



TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

**Desenvolvimento de um Dispositivo Vestível  
para Auxílio na Predição de Crises Nervosas  
em Pessoas com Transtorno do Espectro Autista**

**Rafael Zamarion Campagnoli**

**Brasília, 26 de junho de 2018**

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

**FACULDADE DE TECNOLOGIA**

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
Faculdade de Tecnologia

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

**Desenvolvimento de um Dispositivo Vestível  
para Auxílio na Predição de Crises Nervosas  
em Pessoas com Transtorno do Espectro Autista**

**Rafael Zamarion Campagnoli**

*Trabalho de Conclusão de Curso submetido ao Departamento de Engenharia  
Elétrica como requisito parcial para obtenção  
do grau de Engenheiro Eletricista*

Banca Examinadora

Prof. Adson Ferreira da Rocha, Dr., ENE/UnB \_\_\_\_\_  
*Orientador*

Profa. Flavia Maria Guerra de Sousa Aranha Oli- \_\_\_\_\_  
veira, Dra., ENE/UnB  
*Examinador interno*

Prof. João Luiz Azevedo de Carvalho, Dr., \_\_\_\_\_  
ENE/UnB  
*Examinador interno*

## FICHA CATALOGRÁFICA

CAMPAGNOLI, RAFAEL ZAMARION

Desenvolvimento de um Dispositivo Vestível para Auxílio na Predição de Crises Nervosas em Pessoas com Transtorno do Espectro Autista [Distrito Federal] 2018.

xvi, 43 p., 210 x 297 mm (ENE/FT/UnB, Engenheiro, Engenharia Elétrica, 2018).

Trabalho de Conclusão de Curso - Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Elétrica

- |                           |                                   |
|---------------------------|-----------------------------------|
| 1. Dispositivos Vestíveis | 2. Transtorno do Espectro Autista |
| 3. Biosensores            | 4. Tecnologias Assistivas         |
| I. ENE/FT/UnB             | II. Título (série)                |

## REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

CAMPAGNOLI, R. Z. (2018). *Desenvolvimento de um Dispositivo Vestível para Auxílio na Predição de Crises Nervosas em Pessoas com Transtorno do Espectro Autista*. Trabalho de Conclusão de Curso, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 43 p.

## CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Rafael Zamarion Campagnoli

TÍTULO: Desenvolvimento de um Dispositivo Vestível para Auxílio na Predição de Crises Nervosas em Pessoas com Transtorno do Espectro Autista.

GRAU: Engenheiro Eletricista ANO: 2018

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias deste Trabalho de Conclusão de Curso e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. Os autores reservam outros direitos de publicação e nenhuma parte desse Trabalho de Conclusão de Curso pode ser reproduzida sem autorização por escrito dos autores.

---

Rafael Zamarion Campagnoli

SHIN QI 7 Conjunto 1 Casa 16

Lago Norte

CEP 71515-010 - Brasília - DF - Brasil

## **Dedicatória**

*Dedico o mérito deste trabalho a todos os seres*

*Rafael Zamarion Campagnoli*

## **Agradecimentos**

*Agradeço primeiramente ao meu orientador, Dr. Adson Ferreira da Rocha, pela excelente orientação e motivação por fazer um trabalho que tenha um valor de ajuda ao próximo. Agradeço à minha mãe, Dra. Noris, e ao meu pai, Dr. Fernando, pelo incentivo pela vida acadêmica e pela ciência. Agradeço à Dra. Rosa Horita pelas valiosas informações acerca do Transtorno do Espectro Autista. Agradeço também ao meu amigo Miguel pelo empréstimo de um Kit de desenvolvimento Arduino, sem o qual esse trabalho não seria possível. Por último mas não menos importante, aos meus amigos Caio Horita e Luísa Brandão pela companhia nas madrugadas de produção de conteúdo no final do semestre.*

*Rafael Zamarion Campagnoli*

---

## RESUMO

A motivação deste projeto reside em auxiliar pessoas com transtorno do espectro autista por meio da predição e alerta de crises nervosas. Neste sentido, este trabalho apresenta a metodologia de desenvolvimento de hardware e software de um dispositivo vestível que captura sinais biológicos de condutividade da pele, temperatura periférica, movimento da mão e batimento cardíaco com o intuito de adquirir dados o suficiente para prever um episódio de crise nervosa. O projeto teve como resultado um hardware capaz de adquirir os dados de forma simultânea e um software para o registro destes dados.

Palavras chave: Dispositivos vestíveis, biosensores, Transtorno no Espectro Autista, tecnologias assistivas

---

## ABSTRACT

The motivation of this project is to help people with autism spectrum disorders through the prediction and alertness of meltdowns. In this sense, this work presents the development methodology of hardware and software of a wearable device that captures biological signals of skin conductivity, peripheral temperature, hand movement and heart rate, in order to acquire enough data to predict a meltdown episode. The project resulted in a hardware capable of acquiring all the data simultaneously and a software for logging the data.

Key words: Wearable devices, biosensors, Autism Spectrum Disorder, assistive technologies

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
1.1	JUSTIFICATIVA	1
1.2	OBJETIVO GERAL	2
1.3	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	2
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>3</b>
2.1	DISPOSITIVOS VESTÍVEIS	3
2.1.1	INTRODUÇÃO AOS DISPOSITIVOS VESTÍVEIS	3
2.1.2	DESAFIOS E OPORTUNIDADES	3
2.1.3	O FUTURO DOS VESTÍVEIS	4
2.2	TRANSTORNO DO ESPECTRO AUTISTA	5
2.3	ESTADO DA ARTE	6
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>9</b>
3.1	DESCRIÇÃO DO DISPOSITIVO	9
3.1.1	HARDWARE	9
3.1.2	SOFTWARE	18
3.1.3	DISPOSITIVO FINAL	20
3.2	DESENVOLVIMENTO	22
3.2.1	ESCOLHA DO PROBLEMA	22
3.2.2	PROJETO DO DISPOSITIVO	22
3.2.3	TESTES EM BANCADA	23
<b>4</b>	<b>ANÁLISE DOS RESULTADOS</b>	<b>26</b>
4.1	MPU 6050	26
4.2	GROVE-GSR	30
4.3	PULSE SENSOR	31
4.4	TERMISTOR	32
4.5	DISPOSITIVO FINAL	33
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	<b>36</b>
5.1	TRABALHOS FUTUROS	37
5.2	CONSIDERAÇÕES FINAIS	37
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>38</b>
	<b>APÊNDICES</b>	<b>40</b>

<b>I</b>	<b>CÓDIGO ARDUINO DE DATALOGGER .....</b>	<b>41</b>
<b>II</b>	<b>CÓDIGO MATLAB DE TRATAMIENTO DOS DADOS DATALOGGER .....</b>	<b>43</b>

## LISTA DE FIGURAS

2.1	Comercial do Google Glass. ....	4
2.2	O futuro da pesquisa em dispositivos vestíveis: necessidade de uma abordagem multidisciplinar. (1).....	4
2.3	Comercial do dispositivo Reveal.....	6
2.4	Comercial do dispositivo Embrace. ....	7
2.5	Comercial do dispositivo Embrace. ....	7
3.1	Sensor Grove-GSR. ....	10
3.2	Esquemático do Sensor Grove-GSR. ....	11
3.3	Módulo MPU 6050.....	12
3.4	Módulo Pulse Sensor - Parte dianteira e traseira. ....	13
3.5	Esquemático do módulo Pulse Sensor. ....	15
3.6	Termistor NTC utilizado para medir a temperatura. ....	16
3.7	Plataforma Arduino Uno.....	17
3.8	Esquema de entradas do ATTINY. ....	18
3.9	Diagrama de blocos do algoritmo de predição simplificado. ....	19
3.10	Diagrama de blocos da subrotina possível <i>meltdown</i> . ....	20
3.11	Protótipo do dispositivo com todos os sensores. ....	21
3.12	Dispositivo final montado para a validação. ....	25
4.1	Resposta dos acelerômetros aos testes realizados ....	26
4.2	Resposta dos acelerômetros ao teste de movimentos aleatórios. ....	27
4.3	Resposta dos acelerômetros ao teste de movimentos repetitivos.....	27
4.4	Resposta dos acelerômetros ao teste de posições. ....	28
4.5	Resposta dos giroscópios aos testes realizados.....	28
4.6	Resposta dos Giroscópios ao teste de movimentos aleatórios. ....	29
4.7	Resposta dos Giroscópios ao teste de movimentos repetitivos. ....	29
4.8	Resposta dos Giroscópios ao teste de posições.....	30
4.9	Validação do módulo GROVE-GSR. ....	31
4.10	Validação do termistor.....	32
4.11	Validação do dispositivo final - Log dos acelerômetros. ....	33
4.12	Validação do dispositivo final - Log dos giroscópios. ....	34
4.13	Validação do dispositivo final - Log do GSR. ....	34
4.14	Validação do dispositivo final - Log da temperatura. ....	35

# LISTA DE TABELAS

4.1	Parâmetros obtidos do teste de validação do termistor .....	32
-----	---	----

# LISTA DE SÍMBOLOS

## Símbolos Gregos

$\Omega$  Resistência Elétrica [Ohm]

## Grupos Adimensionais

$e$  Número de Euler

## Subscritos

$a$  Ambiente

## Siglas

ABNT Associação Brasileira de Normas Técnicas  
BPM Beats-per-minute  
EDA Electrodermal Activity  
GSR Galvanic Skin Response  
IoT Internet of Things  
LED Light-emitting diodes  
NTC Negative Temperature Coefficient  
PPG Photoplethysmography  
TEA Transtorno do Espectro Autista

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 JUSTIFICATIVA

O avanço dos dispositivos vestíveis já é visível no dia a dia do ser humano (1). Com dispositivos como *smart watches* sincronizados com o smartphones, com aplicabilidades que vão desde aferição de sinais para otimização de atividades físicas até a facilitação de interações com o smartphone, como a troca de músicas, verifica-se uma enorme potencialidade no estudo e desenvolvimento de dispositivos vestíveis.

A interação homem máquina foi sempre um indicativo de desenvolvimento para a humanidade à medida que novas soluções para problemas comuns foram sendo criadas, baseando-se na utilização de ferramentas desenvolvidas com a tecnologia disponível naquele tempo. Nos dias atuais, tal interação homem máquina chegou ao ponto de ampliar as capacidades humanas, principalmente por meio de dispositivos vestíveis, que podem utilizar de sinais biológicos não sensíveis ao ser humano para aplicações em problemas cotidianos.

O transtorno do espectro autista, ou TEA, é o nome dado a um transtorno cognitivo que compromete a interação social e o processamento de informações sensoriais pelo cérebro (2). A condição se dá na forma de espectro, ou seja, não é percebida de forma única e pode variar de pessoa para pessoa, de uma baixa intensidade de comprometimento para uma alta intensidade.

Um dos maiores problemas em pessoas com TEA são os *meltdowns*, crises nervosas que podem surgir durante um momento de muito estímulo sensorial, como em ambientes muito movimentados e com muito barulho, ou em momentos de grande intensidade emocional, como momentos estressantes na vida da pessoa (3). Estudos indicam que estas crises nervosas podem ser facilmente detectadas por meio de sinais biológicos e, portanto, podem ser previstas e evitadas (4).

Com o conhecimento sobre a possibilidade de os sistemas vestíveis ampliarem as capacidades humanas e o problema das crises nervosas em pessoas com TEA, chegou-se à motivação do projeto de atenuar a condição por meio de um dispositivo vestível que faça a aferição dos sinais biomédicos relativos à excitação mental em tempo real e que consiga prever se há risco de uma crise nervosa naquele instante.

O projeto pode trazer benefícios para a sociedade na melhoria da qualidade de vida de portadores de TEA e nas respectivas famílias. Além disso, traz-se também um benefício para a universidade, uma vez que o projeto tratou de temas de forma interdisciplinar, focando na inovação e na aplicação dos conhecimentos em Engenharia Eletrônica e Biomédica adquiridos ao longo do curso.

## **1.2 OBJETIVO GERAL**

No ambiente atual de tecnologias disruptivas, o desenvolvimento de soluções precisa integrar a multidisciplinaridade com tecnologias como inteligências artificial, internet das coisas, realidade virtual, blockchain, etc. Nesse contexto, o objetivo geral do projeto foi conceber um dispositivo vestível que possa melhorar o estilo de vida de uma pessoa com TEA por meio de bio-sensores e um algoritmo preditivo de uma possível crise nervosa.

## **1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

Foram elencados como objetivos específicos neste trabalho:

- Realizar uma revisão bibliográfica sobre dispositivos vestíveis.
- Realizar uma revisão bibliográfica sobre TEA.
- Conceber um dispositivo vestível que consiga integrar sensores de GSR (Galvanic Skin Response), movimento, temperatura e batimento cardíaco com um microcontrolador e bateria.
- Desenvolver um algoritmo para detecção de uma crise nervosa por meio dos sinais adquiridos e emissão de um alerta.
- Validar o dispositivo desenvolvido por meio de testes específicos para cada sensor e um teste com todos os sensores integrados funcionando de forma simultânea.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 DISPOSITIVOS VESTÍVEIS

#### 2.1.1 INTRODUÇÃO AOS DISPOSITIVOS VESTÍVEIS

Dispositivos vestíveis são dispositivos eletrônicos que podem ser usados como implantes ou acessórios de vestimenta ao corpo humano. Suas aplicações vão desde jogos virtuais até operadores de serviços perigosos como em equipes de salvamento. O tema tem avançado muito ultimamente devido ao desenvolvimento de IoT's (Internet of Things) e à diminuição do tamanho físico de dispositivos eletrônicos (1).

Uma das aplicações interessantes de dispositivos vestíveis é o monitoramento de sinais biomédicos. Com essa nova tecnologia, torna-se possível o monitoramento de diversos sinais do corpo humano, tais como respiração, batimento cardíaco, pressão sanguínea, entre outros. Tendo essa possibilidade, torna-se disponível uma enorme quantidade de dados sobre a saúde do indivíduo no dia a dia, o que pode reduzir drasticamente a necessidade de consultas médicas periódicas, ao menos para exames gerais.

#### 2.1.2 DESAFIOS E OPORTUNIDADES

Embora seja uma tecnologia emergente, o desenvolvimento de um dispositivo vestível é uma tarefa complexa e envolve diversos fatores. Na parte técnica, deve ser levado em conta qual a plataforma controladora se utilizar, quais os sensores, qual o tipo de processamento, e qual o gasto energético para o dimensionamento da bateria. Além disso, deve-se ter em mente as questões estéticas de moda, praticidade no uso, o contexto cultural no qual será inserido o dispositivo e os gestos cotidianos que deverão ser realizados pelo usuário para a utilização do dispositivo.

Um bom exemplo de dispositivo que leva em conta todos os fatores supracitados é o Google Glass (5) (Figura 2.1), um dispositivo semelhante a um óculos que exibe ao usuário uma tela na parte de cima do campo de visão. Esta tela se conecta ao smartphone e pode exibir mapas, seleção de música e até mesmo tirar fotos. O Google Glass consegue integrar um processamento pequeno fisicamente a um acessório muito usado e já inserido no nosso contexto cultural, o que o torna um dispositivo de sucesso.

O sucesso de um dispositivo vestível depende de sua capacidade de entender as necessidades do usuário, a compatibilidade com produtos existentes, a mínima extensão na mudança de comportamento, a redução dos custos de soluções existentes e o melhoramento na qualidade do serviço.

