



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB
CAMPUS GAMA – FGA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA PARA MONITORAR CRISES NERVOSAS AUTISTAS POR
MEIO DE SINAIS FISIOLÓGICOS**
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

KLAUS RIBEIRO MONTEIRO

ORIENTADOR: DR. ADSON FERREIRA DA ROCHA



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB

FACULDADE UNB GAMA – FGA



DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA PARA MONITORAR CRISES NERVOSAS AUTISTAS

POR MEIO DE SINAIS FISIOLÓGICOS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

KLAUS RIBEIRO MONTEIRO

ORIENTADOR: DR ADSON FERREIRA DA ROCHA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA

PUBLICAÇÃO: 150A/2022

BRASÍLIA/DF, JUNHO DE 2022

**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA PARA MONITORAR CRISES NERVOSAS AUTISTAS
POR MEIO DE SINAIS FISIOLÓGICOS**

KLAUS RIBEIRO MONTEIRO

DISSERTAÇÃO DE Mestrado submetida ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade de Brasília, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

APROVADA POR:

DR. ADSON FERREIRA DA ROCHA; ENE / UNB
(ORIENTADOR)

DRA. FLAVIA MARIA GUERRA DE SOUSA ARANHA OLIVEIRA; ENE / UNB
(EXAMINADOR INTERNO)

DR. MAXWELL DIÓGENES BANDEIRA DE MELO; UFT
(EXAMINADOR EXTERNO)

RELATÓRIO (ATA) DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO ASSINADO ELETRONICAMENTE PELA BANCA AVALIADORA, VIA SISTEMA ELETRÔNICO DE INFORMAÇÕES - SEI, DOCUMENTO 8252509, PROCESSO 23106.059141/2022-70

BRASÍLIA/DF, JUNHO DE 2022

FICHA CATALOGRÁFICA

MONTEIRO, K.R.

Desenvolvimento de Sistema para Monitorar Crises Nervosas Autistas por meio de Sinais Fisiológicos.

[Distrito Federal], 2022.

105p., 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestrado em Engenharia Biomédica, 2022).

Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade UnB Gama, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

- | | |
|------------------------|--------------------|
| 1. Autismo | 2. Crise Nervosa |
| 3. Sinais Fisiológicos | 4. Predição |
| I. FGA UnB | II. Título (série) |

REFERÊNCIA

Monteiro, K.R. (2022). Desenvolvimento de Sistema para Monitorar Crises Nervosas Autistas por meio de Sinais Fisiológicos. Dissertação de mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 150A/2022, Programa de Pós-Graduação, Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 105p.

CESSÃO DE DIREITOS

Autor: Monteiro, Klaus

Título: Desenvolvimento de Sistema para Monitorar Crises Nervosas Autistas por meio de Sinais Fisiológicos.

Grau: Mestre

Ano: 2022

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender essas cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

klausrm43@gmail.com

Brasília, DF – Brasil

À minha esposa Maria Francisca, aos meus pais Kerginaldo (*in memoriam*), Teresinha (*in memoriam*), e aos meus irmãos Kleist, Tânia, Klein e Keitel.

“A mente que se abre para uma nova ideia jamais voltará ao seu tamanho original”

Albert Einstein

AGRADECIMENTOS

A Jesus, por ser o Mestre por excelência e ter me conduzido até aqui. Por ter alçado alturas inimaginadas, graças a Ele.

À minha esposa Maria Francisca Pereira Sá Ribeiro, pelo apoio incondicional, pela paciência e compreensão em todos os momentos.

Ao meu orientador Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha pela oportunidade, e pelo imensurável apoio, durante todo o processo de orientação deste trabalho.

Aos professores doutores do mestrado Marcelo Menezes de Carvalho e Francisco Assis de Oliveira Nascimento, e à Profa. Dra. Marcella Lemos Brettas Carneiro, que contribuíram significativamente para a minha formação acadêmica e desenvolvimento desta dissertação.

À Universidade de Brasília (UnB), pela excelência em qualidade de ensino e pela acolhida.

Aos meus irmãos Kleist, Klein e Keitel por me auxiliarem em todas as dificuldades.

Aos meus amigos que me apoiaram.

A todos voluntários que participaram da pesquisa e seus responsáveis, por contribuírem e tornarem possível a sua realização.

RESUMO

Cerca de uma em cada 54 crianças tem sido diagnosticada com Transtorno do Espectro Autista. Um dos maiores problemas para essas crianças, seus pais e cuidadores são as crises nervosas, em que as crianças assumem um comportamento que aparenta ser quase irracional. A longo prazo, a questão de pesquisa levantada é: seria possível se prever tais crises mediante a mensuração de sinais fisiológicos? Muitos pesquisadores acreditam que o comportamento dos ramos simpático e parassimpático do Sistema Nervoso Central pode, potencialmente, ser uma chave para prever as referidas crises.

O objetivo principal deste trabalho é viabilizar um sistema que permita o monitoramento de crises nervosas autistas utilizando um sistema composto por sensores vestíveis de movimento, temperatura, resistência galvânica da pele, batimento cardíaco, comunicação por radiofrequência e inteligência computacional embarcada.

Compondo o hardware de captação, localizado na Luva/Pulseira, utilizou-se o microprocessador Arduino Nano, o sensor de movimento MPU 6050, um termistor de 10 k Ω como sensor de temperatura e o Sensor Grove de Resposta Galvânica da Pele (em inglês, *Galvanic Skin Response*, ou GSR), o módulo de ECG AD8232, bem como o módulo de transmissão via rádio frequência nRF24L01+.

O hardware que recebe os dados da luva é composto por um módulo de comunicação por rádio frequência nRF24L01+, outro Arduino Nano e um Mini PC *Raspberry PI 3*, sendo que este último lança os dados brutos na nuvem, via WI-FI, para uso pelo software de processamento.

Concluída a implementação, realizou-se um teste funcional com dez adultos saudáveis simulando-se a estereotipia dos autistas, e a sudorese por meio do umedecimento com água filtrada, sem a necessidade de adição de cloreto de sódio, dos dedos indicador e médio, onde foram localizados os sensores de GSR.

Após a realização do teste funcional, como descrito acima, efetuou-se outro teste, também com adultos saudáveis, eliciando-se uma resposta do Sistema Nervoso Central-SNC, por meio do Cold Pressor Test, uma manobra cuja variante consiste em se mergulhar subitamente ambos os pés em água gelada e se captar e analisar a alteração do batimento cardíaco e da GSR.

A análise estatística dos resultados permitiu concluir que a distribuição de energia cinética foi uniforme e as distribuições de GSR e HR gaussianas, e que por intermédio da aplicação do t-Test de Student, concluiu-se que as médias de GSR e HR, antes e depois da simulação, foram diferentes.

Atingiu-se um grau de acerto de 90%, em relação ao número total de levantamentos, conforme resultado evidenciado pelo primeiro teste funcional, e 100% no segundo teste (utilizando-se o procedimento do Cold Pressor Test).

Ao final da pesquisa, foi feito um teste de uso com um indivíduo autista, que constatou o uso da luva com conforto e naturalidade pelo voluntário. Durante o teste, não houve a ocorrência de crise, e os dados obtidos foram consistentes com essa observação.

Os resultados obtidos indicam um bom potencial do protótipo para, após maior desenvolvimento, vir a ser útil em pesquisas que envolvem manifestações físicas e fisiológicas associadas a estados psicológicos de autistas.

PALAVRAS-CHAVE: Autismo, Crise Nervosa, Sinais Fisiológicos, Predição

ABSTRACT

About one in 54 children has been diagnosed with Autism Spectrum Disorder. One of the biggest problems for these children, their parents and caregivers are meltdowns, in which children assume behavior that appears to be almost irrational. In the long term, the research question raised is: would it be possible to predict such crises by measuring physiological signals? Many researchers believe that the behavior of the sympathetic and parasympathetic branches of the Central Nervous System could potentially be a key to predicting such crises.

The main objective of this work is to provide a system that allows the monitoring of autistic nervous crises using a system composed of wearable sensors of movement, temperature, galvanic skin resistance, heartbeat, radiofrequency communication and embedded computational intelligence.

Composing the capture hardware, located in the Glove/Bracelet, the Arduino Nano microprocessor, the MPU 6050 motion sensor, a 10 k Ω thermistor as a temperature sensor and the Grove Galvanic Skin Response Sensor (in English, Galvanic Skin Response, or GSR) were used, as well as the AD8232 ECG module, and the nRF24L01+ radio frequency transmission module.

The hardware that receives the data from the glove is composed of a radio frequency module nRF24L01+, another Arduino Nano and a Raspberry PI 3 Mini PC, the latter of which sends the raw data to the cloud, via WI-FI, for use by the processing software.

Once the implementation was completed, a functional test was carried out with ten healthy adults, simulating the stereotypy of autistic people, and sweating through moistening with filtered water, without the need to add sodium chloride, of the index and middle fingers, where GSR sensors were located.

After performing the functional test, as described above, another test was performed, also with healthy adults, eliciting a response from the CNS, through the Cold Pressor Test, a maneuver whose variant consists of suddenly immersing both feet in ice water and check for a change in heart rate and GSR.

The statistical analysis of the results allows us to conclude that the distributions of kinetic energy, GSR and HR, were uniform and the last two were Gaussian, respectively, and that through the application of Student's t-Test, it was concluded that the means of GSR and HR, before and after the simulation are different.

A degree of accuracy of 90% was reached, in relation to the total number of experiments, as evidenced by the first functional test, and 100% in the second test (using the Cold Pressor Test procedure).

At the end of the research, a use test was carried out with an autistic individual, who verified the use of the glove with comfort and naturalness by the volunteer. During the test, no crisis occurred, and the data obtained were consistent with this observation.

The results obtained indicate a good potential of the prototype to, after further development, become useful in research involving physical and physiological manifestations associated with psychological states of autistic individuals.

KEYWORDS: Autism, Meltdowns, Physiological Signals, Prediction.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	Contextualização e Formulação do Problema	1
1.2	Justificativa.....	3
1.3	Objetivos	4
1.3.1	Objetivo Geral	4
1.3.2	Objetivos Específicos	4
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	6
2.1	Panorama Sobre o Transtorno do Espectro Autista	6
2.2	Discussão Sobre os Sintomas do transtorno do Espectro Autista	7
2.3	Justificativa na Literatura para os Sinais Fisiológicos Escolhidos para o Monitoramento do TEA. 9	
2.4	Faixa Esperada dos Parâmetros Fisiológicos a serem Mensurados	10
2.5	Cold Pressor Test.....	11
3	MATERIAIS E MÉTODOS	13
3.1	Desenvolvimento do Sistema	13
3.1.1	Detalhamento do Hardware	13
3.1.1.1	Módulo MPU 6050	13
3.1.1.2	Sensor GSR.....	14
3.1.1.3	Sensor de Batimento Cardíaco	17
3.1.1.4	Sensor de Temperatura	20
3.1.1.5	Arduino	21
3.1.1.6	Módulo Transmissor de Rádio Frequência – RF	22
3.1.1.7	Raspberry PI 3.....	23
3.1.1.8	Luva-Pulseira	24
3.2	Software de Captação dos Sinais Fisiológicos	25
3.3	Software de Processamento.....	26
3.4	População e Amostra Propostas	27
3.5	Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa.....	27
3.6	O Experimento (Teste de Funcionalidade).....	28
3.7	Tratamento e Análise dos Dados	34
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	36
4.1	Calibração do Sistema	36
4.2	Teste de Funcionalidade	37
4.3	Experimentos com o Uso do Cold Pressor Test	40
4.4	Experimento com Um Indivíduo Autista.....	41

5	CONCLUSÃO	43
	REFERÊNCIAS	44
	APÊNDICE I – PROGRAMA DE COLETA E TRANSMISSÃO DE DADOS DA LUVA	48
	APÊNDICE II – PROGRAMA DO RASPBERRY PARA RECEPÇÃO DOS DADOS DA LUVA E TRANSMISSÃO PARA A NUVEM.....	57
	APÊNDICE III – PROGRAMA DE DETECÇÃO/PREVISÃO DE CRISE NERVOSA AUTISTA NA NUVEM	64
	APÊNDICE IV – LOG DOS DADOS TRANSMITIDOS PELA LUVA	78
	ANEXO I COMPROVANTE DE PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP	89

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1. Comparação de leituras de GSR com valores de resistências conhecidas.

Tabela 4.2. Comparação de leituras de Temperatura com valores de um termômetro Clínico.

Tabela 4.3. Resposta do Sistema; alarma para valores limiares de $E = 990\%$, $\%GSR = 25\%$, e $\%Temp = 2\%$.

Tabela 4.4. Resultado do Teste de Liliefors para [GSR [0] - GSR [crise]], e o t-test de Student para a coluna diferença. (Teste Funcional Inicial).

Tabela 4.5. Resposta do Sistema; alarma para limiares de $E = 990\%$, $\%GSR = 18\%$, $\%HR = 20\%$ e $\%Temp = 2\%$.

Tabela 4.6. Resultado do Teste de Liliefors para [GSR [0] - GSR [crise]], e o t-test de Student para a coluna diferença. (Cold Pressor Test).

Tabela 4.7. Resultado do Teste de Liliefors para [HR [0] - HR [crise]], e o t-test de Student para a coluna diferença. (Cold Pressor Test).

Tabela 4.8. Resposta do Sistema, para o participante autista, com alarme para limiares de $E = 990\%$, $\%GSR = 18\%$, $\%HR = 20\%$ e $\%Temp = 3\%$.

Tabela IV.1 Conjunto de dados de batimento cardíaco, primeira tentativa, utilizando-se o Pulse Sensor.

Tabela IV.2 Conjunto 36s de dados dos acelerômetros, sensor de temp, sem dados do batimento cardíaco.

Tabela IV.3 Batimentos cardíacos instantâneos, e correspondentes taxas de variação cardíaca utilizando-se o sensor de ECG.

LISTA DE FIGURAS

Figura 3.1. Módulo de Acelerômetros MPU 6050 utilizado para quantificar os movimentos repetitivos.

Figura 3.2. Sensor de Resposta Galvânica da Pele -GSR utilizado mensurar a resistência galvânica da pele como forma de avaliar indiretamente a atividade do ramo Simpático do Sistema Nervoso Autônomo.

Figura 3.3. Diagrama esquemático do sensor GSR, utilizado na mensuração da resistência galvânica da pele.

Figura 3.4.1. Módulo pulse sensor – primeira tentativa para mensurar a atividade cardíaca como forma de avaliar indiretamente a atividade do ramo Simpático do Sistema Nervoso Autônomo. Esse sistema não apresentou estabilidade e repetibilidade, e foi substituído por outro.

Figura 3.4.2. Módulo MAX30102 (sensor) – segunda tentativa para mensurar a atividade cardíaca como forma de avaliar indiretamente a atividade do ramo Simpático do Sistema Nervoso Autônomo. Esse módulo também não apresentou um desempenho suficiente para o propósito desejado.

Figura 3.5.1 Módulo de ECG AD8232 - terceira tentativa (e bem-sucedida) para se detectar e mensurar a atividade cardíaca como forma de avaliar indiretamente a atividade do ramo Simpático do Sistema Nervoso Autônomo.

Figura 3.5.2 Eletrodos de Ag/AgCl utilizados juntamente com o módulo de ECG. Os condutores foram trançados, a fim de se reduzir a interferência eletromagnética dos 60Hz da rede.

Figura 3.6. Sensor de temperatura LM35- utilizado como forma de avaliar indiretamente a atividade do ramo Simpático do Sistema Nervoso Autônomo. Esta primeira tentativa não foi bem-sucedida, e o sistema para essa medida foi substituída por outra alternativa.

Figura 3.7 Sensor de temperatura Termistor NTC de 10K Ω - utilizado como forma de avaliar indiretamente a atividade do ramo Simpático do Sistema Nervoso Autônomo. Esta segunda tentativa foi bem-sucedida.

Figura 3.8. Microcontrolador Arduino Nano: Núcleo do Processamento da Luva.

Figura 3.9. Módulo Transmissor/Receptor de rádio frequência nRF24L01+ utilizado para transmissão e recepção entre os microcontroladores Arduino, da luva e do Raspberry.

Figura 3.10. Diagrama esquemático do módulo nRF24L01+ utilizado para transmissão e recepção entre os microcontroladores Arduino.

Figura 3.11. Mini PC Raspberry Pi 3, utilizado na unidade de processamento dos sinais a serem enviados via WI-FI.

Figura 3.12. Luva-Pulseira englobando sensores, Arduino, bateria e módulo de transmissão. Acima à direita e abaixo à esquerda: vista explodida.

Figura 3.13. Posicionamento dos sensores na luva: à esquerda no dorso da luva; acelerômetro (1), sensor GSR (2) nos dedos indicador e médio. À direita na palma da luva: sensor de temperatura (3) sensor no dedo polegar; e o de batimento cardíaco, inicialmente na ponta do dedo anelar, sensor de PPG (4-A) e, posteriormente no peito, os eletrodos de ECG (4B).

Figura 3.14. Tela Inicial do Sistema, o qual está hospedado na nuvem.

Figura 3.15. Tela de Cadastro do Avaliador, pesquisador responsável pelo teste

Figura 3.16. Tela de Cadastro do Avaliado, indivíduo sob teste.

Figura 3.17. Tela de Cadastro dos Parâmetros para o Cálculo nos Levantamentos.

Figura 3.18. Tela de Cadastro dos Levantamentos, a cada avaliado é associado um levantamento.

Figura 3.19. Resultados para o levantamento de ID nº 10

Figura 3.20. Resultados para o levantamento de ID nº 9

Figura 3.21. Resultados para o levantamento de ID nº 40

Figura 4.1 Log dos Acelerômetros: visualização dos dados dos três eixos, x,y e z (mm/s^2) quando da simulação de uma crise

Figura 4.2 Histograma da Energia dos três eixos do acelerômetro, quando da simulação de uma crise.

Figura 4.3 Histograma da GSR inicial.

Figura 4.4 Histograma da GSR, quando da simulação de uma crise.

