6050_HIGHPASS_0_63_HZ);
27  mpu.setMotionDetectionThreshold(1);
28  mpu.setMotionDetectionDuration(20);
29  mpu.setInterruptPinLatch(true);
30  mpu.setInterruptPinPolarity(true);
31  mpu.setMotionInterrupt(true);
32
33  //WIFI E TELEGRAM
34  WiFi.mode(WIFI_STA);
35  WiFi.begin(ssid, password);
36  client.setCACert(TELEGRAM_CERTIFICATE_ROOT);
37  while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {

```

```
38     delay(500);
39     Serial.print(".");
40 }
41 Serial.println("");
42 Serial.println("WiFi connected");
43 bot.sendMessage(CHAT_ID, "Programa iniciado!");
44
45 pinMode(B13, INPUT);
46 pinMode(B12, INPUT);
47 pinMode(B14, INPUT);
48 pinMode(B27, INPUT);
49 pinMode(B26, INPUT);
50
51 pinMode(buzzerPin, OUTPUT);
52
53 // Inicializacao das amostras com valor do potenciometro
54 potValue = analogRead(potPin);
55 int value_40_to_180 = map(potValue, 0, 4095, 40, 180); //40 eh
56   bradicardia de risco e 180 taquicardia de risco
57 for (int i = 0; i < SAMPLES; i++) {
58     samples[i] = value_40_to_180;
59 }
59 printSamples();
60
61 Serial.println("Fim setup");
62 }
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

## APÊNDICE B – CÓDIGOS DE INÍCIO DE CRISE

O Código B.1 inicia a crise quando pressionado o botão B1 (vermelho). Citado nas subseções 3.5.4 e 3.5.5.

Código B.1 – Início da crise via autorrelato – via botão B1 (vermelho).

```

1  if (estadoB13 == HIGH) {
2      Serial.println("Voce pressionou o botao vermelho (B1)");
3      if (!crise) {
4          crise = true;
5          protocolo_inicio_crise = true;
6          inicio_botao = true;
7          count_tonico = 0;
8          count_movements = 0;
9          start_time_crise_bt = rtc.now();
10     }
11 }

```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

O Código B.2 é de verificação do batimento cardíaco e inicialização do protocolo de crise por resposta positiva. Citado nas subseções 3.5.4, 3.5.5, 3.5.9 e 4.1.1.

Código B.2 – Início da crise via alteração do batimento cardíaco.

```

1  float first_sample = samples[0];
2  if (first_sample >= (min_value_bc * 1.1)){
3      for (int i = 1; i < (SAMPLES/2); i++) {
4
5          float diff_percent = abs(samples[i] - first_sample) / first_sample *
6          100.0;
7          float diferenca = abs(samples[i] - first_sample);
8
9          if (diff_percent >= THRESHOLD_PERCENT || diferenca >= 10) { //se a
10         diferenca percentual eh maior do que os 10%
11
12         if (first_sample > samples[i]) { //se o novo valor eh maior
13         do que os outros
14         if (!heartbeat_aumentativo_ok && !limpeza){
15             is_heartbeat_normal_aumentativo = false;
16             if (max_reconferencia > 0){ //novo parametro do batimento
17             cardiaco
18             float bc_atual = abs(max_reconferencia - first_sample)/
19             first_sample *100;
20             if (bc_atual < THRESHOLD_PERCENT){
21                 is_heartbeat_normal_aumentativo = true;
22             }
23         }
24     }
25 }