Já entre maiores desafios da atualidade na área estão: as interconexões do circuito no caso

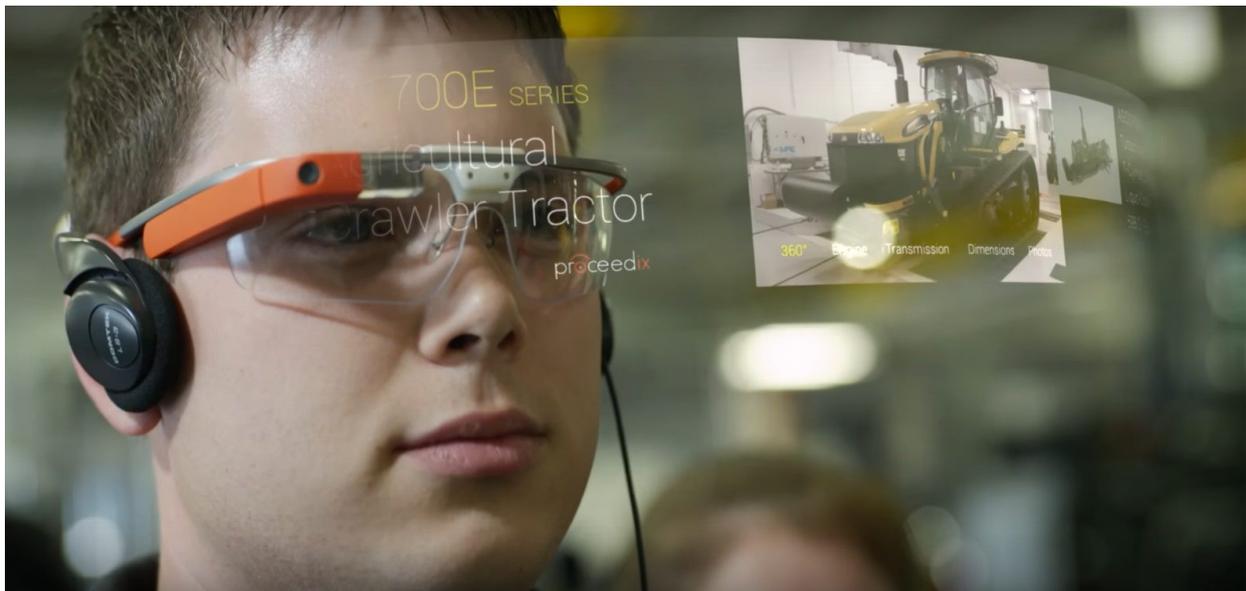


Figura 2.1: Comercial do Google Glass.

de um sistema com eletrodos localizados em diferentes partes do corpo, onde entram os tecidos condutivos; a padronização dos conectores, algoritmos processadores de sinal robustos; o desenvolvimento de novos materiais para fibras condutoras; baterias adaptáveis às diversas situações; a compatibilidade com redes sem fio existentes e a privacidade e segurança de dados (1).

### 2.1.3 O FUTURO DOS VESTÍVEIS

O futuro dos dispositivos vestíveis envolve a necessidade de uma abordagem interdisciplinar entre a manufatura têxtil, engenharia eletrônica, desenho industrial e ciências sociais (figura 2.2) (1). A ideia para o futuro é ter qualquer informação adquirida pelo corpo, a qualquer hora e para qualquer um. Um exemplo desse cenário seria o monitoramento dos sinais biológicos e sensações de um piloto de Fórmula 1 durante uma corrida e o "repasse" dessas sensações para simulação em outras pessoas, poder-se-ia acompanhar o batimento cardíaco, a força centrífuga e o nível de stress do piloto em tempo real.



Figura 2.2: O futuro da pesquisa em dispositivos vestíveis: necessidade de uma abordagem multidisciplinar. (1)

## 2.2 TRANSTORNO DO ESPECTRO AUTISTA

O autismo, ou TEA, é um transtorno neurológico que causa comprometimento na interação social, comportamento e comunicação no indivíduo. Normalmente, a condição é identificada já na infância e possui diferentes gradações, desde leves problemas comportamentais até graves condições de inaptidão à comunicação verbal e não-verbal. Muito embora intervenções nos primeiros momentos na infância podem ser de grande ajuda para o desenvolvimento destas habilidades, não há cura para o transtorno (6).

As origens da condição podem ser por hereditariedade, predisposição genética ou fatores ambientais. Houve hipóteses que o autismo poderia ser causado por danos de certas vacinas, mas foram amplamente refutadas por estudos científicos.

Entre suas condições, está a alta sensibilidade sensorial. Isto é, dependendo da intensidade, grandes quantidades de informação sensorial como sons altos, grandes variações de cores e etc. não são bem processadas pelo cérebro e podem causar extremo desconforto ao indivíduo, em alguns casos levando-o a um surto de saturação sensorial. Relatos de indivíduos que passam por surtos sensoriais podem ser encontrados na Internet. É dito que, em tais situações, o corpo responde a qualquer outro estímulo como se estivesse em uma situação de vida ou morte, sendo então muito doloroso para a pessoa e para a família.

Outros fatores que podem causar surtos são altos níveis de stress e cansaço mental. Uma criança com TEA muito atarefada, por exemplo, tem uma quantidade maior de informações a processar ao longo do dia, o que gera uma predisposição maior a ter crises frequentes. Um outro fator causador de stress é a falta de habilidade de comunicação, que normalmente causa frustração ao indivíduo e elevando seu nível de stress. Uma técnica muito usada para prevenir surtos autistas é a acomodação das necessidades sensoriais, como usar bonés e óculos escuros para proteger da alta luminosidade e fones de ouvido para proteger de sons muito altos (4).

Para enriquecer o trabalho, foi feita uma entrevista informal com a Dra. Rosa Horita, psiquiatra infantil, que já trabalhou com diversos pacientes com TEA (7). De acordo com a especialista, ao se projetar um dispositivo vestível aplicado a pacientes autistas, deve-se levar em conta o conforto que o paciente teria ao vestir o dispositivo. Uma pulseira, por exemplo, poderia ser desconfortável no começo, mas facilmente acomodável com o uso. Além disso, foi dito que pacientes tem diferentes sensibilidades. Por exemplo, uma criança pode ficar muito entretida com um barulho de uma máquina de lavar, mas não suportar o barulho de alho fritando. Em indivíduos com baixa habilidade comunicativa, é comum sentir um desconforto com alguma informação sensorial, porém não conseguir avisar às pessoas próximas, o que causa frustração e aumento no nível de stress.

Muito embora para os familiares os surtos ocorrem espontaneamente, foi verificado por meio de estudos científicos que os surtos podem ser previstos por medições em variáveis biológicas que indicam stress, tais como impedância da pele e variação no ritmo cardíaco (8) (9).

## 2.3 ESTADO DA ARTE

Existem no mercado alguns exemplares de dispositivos semelhantes ao proposto, que foram utilizados como inspiração para o projeto. Os dispositivos encontrados durante a fase de revisão bibliográfica se assemelham ao dispositivo proposto nesse projeto por terem suas medições baseadas em GSR.

O primeiro dispositivo a ser apresentado é o Reveal, da Awake Labs (10) (Figura 2.3). O Reveal é uma pulseira que faz um monitoramento constante da ansiedade por meio dos sinais de batimento cardíaco, GSR e temperatura. Com estes sinais, é possível determinar o estado emocional instantâneo do usuário e fazer previsões de possíveis colapsos emocionais. Para determinar o estado emocional, o dispositivo se baseia em níveis de stress indicados pelo GSR medido: em uma situação de stress, a condutividade da pele aumenta. Menores temperaturas da pele um maior nível de batimento cardíaco também estão associadas a um maior nível de stress. Além disso, o Reveal conta com inteligência artificial e programação externa que podem tornar o dispositivo adaptado às diferenças dos usuários e criar um perfil personalizado para cada um. Apoiadores do projeto relatam que o dispositivo é útil não só para pais e terapeutas como também para os usuários, pois cria uma forma de comunicação com o mundo externo e de autogerenciamento das próprias emoções.

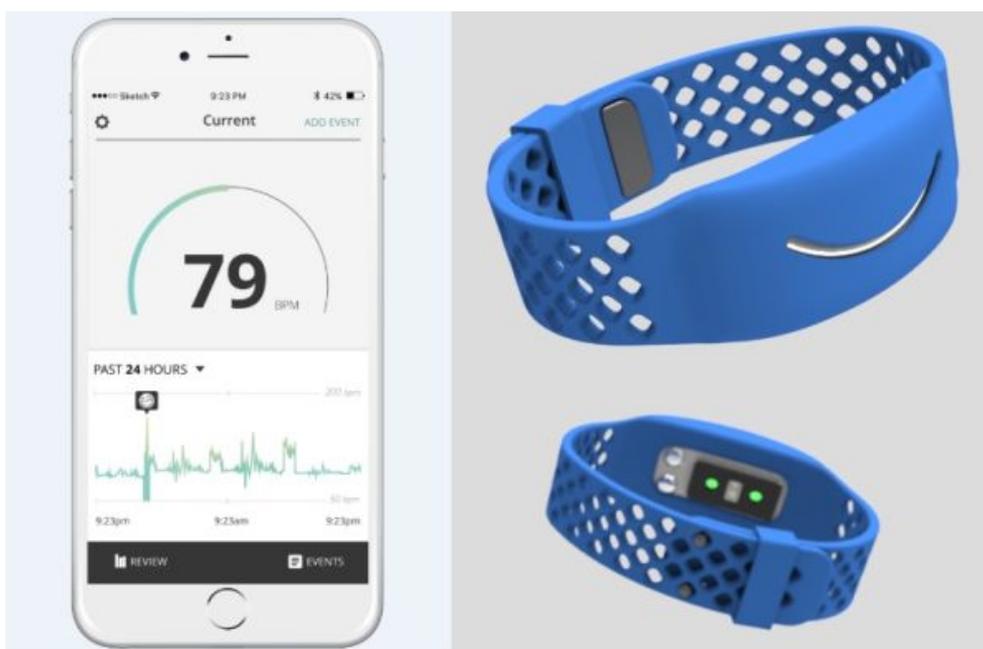


Figura 2.3: Comercial do dispositivo Reveal.

Outro dispositivo que foi utilizado como base é o Embrace, da Empatica (11) (Figura 2.4). O Embrace é uma pulseira inteligente projetada para auxiliar portadores de epilepsia. Por meio de sensores de GSR, Acelerômetros de 3 eixos, Giroscópio e Temperatura, o dispositivo pode monitorar e prever episódios de convulsões, inclusive durante o sono. O dispositivo possui também comunicação Bluetooth para transmissão dos dados para um aplicativo de celular, que faz o

monitoramento e pode informar outro aplicativo no caso de uma convulsão.

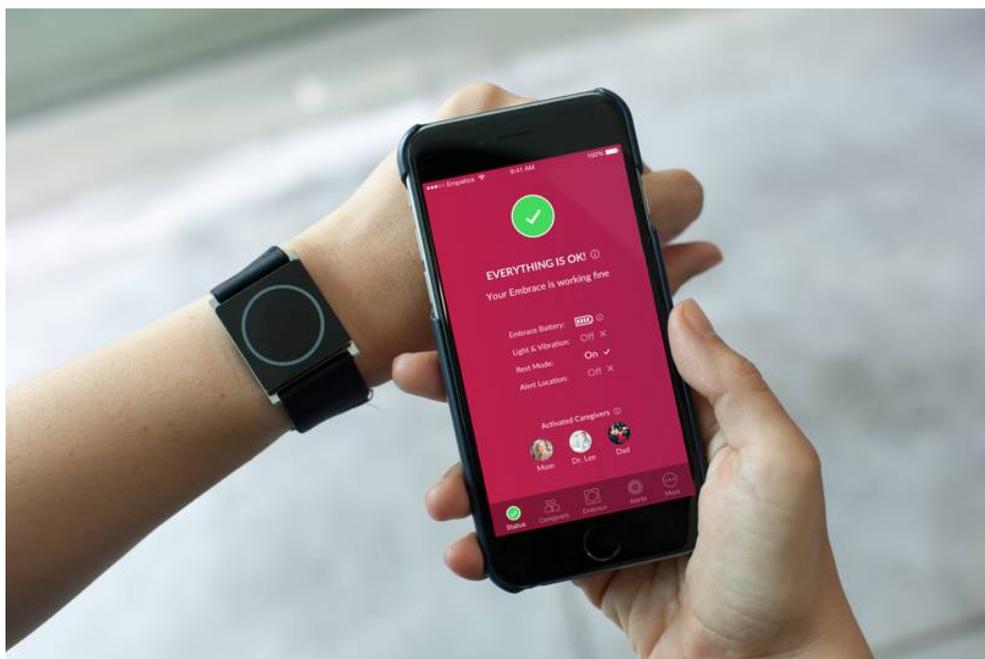


Figura 2.4: Comercial do dispositivo Embrace.

Outro dispositivo utilizado como referência foi o Easyglic (12) (Figura 2.5), dispositivo vestível na forma de pulseira que consegue medir os níveis de glicose por meio de sensores de temperatura e umidade da pele. Com isso, o dispositivo consegue prever uma hipoglicemia no sangue do usuário e alertar caso o evento ocorra. No caso de um episódio de hipoglicemia, o dispositivo envia um alerta a um aplicativo de celular, que pode também alertar em tempo real contatos de emergência dos usuários cadastrados no aplicativo. Um fato interessante sobre o projeto é que ele teve início como um trabalho de conclusão de curso do curso de uma aluna de engenharia eletrônica da Universidade de Brasília (13). O Easyglic foi utilizado como motivação pois é uma tecnologia assistiva que teve como início um trabalho de conclusão de curso e chegou ao estágio de comercialização, o que demonstra que o desenvolvimento tecnológico dentro da universidade é possível e pode ajudar na vida de várias pessoas.



Figura 2.5: Comercial do dispositivo Embrace.

Os dispositivos descritos foram usados como base para a criação de um dispositivo mais simples, utilizando-se de módulos de sensores mais baratos, mas que mesmo assim podem entregar resultados satisfatórios para a previsão de possíveis episódios de crises emocionais em pessoas com TEA.

## 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo trata dos materiais e métodos desenvolvidos, tanto para a construção do hardware como o desenvolvimento dos softwares aplicados.

### 3.1 DESCRIÇÃO DO DISPOSITIVO

O desenvolvimento do dispositivo pode ser dividido em duas partes principais, o Hardware e o Software.

#### 3.1.1 HARDWARE

O dispositivo ideal pensado deveria possuir deverá ser uma pulseira confortável com 4 sensores: EDA (Electrodermal Activity), PPG (Photoplethysmogram) para frequência cardíaca, temperatura e movimento. Os sensores serão controlados por um microcontrolador ATtiny, da fabricante Atmel, programado com um algoritmo de detecção de níveis muito altos de stress que podem indicar uma possível crise emocional em pessoas com TEA, além da criação de um arquivo de log para a composição de uma base de dados a ser utilizada em um posterior machine-learning. A pulseira deveria ser em material confortável e antitranspirante, em cor neutra e que não cause desconforto ou constrangimento para o usuário.

No caso deste trabalho, optou-se por desenvolver um protótipo na forma de uma luva com os sensores de EDA e temperatura nos dedos e com os acelerômetros e giroscópio na palma da mão controlados pela plataforma Arduino Uno. O motivo da escolha da utilização de uma luva reside no fato de que para uma fase inicial de desenvolvimento de um dispositivo, uma luva possibilitaria uma prototipagem mais fácil e eficiente, além do fato de que os módulos sensores adquiridos utilizavam os dedos das mãos como ponto de aquisição de dados. O protótipo não deveria necessariamente ter características que se adaptem à moda, mas manteve o padrão confortável e antitranspirante.