Figura 4.5 Evolução da GSR ao longo do tempo para o autista JMGM

Figura IV.1 Plotagem de ECG, para o voluntário KRM2, com o módulo AD8232 (eixo vertical mV e eixo horizontal ms/3)

LISTA DE NOMENCLATURAS E ABREVIações

BPM	Batimentos (cardíacos) por minuto;
CPT	<i>Cold Pressor Test</i>
E	Energia;
EDA	Atividade Eletro-Dérmica, do inglês: <i>Eletrodermica Activity</i> ;
GSR	Resposta Galvânica da Pele, do inglês: <i>Galvanic Skin Response</i> ;
SNA	Sistema Nervoso Autônomo
SNC	Sistema Nervoso Central
HR	Frequência cardíaca do inglês: <i>Heart Rate</i> , medida em bpm;
TEA	Transtorno do Espectro Autista;
Temp.	Temperatura corporal na extremidade dos dedos, medida em °C

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

A proporção de crianças diagnosticadas com Transtorno do Espectro Autista (TEA) tem aumentado nos últimos anos. Cerca de uma em cada 54 crianças tem recebido esse diagnóstico, sendo a ocorrência em meninos quatro vezes mais prevalente que em meninas (BAIO *et al.*, 2018).

Os indivíduos com TEA e os responsáveis por eles lidam com um dos maiores problemas em relação ao transtorno, que são as crises nervosas, do inglês *Meltdown*, que podem originar-se em momentos de grande estímulo sensorial em razão da exposição a ambientes muito movimentados e com barulho, ou, ainda, de períodos de grande estresse emocional para o indivíduo.

Quando ocorrem as *Meltdowns*, os indivíduos costumam tapar os ouvidos, cobrir o rosto, agitar as mãos em movimentos que se assemelham ao bater de asas de uma ave (do inglês *flapping*), oscilar o tronco para frente e para trás (do inglês *rocking*) ou em movimentos conjugados das mãos e oscilação do tronco (do inglês *flaprocking*) e podem se auto-agredir, a ponto de bater a cabeça no solo ou parede; também é frequente a heteroagressividade, ou seja, dependendo da intensidade da *Meltdown*, esta pode comprometer a integridade do próprio indivíduo ou de outros.

Além de ter impacto para os indivíduos, que podem acabar se ferindo, essas crises podem também ter impacto na qualidade de vida de suas famílias, as quais tendem a ficar mais tensas, dificultando suas relações com o indivíduo.

Crianças autistas têm dificuldade em se comunicar e interagir com os pais e colegas. A ideia seria fornecer aos pais e educadores a monitoração do estado psicológico dessas crianças, por meio de variáveis fisiológicas, o que poderia facilitar o entrosamento com pais e colegas.

Poder-se-ia exemplificar uma situação em sala de aula, em que o educador considerando o bom desempenho da criança em outras situações, insiste com ela para obtenção de uma determinada resposta, sem, no entanto, estar consciente no que se passa na mente do autista, que poderia estar num processo de tensão crescente que poderia culminar numa crise. Se esse mesmo educador pudesse perceber o que está se passando na mente da criança, poderia dar uma pausa, fazer a criança relaxar um pouco e, quando seus sinais fisiológicos retornassem ao

normal, poderia retornar à sua atividade letiva. Ou seja, se sua atividade mental puder ser estimada por meio dos sinais medidos, tais crises poderiam ser cada vez evitadas com maior frequência, o que levaria a melhoria na qualidade de vida desses indivíduos, aproximando-os em certa medida do padrão dos indivíduos saudáveis.

O objetivo geral final, a longo prazo, da pesquisa é responder à seguinte questão de pesquisa: seria possível prever uma crise autista, utilizando-se sinais fisiológicos? A hipótese para responder o problema acima poderia ser assim formulada: as variáveis usadas para quantificar as respostas dos estímulos simpáticos e parassimpáticos podem ser usadas para detectar efetivamente os estados emocionais que precedem as *Meltdowns*.

Entretanto, o presente projeto tem escopo mais limitado: desenvolver um sistema de monitoramento que possa ser usado de forma eficaz em crianças autistas. Assim, o resultado esperado do presente trabalho corresponde a uma etapa inicial do objetivo geral.

1.2 JUSTIFICATIVA

São bem conhecidos os mecanismos de ação das divisões simpática e parassimpática do Sistema Nervoso Autônomo – SNA. A divisão simpática, em situações de estresse emocional ou situações de emergência produz reações fisiológicas denominadas reações de “luta ou fuga” (em língua inglesa, “*fight or flight*”). Algumas dessas reações manifestam-se, por exemplo, tornando as mãos frias e úmidas e acelerando o batimento cardíaco (TORTORA *et al.*, 2013). Por isso, tem ganho relevância, nas últimas décadas, o estudo e o monitoramento dessas manifestações por meio de parâmetros objetivos tais como temperatura, resistência galvânica da pele e frequência cardíaca, que podem fornecer uma avaliação do estado de excitação do SNA e, portanto, auxiliar na detecção e prevenção de crises nervosas. No caso do presente trabalho, a intenção é o desenvolvimento de dispositivos e técnicas que possam vir a ser úteis na monitoração de indivíduos com TEA.

Diversas pesquisas utilizando os sensores vestíveis têm sido conduzidas utilizando-se a detecção de sinais físicos (por exemplo, o movimento, por meio de acelerômetro e giroscópio) e fisiológicos como, os citados anteriormente: temperatura, frequência cardíaca (em inglês, *Heart Rate* – HR) e resposta galvânica da pele (em inglês, *Galvanic Skin Reponse* – GSR). As finalidades do emprego desses são diversas, como, por exemplo, a identificação de emoções (WELCH, 2012) (KRUPA *et al.*, 2016), a melhoria da socialização e do aprendizado (KALIOUBY *et al.*, 2019)], a medição de níveis de atividade física (PAN *et al.*, 2011), e o reconhecimento de movimentos estereotipados, em indivíduos com TEA (GOODWIN *et al.*, 2011). Um embasamento mais aprofundado para o uso de tais sinais será apresentado na seção que apresenta a revisão bibliográfica.

O projeto utiliza sensores vestíveis, mencionados anteriormente, os quais têm despontado como uma tecnologia com potencial para uma grande gama de aplicações, como no esporte, no lazer e na saúde (SAZONOV *et al.*, 2014), entre outros, indo desde a monitoração de sinais fisiológicos, para otimização de atividades físicas, até a integração de *smart watches* associados a *smartphones* para pesquisa e monitoramento de indivíduos com TEA.

Identificou-se uma lacuna na literatura em relação a dispositivos e aplicativos de *software* que permitam a sinalização de uma possível *Meltdown* em indivíduos com TEA, correlacionando-as os sinais físicos e fisiológicos, com esse estado. O estado da arte em termos de *hardware* é a pulseira E-4, da EMPATICA, que inspirou este trabalho. Porém, optou-se por desenvolver um sistema vestível próprio, em virtude das razões expostas a seguir. O sistema

E-4 apresenta um alto preço (US\$ 1.690,00 por unidade), e esse preço, associado à necessidade de se ter uma unidade para cada indivíduo, levaria grandes dificuldades a pesquisas futuras. Adicionalmente, o sistema não permite adaptações individuais, que costumam ser necessárias em ambientes de pesquisa, como por exemplo, o posicionamento dos sensores em posições específicas, limitando as possibilidades das pesquisas futuras. Adicionalmente, o desenvolvimento de conhecimento no desenvolvimento de um sistema vestível próprio permitirá ao grupo atingir maior autonomia, flexibilidade e alcance nas pesquisas futuras. Assim, esta pesquisa tem o objetivo de ser um primeiro passo do grupo de pesquisa no desenvolvimento de hardware e software de sistemas vestíveis a valores mais acessíveis, e *software* a fim de habilitar os pais e/ou responsáveis pela criança a atuarem em tempo oportuno, em momentos próximos a iminentes crises nervosas.

O presente trabalho pode vir a ter valor para a sociedade, em especial aos pais, professores e cuidadores no que se refere à melhoria da qualidade de vida dos indivíduos com TEA, e tem potencial para viabilizar a geração de novos conhecimentos no futuro, e servir como ferramenta para desenvolvimento, auxiliando na formação de novos pesquisadores.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo Geral

O objetivo principal deste trabalho é viabilizar um sistema que permita o monitoramento de crises nervosas autistas utilizando um sistema vestível composto por sensores de acelerometria, temperatura, batimento cardíaco, resistência galvânica da pele, comunicação por rádio frequência e inteligência computacional embarcada.

1.3.2 Objetivos Específicos

Para concretização do objetivo principal, apresentam-se como objetivos específicos:

- Desenvolvimento do *hardware* com sensores, para captação de sinais físicos e fisiológicos, transmissão via radiofrequência para o *hardware* de processamento e deste, via Wi-Fi para o *hardware* de monitoramento, remoto e acondicionamento desse hardware em um sistema vestível, que pode ser usado de forma conveniente por crianças ou adolescentes com TEA.
- Desenvolvimento de *software* para captar e transmitir os sinais físicos e fisiológicos e transmiti-los, via rádio – frequência.

- Desenvolvimento de *software* que permita o processamento básico dos sinais adquiridos e transmitir os dados brutos e processados via Wi-Fi para a unidade remota de monitoramento.
- Realização de um teste funcional com indivíduos saudáveis.
- Além dos objetivos acima, a serem atingidos durante o presente trabalho, espera-se que o sistema possa vir a ser usado, no futuro, em pesquisas sobre o monitoramento de pessoas com TEA.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 PANORAMA SOBRE O TRANSTORNO DO ESPECTRO AUTISTA

O TEA tem forte origem genética e pode ser associado a diversos fatores de risco, tais como: fatores químicos relacionados a poluentes do ar, fatores fisiológicos como idade avançada dos pais, nascimento prematuro e altos níveis de bilirrubina no sangue, entre outros. Estudos extensivos têm demonstrado não haver suporte para uma associação entre a vacinação e o TEA. (NG *et al.*, 2017).

Como transtorno neurológico, a TEA afeta o modo como os neurônios se comunicam entre si, comprometendo a capacidade de interpretação das informações no cérebro, mecanismo este que não é plenamente conhecido.

Anteriormente, classificava-se o autismo em cinco classes diferentes de acordo com o grau da deficiência, indo desde a síndrome de Asperger, grau mais leve, até aos níveis mais severos.

Atualmente, a Organização Mundial de Saúde (OMS) definiu uma classificação única, mais ampla, considerando os níveis distintos de funcionalidades. Assim as várias manifestações do distúrbio foram englobadas no que se conhece como transtorno do espectro autista.

O TEA pode ser classificado quanto à intensidade dos sintomas como leve, moderado e severo (REIS, *et al.*, 2016). Observa-se que esse transtorno pode levar a dificuldades com metáforas e linguagem figurada. E quanto mais severo, mais notada é a presença de estereotipia, um dos sinais físicos/fisiológicos mensurados nesta pesquisa. Esses sintomas podem variar de indivíduo para indivíduo, e em um mesmo indivíduo ao longo da vida.

O diagnóstico do TEA é clínico, ou seja, não há exame de imagem determinante. Os pais de crianças com TEA parecem perceber que o desenvolvimento de sua criança não está seguindo um padrão normal, por volta de um ano de idade. Mas é por volta dos cinco anos, quando chegam à fase pré-escolar é que são efetivamente diagnosticadas, quando então ficam mais manifestas as diferenças de desempenho (SEIZE *et al.*, 2017).

A perspectiva atual quanto ao tratamento, tanto para as crianças com TEA como para seus respectivos familiares, tem evoluído gradativamente. Por meio de um tratamento eficaz, muitos dos sintomas do autismo podem ser minorados, apesar de alguns indivíduos carregarem os reflexos do transtorno por toda a existência. Os avanços da medicina e o uso de novos métodos psicoterapêuticos facilitam o convívio de autistas com seus familiares e a interação social. Evidentemente a perspectiva dos resultados depende do nível de gravidade do autismo.

2.2 DISCUSSÃO SOBRE OS SINTOMAS DO TRANSTORNO DO ESPECTRO AUTISTA

Em relação às habilidades de comunicação e interação social, são exemplos de características: dificuldade de interpretação das emoções alheias por meio de pistas (WELCH, 2012)], rejeição de carinho (toque) (GABRIELS *et al.*, 2008), sorrir enquanto está sentindo grande dor ou com expressão neutra quando está muito entretido (WELCH, 2012). Os comportamentos repetitivos típicos incluem: atenção restrita a uma ou duas áreas de interesse, manutenção de rituais, como, por exemplo, empilhamento de objetos (GABRIELS *et al.*, 2008) e repetição (ecolalia) de palavras conexas ou desconexas (ASSIS, 2017). Esses sintomas podem variar de indivíduo para indivíduo em ocorrência, frequência e severidade; e em um indivíduo em particular, variar ao longo de sua existência. Pode apresentar, ainda, alta sensibilidade a estímulos visuais (YAN, 2013).

Outra característica que pode se manifestar em indivíduos com TEA são as *Meltdowns*, ou crises nervosas, que podem surgir durante um momento de muito estímulo sensorial ou em momentos de grande intensidade emocional em que os indivíduos costumam tapar os ouvidos, cobrir o rosto, agitar as mãos, oscilar o tronco ou ainda agitar as mãos e oscilar o tronco simultaneamente. Indivíduos com TEA podem se autoagredir, a ponto de bater a cabeça no chão ou na parede; também é frequente a heteroagressividade.

Apesar de serem esses os sintomas que caracterizam o transtorno, o fenótipo desses pacientes pode ser bem diversificado, englobando desde indivíduos com deficiência intelectual (DI) grave e baixa performance em atividades de interação social, até indivíduos com quociente de inteligência (QI) normal, que levam uma vida independente. Podem se manifestar também outras comorbidades, como hiperatividade, distúrbios gastrointestinais e do sono e epilepsia (GRIESI-OLIVEIRA e SERTIÉ, 2017).

Pesquisas têm identificado a presença de estereotipia em aproximadamente dois terços das pessoas com retardamento grave. Portanto, como esperado, pela sua prevalência, esse comportamento tem gerado uma quantidade considerável de pesquisas, e várias teorias têm sido elaboradas para explicar sua origem e manutenção (REPP *et al.*, 1992). Entre essas, é possível enumerar quatro teorias mais relevantes para interpretação dos movimentos estereotipados (GOODWIN *et al.*, 2011): a teoria Biológica, que, em que se acredita que os comportamentos repetitivos são uma resposta de sistemas neuronais desregulados; a Comportamental, que sugere que os movimentos estereotipados podem ser reforçados

positivamente para obter a atenção dos outros ou obter recompensas (KENNEDY *et al.*, 2000), ou ainda corresponder a reforços negativos para escapar de atividades ou interações sociais indesejadas (MACE e BELFIORE, 1990); a Homeostática, que propõe que existe um nível ideal de estimulação para um determinado indivíduo, e que os movimentos servem como um meio regulador, aumentando ou diminuindo a excitação, conforme seja o grau de estimulação do meio (sub-estimulante ou sobre-estimulante); e a Sensorial, que afirma serem os movimentos estereotipados um modo de equilibrar a estimulação auditiva visual e proprioceptiva (LISS *et al.*, 2006). Essas teorias não são excludentes e, em muitos casos, podem se sobrepor (GOODWIN *et al.*, 2011).

Na tentativa responder à questão de pesquisa a longo prazo, da qual o presente trabalho faz parte, o grupo de pesquisa planeja estudar as duas divisões do Sistema Nervoso Autônomo – SNA, o ramo simpático e o parassimpático. Como a maioria dos órgãos tem dupla inervação, ou seja, recebem impulsos tanto de neurônios simpáticos como de parassimpáticos, observa-se que os impulsos nervosos de um desses ramos aumentam a atividade do órgão (excitação) enquanto os do outro diminuem a atividade (inibição). Os estímulos do ramo simpático são comumente chamados de reflexo de luta ou fuga. As atividades simpáticas preparam o corpo para uma condição de emergência. Pode-se enumerar algumas respostas a essas situações, que podem ocorrer durante uma atividade física ou estresse emocional, tais como aumento da frequência cardíaca e respiratória, dilatação das pupilas, boca seca, pele fria e úmida, dilatação de vasos sanguíneos do coração e músculos esqueléticos e constrição de vasos sanguíneos de órgãos como estômago e rins (TORTORA, 2013).

Portanto, a proposta deste trabalho é propor, desenvolver e avaliar uma ferramenta que poderá contribuir com pesquisas que visam avaliar o estado de estresse emocional em indivíduos com TEA, por meio da avaliação da atuação da divisão simpática do SNA, valendo-se de parâmetros objetivos como temperatura (relacionada à pele fria), resistência galvânica da pele (quando aumenta a sudorese e a pele fica úmida, este parâmetro diminui de valor), batimento cardíaco e avaliação dos movimentos estereotipados, (quantidade de energia destes), com a finalidade de prever uma possível extrapolação deste estado de estresse emocional que poderá culminar em uma *Meltdown*.

Em relação à tecnologia vestível, estudos sobre ela têm ocorrido desde meados do século passado. Como exemplos, podemos citar o relógio de pulso, que foi popularizado durante a Primeira Guerra Mundial e o marca-passo, inventado em 1957. O processo histórico de

desenvolvimento dos computadores vestíveis tem apresentado avanços em direção à ampliação das capacidades e sentidos do ser humano. O Google Glass, desenvolvido pela Google, em 2012, permite acesso a diversos conteúdos em realidade aumentada, o envio de mensagens instantâneas, videoconferências, ligações telefônicas e captura de fotos através de comando de voz. Para ser caracterizado como dispositivo vestível, um artefato deve estar sempre conectado ao corpo do usuário e totalmente disponível para ser controlado por ele. Dessa forma, é possível a execução de outras atividades enquanto o dispositivo recebe e compartilha os dados do usuário (SOUZA, 2016).

Os sensores vestíveis têm uma ampla gama de aplicações. Alguns exemplos são os sensores que são utilizados para monitoramento da taxa de glicose no sangue; detectores de gases como CO e CO₂, utilizados para se prevenir intoxicações em bombeiros; sensores inerciais como os acelerômetros e giroscópios, para se detectar movimentos e se calcular a energia diária despendida; sensores para detecção do pH no suor, bem como sensores para vários eletrólitos como sódio, potássio, cloro; oxímetros para detectar o percentual de oxigenação do sangue; sensores de batimento cardíaco, de temperatura, de resposta galvânica da pele entre outras. (SAZONOV *et al.*, 2014).