```

```
20
21     else if (heartbeat_aumentativo_ok){ //se ja teve reconferencia e
ha um novo normal
22         tempo_heartbeat_aumentativo_ok = rtc.now() -
momento_heartbeat_aumentativo_ok;
23         Serial.println("tempo heartbeat aumentativo ok");
24         printTimeSpanInSeconds(tempo_heartbeat_aumentativo_ok);
25         if (tempo_heartbeat_aumentativo_ok.totalseconds() < 120) //se
tem menos de dois minutos que passou pelo processo de reconferencia, o
BC esta em um novo normal
26             {
27                 is_heartbeat_normal_aumentativo = true;
28             }
29         else if (tempo_heartbeat_aumentativo_ok.totalseconds() > 121)
30             {
31                 Serial.println("heartbeat aumentativo ok desligado. pode
retornar a crises por BC");
32                 heartbeat_aumentativo_ok = false;
33                 is_heartbeat_normal_aumentativo = false;
34                 normalizou_por_reconferencia = true;}
35
36         //A solucao para esta questao tem dois cenarios: o primeiro eh
que depois de ter entrado na reconferencia e saido como um novo normal,
ele ignora as alteracoes de aumentos absurdos. Entao pode continuar
aumentando exponencialmente e nao ira para outras iteracoes.
37         //A outra questao eh que poderia chamar o novo valor como o
valor atual. Mas isso perderia o historico dos outros "dez" minutos.
38     }
39
40     else if (limpeza) { //nao ter interferencia dos valores baixos
pre-crise. Acontece quando do B5 pressionado ou quando passados 10min do
termino da crise
41         tempo_pos_limpeza = rtc.now() - momento_limpeza;
42         is_heartbeat_normal_aumentativo = false;
43         if (max_bc_limpeza > 0){
44             float bc_atual_limp = abs(max_bc_limpeza - first_sample)/
first_sample *100;
45             if (bc_atual_limp < THRESHOLD_PERCENT){
46                 is_heartbeat_normal_aumentativo = true;
47             }
48         }
49         Serial.println("Pos-limpeza. Info para conferencia.");
50
51         if (tempo_pos_limpeza.totalseconds() > SAMPLES) { //enquanto
nao tiver passado dez minutos desde o termino da limpeza
52             Serial.println("Passaram dez minutos pos limpeza.");
53             limpeza = false;
```

```
54         max_bc_limpeza = 0;
55     }
56 }
57     break; //nao precisa correr toda a matriz. esta muito maior, o
batimento n ta normal. Esta em aumentativo.
58 }
59
60 }
61 else {
62     is_heartbeat_normal_aumentativo = true;
63 }
64 }
65 }
66
67 else {
68     is_heartbeat_normal_aumentativo = true;
69 }
70
71
72 //Interacao com o usuario
73 if (!is_heartbeat_normal_aumentativo && !indagacao && !fim_via_botao && !
crise) { //se o batimento cardiaco esta alterado, perguntar
74     Serial.println("Batimento cardiaco alterado. Voce esta em crise? (
pressione o botao amarelo (B3) para 'sim' ou o preto (B4) para 'nao')");
75     digitalWrite(buzzerPin, HIGH);
76     momento_pergunta = rtc.now();
77     resp_inconsciente = true;
78     if (B14simInic){
79         indagacao = true;
80         crise = true;
81         resp_inconsciente = false;
82         protocolo_inicio_crise = true;
83         inicio_bc = true;
84         inicio_tempo_crise = momento_pergunta; //nao na hora que respondeu.
inicio da crise (ou anomalia nos batimentos) eh quando detectou (momento
pergunta)
85         inicio_bc_c_resp = true;
86     }
87
88     else if (B27naoInic){
89         Serial.println("Voce negou. Momento do cancelamento: ");
90         indagacao = true;
91         resp_inconsciente = false;
92         reconferencia = true; //temporariamente falso. esperar um tempo e
perguntar de novo
93         inicio_tempo_aguardar_reconferencia = momento_pergunta;
94         printDateTime(inicio_tempo_aguardar_reconferencia);
```

```

95     }
96     digitalWrite(buzzerPin, LOW);
97 }

```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

No Código B.3 há a inicialização da crise quando da não resposta à indagação contida no Código B.2. Citado nas subseções 3.5.4 e 3.5.5.

### Código B.3 – Início da crise via alteração do batimento cardíaco – sem resposta.

```

1  ////////////////Protocolo ausencia de resposta = crise
2  if (resp_inconsciente){
3      if (!primeira_indagacao){
4          primeira_indagacao = true;
5          hora_indagacao = rtc.now();
6          Serial.println("Primeira indagacao ativada.");
7      }
8      else if (primeira_indagacao){ //se ja passou da primeira indagacao
9          tempo_indagacao = momento_pergunta - hora_indagacao;
10         if (tempo_indagacao.totalseconds() > 4){ //4s eh um bom tempo para
11             Serial.print("Ausencia de resposta! Esta em crise. Inicio em ");
12             indagacao = true;
13             crise = true;
14             protocolo_inicio_crise = true;
15             inicio_bc = true;
16             inicio_tempo_crise = momento_pergunta;
17             resp_inconsciente = false;
18             primeira_indagacao = false;
19             inicio_bc_s_resp = true;
20         }
21     }
22 }

```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

No Código B.4 há o protocolo a ser seguido quando houve negativa ao questionamento inicial se há uma crise. Citado nas subseções 3.5.4, 3.5.5, 3.5.9 e 4.1.1.

### Código B.4 – Início da crise via alteração do batimento cardíaco – com alteração de batimento cardíaco anterior.

```

1  ////////////////RECONFERENCIA//////////////////
2  //Se ocorrer a crise e foi negada inicialmente, eh porque o batimento
3  //inicialmente alterado foi aura. Registrar dados de aura
4  if (!is_heartbeat_normal_aumentativo && reconferencia) { //se ja foi
5      questionado e ainda esta com batimento cardiaco alterado. reconfereir
6      agora = rtc.now();
7      resp_inconsciente = false;