##### 3.1.1.1 SENSOR GSR

O sensor GSR adotado foi o Grove – GSR sensor (Figura 3.1). O Grove é um módulo sensor de GSR de baixo custo que é facilmente integrável com qualquer microcontrolador. Com apenas três terminais, dois para alimentação e um para sinal analógico, a conexão com o microcontrolador fica simples e sua programação se baseia na filtragem do sinal analógico adquirido (14).

O GSR (ou EDA) é um sinal biológico baseado nas características elétricas da pele. A pele, principalmente da região dos dedos, possui diversas glândulas produtoras de suor, chamadas glân-

dulas sudoríparas, que podem variar a condutância da pele à medida que mais suor é produzido (14) (9). A produção de suor é controlada pelo sistema nervoso simpático que, em situações de excitação mental tal como picos de stress ou felicidade, envia o comando para maior produção de suor. Com o aumento do suor, a condutância da pele aumenta. A variação de excitação emocional pode, então, ser facilmente medida por meio de circuitos medidores de condutância, que são os monitores de resposta galvânica da pele.

Segundo informações do fabricante, o módulo funciona como uma amplificação do sinal de tensão medido entre dois terminais, onde um deles está aterrado (Figura 3.2). Os dois terminais de medição podem ser inseridos em dois dedos, usualmente o indicador e o dedo médio. É possível então medir a tensão entre dois dedos, que varia de acordo com a condutância da pele. O sinal entregue ao microcontrolador é um sinal analógico, que é então digitalizado pelo mesmo. Com um alto nível de condutância da pele, assume-se um alto nível de stress, enquanto que uma baixa condutância indica um baixo nível de stress mental.

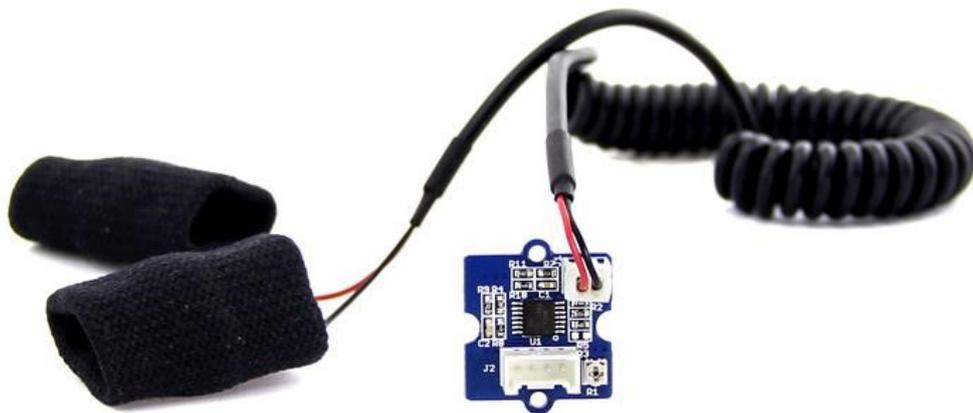


Figura 3.1: Sensor Grove-GSR.

O fabricante também disponibiliza uma fórmula para o cálculo da resistência da pele:

$$R_{humana} (\Omega) = \frac{(1024 + 2 \times L) \times 10^4}{512 - L} \quad (3.1)$$

em que L é o valor digital lido.



### 3.1.1.2 SENSOR DE MOVIMENTO

Para o sensor de movimento, foi utilizado o módulo MPU 6050, da InvenSense (Figura 3.3). Este módulo integra um acelerômetro e um giroscópio de 3 eixos e um sensor de temperatura. Todas as medidas são colhidas e transmitidas para o microcontrolador via comunicação I2C por meio de dois terminais. O sensor foi escolhido por sua alta versatilidade e baixo custo, bem como sua fácil programação e integração .



Figura 3.3: Módulo MPU 6050.

O módulo é melhor integrado ao Arduino por já existirem bibliotecas próprias do Arduino que podem ser utilizadas (15). Seu funcionamento se baseia na coleta de dados inerciais (aceleração linear e angular nos três eixos) e de temperatura. O módulo utiliza transmissão via protocolo I2C, o que possibilita a integração de outros dispositivos ao microcontrolador aproveitando as mesmas entradas.

Sensores inerciais vestíveis são os dispositivos mais comuns para a mensuração de movimento e atividades físicas (1). A combinação de um acelerômetro com um giroscópio é muito efetiva para esta medição. Além disso, com os avanços da tecnologia o tamanho e preço destes sensores reduziu drasticamente, o que aumenta sua facilidade de implementação.

Utilizando-se de sensores piezoelétricos, cristais que geram uma tensão por meio de pressão mecânica, os acelerômetros conseguem medir a força aparente aplicada, o que pode ser convertido na aceleração aparente experienciada. Combinando estes sinais nos três eixos, consegue-se ter uma fácil percepção do movimento instantâneo (16).

A aceleração angular, por outro lado, pode ser medida por meio de giroscópios. Um giroscópio, basicamente, é uma roda que gira em uma estrutura móvel. Quando a roda gira em uma velocidade elevada, sua orientação espacial tende a se manter constante no espaço independentemente das forças aplicadas sobre ela. Quando sua posição angular é alterada, um torque

proporcional à velocidade de rotação é aplicado em resistência. Com este torque é possível então medir a aceleração angular (17).

O módulo MPU 6050 consegue integrar todos esses sensores calibrados e transmitir os dados já em formato digital para um processamento por parte do microcontrolador escolhido. No caso deste trabalho, a aplicação escolhida para os dados inerciais foi a detecção de movimentos repetitivos no pulso, o que pode indicar uma ocorrência de surto nervoso no usuário.

### 3.1.1.3 SENSOR DE BATIMENTO CARDÍACO

Para a medição de ritmo cardíaco, foi adquirido um módulo paralelo do módulo Pulse Sensor (18) (Figura 3.4). O sinal entregue por este módulo baseia-se na técnica de PPG – Fotopletismografia. O PPG é uma técnica utilizada para a medição da mudança de propagação de luz em um tecido durante um ciclo cardíaco. Com isso, é possível retirar a informação de ritmo cardíaco, que também está relacionada com o sistema nervoso simpático e, portanto, à variação de excitação mental (9). Um aumento na atividade do sistema nervoso simpático (aumento do stress emocional) resulta em um aumento do batimento cardíaco, o que pode ser medido por meio da técnica de PPG.

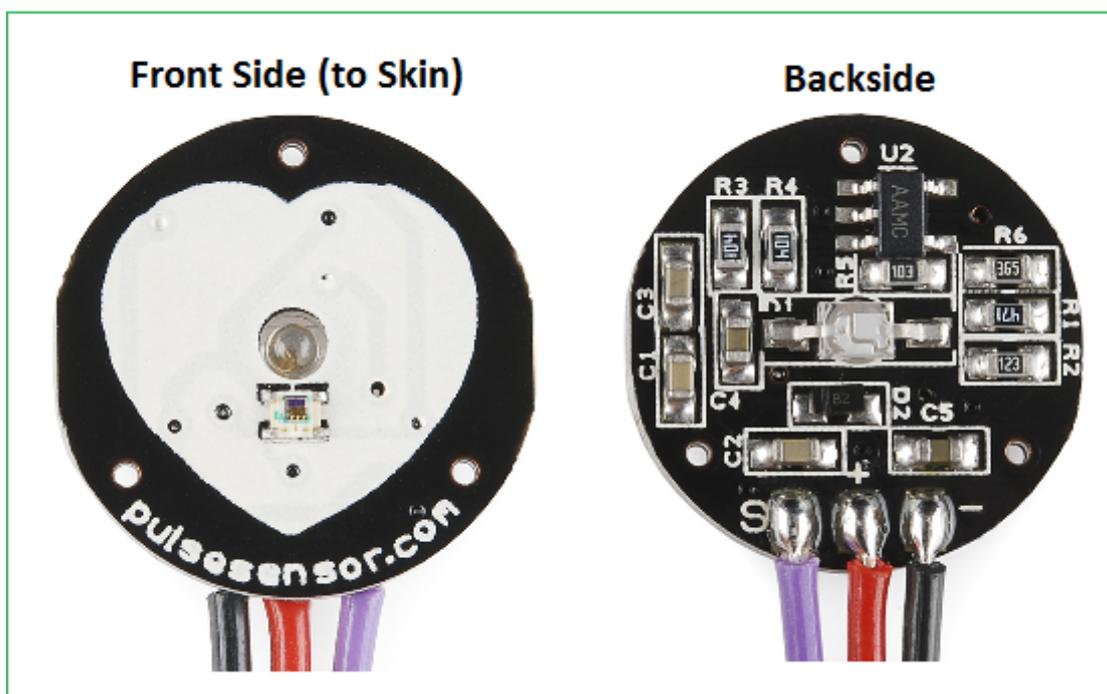


Figura 3.4: Módulo Pulse Sensor - Parte dianteira e traseira.

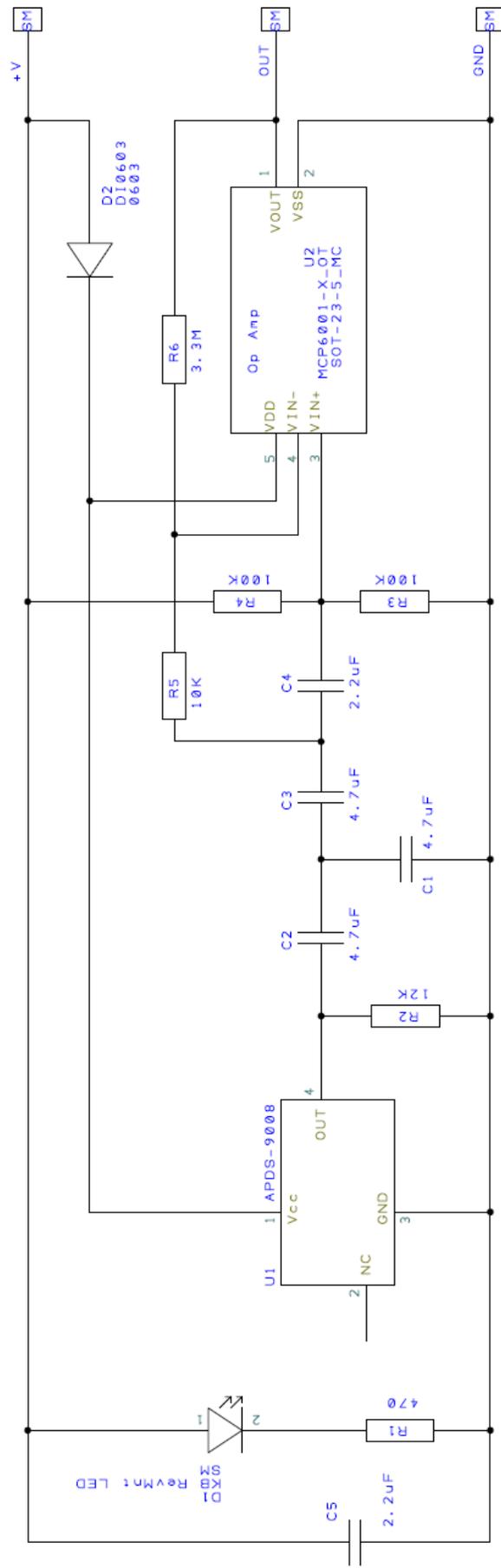
O módulo, mesmo não sendo original, também é facilmente integrável ao Arduino por possuir uma biblioteca própria para o processamento do sinal, o que facilita o trabalho de programação, além de também possuir um baixo custo. O sinal necessita apenas de uma entrada analógica para ser transmitido, tornando as especificações de hardware mais simples também.

O funcionamento do PPG pode ser explicado pela medição da oximetria de pulso, que significa

a saturação de oxigênio do vaso sanguíneo (19). A técnica se baseia na iluminação de um tecido com luz por meio de um LED e captura da porção de luz que atravessou ou foi refletida por meio de um fotodetector. Em um meio homogêneo a luz captada seria constante. O sangue, entretanto, é um líquido não homogêneo que varia com o tempo. Logo, a absorção de luz varia de acordo com o ciclo cardíaco por meio da absorção ou reflexão das células sanguíneas. Por meio da variação da absorção de luz, portanto, é possível retirar a informação do ritmo cardíaco.

A técnica possui algumas externalidades como a baixa robustez a ruídos, dificuldade em obtenção do sinal quando o tecido estiver em movimento e necessidade de isolamento luminoso, o que poderia facilmente ser resolvido caso fosse implementado um ECG (Eletrocardiograma), que é uma medição do batimento cardíaco baseada em variáveis elétricas do corpo humano (20), o que gera um sinal muito mais limpo de ruído que o PPG. Entretanto, sua vantagem é a possibilidade de implementação pontual e baixa complexidade de circuito. O sensor pode ser colocado na ponta de apenas um dedo, o que não é aplicável para um ECG, que necessita de pelo menos três pontos ao longo do corpo, geralmente no tronco.

O módulo Pulse Sensor paralelo vem com um circuito medidor e amplificador já implementado (Figura 3.5) e, junto com sua biblioteca no Arduino, é facilmente implementável ao projeto. Sua função no dispositivo é a de detectar ritmos cardíacos muito intensos quando o pulso não estiver em movimento, que também pode auxiliar na predição de um surto nervoso no usuário.



Pulse Sensor Amplified Designed by Joel Murphy Licensed under the TAPR Open Hardware License (www.tapr.org/OHL) Spring 2012

Figura 3.5: Esquemático do módulo Pulse Sensor.

### 3.1.1.4 SENSOR DE TEMPERATURA

Para o sensor de temperatura, foi utilizado um termistor NTC (Negative Temperature Coefficient) de 10 k $\Omega$  (Figura 3.6) em série com um resistor fixo de 10 k $\Omega$ , formando em um divisor de tensão entre a alimentação (Vcc) e a referência. O funcionamento do termistor pode ser explicado como um dispositivo que varia sua resistência elétrica de forma linear com a temperatura, no caso do termistor NTC, sua resistência diminui com o aumento da temperatura e vice-versa. Com isso, é possível retirar uma tensão que varia com a temperatura entre o termistor e o resistor. A temperatura é adquirida por meio da biblioteca "Thermistor", que calcula a temperatura a partir da tensão medida por meio da Equação Steinhart-Hart (21) (22):

$$\frac{1}{T} = A + B \ln(R) + C[\ln(R)]^3 \quad (3.2)$$

em que R é a resistência do termistor e A, B e C são os coeficientes de Steinhart-Hart.

O termistor é acoplado na ponta de um dedo bem vascularizado com a finalidade de verificar mudanças na temperatura periférica do corpo, que também pode estar relacionada com variações no nível de excitação mental.

A temperatura medida possui um certo atraso em relação a temperatura instantânea real. Este atraso pode ser aferido pela constante de tempo do termistor, que foi obtida na fase de validação do sensor.