2.3 JUSTIFICATIVA NA LITERATURA PARA OS SINAIS FISIOLÓGICOS ESCOLHIDOS PARA O MONITORAMENTO DO TEA.

Verifica-se, na literatura disponível, trabalhos como o de (GUNGOR *et al.*, 2019), em que é efetuada a mensuração do sinal de resistência galvânica da pele, como meio de se avaliar um bloqueio simpático bem-sucedido, comparando-se com outros métodos convencionais como: hiperemia clinicamente visível, obstrução clinicamente visível das veias, diferença subjetiva de temperatura, monitoramento termométrico unilateral, monitoramento comparativo bilateral da termometria e alteração na amplitude da forma de onda na pletismografia por oximetria de pulso.

Encontram-se artigos como (FLETCHER *et al.*, 2010) sobre o *iCalm*, em que se relata o emprego, com sucesso, dos sinais de temperatura, batimentos cardíacos, resistência galvânica da pele e de detecção de movimentos, para avaliar o estado emocional de um indivíduo, sendo, portanto, os mesmos sinais utilizados neste trabalho, com finalidade semelhante.

Há, na produção acadêmica, o relato do uso de uma pulseira (LODDENKEMPER *et al.*, 2018) contendo um sensor de atividade eletrodérmica, relacionada à resistência galvânica da pele) (do inglês “*electrodermal activity* - EDA”, ou e um acelerômetro para se detectar convulsões em pacientes com epilepsia. Em outro artigo, (GARBARINO *et al.*, 2014) analisa o desempenho da pulseira E3, da *startup* Empática, a predecessora da pulseira E4 da mesma *startup* sendo a última o que se pode considerar como sendo o estado da arte, no que se refere à monitoração do autismo por meio de sinais fisiológicos. Concebida originalmente para pesquisadores, a pulseira E4 oferece a estes a opção de desenvolverem seu próprio *software* para adaptação ao objeto de pesquisa, seja autismo, epilepsia ou outros. A versão comercial da pulseira E-4 da EMPÁTICA é a pulseira EMBRACE.

McCarthy *et al.*, (2015) publicaram um estudo validando a pulseira E4 para se detectar arritmia por fibrilação atrial, com voluntários saudáveis e utilizaram simultaneamente a pulseira E4 e um dispositivo clínico padrão, seguindo um procedimento clínico padrão para diagnóstico de fibrilação atrial. A análise dos dados primários levou a conclusão de que ambos os dispositivos apresentavam qualidade similar dos dados em 85% do tempo, e o monitor Holter apresentava uma performance superior em 5% do tempo.

Entretanto, em relação ao iCalm, e à pulseira E4 da EMPÁTICA, não foram identificados trabalhos relatando o uso dos sinais de temperatura, batimento cardíaco, resistência galvânica da pele e de detecção de movimentos, **especificamente para se detectar *Meltdowns***. Como mencionado anteriormente, por questões financeiras não tivemos acesso à pulseira E4 para que pudessemos comparar os resultados dessa com a luva pulseira aqui desenvolvida. Ou seja, existe esta tecnologia, conseguimos um equipamento similar e mais barato e ela não trouxe os resultados potenciais que estamos trazendo aqui, na seção RESULTADOS E DISCUSSÕES.

2.4 FAIXA ESPERADA DOS PARÂMETROS FISIOLÓGICOS A SEREM MENSURADOS

Para Tortora (2013) o valor médio do batimento cardíaco em um adulto normal é de cerca de 75 bpm, sendo classificadas como bradicardia as frequências abaixo de 50 bpm e taquicardia as frequências acima de 100 bpm. Com base no exposto, pode-se inferir com uma certa margem de segurança, 10 bpm uma faixa aceitável em que valores típicos estejam entre 60 bpm e 90 bpm, o que equivale, tomando-se como referência 75 bpm a uma variação de $\pm 20\%$.

Para a resposta galvânica da pele, com base em (GUNGOR *et al.*, 2019), valores típicos em sua pesquisa, estão entre 5 μ S e 30 μ S, para um indivíduo normal, que equivalem a resistências entre 200 k Ω e 33,3 k Ω ; variação equivalente a -83%.

A temperatura corporal é uma variável fisiológica contínua. Em adultos normais a temperatura oral varia entre 36,1 °C e 37,2 °C, passando por variações cíclicas sob condições adequadas de iluminação diurna-noturna (ciclo circadiano). De forma aproximada, às 9h00 a temperatura oral apresenta um valor típico de 36,5 °C, atingindo um máximo de 36,8 °C às 14h00 e, às 19h00, um valor de 36,1 °C. Portanto a faixa de variação típica, ao longo do dia (parte clara) é de 0,7 °C (DAKAPPA e MAHABALA, 2015). (Como utilizou-se inicialmente um sensor – LM 35 – cuja precisão é de 0,2 °C, variações compreendidas entre 0 °C e 0,7 °C não seriam detectadas com o grau de precisão requerido). Tal fato levou à verificação de outro sensor mais preciso, no caso um termistor. Ainda assim essa faixa ainda seria pouco significativa, para detecção de uma *Meltdown* (a não ser que a variação de fato durante uma crise ultrapasse os 0,7°C (>2%). No caso do Teste Funcional e do Cold Pressor Test a leitura da queda de temperatura foi válida para confirmar a simulação do aumento da sudorese, que implica mãos frias.

2.5 COLD PRESSOR TEST

Pesquisas bibliográficas foram feitas sobre aplicações da monitoração de variáveis do sistema nervoso na monitoração e detecção de eventos relevantes em pessoas com TEA. E um dos temas pesquisados foram as formas de se testar a eficácia do sistema de forma prática.

Trabalhos como (LARRA *et al.*, 2015) e (BACHMANN, *et al.*, 2017) forneceram uma base teórica para uma alternativa complementar ao teste funcional, que permite elicitar a resposta do SNA. Trata-se de uma variante do método denominado *Cold Pressor Test*, que originalmente foi concebido para imersão da mão dominante em água gelada, por temperaturas e tempo controlados, aferindo-se pressão sanguínea, taxa de batimento cardíaco e nível de cortisol. Uma prática comum é a imersão de uma das mãos em água resfriada (gelada), com a finalidade de elicitar a resposta do SNA. Na variante proposta, em vez de se empregar uma mão, utiliza-se a imersão simultânea de ambos os pés em água gelada.

No presente trabalho, faz-se uma contribuição adicional aos trabalhos anteriores sobre Cold Pressor Test, no sentido de avaliação da resistência galvânica da pele, que, além do

batimento cardíaco, sofre alteração com a queda de temperatura. Enquanto o batimento cardíaco aumenta, a GSR diminui.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo trata dos materiais e métodos utilizados na implementação da pesquisa, tanto no que se refere à construção do *hardware*, quanto do desenvolvimento do *software* utilizado, bem como a utilização desses elementos no presente trabalho.

3.1 DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA

A elaboração do sistema consistiu basicamente no projeto e na montagem de *hardware* e no desenvolvimento do *software* de captação dos sinais, bem como o *software* de processamento dos sinais captados.

Para o núcleo do *hardware* de captação dos sinais, que hospeda o *software* de controle, foi escolhido o microcontrolador Arduino – modelo Nano – e feita a integração com os módulos MPU 6050 (acelerômetro), Pulse Sensor (batimento cardíaco), LM 35 (temperatura), Grove (GSR) e nRF24L01+ (transmissor de rádio frequência que leva os sinais captados pelo Arduino ao microprocessador *Raspberry Pi 3*, descrito a seguir).

A plataforma de processamento, que hospeda o *software* de nome correspondente, é o *Raspberry Pi 3*, que recebe os dados enviados pelo Arduino, faz o processamento destes e os transmite remotamente via Wi-Fi para a nuvem, que armazena os dados brutos e os processados.

Por intermédio da luva/pulseira implementada (Figura 3.12), capturaram-se os sinais propostos (com respectivas frequências de amostragem): *Galvanic Skin Response* – GSR, 38Hz; Photoplethysmography – PPG, 38 Hz; Temperatura, 1 Hz, e Acelerômetros, nos três eixos X, Y e Z, 38 Hz com faixa de $\pm 0.2 \text{ m/s}^2$ em cada eixo (MCCARTHY,2015). Esses desenvolvimentos são descritos nas seções seguintes.

3.1.1 Detalhamento do Hardware

3.1.1.1 Módulo MPU 6050

Sensores inerciais vestíveis são os dispositivos mais comumente utilizados para a detecção e mensuração de movimento e atividades físicas. Para esse fim utilizou-se neste projeto o Módulo MPU 6050 da InvenSense (Figura 3.1), que integra um acelerômetro e um giroscópio, ambos triaxiais. O acelerômetro consiste num cristal piezoelétrico que, quando submetido a acelerações, gera tensões elétricas proporcionais às acelerações aplicadas. A relação entre a

aceleração, a velocidade e o deslocamento do sensor são dados, de forma simplificada (não vetorial), pela equação 3.1.

$$\frac{d^2x}{dt^2} = \frac{dv}{dt} = a \quad (3.1)$$

onde v é a velocidade e x é o deslocamento do acelerômetro.

As medidas são então digitalizadas e transmitidas via barramento I²C para o microcontrolador escolhido, no caso, o Arduino Nano. O sensor foi escolhido com base em suas características de versatilidade, baixo custo e facilidade de implementação e integração.

Algumas características técnicas vantajosas desse módulo são enumeradas a seguir: A primeira é o uso de barramento I²C permite a utilização de outros dispositivos conectados aos dois fios comuns usados neste barramento. Como será descrito mais adiante, utilizou-se o barramento I²C para conectar também, inicialmente, um sensor de batimentos cardíacos PPG ao microcontrolador. A segunda característica desejável é disponibilidade de bibliotecas prontas para integração com o Arduino.

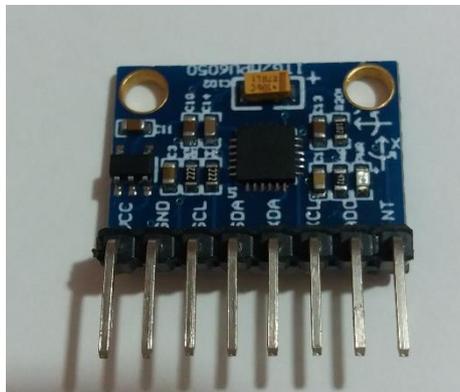


Figura 3.1: Módulo de Acelerômetros MPU 6050 utilizado para quantificar os movimentos repetitivos

Neste trabalho não foram utilizadas as leituras do giroscópio, que seriam úteis caso se pretendesse determinar a posição instantânea desse dispositivo. O foco, no entanto, foi a utilização dos dados dos acelerômetros do módulo MPU 6050 como modo de se captar movimentos repetitivos no pulso, que pode ser um possível indicativo, quando combinado com os dados dos outros sinais fisiológicos, de prenúncio de crise nervosa do indivíduo com TEA.

3.1.1.2 Sensor GSR

Para o sensor de resposta galvânica da pele, utilizou-se o Grove – GSR Figura 3.2 que é um sensor de baixo custo facilmente integrável à maioria dos microcontroladores. O Grove possui três fios, um de sinal e dois de alimentação, o que facilita sua conexão ao Arduino. A

resistência da pele (R, em ohms) pode ser estimada por meio da tensão de saída do sensor Grove (denominada L), usando a equação 3.2, que é computada pelo computador embarcado, por meio da seguinte equação, fornecida pelo fabricante:

$$R_{pele} (\Omega) = \frac{(1024 + 2 * L)}{512 - L} * 10^4, \quad (3.2)$$

onde L é a saída analógica do sensor Grove.

O Diagrama esquemático do sensor GSR é apresentado na Figura 3.3.

O princípio de funcionamento do GSR baseia-se na resistência elétrica da pele, geralmente medida entre os dedos indicador e médio. Essa resistência depende da atuação das glândulas sudoríparas, visto que a produção de suor aumenta a condutância da pele. A produção de suor está ligada diretamente com a atuação da divisão simpática do sistema nervoso autônomo – SNA – que, em situações de stress físico ou mental, aumenta a sua produção.

O estado de excitação mental pode então ser avaliado com o auxílio da mensuração da condutância da pele por meio dos sensores GSR; uma alta condutância da pele estaria ligada a um alto nível de excitação mental, enquanto uma baixa condutância estaria ligada a um baixo nível de excitação mental. Este é o segundo parâmetro pelo qual venha a ser possível avaliar uma iminente crise nervosa em indivíduos com TEA.

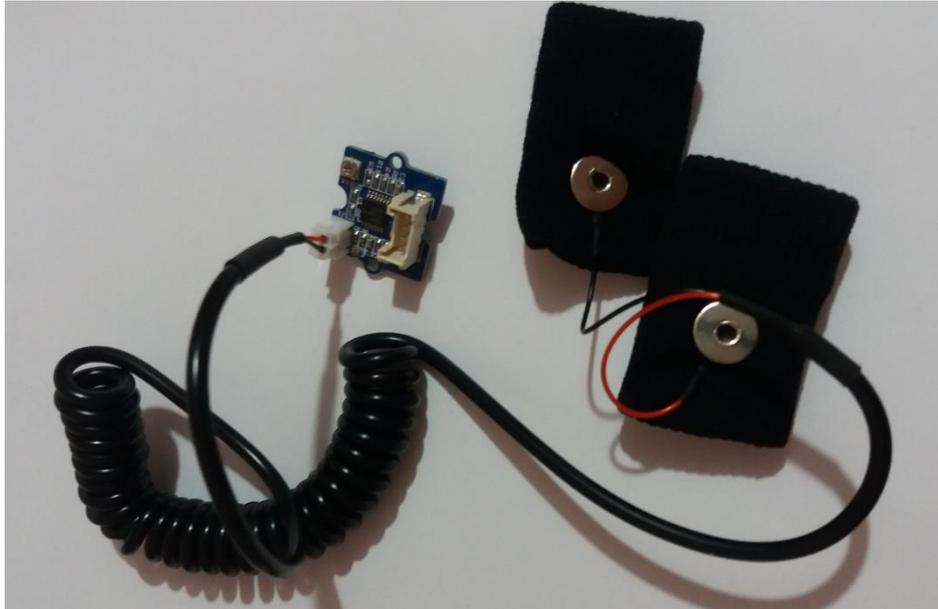
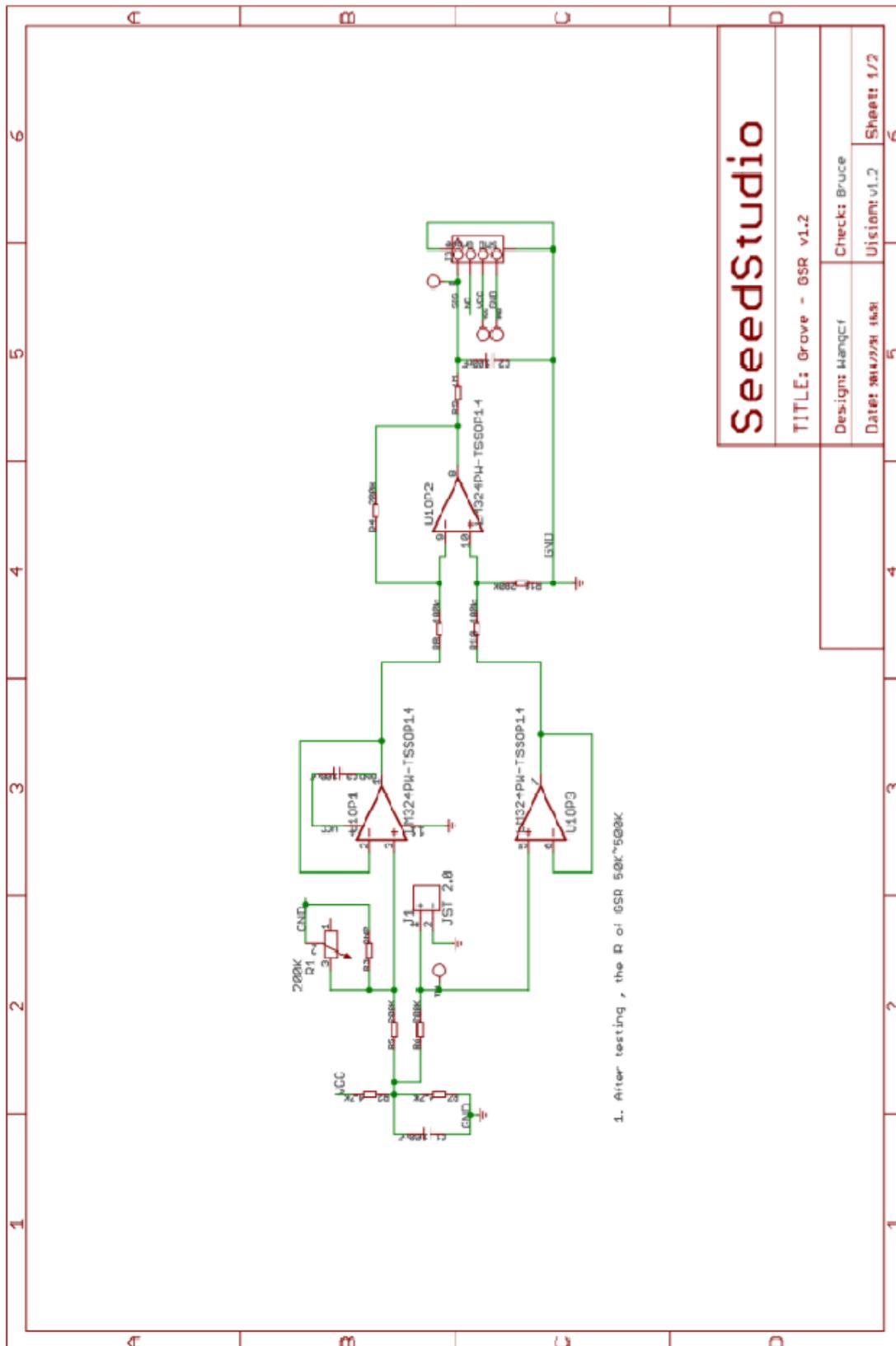


Figura 3.2: Sensor de Resposta Galvânica da Pele – GSR – utilizado para mensurar a resistência galvânica da pele como forma de avaliar indiretamente a atividade do ramo Simpático do Sistema Nervoso Autônomo.