```

```
6     primeira_indagacao = false;
7     tempo_reconferencia = agora - inicio_tempo_aguardar_reconferencia;
8
9     // Verificar se o tempo de reconferencia eh maior que 3 minutos (180
10    segundos)
11    if (tempo_reconferencia.totalseconds() >
12    TEMPO_MAXIMO_RECONFERENCIA_SEGUNDOS) {
13        reconferencia = false;
14        indagacao = false; // se passar o tempo de segurancia da
15        reconferencia, o sistema volta a conferencia inicial.
16        Serial.println("Tempo de reconferencia excedido. Voltando para o
17        estado normal.");
18        resp_inconsciente_reconf = false;
19        heartbeat_aumentativo_ok = true;
20        resp_inconsciente_reconf = false;
21        primeira_indagacao_reconf = false;
22        momento_heartbeat_aumentativo_ok = rtc.now();
23        max_reconferencia = samples[0]; // Um novo valor de maximo para nao
24        ter indagacao pos "novo normal"
25        for (int i = 1; i < SAMPLES; i++) {
26            if (samples[i] > max_reconferencia) {
27                max_reconferencia = samples[i];
28            }
29        }
30        Serial.print("O maior valor da matriz ate o momento do termino da
31        reconferencia eh ");
32        Serial.println(max_reconferencia);
33    }
34
35    else if (aguarda) {
36        tempo_aguarda = agora - last_reconferencia_time;
37        if (tempo_aguarda.totalseconds() >= TEMPO_RECONFERENCIA_SEGUNDOS) {
38            aguarda = false; }
39    }
40
41    else {
42        // Se o tempo atual menos o ultimo momento de reconferencia for maior
43        ou igual a 20 segundos, faz a reconferencia
44        last_reconferencia_time = agora; // Atualiza o momento da ultima
45        reconferencia
46        Serial.println("Voce esta em crise? (reconferindo)");
47        digitalWrite(buzzerPin, HIGH);
48        resp_inconsciente_reconf = true;
49
50        if (B14simRecof){
51            Serial.print("Voce confirmou! Esta em crise. Inicio em ");
52            indagacao = true;
53            crise = true;
```

```
44     protocolo_inicio_crise = true;
45     inicio_bc = true;
46     inicio_tempo_crise = agora;
47     reconferencia = false; //isso encerra o if
48     resp_inconsciente_reconf = false;
49     primeira_indagacao_reconf = false;
50     printDateTime(inicio_tempo_crise);
51     TimeSpan tempo_aura = inicio_tempo_crise -
inicio_tempo_aguardar_reconferencia;
52     //Dados de aura
53     Serial.print("Sendo que o batimento cardiaco esta alterado desde ")
;
54     printDateTime(inicio_tempo_aguardar_reconferencia);
55     Serial.println();
56     inicio_bc_recof_c_resp = true;
57     reconferencia_aura = true;
58 }
59
60 else if (B27naoRecof){
61     Serial.print("Voce negou. Momento do cancelamento: ");
62     indagacao = true;
63     aguarda = true;
64     reconferencia = true; //temporariamente falso. aguardar um tempo e
perguntar de novo
65     resp_inconsciente_reconf = false;
66     primeira_indagacao_reconf = false;
67     loop_tempo_aguardar_reconferencia = agora;
68     printDateTime(loop_tempo_aguardar_reconferencia);
69 }
70
71 ///////////////Protocolo ausencia de resposta = crise (reconferencia)
72 if (resp_inconsciente_reconf){
73     if (!primeira_indagacao_reconf){
74         primeira_indagacao_reconf = true;
75         hora_indagacao_reconf = rtc.now();
76         Serial.println("Primeira indagacao ativada (na reconferencia).");
77     }
78     else if (primeira_indagacao_reconf){ //se ja passou da primeira
indagacao
79         tempo_indagacao_reconf = last_reconferencia_time -
hora_indagacao_reconf;
80         if (tempo_indagacao_reconf.totalseconds() > 5){ //4s eh um bom
tempo para acao (clicar no botao)
81             Serial.print("Durante reconferencia: Ausencia de resposta! Esta
em crise. Inicio em ");
82             indagacao = true;
83             crise = true;
```

```
84     protocolo_inicio_crise = true;
85     inicio_bc = true;
86     inicio_tempo_crise = agora;
87     reconferencia = false; //isso encerra o if
88     resp_inconsciente_reconf = false;
89     printDateTime(inicio_tempo_crise);
90     //Dados de aura
91     tempo_aura = inicio_tempo_crise -
inicio_tempo_aguardar_reconferencia;
92     inicio_bc_recof_s_resp = true;
93     reconferencia_aura = true;
94     }
95     }
96     }
97     digitalWrite(buzzerPin, LOW);
98     }
99 }
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

## APÊNDICE C – CÓDIGOS DE PROTOCOLO DE CRISE

O Código C.1 registra o controle de detecções em segundo nível e monitora os critérios de encerramento de crise. Citado nas subsecções 3.5.5, 3.5.8, 3.5.9, 3.6.1, 4.2.2 e 4.2.3.

### Código C.1 – Protocolos de crise.

```

1  //////////////////////////////////////////////////////////////////PROCOLOS DE CRISE/////////////////////////////////
2  if (crise) {
3      //Serial.printf(" Em crise!");
4      primeira_indagacao = false;
5      resp_inconsciente = false;
6      resp_inconsciente_reconf = false;
7
8      if (protocolo_inicio_crise) {
9          if (inicio_bc) {
10             start_time_crise = inicio_tempo_crise;
11         }
12         else if (inicio_botao) {
13             start_time_crise = start_time_crise_bt;
14         }
15         stopBuzzer = false;
16         buzzerEmergencia = false;
17         buzzerAlerta = true;
18         prot_inicio_emerg_dimin = false;
19         prot_inicio_emerg_tempo = false;
20         Serial.println("-----INICIO CRISE-----");
21         Serial.print("\nInicio da crise em ");
22         printDateTime(start_time_crise);
23         Serial.println();
24         //pegar o menor valor da matriz = descobrir o menor valor de pulso
25         antes do inicio da crise
26         min_value_bc = samples[0]; // Suponha que o primeiro valor eh o
27         menor
28         for (int i = 1; i < (SAMPLES/2); i++) {
29             if (samples[i] < min_value_bc) {
30                 min_value_bc = samples[i];
31             }
32         }
33         Serial.print("O menor valor anterior ao inicio da crise eh ");
34         Serial.println(min_value_bc);
35         protocolo_inicio_crise = false;
36         String stg_crise_detectada = "=====CRISE DETECTADA!=====\n\n";
37         if (inicio_bc){
38             stg_crise_detectada += "Crise iniciada via alteracao do
39             batimento cardiaco.\n";
40         }
41         else if (inicio_botao){
42             stg_crise_detectada += "Crise iniciada via autorrelato.\n";

```