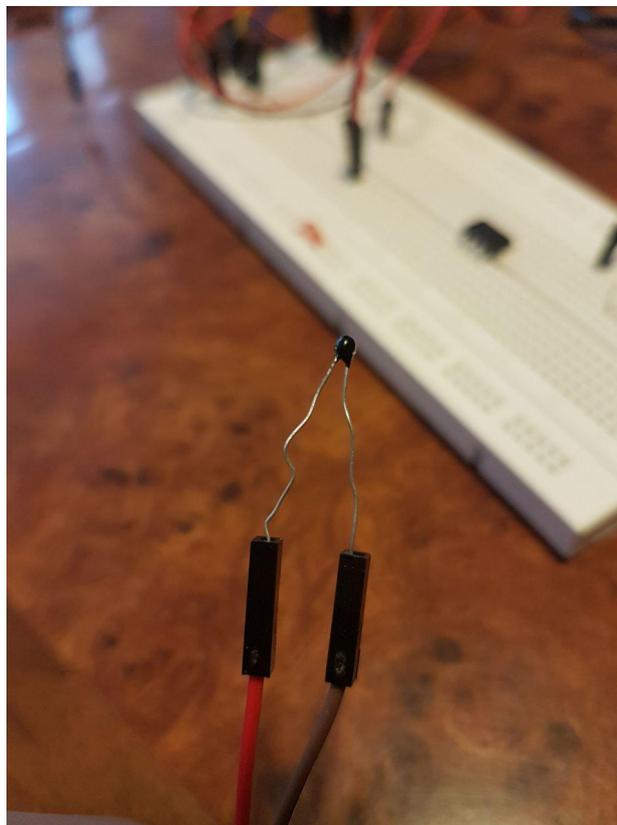


Figura 3.6: Termistor NTC utilizado para medir a temperatura.

### 3.1.1.5 ARDUINO

O microcontrolador escolhido para o projeto foi o Arduino, da fabricante Atmel (Figura 3.7). O Arduino é uma plataforma de prototipagem aberta tanto em hardware como em software muito utilizada em diversos projetos tanto didáticos quanto práticos. Pela sua ampla gama de funcionalidades, acessibilidade e baixo custo, o Arduino foi muito muito difundido desde leigos até pesquisadores (23).

Na fase de testes e prototipagem, por maior facilidade de programação, reprogramação e implementação, foi utilizado o Arduino Uno, que é a plataforma mais difundida. Para a composição do dispositivo ideal, foi escolhido o Attiny, microcontrolador da mesma fabricante que pode ser facilmente programado por meio de um Arduino Uno e utilizando a mesma linguagem de programação, e, portanto, o mesmo código da fase de prototipagem.

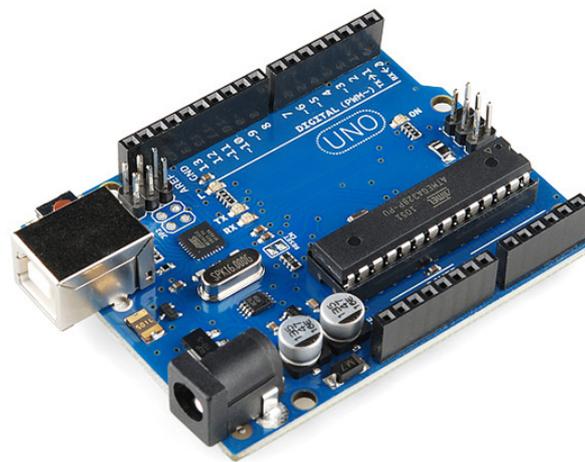


Figura 3.7: Plataforma Arduino Uno.

O Arduino Uno é uma plataforma que integra o microcontrolador ATmega com funcionalidades que tornam a experiência de prototipagem mais fácil, tais como uma porta USB para comunicação com o software compilador, uma entrada de alimentação independente, um LED acoplado a uma das saídas I/O, entre outros.

O ATtiny é um microcontrolador de baixo custo e baixo consumo energético, além de ter um peso desprezável, o que o torna perfeito para aplicações como dispositivos vestíveis de predição utilizando sinais biomédicos (Figura 3.8). No caso deste projeto, o ATtiny foi estudado apenas como referência para inserimento

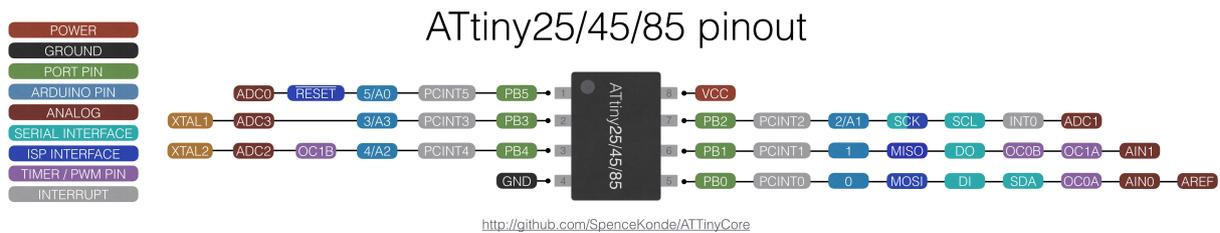


Figura 3.8: Esquema de entradas do ATTINY.

### 3.1.2 SOFTWARE

#### 3.1.2.1 APRENDIZADO DE MÁQUINA

O aprendizado de máquina, também conhecido como *machine learning*, é uma área da ciência da computação que estuda algoritmos que podem identificar determinados padrões em grandes quantidades de dados de entradas e saídas e “treinar” a máquina, ou processador, a prever as saídas baseado nas entradas (24). O exemplo mais comum de aprendizado de máquina são as redes neurais, algoritmos de aprendizado de máquina baseado no funcionamento dos neurônios cerebrais, que por meio de uma rede de neurônios interconectados consegue criar uma função de predição com vários pesos diferentes para as possíveis entradas. Redes neurais são amplamente utilizadas em dispositivos vestíveis que tem como objetivo a predição de uma resposta corporal baseado em sinais biomédicos, como dispositivos de predição de mortalidade ou doenças crônicas.

O aprendizado de máquina pode ser muito útil para trabalhos futuros, tanto para a composição de um algoritmo de predição de crises nervosas baseado-se nas variáveis biológicas medidas enquanto o usuário estiver passando por um episódio de crise nervosa quanto para a adaptação dos dispositivos aos usuários. Uma vez que o transtorno se caracteriza por um espectro, ele é experienciado de formas diferentes nas pessoas, fazendo com que situações específicas causem os *meltdowns*. Desta forma, o aprendizado de máquina pode auxiliar na superação desta externalidade aprendendo com o uso constante de cada usuário.

#### 3.1.2.2 DATALOGGER

Um datalogger é um dispositivo que registra determinados dados a uma determinada frequência. A implementação de um algoritmo de datalogger foi utilizada na validação dos sensores. Foram criados dois códigos: um para aquisição e outro para tratamento dos sinais.

O primeiro código foi implementado no Arduino do protótipo. Seu algoritmo baseia-se em ler os dados dos sensores digitalizados e enviar via porta serial no formato *.csv* (*Comma Separated Values* – Valores Separados por Vírgulas), formato que separa os valores no mesmo instante de tempo apenas por uma vírgula e por uma linha para diferentes instantes. Este formato é facilmente lido pelo software Matlab, utilizado para o processamento dos dados. Os dados foram recebidos em um software de terminal serial, o Tera Term (25), que possui a funcionalidade de receber

os dados enviados para a porta serial do computador e salvá-los em um arquivo de texto com terminação .csv.

O segundo código foi implementado no Matlab. Seu funcionamento é basicamente a extração dos dados, alocação em variáveis e plotagem dos valores de cada sensor pelo tempo. Com isso, é possível a verificação da resposta dos sensores por um longo período bem como o tratamento dos dados por meio de um processamento computacional mais potente.

O algoritmo de datalogger também pode ser utilizado para projetos futuros que busquem utilizar mineração de dados para predição de algum determinado evento, até mesmo o evento de uma crise nervosa no usuário. O código implementado pode ser observado no Anexo I.

### 3.1.2.3 ALGORITMO PROPOSTO PARA PREDIÇÃO

Quanto ao algoritmo de predição de crises nervosas a ser implementado no dispositivo final, este deverá ser otimizado de forma a economizar bateria para um dia inteiro, com intervalos médios de medição e processamento simples. Não foi possível a composição e implementação de um código com este algoritmo, que foi citado aqui como ideia inicial e diretriz para trabalhos futuros.

De forma simplificada, o algoritmo proposto pode ser visualizado no diagrama de blocos da Figura 3.9 a seguir.

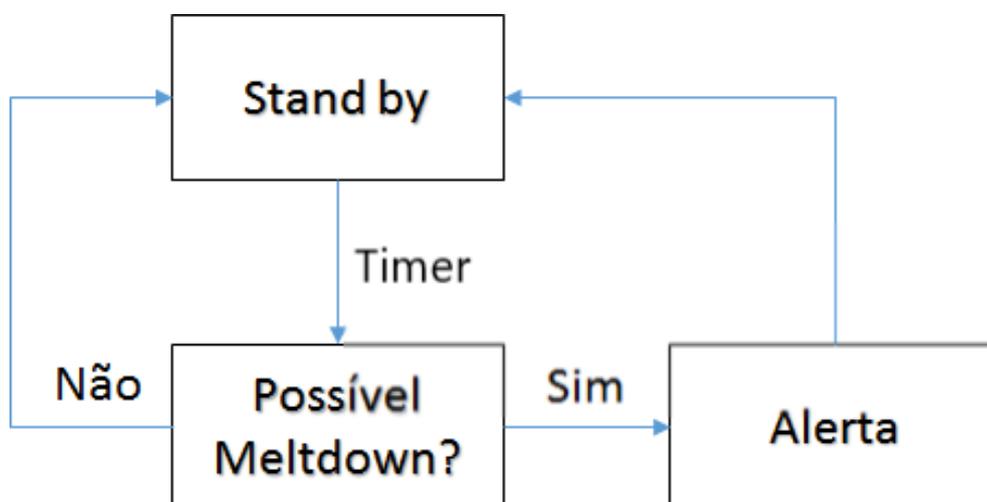


Figura 3.9: Diagrama de blocos do algoritmo de predição simplificado.

Para avaliação dos dados dos sensores, a rotina “possível *meltdown*?” pode ser descrita no diagrama de blocos na figura 3.10. Os índices de porcentagem de cada sensor são a confiabilidade que cada sensor possui em cada situação. Estes percentuais são sugestões iniciais e não foram avaliados. O sensor de batimento cardíaco por PPG, por exemplo, não entrega uma informação útil quando está em movimento. Portanto, quando o usuário estiver com um movimento veloz ou repetitivo no pulso, o que é comum em casos de *meltdown*, o algoritmo não interpreta mais o sinal

do PPG e baseia-se mais no sensor de EDA. Para movimentos repetitivos no pulso, o usuário pode estar realizando *flicking*, que consiste em movimentos repetitivos para alívio do stress, um grande indicador de um *meltdown*. Por isso, neste caso, a detecção de um movimento repetitivo é usada com maior confiabilidade para determinar se há risco de uma crise nervosa estar para acontecer.

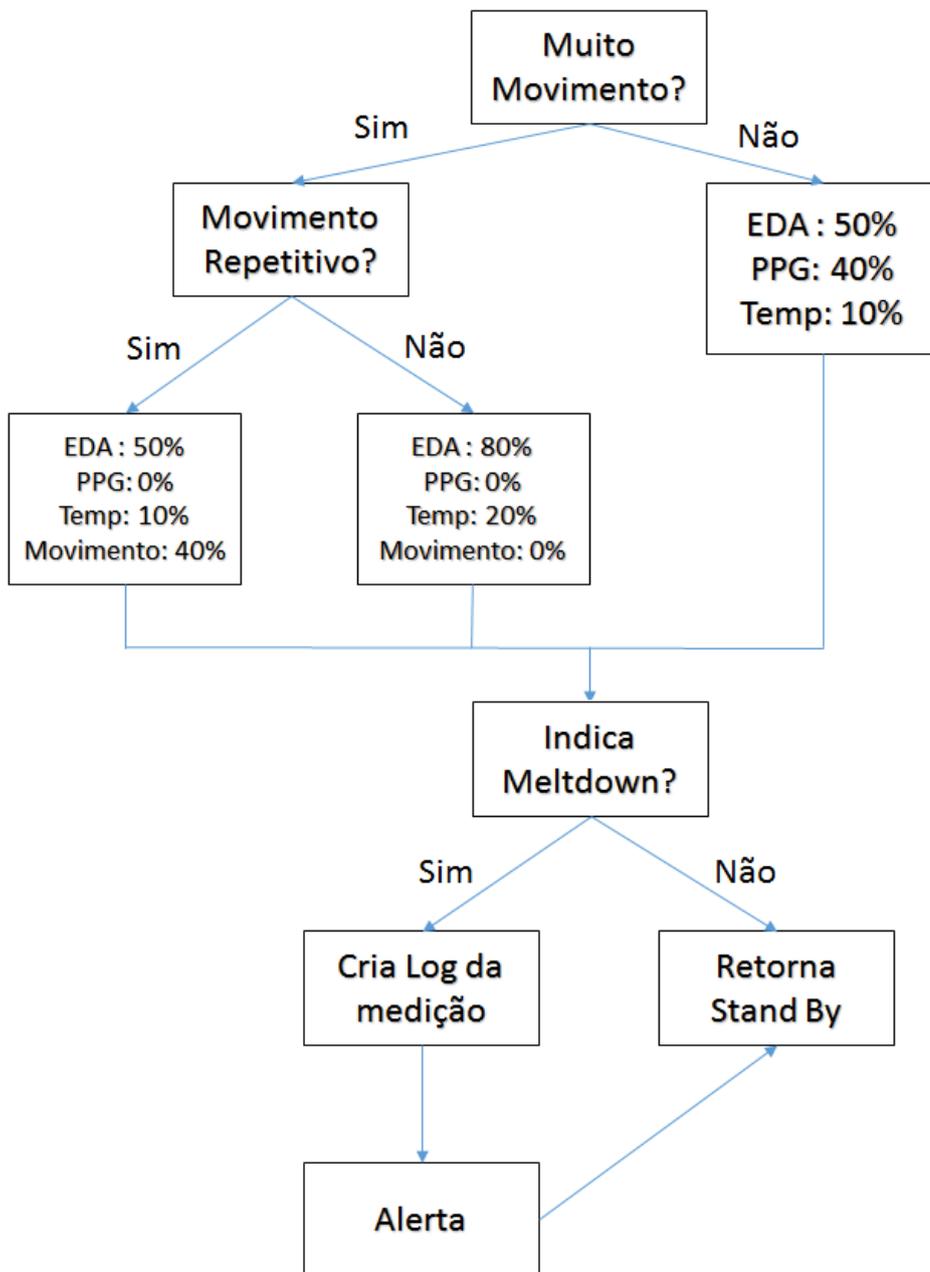


Figura 3.10: Diagrama de blocos da subrotina possível *meltdown*.

### 3.1.3 DISPOSITIVO FINAL

Escolhidos os sensores e o microcontrolador, bem como escritos os códigos, foi montado o dispositivo vestível idealizado. Na forma de uma luva, foram acoplados os sensores de uma forma

que o vestível ficasse confortável e, na medida do possível, como uma luva comum. O sensor de movimento foi fixado na parte de dentro da luva, na palma da mão. O sensor de GSR foi acoplado nos dedos indicador e médio, melhor configurado para captação do sinal. O termistor foi acoplado ao dedo médio e o sensor de PPG, por último, foi acoplado ao polegar, também por dentro da luva. O vestível pode ser observado na Figura 3.11.



Figura 3.11: Protótipo do dispositivo com todos os sensores.