SeedStudio		TITLE: Grove - GSR v1.2	
		Design: Henrique	Check: Bruce
Date: 28/12/2016		Uision: v1.2	Sheet: 1/2

Figura 3.3: Diagrama esquemático do sensor GSR, utilizado na mensuração da resistência galvânica da pele.

Fonte [http://wiki.seeedstudio.com/Grove-GSR_Sensor/]

3.1.1.3 Sensor de Batimento Cardíaco

Para o sensor de batimento cardíaco utilizou-se inicialmente o módulo Pulse Sensor (Figura 3.4.1). Um log de medições bem-sucedidas, utilizando-se o software do fabricante Pulse Sensor, ajustando-se o limiar de 550 para 510 e regulando-se a pressão no dedo, é mostrado no APÊNDICE IV. No entanto, este esse sensor não demonstrou estabilidade e repetibilidade suficientes para que fosse considerado confiável para a aplicação em tela.

Utilizou-se então o módulo MAX30102 (Figura 3.4.2), que integra oxímetro e monitor do batimento cardíaco, apesar de a funcionalidade de oxímetro não ter sido utilizada neste trabalho.

O módulo MAX30102, segundo o fabricante, incorpora um algoritmo que permitiria o aumento de resiliência a artefatos de movimento, aumentando assim a relação sinal/ruído dos sinais captados pela combinação de dois diodos emissores de luz LED, do inglês *Light Emmiting Diode*, e um fotodiodo. Porém, o dispositivo não apresentou, constância e precisão na totalidade das leituras.



Figura 3.4.1: Módulo pulse sensor – primeira tentativa para mensurar a atividade cardíaca como forma de avaliar indiretamente a atividade do ramo Simpático do Sistema Nervoso Autônomo. Esse sistema não apresentou estabilidade e repetibilidade, e for substituído por outro.



Figura 3.4.2: Módulo MAX30102 (sensor) – segunda tentativa para mensurar a atividade cardíaca como forma de avaliar indiretamente a atividade do ramo Simpático do Sistema Nervoso Autônomo. Esse módulo também não apresentou um desempenho suficiente para o propósito desejado.

Por fim, utilizou-se um módulo de detecção do Eletrocardiograma - ECG, AD8232, (Figura 3.5.1 e Figura 3.5.2), que apresentou dados mais confiáveis para mensuração do batimento cardíaco. O ECG é o sinal mais usado para monitoração da atividade elétrica do coração, e constitui a técnica padrão-ouro para monitorar a frequência cardíaca.

Seu princípio baseia-se nos ciclos de contração e relaxamento das células cardíacas, os quais estão associados a períodos de despolarização elétrica (aumento do potencial) e repolarização (diminuição do potencial), respectivamente. Esses períodos induzem dipolos elétricos locais, que geram potenciais de superfície. O atraso entre a despolarização/repolarização de diferentes regiões do coração produz o complexo PQRST típicas que caracterizam um sinal de ECG.

Desenvolveram-se dois programas de processamento do sinal eletrocardiográfico neste trabalho: um para se visualizar a atividade cardíaca, pela plotagem das ondas PQRST, por intermédio da IDE do Arduino e outro para calcular o batimento, utilizando-se a diferença temporal dos intervalos RR.

No APÊNDICE IV encontra-se um trecho de ECG e um log de BPM específicos de um indivíduo, com essa técnica.



Figura 3.5.1 Módulo de ECG AD8232 - terceira tentativa (e bem-sucedida) para se detectar e mensurar a atividade cardíaca como forma de avaliar indiretamente a atividade do ramo Simpático do Sistema Nervoso Autônomo.



Figura 3.5.2 Eletrodos de Ag/AgCl utilizados juntamente com o módulo de ECG. Os condutores foram trançados, a fim de se reduzir a interferência eletromagnética dos 60Hz da rede.

3.1.1.4 Sensor de Temperatura

Para o sensor de temperatura utilizou-se inicialmente o circuito integrado LM35 (Figura 3.6.) que é um sensor de precisão, de temperatura. Esse sensor possui uma tensão de saída linear e proporcional à temperatura, em graus Celsius, e, segundo o datasheet do componente, o circuito não requer calibração externa ou ajuste para prover uma acurácia de 0,25 °C à temperatura ambiente. O componente possui três terminais, sendo dois de alimentação e um de sinal.

Observou-se experimentalmente, comparando-se a medida do dispositivo com a de um termômetro clínico, que o dispositivo levava cerca de 1,5 minutos, para partir da temperatura ambiente, 26,1 °C, e chegar à temperatura corporal de 33,3° C (a temperatura nas extremidades dos membros é um pouco inferior à coletada nas axilas). Como esse tempo de resposta é demasiado longo para a aplicação em questão verificou-se também a possibilidade de se mensurar a temperatura utilizando-se um termistor, ilustrado na Figura 3.7, que, no caso, consiste em um resistor com coeficiente de temperatura negativo (NTC). As leituras com um termistor se mostraram mais rápidas e estáveis que as obtidas com o LM35; por isso, optou-se por utilizar o sensor embasado em um termistor NTC.

Posicionou-se, então, um sensor de temperatura NTC de 10 k Ω na ponta do dedo polegar, pois as extremidades dos dedos das mãos costumam ter sua temperatura reduzida em eventos de ativação simpática, em virtude da reação do tipo “*fight or flight*”, em que o sangue é redirecionado das vísceras e das extremidades dos membros para os grandes músculos. Essa mensuração, correlacionada com as dos outros sensores mencionados (GSR, BPM, Acelerômetro) pode, portanto, servir como mais uma variável com alguma correlação com o estado de excitação mental.



Figura 3.6. Sensor de temperatura LM35- utilizado como forma de avaliar indiretamente a atividade do ramo Simpático do Sistema Nervoso Autônomo. Esta primeira tentativa não foi bem-sucedida, e o sistema para essa medida foi substituída por outra alternativa.



Figura 3.7 Sensor de temperatura Termistor NTC de $10K\Omega$ - utilizado como forma de avaliar indiretamente a atividade do ramo Simpático do Sistema Nervoso Autônomo. Esta segunda tentativa foi bem-sucedida.

3.1.1.5 Arduino

Para o controle do processo de captura dos sinais fisiológicos utilizou-se o microcontrolador Arduino Nano (Figura 3.8), que é uma plataforma de hardware e software abertos, com larga aplicação em projetos didáticos e práticos. Devido à sua versatilidade, baixo custo e tamanho reduzido, essa plataforma tem sido amplamente difundida entre vários públicos de experimentadores a pesquisadores para a prototipação rápida de sistemas microprocessados.

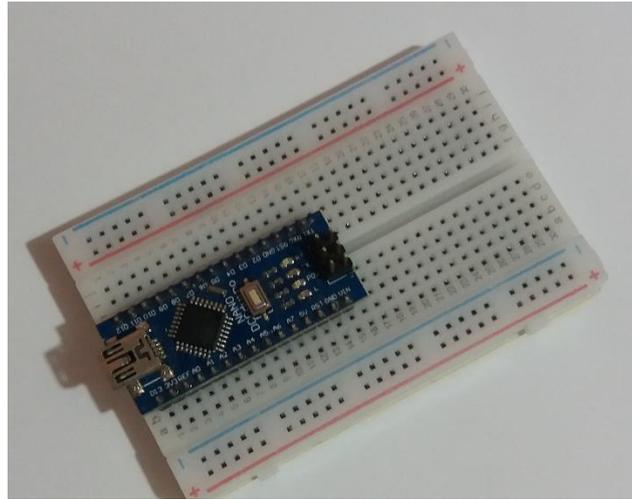


Figura 3.8: Microcontrolador Arduino Nano: Núcleo do Processamento da Luva

O Arduino Nano possui 6 (seis) entradas/saídas analógicas, 14 (quatorze) entradas/saídas digitais e porta USB, que facilitam a comunicação com a interface de programação (em inglês, *Independent Development Environment* – IDE, ou Ambiente de Desenvolvimento Independente). Sua programação pode ser feita com o uso da linguagem C ou de uma variante específica do sistema Arduino.

Utilizou-se uma bateria de 9 V, trocada a cada duas semanas, para alimentar o Arduino, por meio da entrada de alimentação independente.

3.1.1.6 Módulo Transmissor de Rádio Frequência – RF

Utilizou-se o módulo nRF24L01+ (Figura 3.9) e (Figura 3.10) para transmitir os dados coletados pelo Arduino para o microprocessador *Raspberry Pi 3*, onde é feita a transmissão para a nuvem. O *Raspberry Pi 3* é descrito na seção 3.1.1.7. Empregou-se um módulo de RF para dar maior liberdade de movimentos ao indivíduo, evitando-se assim a utilização de fios de ligação com a plataforma de onde os sinais são encaminhados para processamento.

Operando na frequência de 2,4 GHz, possuindo peso e dimensões reduzidos, e apresentando consumo de energia muito baixo, de 11,3 mA para transmissão e 13,5 mA para recepção na velocidade de 2 Mbps, o módulo nRF24L01+ tornou-se um dispositivo bem adequado ao projeto.

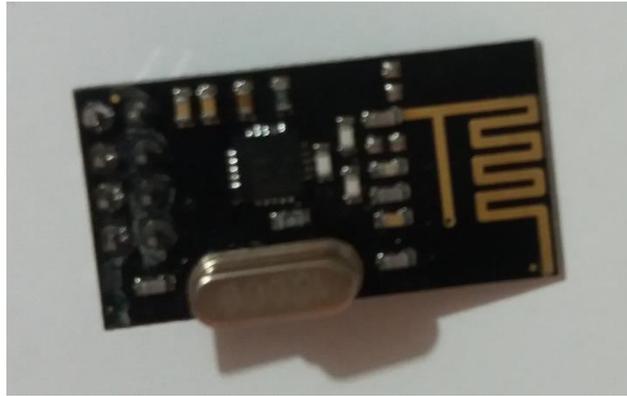


Figura 3.9 Módulo Transmissor/Receptor de rádio frequência nRF24L01+ utilizado para transmissão e recepção entre os microcontroladores Arduino, da luva e do Raspberry

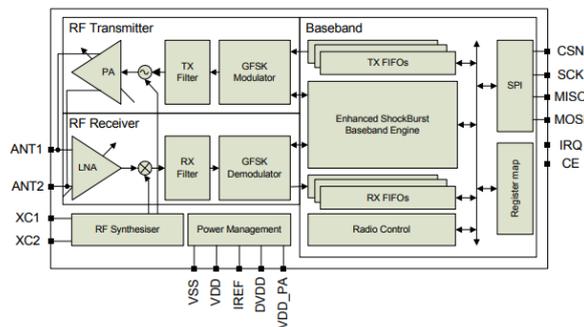


Figura3.10: Diagrama em blocos do módulo nRF24L01+ utilizado para transmissão e recepção entre os microcontroladores Arduino. Fonte:

[\[https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/SMD/nRF24L01Pluss_Preliminary_Product_Specification_v1_0.pdf\]](https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/SMD/nRF24L01Pluss_Preliminary_Product_Specification_v1_0.pdf)

3.1.1.7 Raspberry PI 3

O *Raspberry Pi 3* (Figura 3.11) Faz parte da terceira geração de processadores embarcados do tipo mini PC. A placa consiste em um computador portátil, versátil e de baixo custo, do tamanho de um cartão, contendo o processador BCM2837, com *Quad core Cortex A 53*, com 512 K de memória *Cache* dedicada, 1 Gbytes RAM e 4 Gbytes de memória *Flash*. Esse *hardware* ficará localizado a poucos metros da Luva/Pulseira. Este mini PC foi escolhido por possuir dimensões reduzidas uma porta USB que receberá os dados provenientes do Arduino, via módulo RF24L01+, 4 Gbytes de Flash, e acesso Wi-Fi para transmitir os dados brutos para a nuvem,



Figura 3.11: Mini PC *Raspberry Pi 3*, utilizado na unidade de processamento dos sinais a serem enviados via Wi-Fi

3.1.1.8 Luva-Pulseira

Foram integrados à plataforma Arduino um módulo de transmissão dos dados e uma bateria de 9 V numa pulseira de velcro, assim como os módulos sensores, embutidos em uma luva de algodão, como pode ser visualizado na Figura 3.12. Atentou-se preferencialmente ao aspecto do conforto, visto que o conjunto será utilizado com pacientes com TEA, alguns deles bastante sensíveis ao toque.



Figura 3.12: Luva-Pulseira englobando sensores, microcontrolador Arduino, bateria e módulo de transmissão. Abaixo à esquerda e acima à direita: vista explodida.

A estética não foi um elemento prioritário quando da implementação desta versão da luva. Todavia, primou-se pelo conforto, sendo a mesma implementada num tecido macio de cor branca. Isso é particularmente relevante, pois os indivíduos com TEA tendem a ter uma hipersensibilidade, além de visual e auditiva, também tátil. Esse fator poderia ser um potencial complicador, durante a realização da pesquisa, caso não se houvesse atentado para a questão do conforto e contado com o apoio da equipe médica do Adolescentro.

O Adolescentro é uma unidade da Secretaria de Saúde do DF que presta assistência a indivíduos com TEA, entre outros públicos na faixa da adolescência.

O Protótipo da luva, apesar de parecer um pouco volumoso, pesa apenas 195 g. Para se ter uma noção deste valor, um relógio de pulso automático masculino pode pesar, tipicamente, em torno de 100 g podendo, entretanto, facilmente chegar a 160 g.

Por intermédio de informação transmitida pela terapeuta ocupacional, Lídia Siqueira, que desenvolve pesquisa concomitante, envolvendo Realidade Virtual e autismo, sabe-se que os autistas adolescentes têm menor dificuldade em tolerar o equipamento que as crianças que têm TEA. Planejou-se, portanto, um trabalho de dessensibilização do adolescente que utilizou a luva, mediante a utilização por uma sessão, em uma semana prévia, sem de fato coletar os dados, só para ele ir se adaptando ao uso do equipamento, trabalho esse que, teve apoio da equipe de profissionais do Adolescentro.

Como projetou-se a luva para ser compartilhada em momentos diferentes pelos participantes da pesquisa, tomou-se o cuidado de identificá-los, ainda que fosse apenas, por questões éticas, pelas iniciais do nome. Isso auxilia na preservação da confidencialidade dos dados. Para tanto, antes da coleta dos dados fisiológicos do indivíduo, o sistema requisita via browser a identificação do indivíduo avaliado.

Para funcionamento autônomo da luva, foi utilizada uma bateria de 9 V cuja autonomia medida foi de 2 semanas, devendo ser reposta após o período.

3.2 SOFTWARE DE CAPTAÇÃO DOS SINAIS FISIOLÓGICOS

O software para captação dos sinais fisiológicos foi desenvolvido em linguagem C para o Arduino (o software está descrito com maior detalhamento no Apêndice I).

3.3 SOFTWARE DE PROCESSAMENTO

Fez-se o tratamento dos sinais utilizando-se algoritmos, como o do cálculo do produto interno com janelamento de 30 s da sequência dos sinais dos acelerômetros, como forma de mensurar a energia desses sinais que permitem a captação de movimentos estereotipados característicos do TEA; onde o produto interno de um sinal de comprimento N é dado por

$$\langle x[n].x[n] \rangle = \sum_{n=0}^{N-1} x[n].x[n] \quad (3.3)$$

E a energia total dos sinais triaxiais do acelerômetro é dada por

$$E = \langle A'cx[n] * A'cx[n] \rangle + \langle A'cy[n] * A'cy[n] \rangle + \langle A'cz[n] * A'cz[n] \rangle, \quad (3.4)$$

Sendo $A'cx[n]$, $A'cy[n]$ e $A'cz[n]$ as componentes incrementais do sinal do acelerômetro, dos eixos x, y e z respectivamente, em relação aos valores no instante [0] ou seja:

$$A'cx[n] = Acx[n] - Acx[0]; \quad A'cy[n] = Acy[n] - Acy[0]; \quad A'cz[n] = Acz[n] - Acz[0] \quad (3.5)$$

Utilizou-se também flags I_E , I_{HR} , I_{GSR} , I_{Temp} , assumindo os valores 0 (zero) ou 1 (um), para sinalizar quando ocorresse a condição de uma variação percentual normalizada, em relação ao instante inicial – $t[0]$, de **acréscimo** (E e HR) ou **decrécimo** (GSR e temperatura), acima ao abaixo, respectivamente de limites definidos, com base na literatura, como $YGSR\%$ ($0\% > \text{Variação} > -83\%$) - (GUNGOR *et al.*, 2019), $ZTemp\%$ ($>2\%$) - (DAKAPPA e MAHABALA, 2015). e $WHR\%$ ($>20\%$) – (TORTORA *et al.*, 2013) e outros empiricamente como $XE\%$ (990%). Esses limiares foram determinados por meio de simulações utilizando-se números aleatórios para os valores dos acelerômetros e, portanto, da energia acumulada em 30 s.

A relação proposta para o índice que sinaliza uma possível *Meltdown* IM, é dada por;

$$I_M = aI_E + bI_{GSR} + cI_{HR} + dI_{Temp}, \quad (3.6)$$

onde, inicialmente,

$$a=0,4, \quad b=0,5, \quad c=0,0 \quad \text{e} \quad d=0,1, \quad (3.7)$$

sendo aceitável como sinalizador de uma crise um valor de IM entre 0,9 e 1.

Posteriormente, quando houve a terceira tentativa para o sensor de batimento cardíaco, ECG, que desta vez foi bem-sucedida, utilizou-se uma distribuição mais equitativa:

$$a=0,25, \quad b=0,25, \quad c=0,25 \quad \text{e} \quad d=0,25 \quad (3.8)$$

Com os parâmetros da equação 3.8 é aceitável como sinalizador de uma crise um valor de IM entre 0,75 e 1; Pré-Crise $IM = 0,50$ e $IM \text{ Normal} \leq 0,25$

Digno de menção é o fato de que todos estes parâmetros, a, b, c, d, XE%, YGSR%, Zemp% e WHR%, podem ser ajustados via interface, para cada levantamento, de acordo com o desígnio do pesquisador. A interface possui ainda a facilidade de exportação dos dados brutos para uma planilha em Excel, o que permite a geração de gráficos ou ainda, a utilização de outros softwares de processamento como o MATLAB.