```
40     }
41     stg_crise_detectada += "Crise iniciada em " + formatDateTime(
start_time_crise) + ".\n\n";
42     if (inicio_bc_c_resp || inicio_bc_recof_c_resp){
43         stg_crise_detectada += "Houve resposta a indagacao no inicio
da crise. Possivel inicio focal e/ou usuario com acompanhante.\n\n";
44     }
45     else if (inicio_bc_s_resp || inicio_bc_recof_s_resp){
46         stg_crise_detectada += "Nao houve resposta a indagacao no
inicio da crise. Possivel inicio generalizado.\n";
47     }
48     if (inicio_bc_recof_s_resp || inicio_bc_recof_c_resp){
49         stg_crise_detectada += "O batimento cardiaco esta alterado
desde " + formatDateTime(inicio_tempo_aguardar_reconferencia) + ".\n\n";
50         stg_crise_detectada += "Duracao de previsibilidade: " +
formatTimeSpanInSeconds(tempo_aura) + ".\n\n";
51     }
52     stg_crise_detectada += "O menor valor de batimento cardiaco
anterior ao inicio da crise era " + String(min_value_bc);
53     stg_crise_detectada += "bpm. O valor de batimento cardiaco
atual eh " + String(value_40_to_180) + "bpm.\n";
54     Serial.println(stg_crise_detectada);
55     bot.sendMessage(CHAT_ID, stg_crise_detectada);
56     inicio_bc_c_resp = false;
57     inicio_bc_s_resp = false;
58     inicio_bc_recof_c_resp = false;
59     inicio_bc_recof_s_resp = false;
60 }
61
62 Serial.print("Reinformando - O menor valor anterior ao inicio da crise
eh ");
63 Serial.println(min_value_bc);
64
65 //Conferir emergencia temporal
66
67 agora_duracao = rtc.now();
68 emergencia_duracao = agora_duracao - start_time_crise;
69 if (emergencia_duracao.totalseconds() > TEMPO_MAXIMO_EMERGENCIA_DURACAO
){
70     emergencia_tempo = true;
71     Serial.println("Tempo de crise excedido. Emergencia_duracao
iniciada!");
72
73 }
74
75 //Se batimento cardiaco ficar normal:
76 if (samples[0] <= min_value_bc && !inicio_botao) {
```

```
77     Serial.println("Batimento cardiaco se reestabilizou.");
78     fim_via_bc = true;
79     end_time_bc = rtc.now();
80     end_duration = end_time_bc - start_time_crise;
81     crise = false;
82     pos_crise = true;
83     inicio_bc = false;
84     inicio_botao = false;
85     stopBuzzer = true;
86     digitalWrite(buzzerPin, LOW);
87     buzzerEmergencia = false;
88     buzzerAlerta = false;
89     Serial.println("Pos crise ativo");
90     ja_teve_crise = +1;
91     Serial.println(ja_teve_crise);
92
93     //RELATORIO FINAL
94     String relatorio_bc = "-----RELATORIO DE CRISE-----\n";
95     relatorio_bc += "Termino da crise por batimento cardiaco
reestastabelecido.\n\n";
96     if (reconferencia_aura){
97         relatorio_bc += "Crise com alteracao cardiaca previa ao inicio
da crise. ";
98         relatorio_bc += "Batimento cardiaco alterado desde " +
formatDateTime(inicio_tempo_aguardar_reconferencia) + ".\n\n";
99     }
100     relatorio_bc += "Crise iniciada em " + formatDateTimeCompleto(
inicio_tempo_crise) + ".\n";
101     relatorio_bc += "\n\nCrise encerrada em " + formatDateTime(
end_time_bc);
102     relatorio_bc += ".\n\nA crise durou " + formatTimeSpan(
end_duration) + ".";
103     // Se houve movimentos, adiciona ao relatorio
104     if (count_movements > 0) {
105         String reportMovementsVoid = getReportMovements();
106         String reportMovements = "\n\n-----\n\nFoi(ram) detectado(s) " +
String(count_movements) + " movimento(s) durante a crise:\n\n";
107         reportMovements += reportMovementsVoid; // Adiciona o relatorio de
movimentos
108         relatorio_bc += reportMovements + "\n\n-----\n";
109         count_movements = 0; // Reinicia a contagem de movimentos apos
imprimir
110     }
111     if (count_tonico > 0) {
112         String reportTonicVoid = getReportTonics();
113         String reportTonic = "\n\nFoi(ram) detectado(s) " + String(
count_tonico) + " situacao(oes) com enrijecimento de musculatura durante
```

```

    a crise:\n\n";
114     reportTonic += reportTonicVoid; // Adiciona o relatório de
enrijecimentos musculares
115     relatorio_bc += reportTonic;
116     count_tonico = 0; // Reinicia a contagem de enrijecimentos após
imprimir
117 }
118     relatorio_bc += "\n\n-----FIM RELATORIO DE CRISE-----";
119 bot.sendMessage(CHAT_ID, relatorio_bc);
120 Serial.println(relatorio_bc);
121 tonico_detected = false;
122 motion_detected = false;
123 reconferencia_aura = false;
124 indagacao = false;
125 }
126
127 detectorTonic();
128 //updateSamplesTonic(muscleValue); //apenas para construção
129 //printSamplesTonic(); //apenas para construção
130 detectorMotion();
131 }

```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

O Código C.2 relata o encerramento de crise via auto-relato. Citado nas subseções 3.5.5, 3.6.1 e 4.2.3.

#### Código C.2 – Término de crise via autorrelato (botão B2 – azul).