A maior diferença entre o protótipo e o dispositivo idealizado no início do projeto encontra-se na conexão com o microcontrolador. No caso do protótipo os sensores se conectam com o Arduino Uno para que pudessem ser feitas alterações no código caso necessário. No dispositivo ideal os sensores se conectam a um Attiny programado com o algoritmo de predição.

## **3.2 DESENVOLVIMENTO**

### **3.2.1 ESCOLHA DO PROBLEMA**

No início do trabalho, foi feita uma revisão bibliográfica utilizando o livro *Wearable Sensors* (1). A partir dessa pesquisa, foi possível verificar diversas aplicações e possibilidades de sensores vestíveis e, durante vários *brainstorms*, chegou-se ao objetivo de desenvolver um dispositivo de predição de crises nervosas em pessoas com TEA.

O livro faz uma excelente análise dos fundamentos de dispositivos vestíveis, apontando todas as suas possibilidades futuras e seus aspectos sociais, o que mostra que a interdisciplinaridade é um fator muito importante quando se trata de dispositivos vestíveis, o que trouxe a necessidade do estudo não só na parte da engenharia eletrônica como também na área da saúde. Dessa necessidade, foi feita uma entrevista com a psiquiatra infantil Dra. Rosa Horita, que orientou como seria a melhor forma de desenvolver um dispositivo vestível para atender ao público de pessoas com TEA.

### **3.2.2 PROJETO DO DISPOSITIVO**

Segundo as informações coletadas, o dispositivo final ideal seria na forma de uma pulseira não muito apertada contendo os sensores especificados no capítulo anterior. A forma de pulseira teria como vantagem a maior discrição e maior facilidade de aceitação do usuário. A pulseira deve estar programada com um algoritmo de detecção de possível crise nervosa e emitir um alerta ao usuário e a alguém próximo (pais, terapeuta) caso exista uma alta probabilidade de o usuário ter uma crise nos próximos momentos. Além disso, o dispositivo deve possuir a possibilidade de fazer um registro dos dados para posterior mineração de dados com a finalidade de personalizar o dispositivo à rotina e sinais do usuário. A pulseira deve ser em material confortável e antitranspirante, em cor neutra e que não cause desconforto ou constrangimento para o usuário.

Entre o dispositivo ideal e o prático, foram encontrados alguns impedimentos. Como a proposta do trabalho de conclusão de curso é a realização de um projeto com finalidade didática, além de facilitar a montagem final, foram escolhidos módulos de sensores ao invés do projeto de sensores embarcados, o que mais tarde poderá ser desenvolvido com a montagem de um dispositivo todo integrado. Os módulos especificados foram adquiridos por meio de importação, o que demandou um prazo além do esperado. Como se trata de um protótipo, mais próximo de um desenvolvimento experimental e inicial, não foram realizados testes clínicos em pacientes.

Considerando-se as limitações dos módulos de sensores, sua facilidade de implementação à plataforma Arduino e sua baixa complexidade foram grandes vantagens para a composição de um protótipo do dispositivo ideal. Adquiridos os módulos, foi então montado o protótipo na forma de uma luva de pano com os dedos indicador e médio livres para a vestimenta do sensor de GSR. O módulo MPU 6050 foi acoplado à palma da mão e o módulo PPG foi acoplado ao polegar. Não se levou em conta para o protótipo os aspectos de moda, sociais. Nesse sentido, buscou-se manter

o padrão de um dispositivo com cor neutra e confortável.

Na montagem do protótipo foram encontradas poucas dificuldades quanto aos módulos Grove-GSR e MPU 6050, uma vez que foram adquiridos diretamente do fabricante e não serem muito difíceis de programar. O módulo Pulse Sensor, entretanto, apresentou uma grande dificuldade de implementação quanto à aquisição de um sinal livre de ruído e com constância. Foram necessários diversos testes com diferentes isolamentos luminosos, diferentes pressões e em diferentes posições para se obter um sinal considerado aceitável.

### **3.2.3 TESTES EM BANCADA**

Com o protótipo do dispositivo pronto e com o código de datalogger programado no microcontrolador para a aquisição dos dados, foi possível realizar os teste em bancada de cada sensor individualmente e depois validar o dispositivo final com todos os sensores integrados ao microcontrolador.

Na primeira etapa, foi possível identificar os parâmetros de cada sensor e resolver seus problemas relacionados à aquisição de dados individualmente. A segunda etapa dos testes em bancada consistiu na integração de todos os sensores à luva e conseguir retirar os dados de todos os sensores simultaneamente de forma precisa sem interferência entre os sensores. Os resultados das validações podem ser observados no Capítulo 4 - Análise dos Resultados.

#### **3.2.3.1 VALIDAÇÃO DO MÓDULO MPU 6050**

Para a validação do MPU, foi feito um log de diferentes testes de movimento e posicionamento da mão. Primeiramente, foi feito um movimento aleatório com a mão para testar o funcionamento de todos os acelerômetros e giroscópios. Depois, foi feito um movimento repetitivo imitando um *flicking* para tentar encontrar um padrão nos dados. Depois, foram feitos testes de posicionamento, verificando o valor dos acelerômetros com a mão parada rente ao corpo e com a mão levantada para verificar onde a gravidade estava agindo. Os testes foram feitos na mesma sessão de gravação de dados, com uma pausa de aproximadamente 5 segundos entre eles.

#### **3.2.3.2 VALIDAÇÃO DO MÓDULO GROVE-GSR**

Para a validação do módulo Grove, de GSR, foi utilizado o dispositivo ao longo de aproximadamente 4 minutos. Desta forma, foi possível verificar a variação do nível da impedância da pele por um período que possivelmente resultaria em variações de seu valor o suficiente para a validação do sensor. Para realizar esta validação, foi utilizado o código de datalogger junto com a fórmula de tratamento de sinal analógico recomendada pelo fabricante, onde saídas mais baixas indicam maior nível de stress e saídas mais altas indicam menor nível de excitação mental. Ao longo do teste, foram feitos exercícios de respiração profunda e lenta com o intuito de diminuir o nível de stress, bem como exercícios de alto nível de estímulo mental para aumentar o nível de

stress.

Além disso, aproximadamente no instante  $t = 38s$ , foi colocado o sensor de temperatura funcional no mesmo dedo que estava sendo feita a aferição do GSR para que pudesse ser verificado o nível de interferência de um sensor no outro. Imediatamente após este teste, o termistor foi colocado em um outro dedo e foi avaliada a resposta do sensor GSR. Esta verificação foi de grande importância na tomada de decisão de onde acoplar o termistor no dispositivo final.

Feito o armazenamento de dados, plotou-se um gráfico da saída do sensor pelo tempo no Matlab. Dessa forma foi possível fazer uma verificação de todos os testes.

### 3.2.3.3 VALIDAÇÃO DO MÓDULO PULSE SENSOR

A validação do sensor de pulso foi a validação onde foram encontradas as maiores dificuldades. Por ser um método que depende de muitas externalidades, o sinal do PPG foi encontrado apenas em situações bem específicas, com determinados isolamento luminoso e pressão sobre o dedo.

Para a validação do sensor, utilizou-se de uma vedação com papel na parte traseira mais uma fita isolante para prender o sensor ao dedo. Feito isso e encontrando uma posição em que pudesse ser obtido um sinal confiável, utilizou-se da biblioteca oferecida pela fabricante (18) para captar o sinal de batimento cardíaco por alguns instantes e, com auxílio do algoritmo de datalogger, foram obtidos os dados referentes à saída instantânea digitalizada do sensor e ao valor batimento cardíaco por minuto detectado pelo algoritmo fornecido pela fabricante.

### 3.2.3.4 VALIDAÇÃO DO MÓDULO SENSOR DE TEMPERATURA

Para validar o sensor de temperatura, foi feito um teste com o termistor em temperatura ambiente e logo depois encostado na ponta de um dos dedos, para depois retirar o sensor para a temperatura ambiente. Desta forma, foi possível verificar a precisão da medição de temperatura bem como a constante de tempo do sensor.

Para o cálculo da constante de tempo, verificou-se o tempo de descida exponencial entre a temperatura do dedo e a temperatura ambiente, utilizando-se da Lei de Newton do Resfriamento (26), que pode ser verificada na equação (3.3) a seguir:

$$T(t) = T_a + (T(0) - T_a)e^{-rt} \quad (3.3)$$

em que  $T_a$  é a temperatura ambiente e  $T(0)$  é a temperatura no instante inicial ( $t = 0$ ).

Tendo a equação, foram escolhidos dois pontos. O primeiro foi o instante logo antes da retirada do sensor do dedo  $T(0)$  e o segundo o ponto médio entre a temperatura inicial e a temperatura ambiente, também conhecido como ponto de meia vida. Desta forma, a constante de tempo pode ser calculada por:

$$r = \frac{\ln(2)}{t_{meiavida}}. \quad (3.4)$$

O teste foi feito utilizando-se do algoritmo de datalogger, que gerou o arquivo .csv e possibilitou a plotagem do gráfico da temperatura pelo tempo no Matlab.

### 3.2.3.5 VALIDAÇÃO DO DISPOSITIVO FINAL

A validação do sensor final deu-se por integrar todos os sensores validados na luva e verificar se era possível obter todos os dados simultaneamente de forma confortável. Para que isso pudesse ser realizado, montou-se o sensor de movimento na palma da mão, o sensor de GSR nos dedos indicador e médio e o termistor no dedo anelar, por dentro da luva, com auxílio de uma fita isolante.

Montado o dispositivo vestível, carregou-se o código de Datalogger no Arduino e verificou-se se o dispositivo era capaz de fornecer todos os dados simultaneamente de forma confiável por um tempo de cinco minutos.

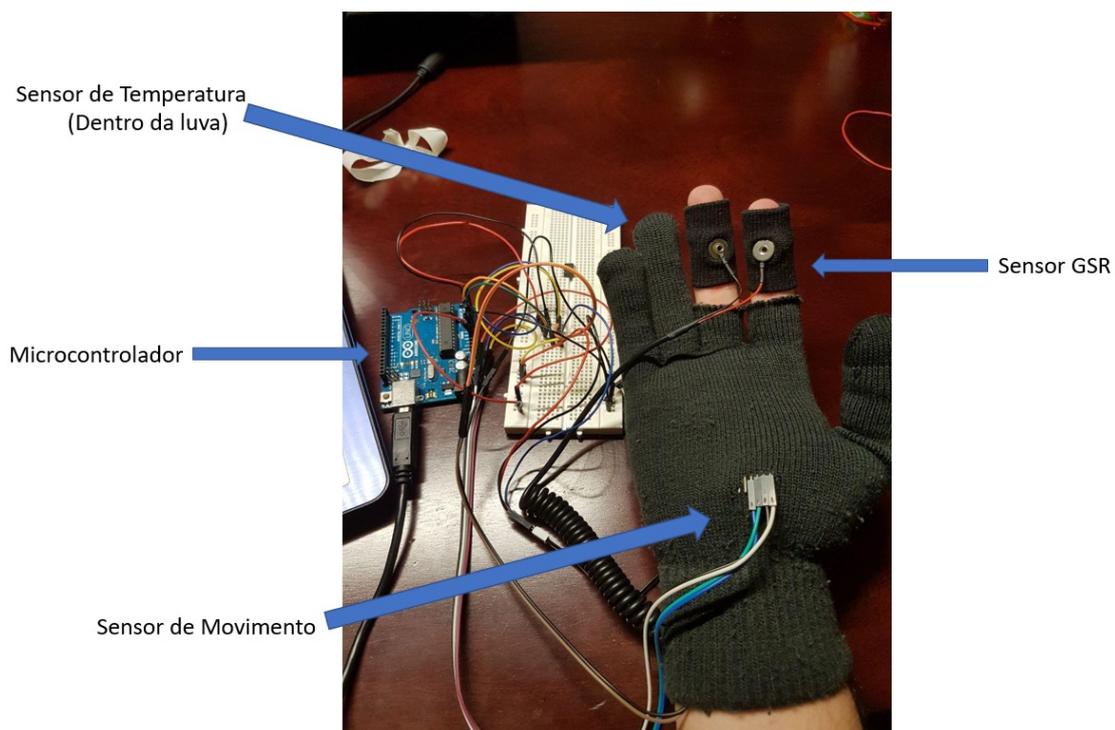


Figura 3.12: Dispositivo final montado para a validação.

## 4 ANÁLISE DOS RESULTADOS

Com os testes em bancada, foi possível não só a validação dos sensores, como também a proposição de um algoritmo para o tratamento dos dados pelo microcontrolador, para que se pudesse chegar a um algoritmo de predição de crises nervosas aceitável. Além disso, os testes em bancada permitiram a validação dos sensores individualmente para que pudesse então ser feita a validação do protótipo com todos os sensores integrados e funcionando simultaneamente.

### 4.1 MPU 6050

Os resultados do teste em bancada do MPU 6050 especificados na Seção 3.2.3.1 podem ser observados nas figuras a seguir:

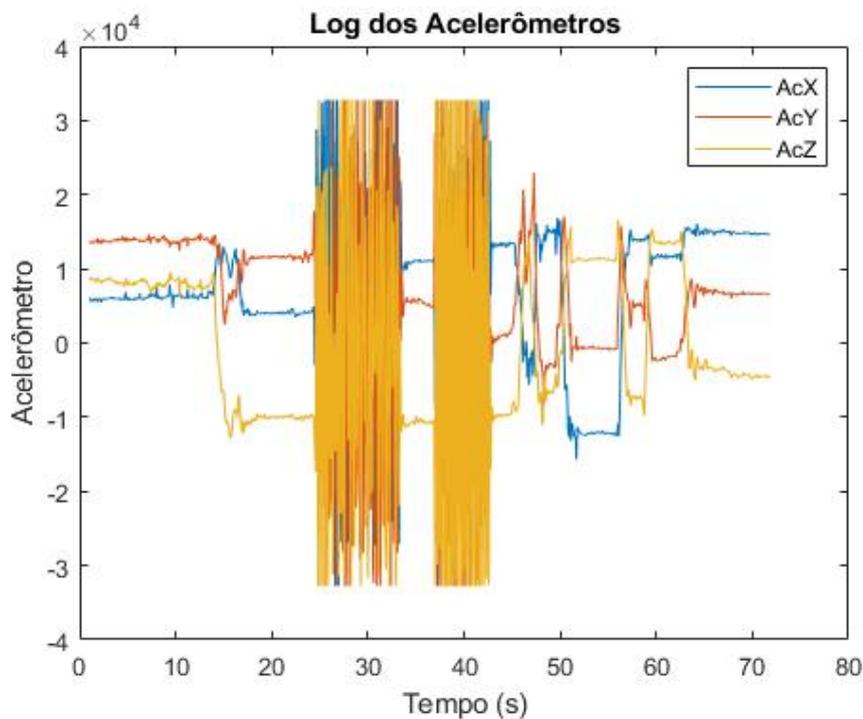


Figura 4.1: Resposta dos acelerômetros aos testes realizados

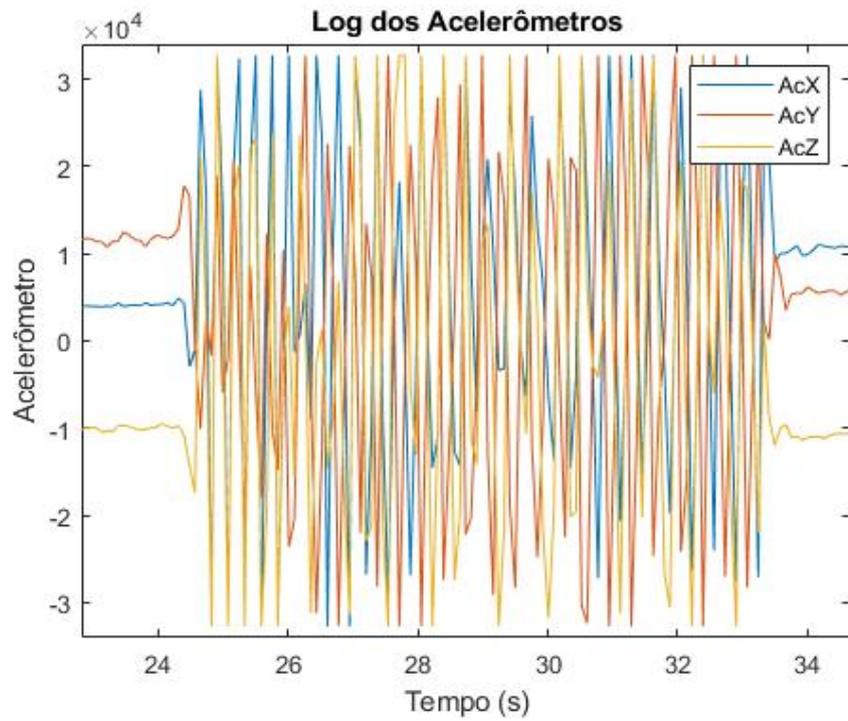


Figura 4.2: Resposta dos acelerômetros ao teste de movimentos aleatórios.