3.4 POPULAÇÃO E AMOSTRA PROPOSTAS

O propósito deste trabalho é o desenvolvimento de um sistema adequado ao uso em uma proposta de pesquisa que foi realizada, após a aprovação final no Comitê de Ética em Pesquisa. Nesta pesquisa, foram estabelecidos critérios de inclusão como idade (12-18 anos), que é a faixa de idade de atendimento no Adolescente, em Brasília-DF, que foi o local de realização dos testes. Poderão participar adolescentes de ambos os sexos. Os critérios de exclusão englobam a impossibilidade de frequentar as sessões uma vez por semana por 3 meses.

Nessa pesquisa, todas as atividades da pesquisa foram executadas em conformidade com os tratados internacionais e com legislação brasileira relacionadas à ética em pesquisa. E todos os experimentos foram submetidos a um comitê de ética em pesquisa da UnB.

Após a implementação do *hardware* e do *software*, iniciou-se a realização de testes de funcionalidade com indivíduos saudáveis, cujos resultados serão apresentados no capítulo 4 que apresenta os resultados dos testes.

3.5 APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

Após o desenvolvimento conceitual do protótipo, os vários parceiros da pesquisa futura submeteram a pesquisa à análise do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP), da Faculdade de Saúde (FS), pertencente a Universidade de Brasília (UnB). Esse processo foi realizado através da Plataforma Brasil pela pesquisadora Profa. Dra. Marília Miranda Fortes Gomes. A pesquisa foi protocolada inicialmente sob o número CAAE 15357519.0.0000.0030. Recebeu parecer favorável em janeiro de 2020 (ANEXO I). Por se tratar de uma pesquisa a ser realizada em unidade da SES/DF, fez-se necessário obter a sua autorização mediante aprovação do CEP da Fundação de Ensino e Pesquisa em Ciências da Saúde (FEPECS), que analisa toda pesquisa a ser realizada na rede pública de saúde. O CEP da FS encaminhou a documentação para

apreciação da FEPECS, cuja resposta positiva da FEPECS, saiu em 12/10/2021, número do Parecer: 5.033.247. E em dezembro/2021 foi submetida uma Ementa para inclusão desse deste pesquisador na proposta, cuja aprovação se deu em 28/01/2022.

Os adolescentes que preencherem os critérios de inclusão desta pesquisa serão convidados a participar. Aqueles que aceitarem deverão assinar o Termo de Assentimento Livre e Esclarecido (TALE), e seus responsáveis deverão assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), concordando com a participação do menor na pesquisa.

Segundo o cronograma de atividades, o Grupo Focal, em que seria feito o convite acima, estava previsto para ser realizado nos meses de janeiro, fevereiro e março de 2022. No entanto as atividades de coleta juntamente com a Pesquisa de Realidade Virtual foram previstas para iniciar no 2º semestre de 2022, prazo esse que extrapola o prazo de defesa desta Dissertação.

3.6 O EXPERIMENTO (TESTE DE FUNCIONALIDADE)

Agregaram-se à luva os sensores descritos anteriormente, nas posições descritas a seguir: O acelerômetro foi acondicionado no dorso da luva. O sensor de resistência galvânica da pele-GSR foi adaptado para uso nos dedos indicador e médio. O sensor de temperatura foi instalado no dedo polegar. O sensor de batimento cardíaco, (sensor de PPG) foi inicialmente na ponta do dedo anelar, e, posteriormente no peito (os eletrodos de ECG).

O conjunto de sensores da luva está mostrado na Figura 3.13. Com os sensores já posicionados e fixados por meio de costura manual de seus rabichos, partiu-se para implementação da pulseira.



Figura 3.13 Posicionamento dos sensores na luva: à esquerda no dorso da luva; acelerômetro (1), sensor GSR (2) nos dedos indicador e médio. À direita na palma da luva: sensor de temperatura (3) sensor no dedo polegar; e o de batimento cardíaco, inicialmente na ponta do dedo anelar, sensor de PPG (4-A) e, posteriormente no peito, os eletrodos de ECG (4B).

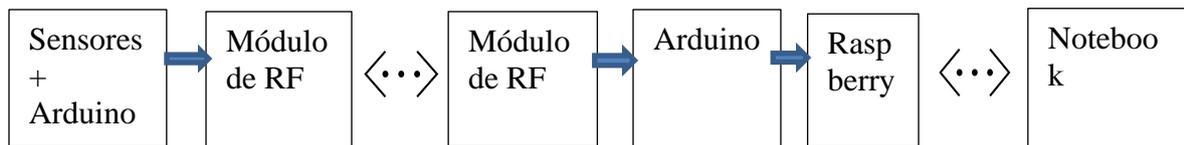
A base da pulseira consistiu em uma faixa de velcro, sobre a qual foram costurados pequenos bolsos de tecido. A finalidade desses bolsos foi acomodar separadamente a bateria de 9 V, o Arduino Nano e o módulo de radiofrequência nRF24L01+.

Os fios dos sensores foram então conectados ao Arduino, e este, por sua vez, foi conectado à bateria e ao módulo de radiofrequência, numa montagem compacta.

Em cada participante da pesquisa, vestiu-se primeiro a luva e depois a pulseira. Em seguida energizou-se o conjunto e iniciou-se a coleta dos dados.

Na unidade remota, o notebook do pesquisador, efetuou-se o cadastro do avaliador, do avaliado e do ID do levantamento, passando-se à recepção dos dados propriamente dita, via Wi-Fi, dos dados enviados pelo *Raspberry* que, por sua vez, os recebeu da luva via radiofrequência.

O Diagrama de Blocos a seguir ilustra o experimento de forma esquemática:



Teste de Funcionalidade com seres humanos saudáveis:

Houve um grande atraso na presente pesquisa, devido à Pandemia de Covid-19. O atraso se deveu a dois fatores: (1) à parada no comitê de ética em pesquisa da FEPECS, e, principalmente (2), à parada das atividades do Adoloscetro ligado à Secretaria de Saúde do DF, pois o experimento seria feito nessa unidade dessa secretaria, sob o acompanhamento de uma profissional da Terapia Ocupacional com grande experiência no atendimento de crianças autistas.

Assim, o que foi possível fazer, até abril/2022, foi a realização de experimentos com testes de funcionalidade com seres humanos adultos sem sintomas de autismo (Somente no final de março/2022 pôde ser feito o primeiro teste com um autista). Para o teste utilizou-se o seguinte método para a coleta dos dados dos adultos saudáveis: colocou-se o conjunto luva /pulseira no voluntário e no primeiro minuto, o indivíduo ficou imóvel. No segundo minuto o participante iniciou a realização de um movimento do tipo *mimicking* (WESTEYN *et al.*, 2005) em que ele

imitava o movimento estereotipado do autista. No terceiro minuto umedeceu-se os dedos indicador e médio, em que estavam localizados o sensor de GSR e continuava-se o movimento de mímica. Findo este terceiro minuto, encerrava-se a coleta de dados. Com essa emulação de comportamento esperava-se, e obteve-se, em 90% dos avaliados, o padrão esperado de evolução do experimento, na seguinte sequência: Normal, Pré- crise e Crise.

A seguir, são apresentados exemplos de capturas da tela inicial do sistema Figura 3.14; cadastro do Avaliador, pesquisador responsável pelo teste (Figura 3.15); cadastro do Avaliado, indivíduo sob teste (Figura 3.16); parâmetros de cálculo (Figura 3.17); cadastro dos levantamentos (Figura 3.18) e resultados (Figuras 3.19 e 3.20).

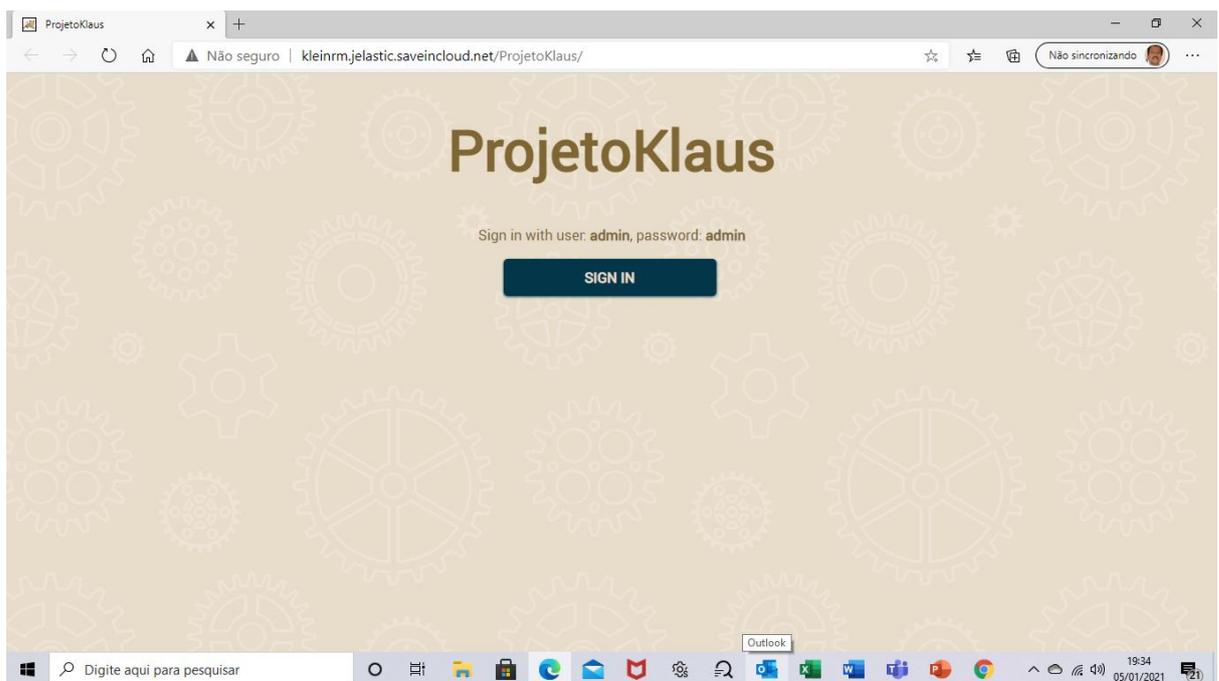


Figura 3.14: Tela Inicial do Sistema, o qual está hospedado na nuvem.