```

1  if (estadoB12 == HIGH) {
2  Serial.println("\nVoce pressionou o botao azul (B2)");
3  if (crise) {
4  crise = false;
5  indagacao = false;
6  pos_crise = true;
7  inicio_bc = false;
8  inicio_botao = false;
9  Serial.println("Pos crise ativo");
10 ja_teve_crise = +1;
11 fim_via_botao = true;
12 stopBuzzer = true;
13 digitalWrite(buzzerPin, LOW);
14 buzzerEmergencia = false;
15 buzzerAlerta = false;
16 end_time_crise = rtc.now();
17 crise_duration = end_time_crise - start_time_crise;
18 is_heartbeat_normal_aumentativo = true; //isso permite que entre em
emergencia diminutivo, se houver

```

```
19     String relatorio_botao = "-----RELATORIO DE CRISE-----\n
";
20         relatorio_botao += "Termino da crise via autorrelato.\n\n";
21     if (reconferencia_aura){
22         relatorio_botao += "Crise com alteracao cardiaca previa ao
inicio da crise. ";
23         relatorio_botao += "Batimento cardiaco alterado desde " +
formatDateTime(inicio_tempo_aguardar_reconferencia) + ".\n\n";
24     }
25         relatorio_botao += "Crise iniciada em " +
formatDateTimeCompleto(inicio_tempo_crise) + ".\n";
26         relatorio_botao += "\n\nCrise encerrada em " + formatDateTime(
end_time_crise);
27         relatorio_botao += ".\n\nA crise durou " + formatTimeSpan(
crise_duration) + ".";
28         // Se houve movimentos, adiciona ao relatorio
29     if (count_movements > 0) {
30         String reportMovementsVoid = getReportMovements();
31         String reportMovements = "\n\n-----\n\nFoi(ram) detectado(s) " +
String(count_movements) + " movimento(s) durante a crise:\n\n";
32         reportMovements += reportMovementsVoid; // Adiciona o relatorio de
movimentos
33         relatorio_botao += reportMovements + "\n-----\n";
34         count_movements = 0; // Reinicia a contagem de movimentos apos
imprimir
35     }
36     if (count_tonico > 0) {
37         String reportTonicVoid = getReportTonics();
38         String reportTonic = "\n\nFoi(ram) detectado(s) " + String(
count_tonico) + " situacao(oes) com enrijecimento de musculatura durante
a crise:\n\n";
39         reportTonic += reportTonicVoid; // Adiciona o relatorio de
enrijecimentos musculares
40         relatorio_botao += reportTonic;
41         count_tonico = 0; // Reinicia a contagem de enrijecimentos apos
imprimir
42     }
43         relatorio_botao += "\n\n-----FIM RELATORIO DE CRISE-----";
44     bot.sendMessage(CHAT_ID, relatorio_botao);
45     Serial.println(relatorio_botao);
46     tonico_detected = false;
47     motion_detected = false;
48     reconferencia_aura = false;
49     indagacao = false;
50 }
51 }
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

## APÊNDICE D – CÓDIGOS DE PROTOCOLOS DE DETECÇÃO DE EMG E MOVIMENTO

O Código D.1 tem trechos essenciais para a parametrização dos limiares de tonicidade. Citado nas subseções 3.5.6 e 4.1.1.

### Código D.1 – Parametrizando os limiares de enrijecimento muscular.

```

1 //Limiar de tonicidade
2 if (!analysisTónicoStarted && !limpezaporbot) {
3   Serial.println("Iremos parametrizar o sensor de tonicidade. Quando
4   estiver pronto, pressione o botao branco (B5)");
5   if (estadoB26 == HIGH) {
6     B26tonicSetp = true;
7     startThresholdTónico();
8   }
9 }
10 if (estadoB26 == LOW){
11   B26tonicSetp = false;
12 }
13 // (...)
14 if(limpezaporbot && estadoB26==HIGH && !B26Limp){
15   Serial.println("Reajustando os parametros de tonicidade.");
16   while (!analysisTónicoStarted) {
17     startThresholdTónico();
18   }
19   limpezaGeral();
20   limpezaporbot = false;
21 }
22 //////////////////////////////////////////////////LIMIAR DE ENRIJECIMENTO MUSCULAR
23 void startThresholdTónico() {
24   Serial.println("Analise iniciada!");
25   Serial.println("Faca o movimento de garra por cinco segundos:");
26   captureThreshold(&threshold_garra);
27   Serial.println("Feche a mao por cinco segundos:");
28   captureThreshold(&threshold_fechar_mao);
29   analysisTónicoStarted = true;
30 }
31 //////////////////////////////////////////////////CAPTURA LIMIA ENRIJECIMENTO MUSCULAR
32 void captureThreshold(int *threshold) {
33   int sum = 0;
34   for (int i = 0; i < MUSCSAMPLES; i++) {
35     sum += analogRead(EMG_PIN);
36     delay(50);
37   }
38   *threshold = sum / MUSCSAMPLES;
39   Serial.print("Valor de threshold capturado: ");
40   Serial.println(*threshold);

```

40 }

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

O Código D.2 discorre sobre a função de detecção de enrijecimento de musculatura. Citado na subseção 3.5.6.