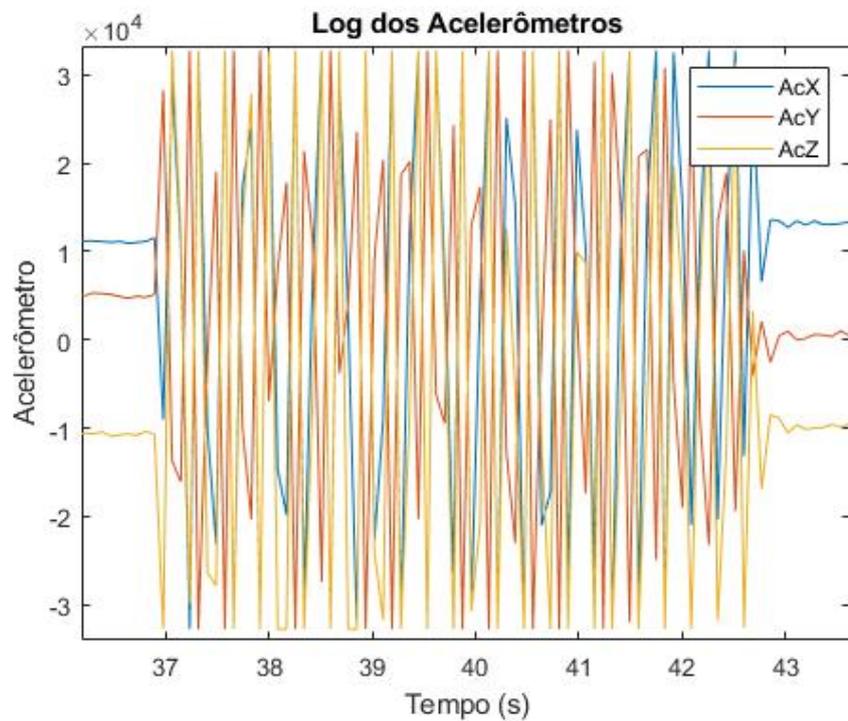


Figura 4.3: Resposta dos acelerômetros ao teste de movimentos repetitivos.

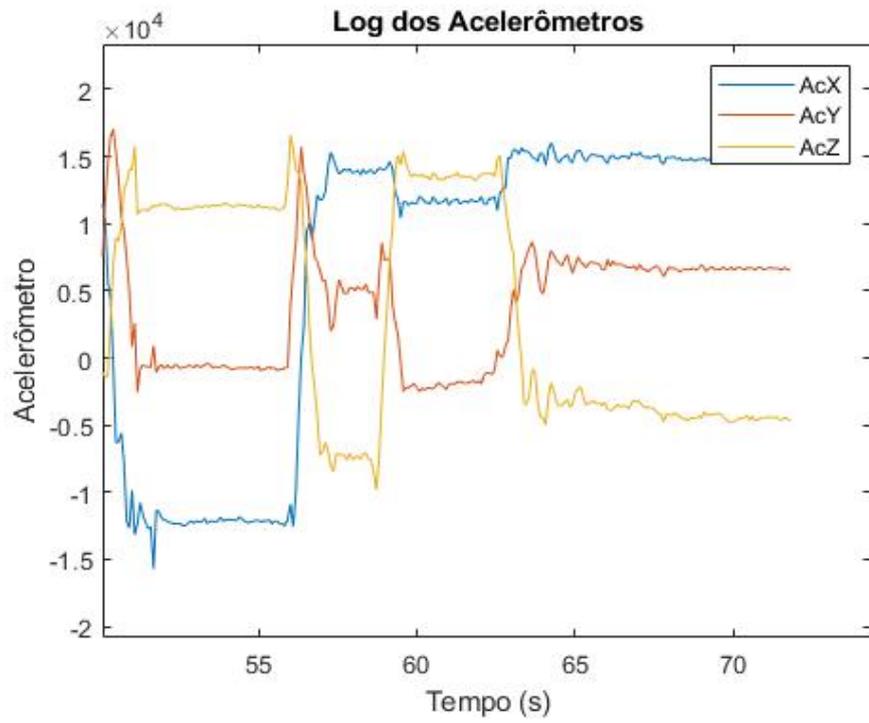


Figura 4.4: Resposta dos acelerômetros ao teste de posições.

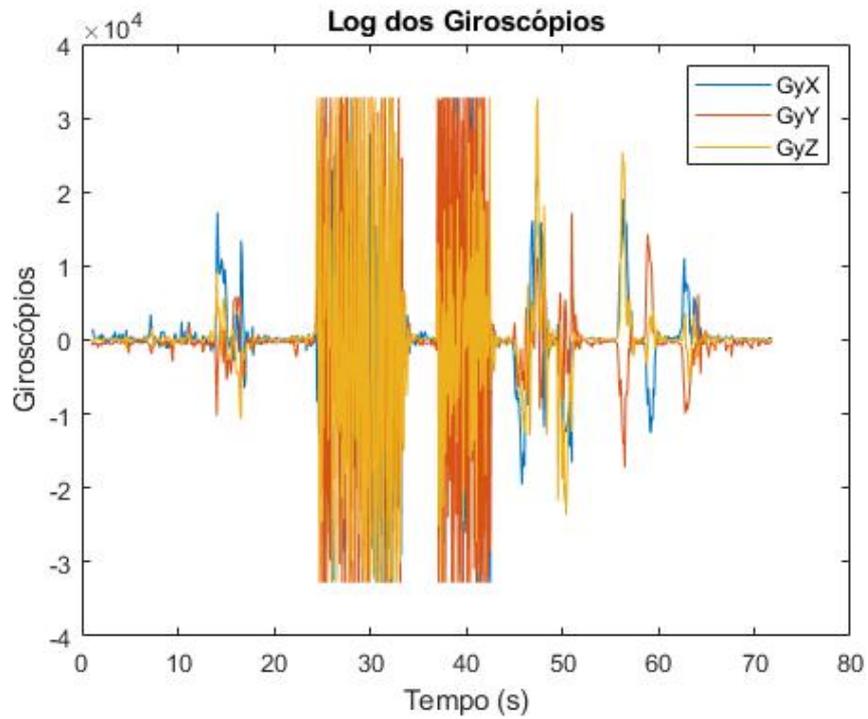


Figura 4.5: Resposta dos giroscópios aos testes realizados

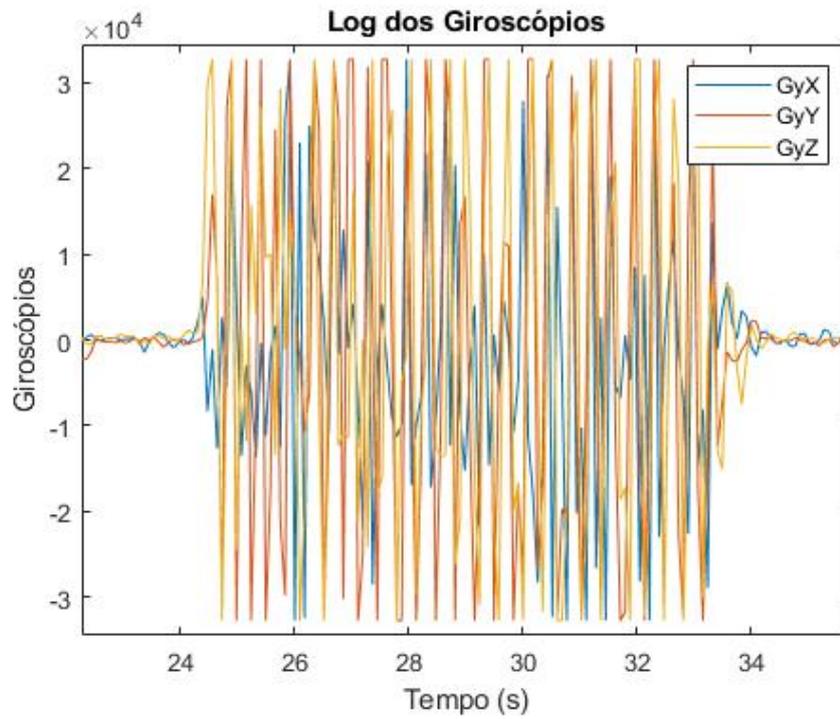


Figura 4.6: Resposta dos Giroscópios ao teste de movimentos aleatórios.

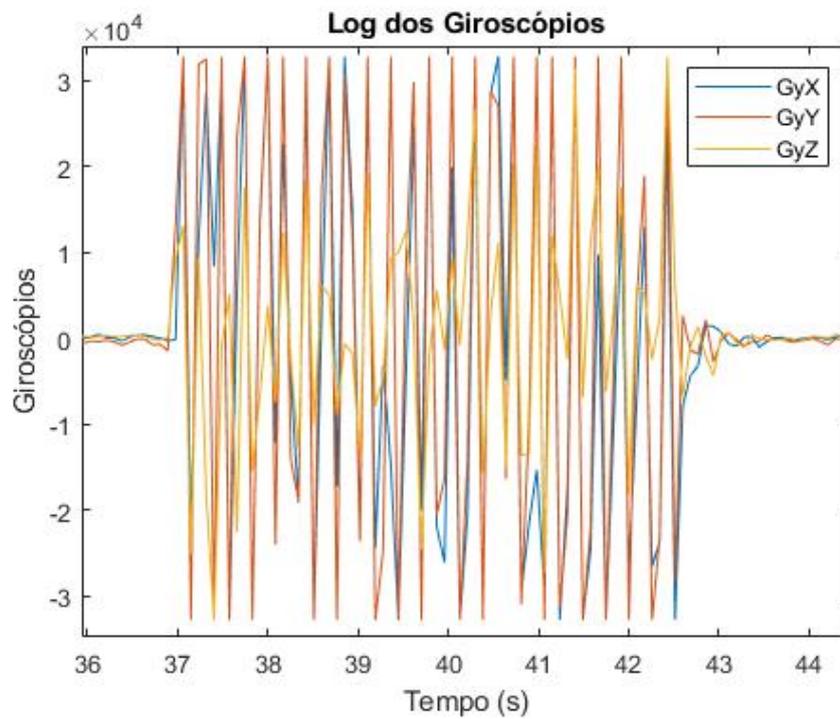


Figura 4.7: Resposta dos Giroscópios ao teste de movimentos repetitivos.

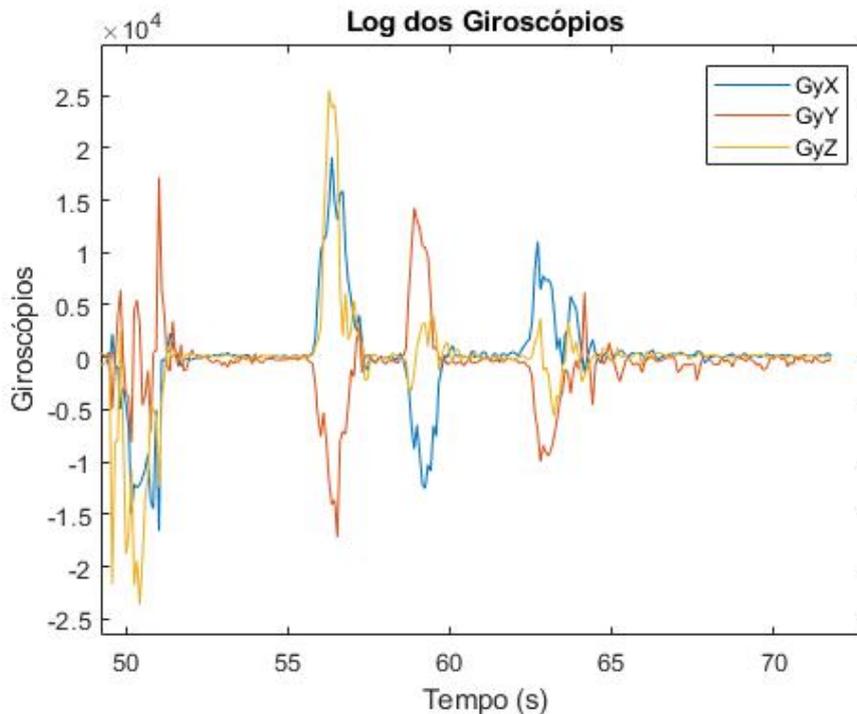


Figura 4.8: Resposta dos Giroscópios ao teste de posições.

Do teste do MPU-6050, pode-se concluir inicialmente que não é muito clara a distinção entre um movimento repetitivo e um movimento aleatório no domínio do tempo à primeira vista, tanto pelo log dos acelerômetros quanto pelo log dos giroscópios, como se pode observar nas figuras 4.2, 4.3, 4.6 e 4.7. Fica como sugestão para análises futuras o estudo destas respostas no domínio da frequência. Deste resultado, retirou-se para o algoritmo de predição que, de forma simplificada, uma grande variação ou grandes valores nos acelerômetros e giroscópios podem indicar que o usuário está em um episódio de *flicking*, se mantidos os altos valores por muito tempo.

Quanto ao teste de posição, observados nas figuras 4.4 e 4.8, verifica-se que os acelerômetros se mantêm em determinados valores para cada posição, o que pode ser integrado em trabalhos futuros como captação da informação da posição da mão.

## 4.2 GROVE-GSR

A validação do módulo sensor Grove foi satisfatória no sentido de ser facilmente validado. Não só se pode concluir que o termistor, quando acoplado ao mesmo dedo em que é feita a medição do GSR, gera interferência na aferição, como também pode ser verificada a rápida medição do nível de excitação mental.