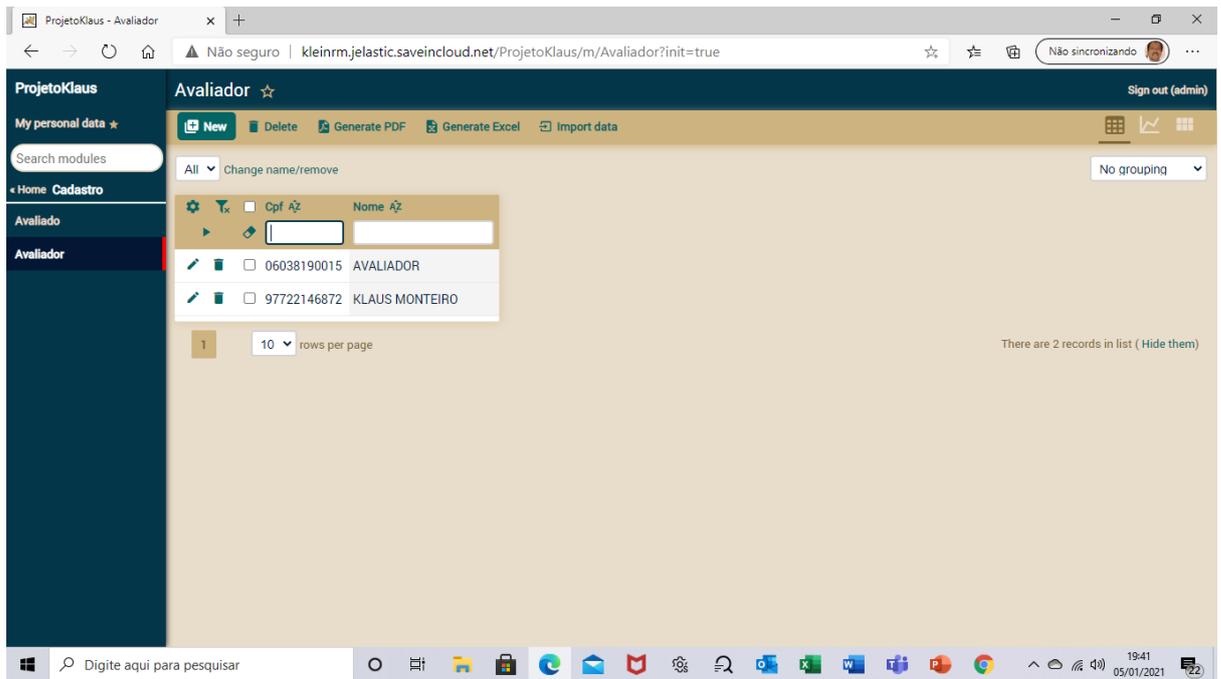


Figura 3.15: Tela de Cadastro do Avaliador, pesquisador responsável pelo teste

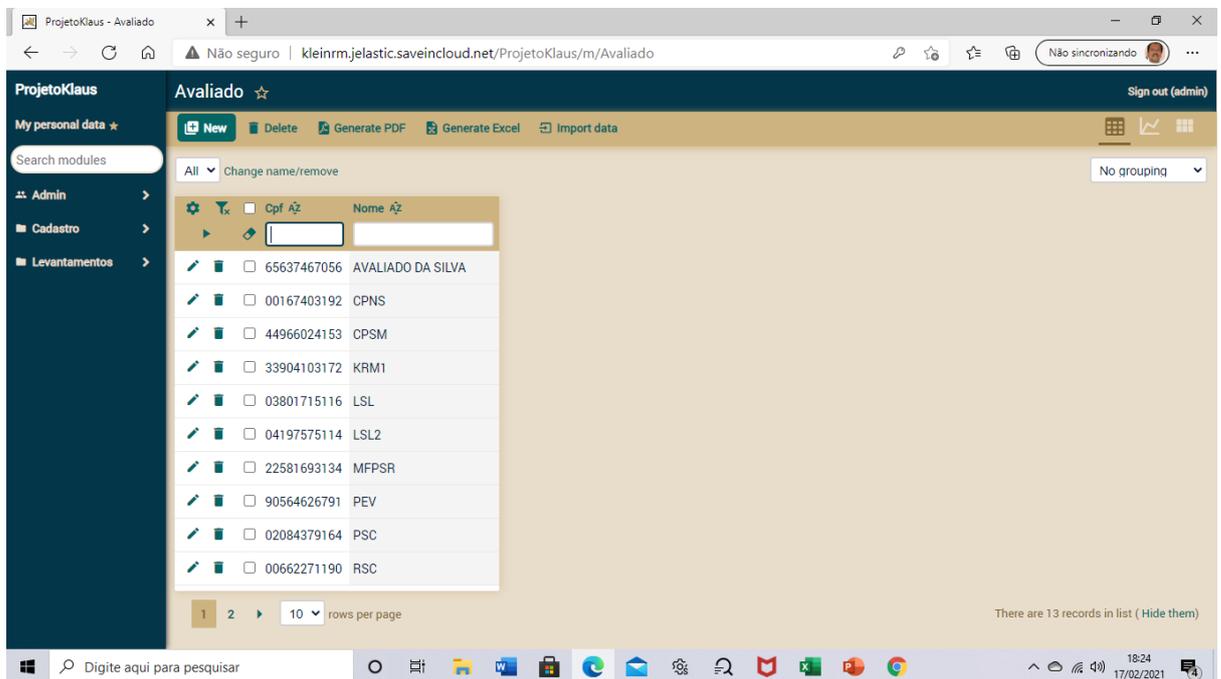


Figura 3.16: Tela de Cadastro do Avaliado, individuo sob teste

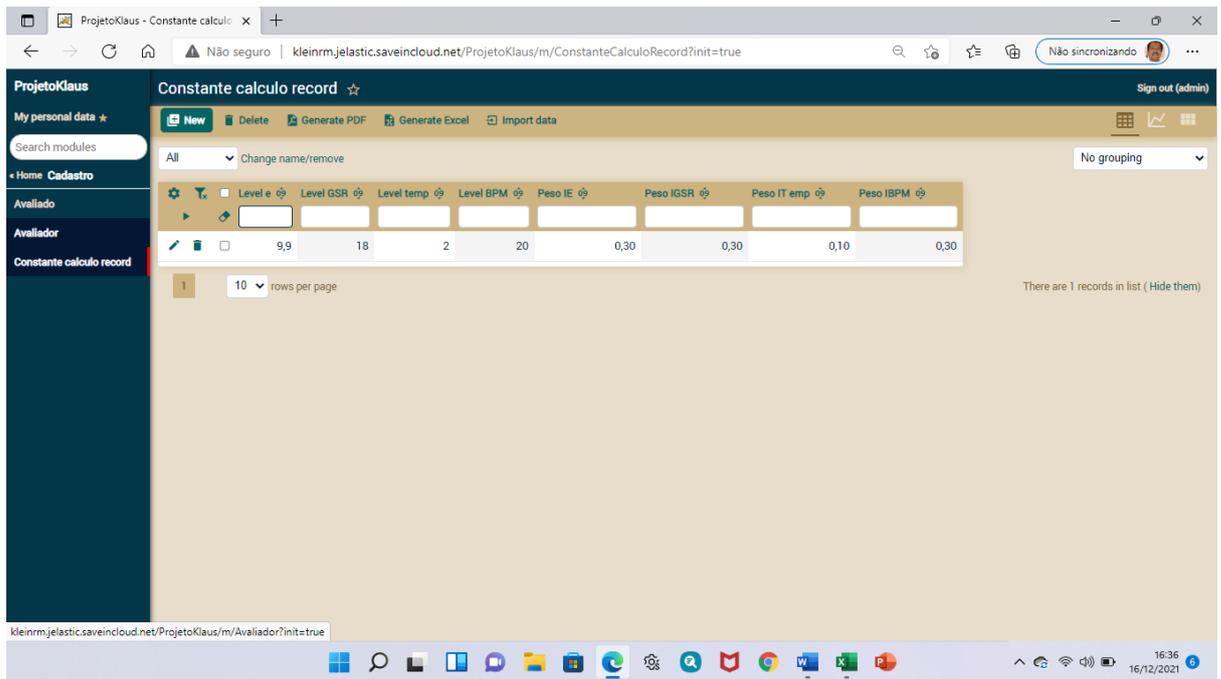


Figura 3.17: Tela de Cadastro dos Parâmetros para o Cálculo nos Levantamentos

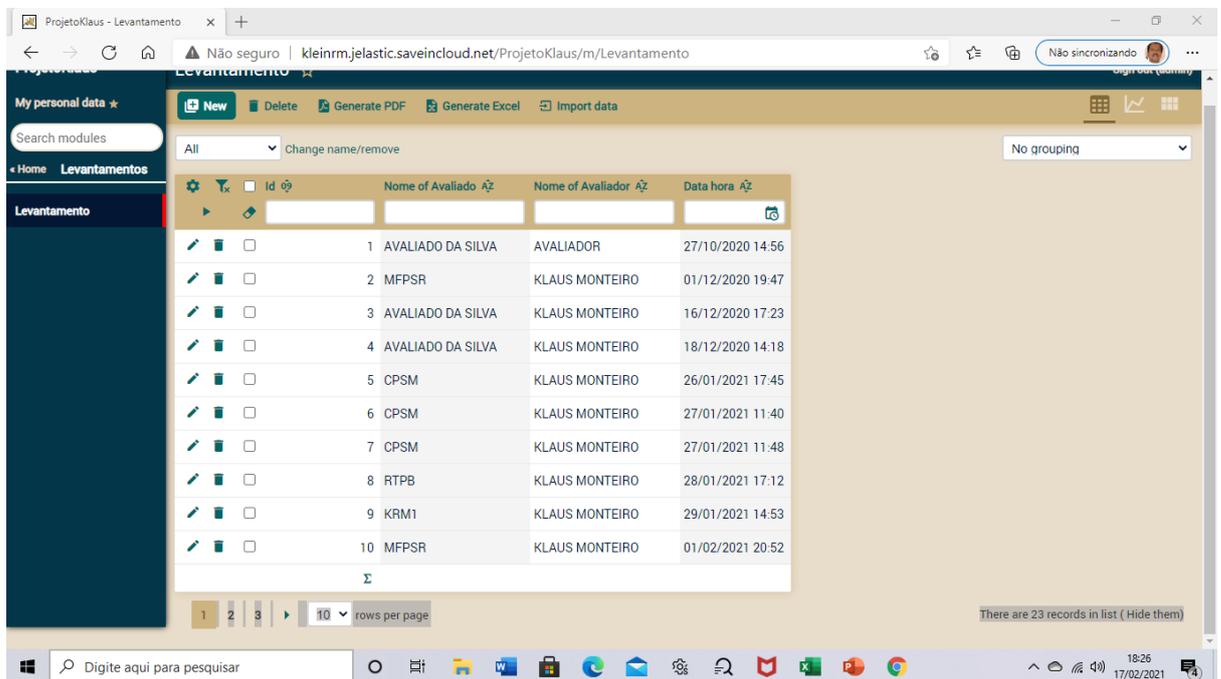


Figura 3.18: Tela de Cadastro dos Levantamentos, a cada avaliado é associado um levantamento

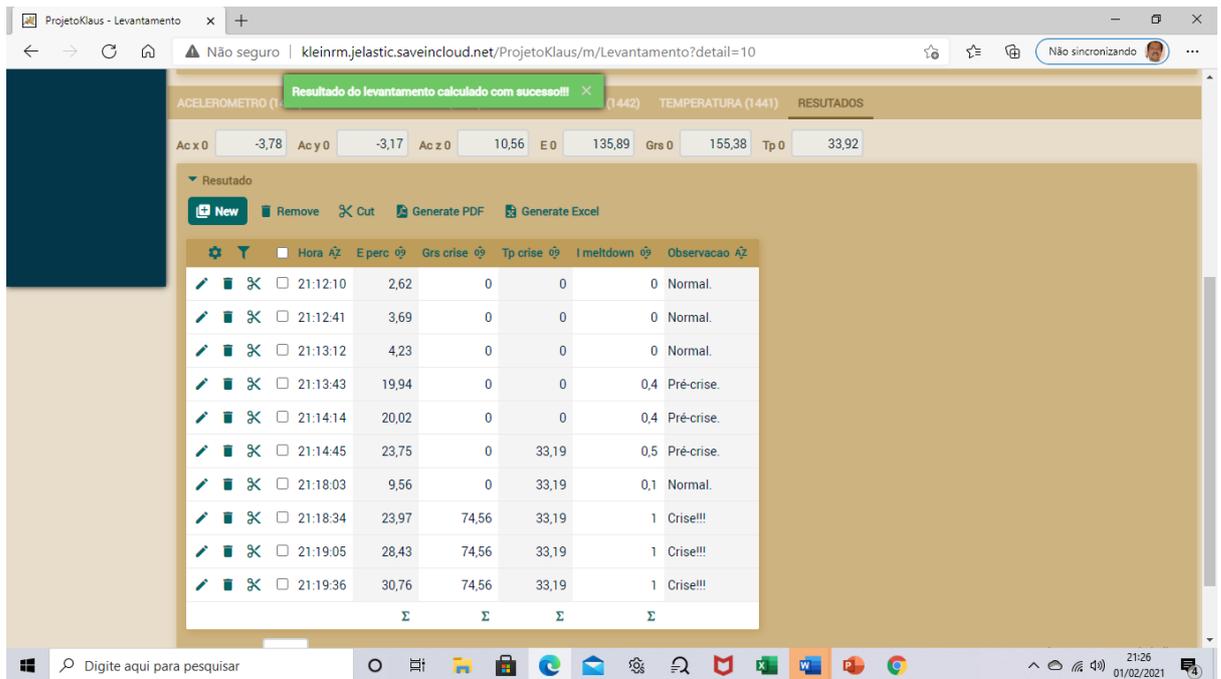


Figura 3.19: Resultados para o levantamento de ID nº 10

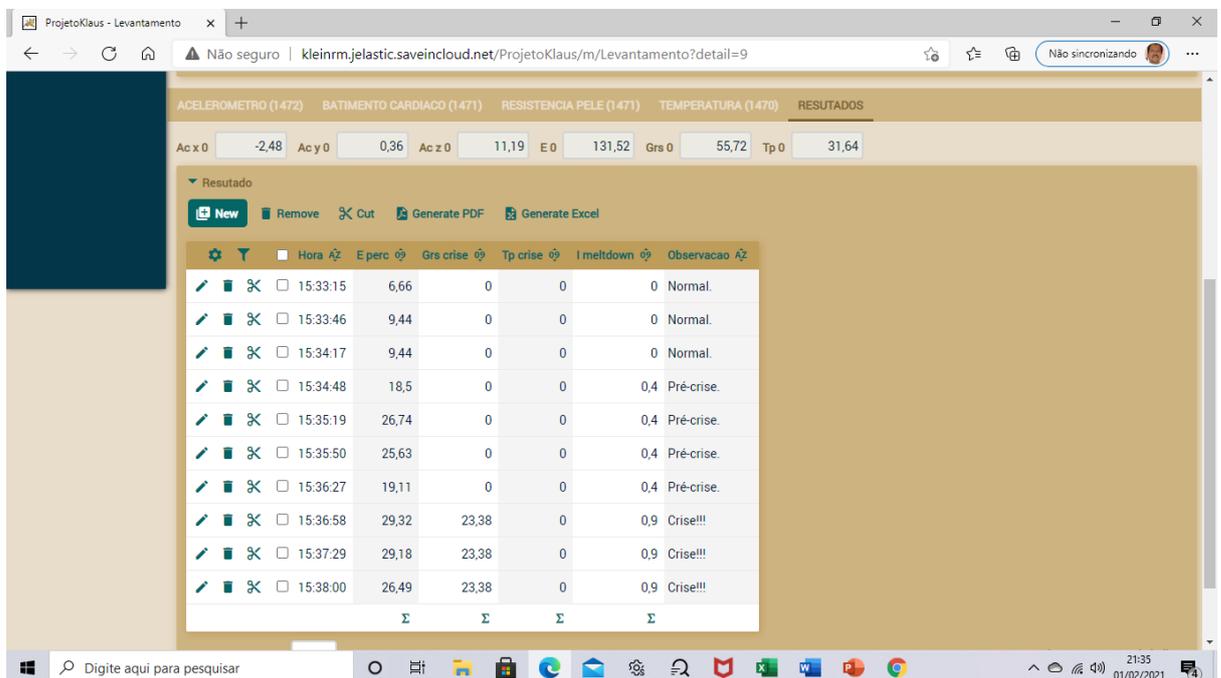


Figura 3.20: Resultados para o levantamento de ID nº 9

Como o autor não detinha a certeza de que o experimento pudesse ser viabilizado com os autistas, até o prazo final da dissertação, devido à demora do CEP para aprovar a pesquisa realizou-se o teste de funcionalidade com dez seres humanos saudáveis, e subseqüentemente, foi proposto um experimento adicional de funcionalidade, descrito a seguir.

Para eliciar uma resposta do SNA, no que diz respeito aos dados de GSR e Batimento Cardíaco utilizou-se o Cold Pressor Test, numa variante já validada por outros trabalhos (como LARRA *et al.*, 2015) e (BACHMANN, *et al.*, 2017), em que os dois pés do voluntário são subitamente submersos em água gelada, numa temperatura de aproximadamente 4 °C. Em seguida, as medidas eram realizadas nessas condições.

Os procedimentos durante o primeiro e segundo minutos e parte do terceiro, permaneceram os mesmos do teste funcional descrito inicialmente. No primeiro minuto o voluntário permaneceu em repouso. No segundo e no terceiro minutos, houve a simulação *mimicking*, dos movimentos, mas no terceiro minuto foi realizado o Cold Pressor Test, utilizando-se a imersão de ambos os pés em água gelada.

Na Figura 3.21 é ilustrado um exemplo de captura de tela no experimento descrito, do voluntário com ID nº 40.

	Hora	E perc	Grs crise	Tp crise	Bpm crise	I meltdown	Observacao
	10:41:40	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	Normal.
	10:42:11	0,00	63,41	0,00	0,00	0,25	Normal.
	10:42:42	0,00	58,02	0,00	0,00	0,25	Normal.
	10:43:13	6,48	61,43	31,48	0,00	0,50	Pré-crise.
	10:43:44	17,61	46,62	30,11	102,00	1,00	Crise!!!
	10:44:15	17,94	43,14	30,06	101,00	1,00	Crise!!!
	10:44:46	20,52	44,53	28,89	102,00	1,00	Crise!!!
	10:45:17	20,22	38,97	28,14	101,00	1,00	Crise!!!
	10:45:48	21,86	41,62	26,04	99,00	1,00	Crise!!!
	10:46:19	21,75	45,77	27,60	101,00	1,00	Crise!!!
	10:46:50	21,44	46,41	27,46	102,00	1,00	Crise!!!

Figura 3.21: Resultados para o levantamento de ID nº 40

3.7 TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS

Os dados brutos recebidos pelo *Raspberry*, são tratados pelo *software* de processamento da seguinte forma: inicialmente, calcula-se a energia total do sinal de movimento, dada pela soma dos produtos internos das componentes triaxiais do acelerômetro; após isso, verifica-se se houve um incremento percentual positivo, para a Energia do movimento, para a e resistência

galvânica da pele e temperatura, negativos, além dos limites estabelecidos $E\% = 990\%$, $GSR\% = 25\%$ e $Temp\% = 2\%$, respectivamente.

Para cada um dos sinais, em que ocorreu a condição de ultrapassagem dos limites percentuais descritos acima, é gerado um indicador IE, IGSR ou ITemp igual a 1 (um). Caso não haja ocorrido a ultrapassagem do limite para um dado sinal, seu índice correspondente será igual a 0 (zero). Então, esses índices são somados com pesos diferentes, e é gerado o índice de *Meltdown*; para este trabalho, inicialmente foi escolhido um valor igual ou superior a 0.9 para indicar uma crise, e entre 0,4 e 0,6 para indicar o prenúncio desta. Posteriormente, com o êxito e inclusão do sensor de ECG, esses valores foram ajustados para os seguintes limiares: igual ou superior a 0.75 para indicar uma crise, e entre 0,26 e 0,50 para indicar o prenúncio desta. Entretanto, a calibração correta do detector irá depender dos experimentos futuros, com jovens autistas, seguidos de processos mais inteligentes de escolha de limiares (utilizando técnicas mais eficazes, como por exemplo, aprendizado de máquina).

Os dados foram então tabulados em colunas correlacionadas linha a linha entre si, sendo a primeira coluna preenchida com as iniciais do nome para indicar o indivíduo, porém preservando o sigilo de seus dados, na pesquisa. As colunas seguintes contêm os valores iniciais (t_0) dos três eixos do acelerômetro GSR e Tempos e valores capturados de E, GSR e Temperatura, quando de uma crise; em seguida vem o IM. (OBSERVAÇÃO: No caso do teste funcional, foram simuladas condições de crise, mediante agitação das mãos simulando estereotipia e umedecimento dos dedos simulando a sudorese. No caso em que se valeu do Cold Pressor Test, o sensor de GSR permaneceu entre os dedos indicadores e médio, mas o umedecimento dos dedos foi substituído pelo mergulhar de ambos os pés subitamente em água fria).

Os resultados dos testes descritos são apresentados e discutidos no Capítulo 4.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 CALIBRAÇÃO DO SISTEMA

Inicialmente calibrou-se o valor de GSR para o valor mais alto possível no microprocessador usado, que corresponderia à representação de valor infinito, referente à situação em que os contatos são desconectados dos dedos indicador e médio. Em seguida, aferiu-se a leitura de GSR para valores de resistências conhecidas. A Tabela 4.1. apresenta exemplos de medidas de resistências de precisão com resistências conhecidas, juntamente com as medidas do sistema, e o erro observado. Para a leitura das resistências conhecidas utilizou-se um multímetro com resolução de 1 k Ω na faixa de 2 M Ω , e que apresenta uma precisão de $\pm 0,8\%$.

Tabela 4.1: Comparação de leituras de GSR com valores de resistências conhecidas.

R Conhecida, (k Ω)	Leitura GSR (k Ω)	Desvio (%)
273	264,48	-3,1
331	309,21	-6,6

Em seguida, partiu-se para a aferição de temperatura. Nesse caso, como o termômetro clínico utilizado só operava bem com a temperatura axilar (com precisão de $\pm 0,2^{\circ}\text{C}$), posicionou-se o sensor de Temperatura (NTC) nesse local, obtendo-se os dados mostrados na tabela 4.2.

Tabela 4.2: Comparação de leituras de Temperatura com valores de um termômetro Clínico.

Temp. c Termômetro Clínico ($^{\circ}\text{C}$)	Temp. c Termistor (NTC) ($^{\circ}\text{C}$)	Desvio (%)
34,6	32,89	4,9
35,0	33,60	4,0

4.2 TESTE DE FUNCIONALIDADE

Inicialmente, após registro das iniciais do indivíduo participante da pesquisa, coletaram-se as leituras iniciais de temperatura, resistência galvânica da pele e de cada eixo do acelerômetro, partindo-se então para a coleta dos dados.

Como proposto inicialmente, realizou-se o teste funcional com dez indivíduos saudáveis, com a simulação dos movimentos estereotipados dos autistas e umedecendo-se os dedos indicador e médio, ligados aos terminais do sensor de GSR, para simulação da sudorese, conforme descrito no capítulo 3.

Participaram do experimento 10 voluntários, com idade média de 41,9 anos e desvio padrão de 14,8 anos, sendo 04 do sexo masculino e 06 do sexo feminino.

Os resultados estão mostrados na Tabela 4.3, que contém os dados de 10 (dez) voluntários, identificados pelas iniciais de seus nomes.

É possível observar, a partir da Tabela 4.3, que em 90% dos voluntários foi detectada a ocorrência simulada de uma crise, e, em um voluntário, foi detectada a ocorrência de um episódio de pré-crise. Apesar dos resultados serem de comportamentos emulados, eles demonstram que o sistema pode ter bom potencial para a detecção de episódios associados a crises em autistas, e poderá ser, potencialmente, uma ferramenta útil na pesquisa das crises (*meltdown*).

Tabela 4.3: Resposta do Sistema; alarma para valores limiares de $E = 990\%$, $\%GSR = 25\%$, e $\%Temp = 2\%$

Particip.	Acx[0]	Acy[0]	Acz[0]	E[0]	E[%crise]	GSR[0]	Gsr[crise]	Temp[0]	T[crise]	Alarmou?
KRM1	-2,48	0,36	11,19	131,52	2.932	55,72	23,38	31,64	-	0,9 Crise
MFPSR	-3,78	-3,17	10,56	135,89	2.397	155,38	74,56	33,92	33,19	1,0 Crise
CPNS	-7,10	-6,76	9,39	184,26	1.887	203,04	68,83	33,2	32,17	1,0 Crise
RSCM	-4,99	-10,76	7,63	199,47	2.534	155,38	49,09	33,4	32,46	1,0 Crise
VCM	-5,04	-9,07	9,00	190,56	1.864	90,32	29,93	29,29	25,78	1,0 Crise
CPSM	-7,96	-10,68	6,66	221,75	1.645	171,78	119,59	29,41	28,81	1,0 Crise
LSL	-5,91	-8,93	9,01	195,95	1.605	152,44	53,29	33,97	32,66	1,0 Crise
RSC	-3,78	-7,9	9,64	169,66	2.114	95,93	57,14	32,46	-	0,9 Crise
PSC	-6,10	-9,73	8,40	202,37	1.237	113,25	79,13	32,78	31,41	1,0 Crise
LSL2	-6,23	-10,36	7,75	206,13	1.293	69,22	-	32,91	34,99	0,5- Pré C

Onde $[Acx,y,z]=m/s^2$, $[E]= (m/s^2)^2$, $[GSR]= k\Omega$, $[Temp] = ^\circ C$

A Figura 4.1 ilustra as formas de onda típicas do experimento, que são as formas de onda de um voluntário específico.