#### Código D.2 – Função de detecção de enrijecimento de musculatura.

```

1 void detectorTonico() {
2   if (muscleValue > threshold_garra) {
3     Serial.println("Movimento de garra detectado!");
4     tonico_detected = true;
5   }
6   else if (muscleValue > threshold_fechar_mao) {
7     Serial.println("Movimento de fechar a mao detectado!");
8     tonico_detected = true;
9   } else {
10    tonico_detected = false;
11  }
12  if (tonico_detected && !tensao) {
13    tensao = true; //estabelece o inicio do tonico desta nova iteracao
14    start_time_tonico = rtc.now();
15    Serial.println("\nEnrijecimento de musculatura detectado!");
16    Serial.print("Tempo atual: ");
17    printDateTime(start_time_tonico);
18    Serial.println();
19  }
20  if (!tonico_detected && tensao) {
21    end_time_tonico = rtc.now();
22    tensao = false; //encerra a iteracao de movimentos
23    Serial.println("\n-----");
24    Serial.print("Foi detectado enrijecimento de musculatura iniciando em ");
25    printDateTime(start_time_tonico);
26    Serial.print("\nO enrijecimento de musculatura foi interrompido em ");
27    printDateTime(end_time_tonico);
28    Serial.println("\n-----");
29    if (count_tonico < MAX_TONICO) {
30      start_times_tonico[count_tonico] = start_time_tonico;
31      end_times_tonico[count_tonico] = end_time_tonico;
32      count_tonico++;
33    }
34  }
35 }

```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

O Código D.3 trata do refino dos dados da contabilização da quantidade de movimentos

detectados. Citado na subseção 3.5.6.

### Código D.3 – Ajuste do contador de ocorrências de movimentos.

```

1 void printMovements () {
2   Serial.println("\n-----");
3   // Serial.print("Durante a crise foram detectados ");
4   // Serial.print(count_movements);
5   // Serial.println(" situacoes com movimentos iniciais:");
6   int adjusted_count = 0; // Contador para movimentos ajustados
7   temp_start_times_motion[0] = start_times_motion[0];
8   temp_end_times_motion[0] = end_times_motion[0];
9   for (int i = 1; i < count_movements; i++) {
10    motion_duration_margem = start_times_motion[i] - end_times_motion[i -
11    1];
12    if (motion_duration_margem.totalseconds() < 3) {
13      temp_end_times_motion[adjusted_count] = end_times_motion[i];
14    } else {
15      adjusted_count++;
16      temp_start_times_motion[adjusted_count] = start_times_motion[i];
17      temp_end_times_motion[adjusted_count] = end_times_motion[i];
18    }
19    // Verificar se o ultimo movimento tambem precisa ser incluido
20    if (motion_duration_margem.totalseconds() >= 3) {
21      adjusted_count++;
22      temp_start_times_motion[adjusted_count] = start_times_motion[
23      count_movements - 1];
24      temp_end_times_motion[adjusted_count] = end_times_motion[
25      count_movements - 1];
26    }
27    // Atualizar o contador de movimentos
28    count_movements = adjusted_count + 1;
29    // Remover entradas repetidas
30    int unique_count = 1;
31    for (int i = 1; i < count_movements; i++) {
32      if (temp_start_times_motion[i] != temp_start_times_motion[i - 1] ||
33      temp_end_times_motion[i] != temp_end_times_motion[i - 1]) {
34        temp_start_times_motion[unique_count] = temp_start_times_motion[i];
35        temp_end_times_motion[unique_count] = temp_end_times_motion[i];
36        unique_count++;
37      }
38    }
39    count_movements = unique_count;
40    // Imprimir os movimentos ajustados
41    Serial.print("Durante a crise foram detectados "); //Apenas para teste
42    Serial.print(count_movements); //Apenas para teste
43    Serial.println(" situacoes com movimentos:"); //Apenas para teste

```

```
41  for (int i = 0; i < count_movements; i++) {
42      Serial.print("\nMovimento ");
43      Serial.print(i + 1);
44      Serial.print(", que iniciou em ");
45      printDateTime(temp_start_times_motion[i]);
46      Serial.print(" e foi interrompido em ");
47      printDateTime(temp_end_times_motion[i]);
48      Serial.print(". A movimentacao durou ");
49      motion_duration = temp_end_times_motion[i] - temp_start_times_motion[i];
50      printTimeSpanInSeconds(motion_duration);
51  }
52  Serial.println("\n-----");
53 }
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

## APÊNDICE E – CÓDIGOS DE PROTOCOLOS DO PÓS-CRISE

O Código E.1 discorre sobre os tratamentos de dados a serem considerados quando já houve alguma crise. Citado nas subseções 3.5.7 e 3.5.8.

### Código E.1 – Protocolos pós-crise.