Como se pode observar na Figura 4.9, No instante que o termistor foi encostado no dedo, a resistência final da pele medida teve um pico, e logo após retirado o teste voltou ao valor anterior, o que claramente indica uma interferência entre os sensores. O termistor foi encostado em outro

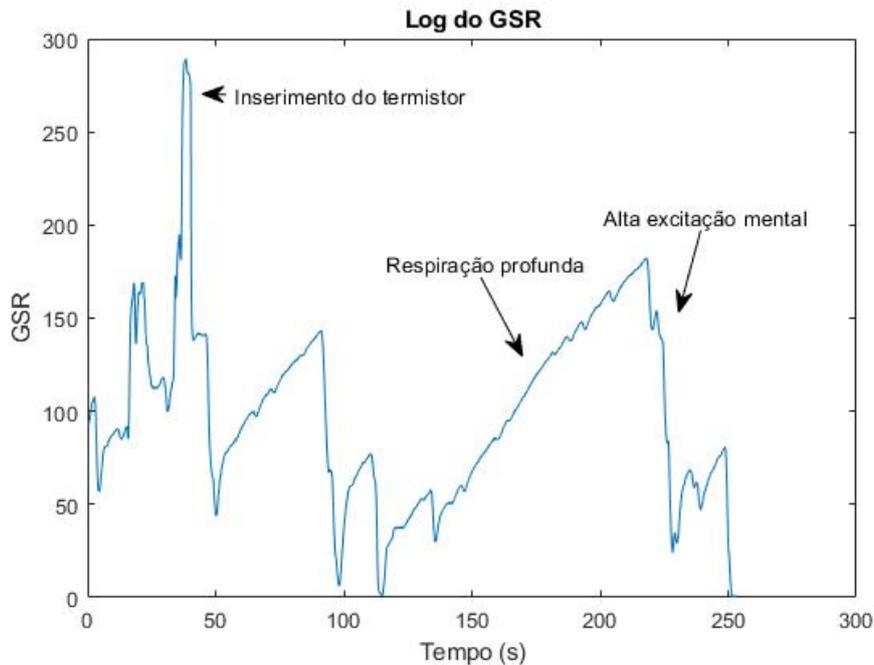


Figura 4.9: Validação do módulo GROVE-GSR.

dedo logo após esse teste, mas não se verificou uma interferência no sinal.

Do teste, pode-se observar que os exercícios realizados podem validar o sensor, que tem uma resposta ampla à variação do nível emocional.

### 4.3 PULSE SENSOR

Embora tenham sido feitas várias tentativas, com diversas alterações tanto no sensor quanto no código de detecção, não foi possível obter um sinal confiável e evidente do batimento cardíaco através do módulo Pulse Sensor por um longo período de tempo. Estima-se que a procedência duvidosa quanto à originalidade do sensor comprado tenha sido um fator determinante na falha da validação deste sensor.

Para a tentativa de validação do sensor, foi isolada a parte traseira do módulo com papel e fita isolante, bem como foi feito um isolamento luminoso com fita isolante ao redor do dedo, com diferentes pressões. Além disso, tentou-se trocar o sensor por um novo. De toda forma, não foi possível, mesmo em diferentes testes, chegar a um sinal claro e com pouco ruído do batimento cardíaco. Deste resultado, então, optou-se pela não validação deste módulo sensor e a sua exclusão do dispositivo final montado para a finalização do projeto. Uma vez que se em situações bem controladas o sensor não produz uma saída que deixe evidente o batimento cardíaco instantâneo, na integração com o dispositivo final raramente os dados deste sensor teriam utilidade para o algoritmo de detecção. A aquisição do módulo original ou de outros módulos medidores de batimento cardíaco por PPG fica como sugestão para trabalhos futuros.

## 4.4 TERMISTOR

A validação do termistor deu-se por satisfatória no sentido de que o dispositivo é capaz de identificar aproximadamente a temperatura sob a qual ele está submetido e de forma relativamente rápida. Entretanto, a precisão da temperatura medida é duvidosa, uma vez que trata-se de um dispositivo de baixo custo.

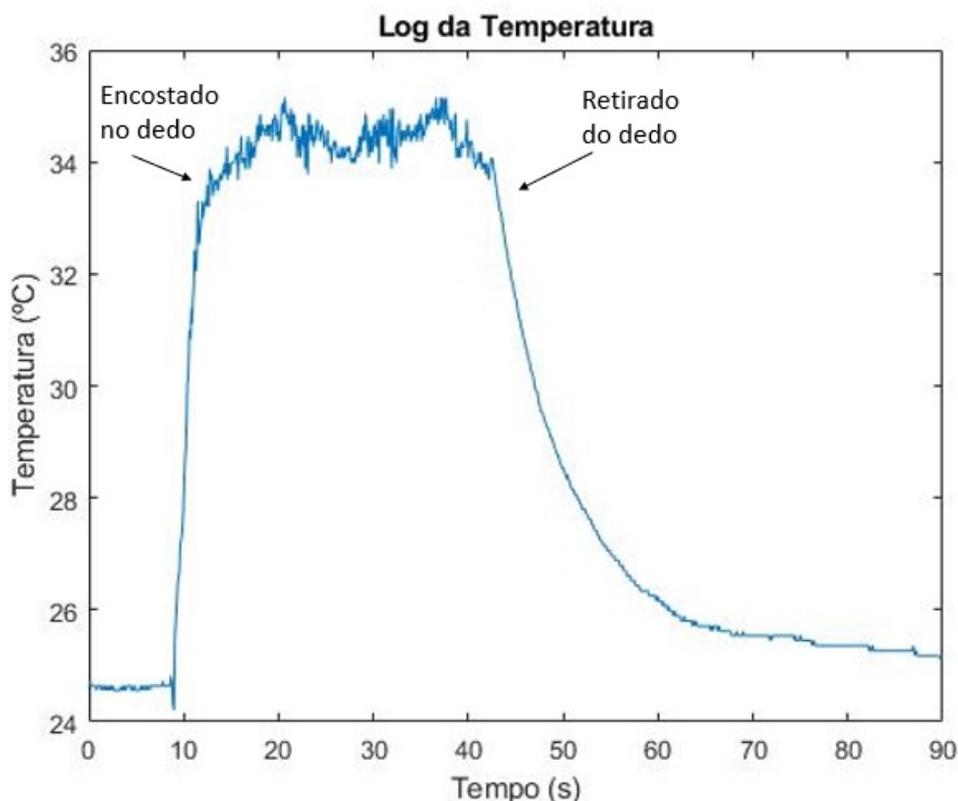


Figura 4.10: Validação do termistor.

A partir do gráfico e dos dados obtidos, pode-se obter os parâmetros para o cálculo da constante de tempo a partir do método especificado na Seção 3.2.3.4. Para simplificação dos cálculos, o tempo  $t = 42,5\text{s}$  foi escolhido como tempo 0. Os parâmetros obtidos foram:

Tabela 4.1: Parâmetros obtidos do teste de validação do termistor

$T(0)$	34,7 °C
$T_a$	24,56 °C
$T_{MeiaVida}$	29,31 °C
$t_{MeiaVida}$	5,68 s

Pode-se então obter

$$r = 0,122. \quad (4.1)$$

## 4.5 DISPOSITIVO FINAL

A validação do dispositivo final com os sensores de GSR, movimento e temperatura foi um bem sucedida no sentido de chegar-se a um dispositivo que consegue adquirir os dados biológicos do usuário de forma confiável por um dado período de tempo.

Os resultados do teste de validação podem ser observados nas figuras de 4.11 a 4.14 a seguir, onde se pode observar que o dispositivo foi capaz de adquirir todos os dados dos sensores acoplados a ele sem interferência entre os sensores.

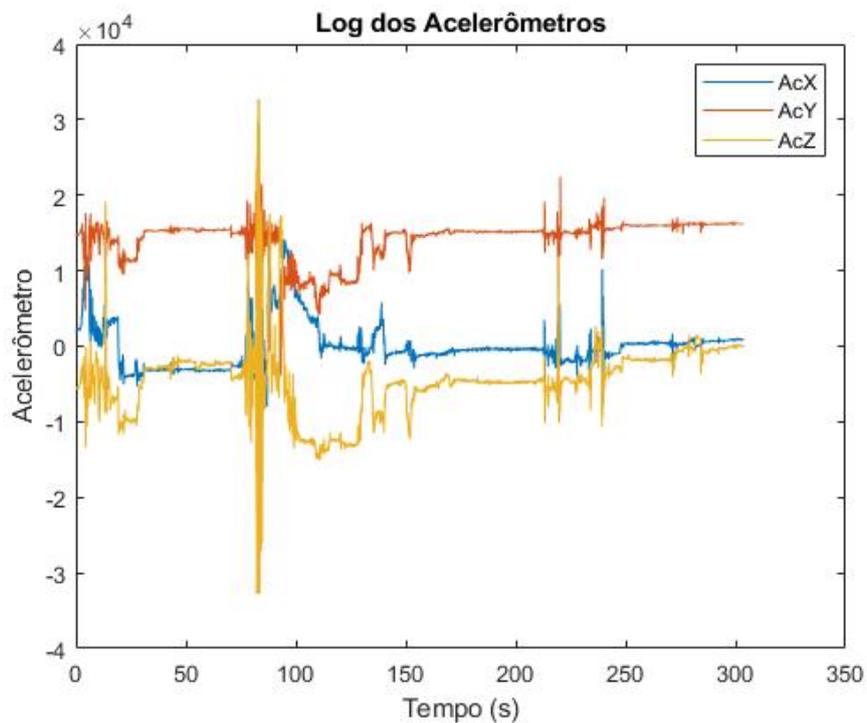


Figura 4.11: Validação do dispositivo final - Log dos acelerômetros.

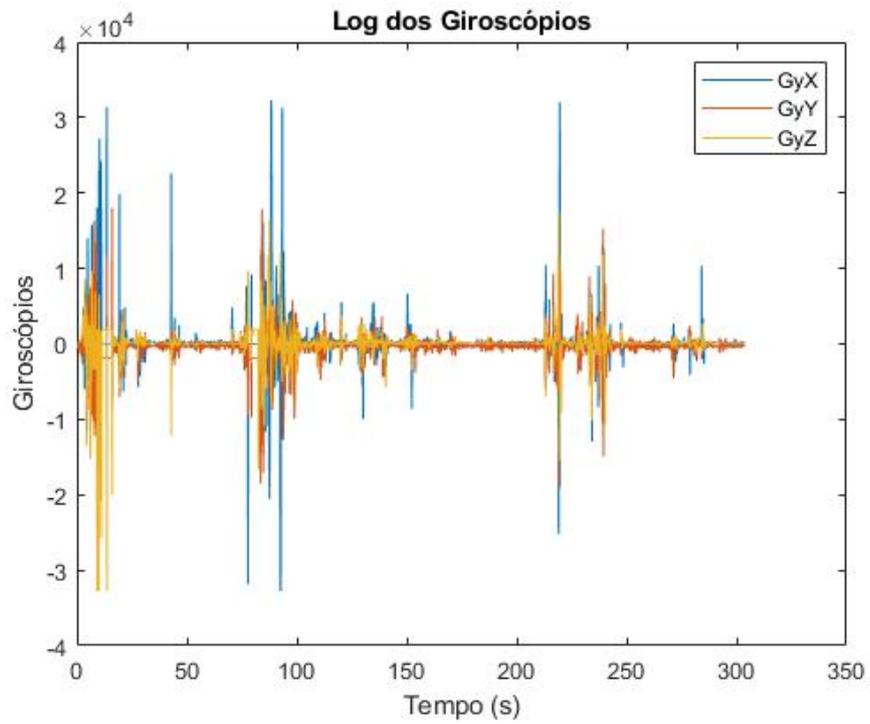


Figura 4.12: Validação do dispositivo final - Log dos giroscópios.

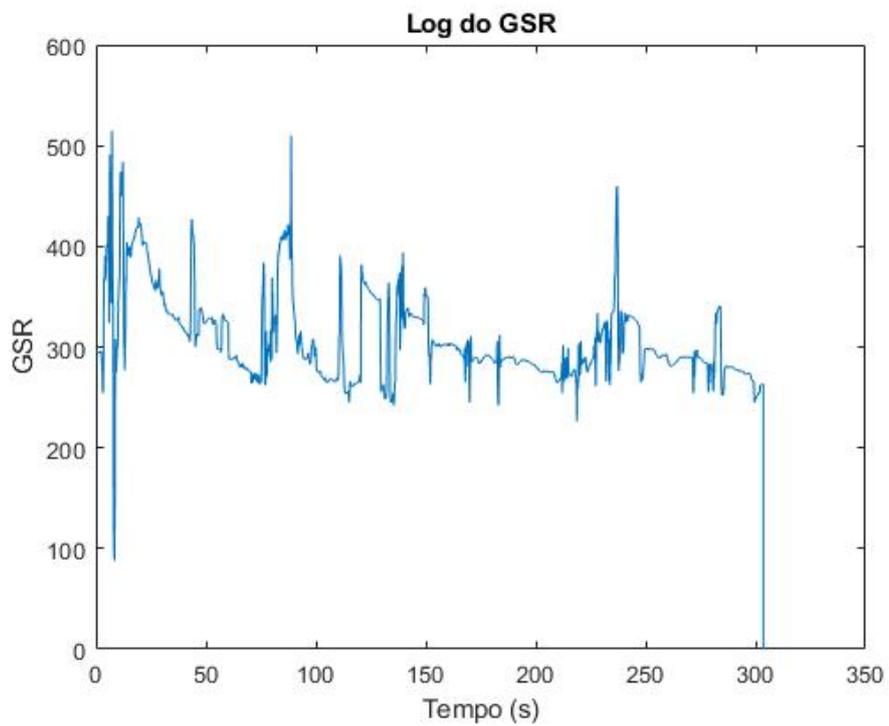


Figura 4.13: Validação do dispositivo final - Log do GSR.

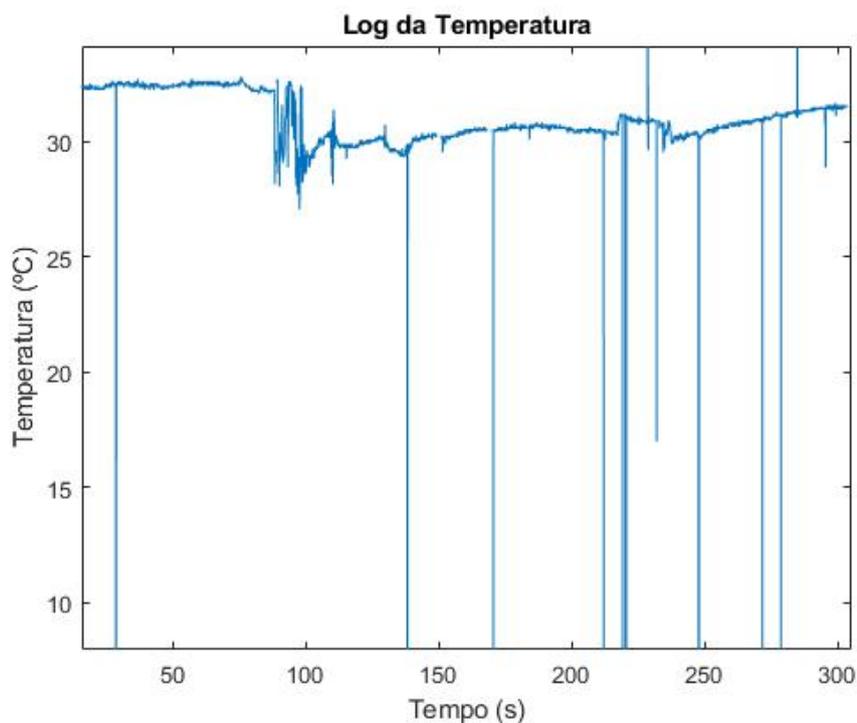


Figura 4.14: Validação do dispositivo final - Log da temperatura.