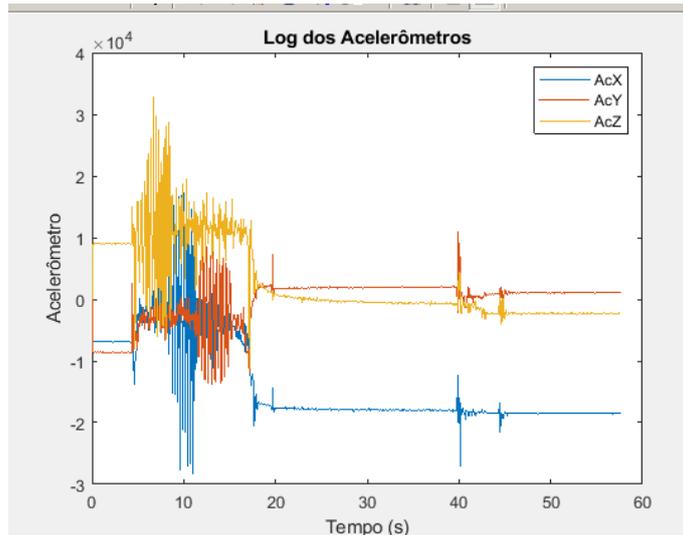


Figura 4.1 Log dos Acelerômetros: visualização dos dados dos três eixos, x,y e z (mm/s^2) quando da simulação de uma crise.

A análise estatística dos dados das leituras de $E\{\text{crise}\}$, mostrados na Tabela 4.3, indica que esta tem uma distribuição aproximadamente uniforme, em virtude desse resultado ser oriundo de equações determinísticas, como evidenciado no histograma apresentado na Figura 4.2.

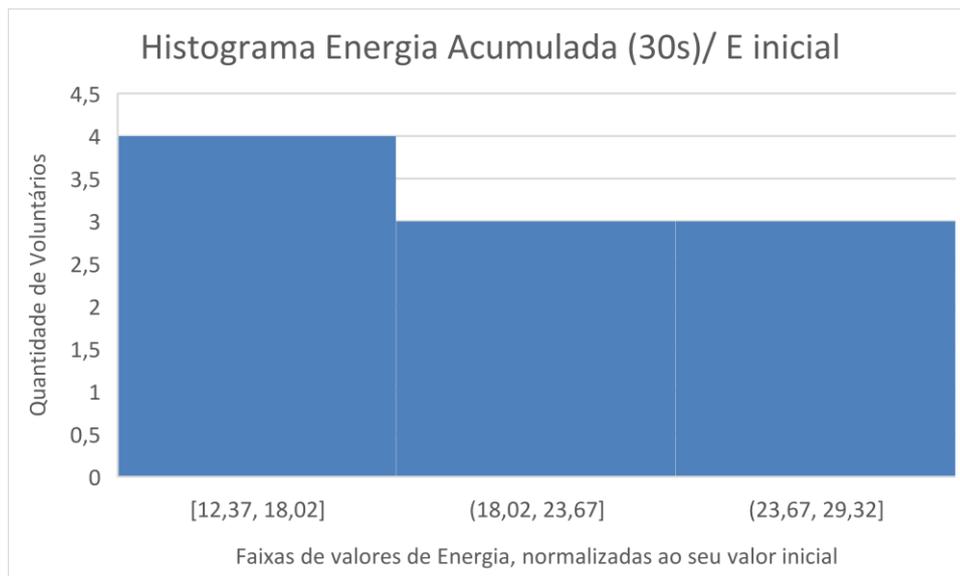


Figura 4.2 Histograma da Energia dos três eixos do acelerômetro, quando da simulação de uma crise.

A análise estatística dos dados da Tabela 4.3, por meio da aplicação do teste de Liliefors, permite concluir, que $[GSR [0[- GSR [crise]]]$ tem distribuição Gaussiana. Aplicando-se o t-test de Student para essa distribuição, é possível concluir que estes valores são maiores que zero

com significância estatística, $p < 0,01$, como evidenciado nos histogramas da Figura 4.3., da Figura 4.4 e da Tabela 4.4.

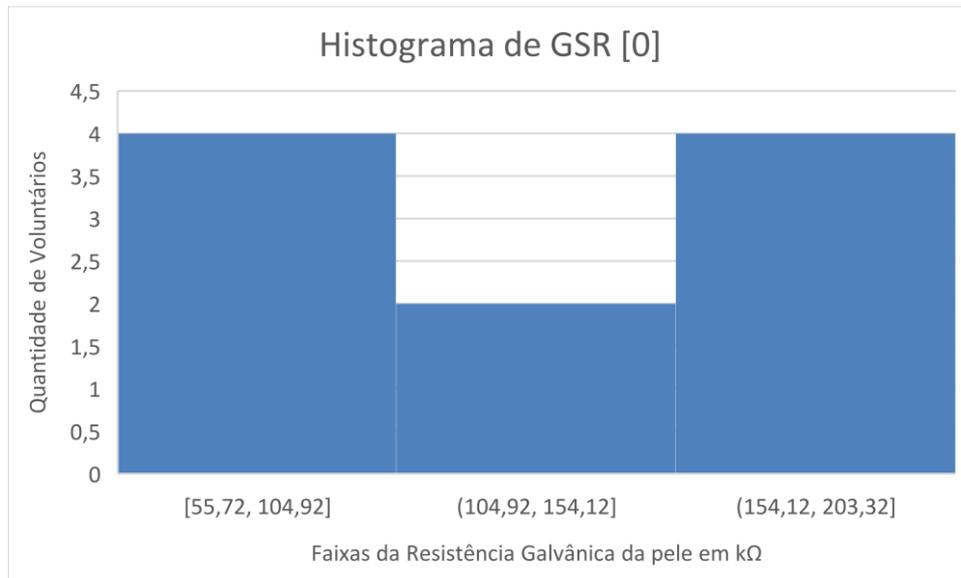


Figura 4.3 Histograma da GSR inicial.

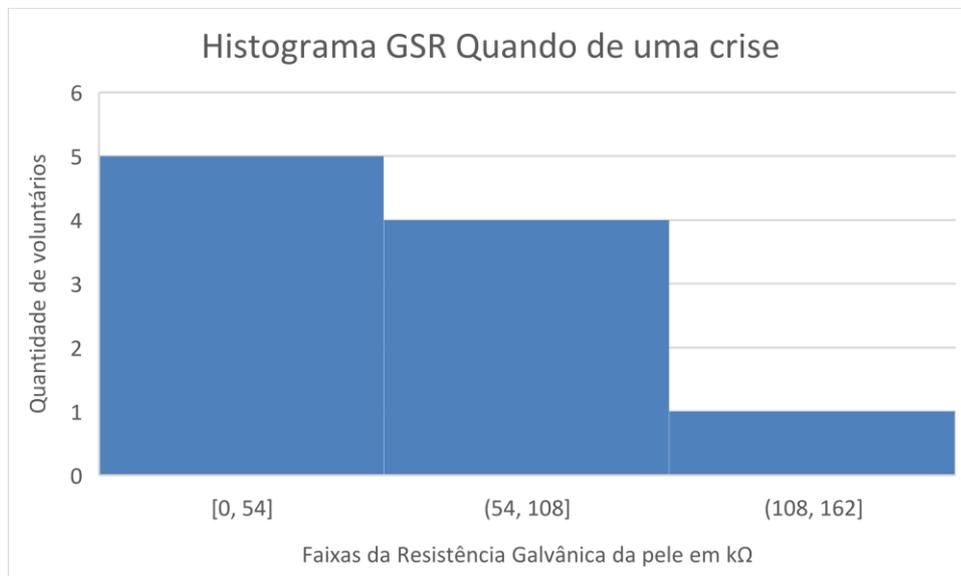


Figura 4.4: Histograma da GSR, quando da simulação de uma crise.

Tabela 4.4: Resultado do Teste de Liliefors para [GSR [0]- GSR [crise]], nas e o t-test de Student para a coluna diferença. (Teste Funcional Inicial)

Teste	Grandeza Avaliada	h	p
Liliefors	[GSR [0] - GSR [crise]]	0	0,762
t-test de Student	[GSR [0] - GSR [crise]]	1	< 0,01

Essas conclusões em relação à GSR, tanto no início das medições quanto em crise, são particularmente relevantes, no sentido de o sistema detectar com boa sensibilidade, à simulação da sudorese e, portanto, a detecção de uma crise. Observe-se aqui que nem chegou a ser necessária a adição de cloreto de sódio para simular com maior aproximação a sudorese, que contém vários íons, especialmente de sódio.

4.3 EXPERIMENTOS COM O USO DO COLD PRESSOR TEST

Devido à pandemia do Coronavírus e demora na aprovação da Ementa submetida ao Comitê de Ética em Pesquisa solicitando a inclusão do autor do presente trabalho, apenas iniciou-se a validação do sistema com indivíduos com autismo; no entanto o sistema ficou tecnicamente pronto para tal. Com a impossibilidade de realização de testes com um grupo de adolescentes autistas, foi realizado o teste com o uso da técnica de Cold Pressor Test, com o protocolo descrito no capítulo 3. Os resultados dos testes estão mostrados nas Tabelas 4.5, 4.6 e 4.7.

Tabela 4.5: Resposta do Sistema; alarma para limiares de $E = 990\%$, $\%GSR = 18\%$, $\%HR = 20\%$ e $\%Temp = 2\%$

Particip.	E[0]	E%[crise]	GSR[0]	GSR[crise]	HR[0]	HR[crise]	Temp[0]	T[crise]	Alarmou?
KRM1	263,79	2.153	109,87	-	89	99	26,65	25,68	0,75 Crise
MFPSR	201,14	1.850	189,39	-	63	83	29,81	28,32	0,75 Crise
KRM2	182,74	1.761	77,71	46,62	76	102	30,82	30,11	1,0 Crise
RSCM	186,33	2.447	51	41,81	63	83	27,73	27,14	1,0 Crise
VCM	214,40	1.825	35,01	28,63	64	84	31,95	31,31	1,0 Crise
CPSM	176,59	1.158	75,44	36,07	75	101	32,98	29,06	1,0 Crise
LSL	247,07	2.221	92,75	45,35	92	-	31,74	29,31	0,75 Crise
PSC	209,68	2.209	70	51,00	102	-	29,41	26,55	0,75 Crise
PEV	231,95	1.148	127,63	-	66	85	28,39	25,68	0,75 Crise
LVM	203,35	1.940	183,17	47,72	69	100	31,43	30,75	1,0 Crise

Onde $[Acx,y,z]=m/s^2$, $[E]= (m/s^2)^2$, $[GSR]= k\Omega$, $[HR] = BPM$, $[Temp] = ^\circ C$

Utilizando-se o CPT, 100% dos levantamentos conseguiram em algum momento, sinalizar uma crise, como evidenciado na Tabela 4.5, (valores extraídos das telas de RESULTADO quando da sinalização de uma “crise”, de acordo com os critérios das equações (3.6) e (3.8), com $0,75 \leq IM \leq 1,00$ (distribuição equitativa dos pesos no valor de 0,25, cada um).

Em 70% dos levantamentos, com CPT obteve-se o efeito esperado na GSR, com uma redução, maior que o limiar de $|-18\%$. Como não há, na literatura do CPT, referências a testes do comportamento da GSR, esta foi uma das contribuições deste trabalho. Adicionalmente, em 80% dos levantamentos foi obtido o efeito esperado na HR, aumento acima do limiar de $+20\%$.

Na Tabela 4.5, a idade média dos participantes foi de 44,7 anos, com desvio padrão de 14,9 anos, sendo 04 do sexo masculino e 06 do sexo feminino.

Os resultados da Tabela 4.5, relativa a experimentos com o uso do CPT, evidenciam uma precisão de 100% de detecção de crise por meio dos critérios propostos nas equações (3.6) e (3.8), com $0,75 \leq IM \leq 1,00$ (distribuição equitativa dos pesos no valor de 0,25, cada um).

Tabela 4.6: Resultado do Teste de Liliefors para [GSR [0]- GSR [crise]], e o t-test de Student para a coluna diferença. (Cold Pressor Test)

Teste	Grandeza Avaliada	h	p
Liliefors	[GSR [0]- GSR [crise]]	0	0,8532
t-test de Student	[GSR [0]- GSR [crise]]	1	0,0133

Tabela 4.7. Resultado do Teste de Liliefors para HR [0], HR [crise], a diferença entre estas colunas e o t-test de Student para a coluna diferença.

Teste	Grandeza Avaliada	h	P
Liliefors	[HR [0]- HR [crise]]	0	0,3029
t-test de Student	[HR [0]- HR [crise]]	1	0,0001

4.4 EXPERIMENTO COM UM INDIVÍDUO AUTISTA

Apesar de não ter sido possível a realização plena do experimento com os autistas prevista para 2022/2, ainda assim foi possível realizar uma coleta para um mesmo indivíduo autista em um momento. Na Tabela 4.8 são mostrados os resultados, equivalendo à uma sessão do Grupo Focal Realidade Virtual e Autismo, fase em que foram feitos os convites para participação na pesquisa mestre na qual esta pesquisa foi inserida.

Tabela 4.8. Resposta do Sistema, para o participante autista, com alarme para limiares de E = 990%, %GSR = 18%, % HR =20% e %Temp =3%

Particip.	E[0]	E%[crise]	GSR[0]	GSR[crise]	HR[0]	HR[crise]	Temp[0]	T[crise]	Alarmou?
JMGM	170,35	-	22,31	-	-	-	29,91	-	0,00 Normal

Considerando-se às circunstâncias da pesquisa, para o indivíduo com TEA avaliado, com tempo de observação de uma janela de 0h20 (duração de uma sessão do Grupo Focal), não houve falso positivo, e como não houve crise observada pela terapeuta ocupacional do

Adolescento no voluntário no período, também não foi possível se detectar um positivo verdadeiro, nem negativo falso, só negativo verdadeiro, que também é um modo de validação do sistema. Assim, houve consistência no resultado. Adicionalmente, o voluntário relatou conforto no uso da luva.

Apresentamos, portanto, como alternativa para a análise de tais dados, o gráfico de evolução de GSR Figura 4.5. Ou seja, mesmo não se dispondo de um protocolo para eliciar uma resposta simpática para tais casos, foi possível analisar o grau de excitação do indivíduo, considerando-se o fator “novidade” do experimento para o sujeito.

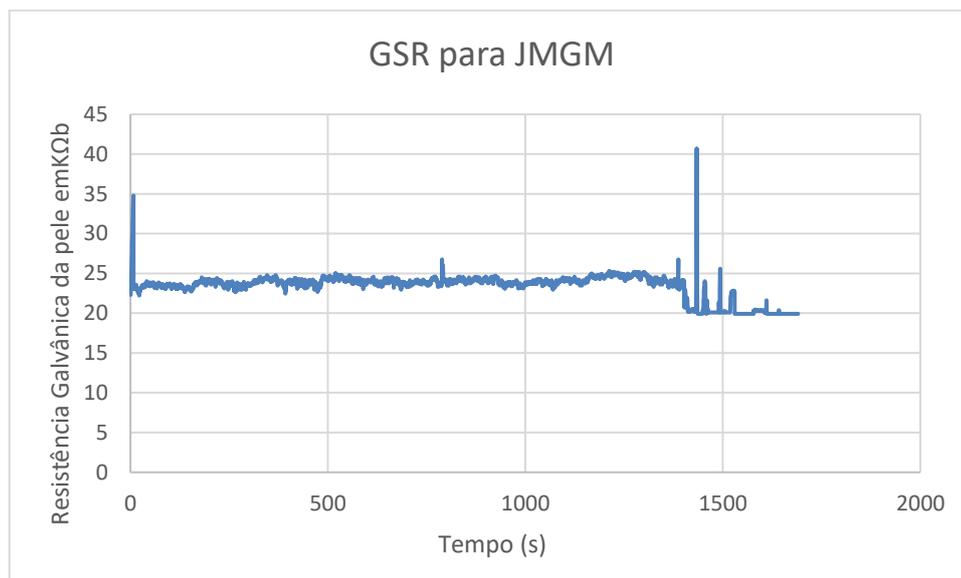


Figura 4.5 Evolução da GSR ao longo do tempo para o autista JMGM

À exceção do início e final do experimento, onde constatou-se a presença de picos, o sinal de GSR mostrou-se relativamente estável, e num valor baixo $GSR \approx 24k\Omega$, se comparado este valor com o valor médio de $GSR [0] \approx 100k\Omega$ da Tabela 4.5 para indivíduos saudáveis. Esta constatação, confrontada com os vídeos do experimento, permite concluir-se que um grande nível de interesse, não necessariamente crise, gera este tipo de resultado, o que está de acordo com a literatura sobre o tema.

Entretanto, para se efetuar a comprovação cabal da eficácia, incluindo a sinalização de positivo verdadeiro pelo sistema, o período de avaliação deveria ser estendido a pelo menos doze horas, englobando os intervalos de tempo que o adolescente passaria na escola e em casa, o que aumentaria as chances de se detectar uma possível crise.

5 CONCLUSÃO

O objetivo inicial do trabalho foi o desenvolvimento de um sistema para uso em adolescentes autistas, e o seu teste em conjunto com um sistema de realidade virtual, ao longo de uma sessão de Terapia Ocupacional, conduzida por profissionais com grande experiência na área.

Porém, conforme explicitado anteriormente, eventos relacionados à Pandemia de Covid-19 inviabilizaram a etapa de testes plenos com adolescentes autistas. O fator principal foi a impossibilidade da realização de testes, em virtude da impossibilidade de testes em adolescentes, no âmbito do Adolescentro, ligado à Secretaria de Saúde do DF. Outro fator foi que o experimento requereu a aprovação por dois comitês de ética em pesquisa, sendo um da Universidade de Brasília (no qual o projeto já foi aprovado) e na FEPECS; aprovado recentemente em 12/10/2021, e a Ementa para incluir o pesquisador foi submetida em dezembro/2021 e aprovada só em 28/janeiro/2022.