```

1 //Conferencia de batimento diminutivo -- possivel Sudep
2 if (!crise && is_heartbeat_normal_aumentativo && (fim_via_bc ||
   fim_via_botao)) {
3     resp_inconsciente = false;
4     primeira_indagacao = false; //impede que depois de entrar em diminutivo
   , ao ter aumento de BC ja entre na crise e pule a reconferencia
5     diminuiu_urgencia = min_value_bc * 0.9;
6     //Serial.println("diminuiu emergencia em ");
7     //Serial.println(diminuiu_urgencia);
8     if (first_sample <= diminuiu_urgencia) {
9         Serial.println("Batimento 10% diminutivo do minimo anterior a crise."
   );
10        emergencia_diminutivo = true;
11        stopBuzzer = false;
12        is_heartbeat_normal_diminutivo = false;
13    }
14    else if (first_sample > diminuiu_urgencia) {
15        //Serial.println("batimento ok (diminutivo ok para teste)");
16        emergencia_diminutivo = false;
17        stopBuzzer = true;
18        digitalWrite(buzzerPin, LOW);
19        buzzerEmergencia = false;
20        buzzerAlerta = false;
21        is_heartbeat_normal_diminutivo = true;
22        prot_inicio_emerg_dimin = false;
23    }
24 }
25 //Limpar variaveis depois dos protocolos
26 if (!crise && is_heartbeat_normal_aumentativo &&
   is_heartbeat_normal_diminutivo && ja_teve_crise > 0){
27     agora_pos = rtc.now();
28     if (fim_via_bc){
29         tempo_clear_all = agora_pos - end_time_bc;}
30     else if (fim_via_botao){
31         tempo_clear_all = agora_pos - end_time_crise;
32     }
33     else if (normalizou_por_reconferencia){
34         tempo_clear_all = agora_pos - momento_heartbeat_aumentativo_ok;
35     }
36     if (tempo_clear_all.totalseconds() > SAMPLES){
37         limpezaGeral();
38     }

```

39

}

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

## APÊNDICE F – CÓDIGOS DE PROTOCOLOS DE EMERGÊNCIA

O Código F.1 discorre sobre a ativação de protocolos de emergência por queda do batimento cardíaco. Citado nas subseções 3.5.8, 3.5.9, 3.6.1 e 4.2.4.

### Código F.1 – Protocolo de emergência por queda do batimento cardíaco.

```

1  if (emergencia_diminutivo) {
2      Serial.println("\n-----EMERGENCIA-----\nBatimento cardiaco
   diminuiu!");
3      if (!prot_inicio_emerg_dimin){
4          stopBuzzer = false; //limpando as interferencias dos buzzers
   anteriores
5          buzzerAlerta = false; //limpando as interferencias dos buzzers
   anteriores
6          prot_inicio_emerg_tempo = false; //limpando as interferencias dos
   buzzers anteriores
7          bzzvariavel = 0; //limpando as interferencias dos buzzers anteriores
8          buzzerEmergencia = true;
9          Serial.println("prot ini emr dim ativo");
10         prot_inicio_emerg_dimin = true;
11         String stg_emergencia_diminutivo = "\n-----EMERGENCIA----- \n\
   n 0 batimento cardiaco caiu!\n\nIntervencao medica necessaria!\n\n";
12         stg_emergencia_diminutivo += "Mensagem enviada em " +
   formatDateTime(rtc.now()) + ".\n";
13         stg_emergencia_diminutivo += "Batimento cardiaco atual " +
   String(value_40_to_180) + "bpm.\n";
14         Serial.println(stg_emergencia_diminutivo);
15         bot.sendMessage(CHAT_ID, stg_emergencia_diminutivo);
16     }
17 }

```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

O Código F.2 tem trechos do código geral que tratam sobre a ativação dos protocolos de emergência por duração. Citado nas subseções 3.5.8, 3.5.9, 3.6.1 e 4.2.4.

### Código F.2 – Protocolo de emergência por duração.

```

1  //No protocolo de crise
2  if (crise) {
3      //(...)
4      //Conferir emergencia temporal
5      agora_duracao = rtc.now();
6      emergencia_duracao = agora_duracao - start_time_crise;
7      if (emergencia_duracao.totalseconds() > TEMPO_MAXIMO_EMERGENCIA_DURACAO
   ){
8          emergencia_tempo = true;
9          Serial.println("Tempo de crise excedido. Emergencia_duracao
   iniciada!");

```

```
10     }
11 }
12
13
14 //Protocolo de emergencia por tempo
15 if (emergencia_tempo){
16     Serial.println("\n-----EMERGENCIA-----\nA crise esta durando
17     muito tempo!\nIntervencao medica necessaria!");
18     if (!prot_inicio_emerg_tempo){
19         stopBuzzer = false;
20         buzzerAlerta = false;
21         prot_inicio_emerg_dimin = false;
22         bzzvariavel = 0;
23         buzzerEmergencia = true;
24         Serial.println("prot ini emr tempo ativo");
25         prot_inicio_emerg_tempo = true;
26         String stg_emergencia_tempo = "\n-----EMERGENCIA----- \n\n A
27         crise esta durando muito tempo!\n\nIntervencao medica necessaria!\n\n";
28         stg_emergencia_tempo += "A crise ja tem " +
29         formatTimeSpanInSeconds(emergencia_duracao) + " de duracao.\n\n";
30         stg_emergencia_tempo += "Mensagem enviada em " + formatDateTime
31         (rtc.now()) + ".\n";
32         Serial.println(stg_emergencia_tempo);
33         bot.sendMessage(CHAT_ID, stg_emergencia_tempo);
34     }
35     emergencia_tempo = false;
36 }
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

## APÊNDICE G – SISTEMAS DE ALERTA

O Código G.1 trata do acionamento do sistema sonoro. Citado na subseção 3.5.9.