De acordo com os resultados observados para todos os sensores, considerando um tempo de aproximadamente 300 segundos de aquisição contínua de dados, pode-se afirmar que os sensores operaram de maneira satisfatória para o teste de validação proposto. Verificou-se também deste teste que o dispositivo desenvolvido consegue obter os dados de forma precisa quando em um ambiente controlado e sem muitos movimentos bruscos, em situação de repouso. Desta forma, os resultados confirmaram as expectativas.

Aperfeiçoamentos nesse dispositivo poderão ser feitos com base em testes em pessoas com TEA (testes clínicos) por períodos de tempo maiores com vistas ao aperfeiçoamento de detecção.

## 5 CONCLUSÃO

Os resultados apresentados com este trabalho permitem considerar que o protótipo desenvolvido, tanto em termos de hardware como de software, poderá ser aplicado em testes clínicos para o seu aperfeiçoamento. Incrementos tecnológicos tais como sensores mais sofisticados e modelagem estética para uso final também poderão acrescentar funcionalidades e melhor acurácia dos dados.

Ao mesmo tempo verificou-se, no decorrer deste trabalho, a existência de grande variedade de aplicação e versatilidade dos dispositivos vestíveis, já atualmente. Ao longo da pesquisa bibliográfica, foram incorporados diversas aplicações e soluções que os *wearables* podem trazer à humanidade, principalmente na área da saúde. Como, por exemplo, os sensores de sinais biológicos que possibilitam amostrar dados em tempo real, o que torna possível a realização de pré-diagnósticos.

Dos estudos sobre TEA, destacou-se o conhecimento de que as pessoas com TEA sofrem com uma dificuldade em expressar sentimentos ou em processar demasiada informação sensorial, e que a uma interface homem-máquina ideal para ser aplicada neste caso é a facilitação da comunicação da pessoa com as pessoas próximas. No caso, foi idealizado então um dispositivo que conseguisse traduzir a informação de excitação mental, do portador para as pessoas próximas, o que seria uma valorosa aplicação da tecnologia.

Tendo sido desenvolvido o dispositivo idealizado, foi possível cumprir o próximo objetivo específico, que consistiu no desenvolvimento do sistema vestível que pudesse auxiliar pessoas com TEA. Com a integração dos sensores de impedância da pele, movimento e temperatura periférica, chegou-se em um sistema vestível que consegue adquirir de forma simples todos os dados necessários para a predição de uma crise nervosa, excetuando-se do batimento cardíaco, o que conclui parcialmente o objetivo de desenvolvimento de um protótipo para dispositivo vestível.

O projeto desenvolvido conta também com um algoritmo básico de predição de crises proposto. Baseando-se em valores padrão para sinais biológicos e de intensidade de movimento, pode-se detectar uma possível crise nervosa ao verificar uma grande variação instantânea destes sinais.

Com o hardware e o software prontos, foi então possível validar os sensores e os dispositivos por meio de testes em bancada específicos para os sensores e um teste final para o funcionamento do dispositivo final. Realizando os testes e analisando os resultados, pode-se concluir o último objetivo específico proposto e encerrar o projeto.

## 5.1 TRABALHOS FUTUROS

O dispositivo desenvolvido até o momento pode contar com inúmeras melhorias passíveis de serem desenvolvidas em trabalhos futuros, tanto na parte de software, quanto na parte de hardware.

Quanto à parte de hardware, recomenda-se projetar o circuito com um microcontrolador menor e com uma placa de circuito impresso projetada para compor o microcontrolador e a interconexão com todos os módulos sensores, bem como o circuito de alimentação. Além disso, a aquisição e validação de um sensor de batimento cardíaco por meio da técnica PPG é uma importante etapa a ser realizada, uma vez que o algoritmo de detecção proposto depende deste dado.

Na parte de software, fica como sugestão a criação e implementação de um algoritmo de predição mais refinado, além da inclusão de uma inteligência artificial para ser alimentada com todos os dados adquiridos pelo dispositivo, com a finalidade de criar um melhor modelo de predição.

Além disso, depois da composição de um dispositivo ponta-de-fábrica, recomenda-se a realização de testes em pessoas com TEA com a finalidade de receber um feedback do produto. O retorno dos usuários ajudaria na melhoria da usabilidade, bem como, no refinamento do algoritmo de predição, tendo como dados situações reais de crises nervosas a serem aplicados na inteligência artificial.

## 5.2 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Uma conclusão importante para o trabalho, também, é a da importância da interdisciplinaridade na ciência. Uma vez que as ciências puras e individuais já estão saturadas e no estado da arte, a inovação reside nas áreas interdisciplinares, onde são levados em conta diversos pontos de vista para solucionar um problema real. No caso do trabalho, a entrevista com profissionais da saúde especializados no tratamento de pessoas com TEA foi essencial para o direcionamento no desenvolvimento de um dispositivo, que realmente atendesse às necessidades dos usuários.

De uma forma geral, pode-se concluir que os dispositivos vestíveis possuem um grande potencial em várias áreas da vida humana, principalmente na saúde. Verifica-se, que o resultado do trabalho ou trabalhos semelhantes podem ter grande impacto e benefício social. Auxiliando na melhoria de vida de inúmeros indivíduos, por meio da compensação de deficiências e utilizando-se de uma tecnologia inovadora, os vestíveis com toda certeza se tornarão grandes aliados da medicina moderna ao longo do tempo.

# REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 SAZONOV, E.; NEUMAN, M. R. *Wearable Sensors*. [S.l.]: Elsevier Inc., 2014.
- 2 ASSOCIATION., A. P. *Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders, Fifth Edition*. [S.l.]: American Psychiatric Publishing, 2013.
- 3 RYAN, S. ‘meltdowns’, surveillance and managing emotions; going out with children with autism. v. 16, n. 5, p. 868 – 875, 2010. ISSN 1353-8292. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1353829210000572>>.
- 4 PICARD, S. P. R. W. The potential of wearable devices for autistic people. *Founder and director of the Affective Computing Research Group at the Massachusetts Institute of Technology (MIT) Media Lab*, p. 1 – 3, 2016. Disponível em: <<http://network.autism.org.uk/knowledge/insight-opinion/potential-wearable-devices-autistic-people>>.
- 5 WIKIPÉDIA. *Project Glass — Wikipédia, a enciclopédia livre*. 2017. [Online; accessed 7-setembro-2017]. Disponível em: <[https://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=Project\\_Glass&oldid=49789866](https://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=Project_Glass&oldid=49789866)>.
- 6 WIKIPÉDIA. *Autismo — Wikipédia, a enciclopédia livre*. 2017. [Online; accessed 27-novembro-2017]. Disponível em: <<https://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=Autismo&oldid=50597322>>.
- 7 HORITA, R. *Entrevista Informal concedida a Rafael Zamarion Campagnoli*. 2017. Brasília, 20 out. 2017.
- 8 EL, K. R.; ROSALIND, P.; SIMON, B.-C. Affective computing and autism. *Annals of the New York Academy of Sciences*, v. 1093, n. 1, p. 228–248. Disponível em: <<https://nyaspubs.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1196/annals.1382.016>>.
- 9 PICARD, R. W. Future affective technology for autism and emotion communication. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, The Royal Society, v. 364, n. 1535, p. 3575–3584, 2009. ISSN 0962-8436. Disponível em: <<http://rsta.royalsocietypublishing.org/content/364/1535/3575>>.
- 10 PALMER, A. *Awake Labs*. Awake Labs. Acesso em: 20 out. 2017. Disponível em: <<http://awakelabs.com/>>.
- 11 PICARD, R. W. *Embrace*. Empatica. Acesso em: 20 out. 2017. Disponível em: <<https://www.empatica.com/product-embrace>>.
- 12 EASYGLIC. Easyglic. Acesso em: 1 jun. 2018. Disponível em: <<https://www.easyglic.com/>>.
- 13 MIRANDA, F. M., (2013). Dispositivo para detecção de hipoglicemia em diabéticos do tipo 1 a partir de variações de temperatura e umidade. Trabalho de Graduação em Engenharia de Controle e Automação, Publicação FT.TG-nº 017, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 78p.
- 14 GROVE GSR-Sensor. Seeed Studio. Acesso em: 10 mai. 2018. Disponível em: <[http://wiki.seeedstudio.com/Grove-GSR\\_Sensor/](http://wiki.seeedstudio.com/Grove-GSR_Sensor/)>.
- 15 TUTORIAL: Acelerômetro MPU6050 com Arduino. Filipeflop. Acesso em: 10 mai. 2018. Disponível em: <<https://www.filipeflop.com/blog/tutorial-acelerometro-mpu6050-arduino/>>.

- 16 WIKIPÉDIA. *Acelerômetro* — *Wikipédia, a enciclopédia livre*. 2018. [Online; accessed 14-abril-2018]. Disponível em: <<https://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=Aceler%C3%B4metro&oldid=51810367>>.
- 17 WIKIPÉDIA. *Giroscópio* — *Wikipédia, a enciclopédia livre*. 2018. [Online; accessed 12-junho-2018]. Disponível em: <<https://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=Girosc%C3%B3pio&oldid=52338419>>.
- 18 PULSE Sensor. Acesso em: 10 mai. 2018. Disponível em: <<https://pulsesensor.com/>>.
- 19 J., A. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. 2007.
- 20 WIKIPÉDIA. *Eletrocardiograma* — *Wikipédia, a enciclopédia livre*. 2018. [Online; accessed 17-junho-2018]. Disponível em: <<https://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=Eletrocardiograma&oldid=52380649>>.
- 21 TUTORIAL: Como utilizar Termistor NTC com Arduino. Laboratório de Garagem. Acesso em: 14 jun. 2018. Disponível em: <<http://labdegaragem.com/profiles/blogs/tutorial-como-utilizar-o-termistor-ntc-com-arduino>>.
- 22 Wikipedia contributors. *Steinhart–Hart equation* — *Wikipedia, The Free Encyclopedia*. 2018. [Online; accessed 14-June-2018]. Disponível em: <[https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Steinhart%E2%80%93Hart\\_equation&oldid=843882388](https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Steinhart%E2%80%93Hart_equation&oldid=843882388)>.
- 23 WIKIPÉDIA. *Arduino* — *Wikipédia, a enciclopédia livre*. 2018. [Online; accessed 20-maio-2018]. Disponível em: <<https://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=Arduino&oldid=52137461>>.
- 24 WIKIPÉDIA. *Aprendizado de máquina* — *Wikipédia, a enciclopédia livre*. 2018. [Online; accessed 27-abril-2018]. Disponível em: <[https://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=Aprendizado\\_de\\_m%C3%A1quina&oldid=51917748](https://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=Aprendizado_de_m%C3%A1quina&oldid=51917748)>.
- 25 TERA Term. OSDN. Acesso em: 20 JUN. 2018. Disponível em: <<https://tssh2.osdn.jp/index.html.en>>.
- 26 Wikipedia contributors. *Newton's law of cooling* — *Wikipedia, The Free Encyclopedia*. 2018. <[https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Newton%27s\\_law\\_of\\_cooling&oldid=843634359](https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Newton%27s_law_of_cooling&oldid=843634359)>. [Online; accessed 18-June-2018].

# APÊNDICES

# I. CÓDIGO ARDUINO DE DATALOGGER

```
//Carrega as bibliotecas necessárias
#include<Wire.h>
#include <Thermistor.h>

// Define as portas analógicas para cada sensor
const int MPU=0x68; //Endereco I2C do MPU6050 - Portas analógicas A5 e A4
const int GSR=A0; //Porta A0 para o sensor Grove
Thermistor temp(2); //Porta A2 para o termistor

unsigned long time; //Define a variável de tempo

//Variaveis para armazenar valores dos sensores

int AcX,AcY,AcZ,GyX,GyY,GyZ; //Variáveis para os acelerômetros e giroscópios

int sensorValue=0; //Variáveis para o GSR
int gsr_average=0;

float Tmp; //Variável para a temperatura

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  Wire.begin();
  Wire.beginTransmission(MPU);
  Wire.write(0x6B);

  //Inicializa o MPU-6050
  Wire.write(0);
  Wire.endTransmission(true);
}

void loop()
{
  long sum=0;
  Wire.beginTransmission(MPU);
  Wire.write(0x3B);
  Wire.endTransmission(false);

  //Solicita os dados do sensor
  Wire.requestFrom(MPU,14,true);

  //Armazena o valor dos sensores nas variaveis correspondentes
  AcX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3B (ACCEL_XOUT_H) & 0x3C (ACCEL_XOUT_L)
  AcY=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3D (ACCEL_YOUT_H) & 0x3E (ACCEL_YOUT_L)
  AcZ=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x3F (ACCEL_ZOUT_H) & 0x40 (ACCEL_ZOUT_L)

  GyX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x43 (GYRO_XOUT_H) & 0x44 (GYRO_XOUT_L)
  GyY=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x45 (GYRO_YOUT_H) & 0x46 (GYRO_YOUT_L)
  GyZ=Wire.read()<<8|Wire.read(); //0x47 (GYRO_ZOUT_H) & 0x48 (GYRO_ZOUT_L)
```

```

Tmp = temp.getTemp(); //Calcula a temperatura a partir do sinal recebido

for(int i=0;i<10;i++) //Faz uma média de 10 valores do GSR para remover falhas
{
sensorValue=analogRead(GSR);
sum += sensorValue;
delay(5);
}
gsr_average = sum/10;

time = millis();

//Imprime os valores no formato .csv
Serial.print(time); Serial.print(",");
Serial.print(AcX); Serial.print(",");
Serial.print(AcY); Serial.print(",");
Serial.print(AcZ); Serial.print(",");
Serial.print(GyX); Serial.print(",");
Serial.print(GyY); Serial.print(",");
Serial.print(GyZ); Serial.print(",");
Serial.print(Tmp); Serial.print(",");
Serial.print(gsr_average); Serial.println(",");

delay(20); //Aguarda 20 ms e reinicia o processo
}

```

## II. CÓDIGO MATLAB DE TRATAMENTO DOS DADOS DATALOGGER

```
%Programa do Matlab para tratar o arquivo de Log gerado pelo Aduino e gerar os gráficos correspondentes  
DataLog = csvread('logfinal.csv');
```

```
Tempo = DataLog(:, 1); %Separa os vetores  
AcX = DataLog(:, 2);  
AcY = DataLog(:, 3);  
AcZ = DataLog(:, 4);  
GyX = DataLog(:, 5);  
GyY = DataLog(:, 6);  
GyZ = DataLog(:, 7);  
Temp = DataLog(:, 8);  
GSR = DataLog(:, 9);
```

```
Tempo = Tempo*0.001;
```

```
figure(1) %plota os gráficos  
plot (Tempo, AcX, Tempo, AcY, Tempo, AcZ)  
title('Log dos Acelerômetros')  
xlabel('Tempo (s)')  
ylabel('Acelerômetro')  
legend('AcX', 'AcY', 'AcZ')
```

```
figure(2) %plota os gráficos  
plot (Tempo, GyX, Tempo, GyY, Tempo, GyZ)  
title('Log dos Giroscópios')  
xlabel('Tempo (s)')  
ylabel('Giroscópios')  
legend('GyX', 'GyY', 'GyZ')
```

```
figure(3) %plota os gráficos  
plot (Tempo, Temp)  
title('Log da Temperatura')  
xlabel('Tempo (s)')  
ylabel('Temperatura (°C)')
```

```
figure(4) %plota os gráficos  
plot (Tempo, GSR)  
title('Log do GSR')  
xlabel('Tempo (s)')  
ylabel('GSR')
```