### Código G.1 – Funcionamento do buzzer.

```

1 //BUZZER
2 const int buzzerPin = 15; // Pino do buzzer
3 int bzzvariavel = 0;
4 bool buzzerState = false;
5 bool stopBuzzer = false;
6 bool buzzerEmergencia = false;
7 bool buzzerAlerta = false;
8
9 if (!stopBuzzer){
10     if (buzzerEmergencia || buzzerAlerta){
11         digitalWrite(buzzerPin, HIGH);
12         if (buzzerEmergencia){
13             buzzeract (2);
14         }
15         else if (buzzerAlerta){
16             bzzvariavel = 0;
17             buzzeract (1);
18         }
19     }
20 }
21 if (estadoB26 == HIGH){
22     if (buzzerEmergencia || buzzerAlerta){
23         stopBuzzer = true;
24         buzzerEmergencia = false;
25         buzzerAlerta = false;
26         digitalWrite(buzzerPin, LOW);
27     }
28 }
29
30 void buzzeract (int range){
31     if (bzzvariavel <= range){
32         //Serial.println(range); //apenas para construcao
33         //Serial.print ("range");
34         //Serial.println("=====");
35         //Serial.print ("Valor da bzzvariavell ");
36         //Serial.println(bzzvariavel);
37         bzzvariavel++;
38         if (bzzvariavel == range){
39             buzzerState = !buzzerState;
40             digitalWrite(buzzerPin, buzzerState ? HIGH : LOW);
41         }
42     }
43     if (bzzvariavel == range){

```

```
44     bzzvariavel = 0;
45 }
46 }
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.

O Código G.2 traz as funções para formatar os dados em String. Citado na subseção 3.6.2.

### Código G.2 – Funções para formatar os dados em String.

```
1 // Funcoes para formatar a data e hora em uma String
2 String formatDateTime(const DateTime& dt) {
3     char daysOfTheWeek[7][12] = { "Dom", "Seg", "Ter", "Qua", "Qui", "Sex",
4         "Sab" };
5     char timeStr[20];
6     sprintf(timeStr, "%02dh%02dmin%02ds", dt.hour(), dt.minute(), dt.second
7         ());
8     return timeStr;
9 }
10 String formatTimeSpan(const TimeSpan& ts) {
11     char timeStr[20];
12     sprintf(timeStr, "%02dh%02dmin%02ds", ts.hours(), ts.minutes(), ts.
13         seconds());
14     return String(timeStr);
15 }
16 String formatTimeSpanInSeconds(const TimeSpan& ts) {
17     int total_seconds = ts.totalseconds();
18     return String(total_seconds) + " segundos";
19 }
20 String formatDateTimeCompleto(const DateTime& dt) {
21     char daysOfTheWeek[7][12] = { "Dom", "Seg", "Ter", "Qua", "Qui", "Sex",
22         "Sab" };
23     String formattedDateTime = daysOfTheWeek[dt.dayOfTheWeek()];
24     formattedDateTime += " - ";
25     formattedDateTime += String(dt.day()) + "/" + String(dt.month()) + "/"
26     + String(dt.year());
27     formattedDateTime += " - ";
28     char timeStr[20];
29     sprintf(timeStr, "%02dh%02dmin%02ds", dt.hour(), dt.minute(), dt.second
30         ());
31     formattedDateTime += timeStr;
32     return formattedDateTime;
33 }
34 // Funcoes para formatar os relatorios de movimentos e tonicos em String
35 String generateMovementsReport() {
36     String reportMovements;
37     for (int i = 0; i < count_movements; i++) {
```

```
32     reportMovements += "\n\n-Movimento " + String(i + 1) + ", que iniciou
em " + formatDateTime(temp_start_times_motion[i]);
33     reportMovements += " e foi interrompido em " + formatDateTime(
temp_end_times_motion[i]);
34     reportMovements += ". A movimentacao durou ";
35     TimeSpan motion_duration = temp_end_times_motion[i] -
temp_start_times_motion[i];
36     int total_seconds = motion_duration.totalseconds();
37     reportMovements += String(total_seconds) + " segundos.";
38 }
39 return reportMovements;
40 }
41
42 String generateTonicReport() {
43     String reportTonic;
44     for (int i = 0; i < count_tonico; i++) {
45         reportTonic += "\n\n-Enrijecimento de musculatura " + String(i + 1) + "
, que iniciou em " + formatDateTime(start_times_tonico[i]);
46         reportTonic += " e foi interrompido em " + formatDateTime(
end_times_tonico[i]);
47         reportTonic += ". O enrijecimento de musculatura durou ";
48         TimeSpan tonico_duration = end_times_tonico[i] - start_times_tonico[i];
49         int total_seconds = tonico_duration.totalseconds();
50         reportTonic += String(total_seconds) + " segundos.";
51     }
52     return reportTonic;
53 }
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2024.