Adicionado aos fatos elencados acima, ocorreram diversos problemas de disponibilidade do grupo clínico e do local de realização dos testes, o que fez que os experimentos só pudessem ser realizados no segundo semestre de 2022, o que em muito extrapola o prazo de defesa deste trabalho.

É importante observar que o teste realizado (CPT) não mostrou se o aparelho é efetivo ou não na detecção de *meltdowns*; porém, mostrou que as funcionalidades de detecção da resposta simpática, por meio das variáveis utilizadas, são viáveis. Este é um objetivo aquém do objetivo inicial, porém o autor do trabalho, e seu orientador, acreditam que esse foi o resultado possível de ser alcançado, haja vista que não houve manifestação real de uma *Meltdown* durante o teste com o adolescente autista.

Como sugestão para trabalhos futuros, indicamos avaliação dos dados em tempo real e não somente após pressionar o botão CALCULAR RESULTADOS. Outra possibilidade interessante é o desenvolvimento de uma interface ou App para celular visto ele usar a internet, ou mesmo o envio de e-mails automáticos sinalizando uma crise.

REFERÊNCIAS

- ASSIS Vitória Z. de M. **Avaliação das Características de Linguagem e Parâmetros Acústicos em Crianças e Adolescentes com TEA**. Campinas: Universidade Estadual de Campinas. – Unicamp, 2017.
- BACHMANN, Petra *et al.* **Validation of an automated bilateral feet cold pressor test**. International Journal of Psychophysiology. vol 124 p. 62-70.
- BAIO, Jon *et al.* **Prevalence of autism spectrum disorder among children aged 8 Years - Autism and developmental disabilities monitoring network, 11 Sites, United States, 2014**. MMWR Surveillance Summaries, v. 67, n. 6, 2018.
- DAKAPPA, Pradeepa Hoskeri e MAHABALA, Chakrapani. **Analysis of Long-Term Temperature Variations in the Human Body**. Critical Reviews in Biomedical Engineering v. 43, p. 385–399, 2015.
- FLETCHER, Richard Ribon *et al.* **ICalm: Wearable sensor and network architecture for wirelessly communicating and logging autonomic activity**. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, v. 14, n. 2, p. 215–223, 2010.
- GABRIELS, Robin L *et al.* **Is there a relationship between restricted , repetitive , stereotyped behaviors and interests and abnormal sensory response in children with autism spectrum disorders ?** Research in Autism Spectrum Disorders v. 2 n. 4 p 660-670, 2008.
- GARBARINO, Maurizio *et al.* **Empatica E3 - A wearable wireless multi-sensor device for real-time computerized biofeedback and data acquisition**. International Conference on Wireless Mobile and Healthcare p. 39–42, 2014.
- GOODWIN, Matthew S. *et al.* **Automated detection of stereotypical motor movements**. Journal of Autism and Developmental Disorders, v. 41, n. 6, p. 770–782, 14 Jun 2011. Disponível em: <<https://link.springer.com/article/10.1007/s10803-010-1102-z>>. Acesso em: 6 ago 2020.
- GRIESI-OLIVEIRA, Karina e SERTIÉ, Andréa Laurato. **Autism spectrum disorders: an updated guide for genetic counseling**. Einstein (Sao Paulo, Brazil), v. 15, n. 2, p. 233–238, 1 Abr 2017. Disponível em: <<https://gene.sfari.org/autdb/Welcome.>>. Acesso em: 6 ago 2020.

- GUNGOR, Semih *et al.* **Changes in the Skin Conductance Monitor as an End Point for Sympathetic Nerve Blocks.** Oxford Academic p. 1–25, 2019.
- KALIOUBY, Rana e PICARD, Rosalind e COHEN, Simon Baron. **Affective Computing and Autism.** Chicago, Illinois: IDC '08 Proceedings of the 7th international conference on Interaction design and children pp 77-80 June, 2008.
- KENNEDY, Craig H. *et al.* **ANALYZING THE MULTIPLE FUNCTIONS OF STEREOTYPICAL BEHAVIOR FOR STUDENTS WITH AUTISM: IMPLICATIONS FOR ASSESSMENT AND TREATMENT.** Journal of Applied Behavior Analysis, v. 33, n. 4, p. 559–571, Dez 2000.
- KRUPA, Niranjana *et al.* **Recognition of emotions in autistic children using physiological signals.** Health and Technology, p. 137–147, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1007/s12553-016-0129-3>>.
- library_kanner_1943.pdf.** . [S.l: s.n.]. , [S.d.]
- LARRA, M. F. *et al.* **Enhanced stress response by a bilateral feet compared to a unilateral hand Cold Pressor Test.** International Journal on the Biology of Stress v.18, n 5, p. 589-596, 2015.
- LISS, Miriam *et al.* **Sensory and attention abnormalities in autistic spectrum disorders.** National Autistic Society 2006. Disponível em: <<http://aut.sagepub.com/Autismhttp://aut.sagepub.com/content/10/2/155>>. Acesso em: 9 ago 2020.
- LODDENKEMPER, Tobias *et al.* **Convulsive seizure detection using a wrist - worn electrodermal activity and accelerometry biosensor.** Wiley Online Library p. 1–8, 2018.
- MACE, F. Charles e BELFIORE, Phillip. **BEHAVIORAL MOMENTUM IN THE TREATMENT OF ESCAPE-MOTIVATED STEREOTYPY.** Journal of Applied Behavior Analysis, v. 23, n. 4, p. 507–514, Dez 1990.
- MCCARTHY, Cameron *et al.* **Validation of the Empatica E4 Wristband.** Carleton University, Ottawa Canada p. 4–7, 2015.
- NG, Michelle *et al.* **Environmental factors associated with autism spectrum disorder: A scoping review for the years 2003–2013.** Health Promotion and Chronic Disease

- Prevention in Canada. [S.l.]: Public Health Agency of Canada. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28102992/>>. Acesso em: 28 jul 2020. , 2017
- PAN, Chien-yu *et al.* **Research in Autism Spectrum Disorders Accelerometer-determined physical activity among elementary school-aged children with autism spectrum disorders in Taiwan.** *Research in Autism Spectrum Disorders* v. 5, p. 1042–1052, 2011.
- PSYCHIATRIC ASSOCIATION, American. **Manual diagnóstico e estatístico de transtornos mentais: DSM-5 - 5ª Edição.** 2014.
- REIS, H. I. da S. *et al.* **Características e especificidades da comunicação social na perturbação do espectro do autismo.** *Revista Brasileira de Educacao Especial*, v. 22, n. 3, p. 325–336, 1 jul. 2016
- REPP, A C *et al.* **A study of the homeostatic level of stereotypy and other motor movements of persons with mental handicaps.** *Journal of Intellectual Disability Research*, v. 36 p. 61–75, 1992.
- SAZONOV, E, *et al.* **Wearable Sensors: Fundamentals, Implementations and Applications.** Elsevier, 932p. London, 2014
- SEIZE, M. *et al.* **Instrumentos para rastreamento de sinais precoces do autismo: Revisão sistemática.** *Psico-USF*, v. 22, n. 1, p. 161–176, 1 jan. 2017
- SOUZA, Renata Santos de. **Wearables : O Uso de Tecnologia Vestível como Suporte aos Cuidados de Saúde para a População Idosa.** Dissertação de Mestrado. Cesar – Centro de Estudos e Sistemas Avançados do Recife, Recife 2016.
- TORTORA, G. J. *et al.* **Princípios de Anatomia Humana.** 12ª Ed. Trad. Werneck. A *et al.* Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 2013
- WELCH, Karla Conn. **Physiological Signals of Autistic Children Can be Useful.** *IEEE Instrumentation and Measure Magazine* v. 15 n. 1Feb 2012.
- WESTEYN, Tracy *et al.* **Recognizing Mimicked Autistic Self–Stimulatory Behaviors Using HMMs.** *Proceedings of the 2005 9th IEEE International Symposium on Wearable Computers*, 2005
- YAN, Jun. **Visual Perception Appears Heightened in Autism.** *Psychiatric News*, v. 48, n. 12, American Psychiatric Association, p. 1–1, 12 Jun 2013. Disponível em: <<http://psychiatryonline.org/doi/abs/10.1176/appi.pn.2013.6b6>>. Acesso em: 2 ago

2020.

APÊNDICE I – PROGRAMA DE COLETA E TRANSMISSÃO DE DADOS DA LUVA

FLUXOGRAMA DO PROGRAMA DA LUVA



PROGRAMA

```
//Carrega as bibliotecas necessárias

#include "RF24.h"

#include "SPI.h"

#include<Wire.h>

// Define as portas analógicas para cada sensor

RF24 radio(9,10); // NRF24L01 usa pinos SPI + Pin 9 and 10 no UNO

const uint64_t pipe = 0xE6E6E6E6E6E6E6E6; // necessita ser igual para comunicação entre dois
NRF24L01

String msgRF;

int len=0;

const int MPU=0x68; //Endereco I2C do MPU6050 - Portas analógicas A5 e A4

const int GSR=A0; //Porta A0 para o sensor Grove

unsigned long time; //Define a variável de tempo

//Variáveis para armazenar valores dos sensores

//Variáveis para os acelerômetros

int AcX,AcY,AcZ,GyX,GyY,GyZ;

//Variáveis para o GSR

int sensorValue=0;

float gsr_average=0;

float gsr_Kohms;

// Leitura de temperatura usando um termistor

//Variáveis para a temperatura

// Conexão do termistor

const int pinTermistor = A2;
```

```

// Parâmetros do termistor
const double beta = 3600.0;
const double r0 = 10000.0;
const double t0 = 273.0 + 25.0;
const double rx = r0 * exp(-beta/t0);

// Parâmetros do circuito
const double vcc = 5.0;
const double R = 10000.0;

// Numero de amostras na leitura
const int nAmostras = 4;
float temp = 0.0;

// Fim Variáveis Leitura de temperatura

// Variáveis para o sensor de batimento cardíaco
int beat_old = 0;
float inByte = 0;
float threshold = 400.00;           // Treshold para o cálculo de BPM
boolean belowThreshold = true;
float myBPM = 0.0;

void setup()
{
  // Inicializacao do NRF24L01
  Serial.begin(9600);
  radio.begin(); // Start the NRF24L01
  radio.setRetries(15, 15);
  radio.openWritingPipe(pipe); // Get NRF24L01 ready to transmit

```

```

radio.powerUp();

radio.setDataRate(RF24_250KBPS);

radio.enableDynamicPayloads();

// Fim da inicializacao do NFR24L01

byte retornoTx;

//*****

Serial.println("Vai inicializar o Wire");

//*****

Wire.begin();

//*****

Serial.println("Inicializou o Wire");

//*****

Wire.beginTransmission(MPU);

//*****

Serial.println("começa a transmissao com MPU - Wire");

//*****

Wire.write(0x6B);

//*****

Serial.println("transmite 0x6B");

//*****

//Inicializa o MPU-6050

Wire.write(0);

//*****

Serial.println("transmitiu 0 ");

```

```

Serial.println("Vai Finalizar a transmissão Wire");
//*****

returnoTx = Wire.endTransmission(true);
//*****

Serial.print("Finalizou a transmissão Wire = ");
Serial.println(returnoTx);
//*****

}

void transmitir( String pmsg) {

String lmsg = "J";

int len=0;

len = pmsg.length();

if (len > 31 ) {

    pmsg = "";

}

len = pmsg.length()+1;

char lmsgRF[len];

pmsg.toCharArray(lmsgRF, len);

Serial.println(lmsgRF);

radio.write(&lmsgRF, len);

}

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)

//comunicacao RF
msgRF = "ax=" + String(AcX);
// transmitir(msgRF);
msgRF = msgRF+";"+"ay="+String(AcY);
// transmitir(msgRF);
msgRF = msgRF+";"+"az="+String(AcZ);
transmitir(msgRF);

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

```

```

    sum += sensorValue;

    delay(2);
}

gsr_average = sum/10;
gsr_Kohms = 10*(1024.0 + 2*gsr_average)/(514.0-gsr_average);
//Transmite GRS rp=resistencia da pele
msgRF = "rp="+String(gsr_Kohms);
//msgRF = "rp="+String(gsr_average);
transmitir(msgRF);

// Le o sensor Temperatura algumas vezes
int soma = 0;
for (int i = 0; i < nAmostras; i++) {
    soma += analogRead(pinTermistor);
    delay (1);
}

// Determina a resistência do termistor
double v = (vcc*soma)/(nAmostras*1024.0);
double rt = (vcc*R)/v - R;

// Calcula a temperatura
double t = beta / log(rt/rx);
temp = t-273.0;

//Transmite temperatura
msgRF = "tp="+String(temp);
transmitir(msgRF);

```

```

//Detecção do batimento cardíaco

inByte = (analogRead(A1));

    if (inByte > threshold && belowThreshold == true) // verificação de cálculo de BPM
{
int beat_new = millis();          // obtém o milissegundo atual

Serial.println(millis());

int diff = beat_new - beat_old; // encontra o tempo entre as duas últimas batidas

float currentBPM = 60000 / diff; // converte em batidas por minuto

if (currentBPM > 59 && currentBPM < 116)

{

myBPM = currentBPM;

}

// delay(1);

beat_old = beat_new;

//   msgRF = "bc="+String(myBPM);

    belowThreshold = false;

}

else if (inByte < threshold)

{

    belowThreshold = true;

}

//transmite Batimento cardíaco

msgRF = "bc="+String(myBPM);

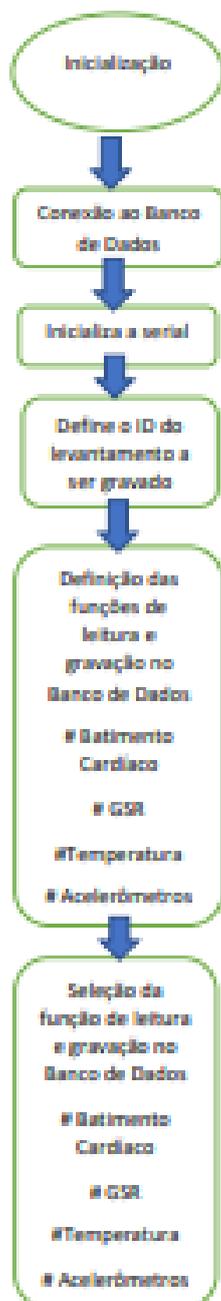
transmitir(msgRF);

```

```
delay(1); //Aguarda 1 ms e reinicia o processo  
}
```

APÊNDICE II – PROGRAMA DO RASPBERRY PARA RECEPÇÃO DOS DADOS DA LUVA E TRANSMISSÃO PARA A NUVEM

FLUXOGRAMA DO PROGRAMA DO RASPBERRY



PROGRAMA

```
# Programa Python para traduzir as linhas recebidas da luva
# ProjetoKlaus

import serial
from datetime import datetime
import pymysql
from decimal import Decimal

# Connect to the database.
connection = pymysql.connect(host='200.150.203.121',
                             user='prjkrm',
                             password='krm2721113',
                             db='db_prjkrm',
                             charset='utf8mb4',
                             cursorclass=pymysql.cursors.DictCursor)

print ("connect successful!!")

#Inicializa a serial
porta = 'COM5'
baud_rate = 9600
#Define o id levantamento que será gravado
nLevantamento = 1

#ser = serial.Serial('/dev/ttyUSB0',9600) #RaspBerry PI
#ser = serial.Serial('COM5',9600) # open serial port para Windows
#print(ser.name)      # check which port was really used
#ser.write(b'hello')  # write a string
#ser.close()         # close port

#Definição das funções de leitura e gravação no MySQL

#Batimento Cardíaco
def batimentocardiaco(linha):

    hoje = datetime.now() # current date and time

    hora = hoje.strftime("%H:%M:%S")
```

```

bc = "

posicao = linha.find('=')

variavel = linha[:posicao]

linha = linha.replace(variavel+'=', "")

separador = linha.find(';')

bc = linha

linha = "

print('bc = ', bc)

try:
    with connection.cursor() as cursor:
        #Atualiza no MySQL
        #mycursor = mydb.cursor()
        sql = "INSERT INTO db_prjkrm.BatimentoCardiaco (batimentoPorMinuto,
levantamento_id, hora) VALUES ( %s, %s, %s)"
        val = ( bc, nLevantamento, hora )
        cursor.execute(sql, val)
        connection.commit()
except:
    print("An exception occurred")

#Resistência da Pele
def rpele(linha):

    rp = "

    hoje = datetime.now() # current date and time

    hora = hoje.strftime("%H:%M:%S")

    posicao = linha.find('=')

    variavel = linha[:posicao]

    linha = linha.replace(variavel+'=', "")

```

```

separador = linha.find(';')

rp = linha

linha = ""

print('rp = ', rp)

try:
    with connection.cursor() as cursor:
        #Atualiza no MySQL
        #mycursor = mydb.cursor()
        sql = "INSERT INTO db_prjkrm.ResistenciaPele ( grs, levantamento_id, hora)
VALUES ( %s, %s, %s)"
        val = ( rp, nLevantamento, hora )
        cursor.execute(sql, val)
        connection.commit()
except:
    print("An exception occurred")

#Temperatura
def temperatura(linha):

    tp = ""

    hoje = datetime.now() # current date and time

    hora = hoje.strftime("%H:%M:%S")

    posicao = linha.find('=')

    variavel = linha[:posicao]

    linha = linha.replace(variavel+'=', "")

    separador = linha.find(';')

    tp = linha

    linha = ""

```

```

print('tp = ', tp)

try:
    with connection.cursor() as cursor:
        #Atualiza no MySQL
        #mycursor = mydb.cursor()
        sql = "INSERT INTO db_prijkm.Temperatura
(temperatura,levantamento_id,hora) VALUES ( %s, %s, %s)"
        val = ( tp, nLevantamento, hora )
        cursor.execute(sql, val)
        connection.commit()
except:
    print("An exception occurred")

```

#Acelerometro

```
def acelerometro(linha):
```

```
    ax = "
```

```
    ay = "
```

```
    az = "
```

```
    hoje = datetime.now() # current date and time
```

```
    hora = hoje.strftime("%H:%M:%S")
```

```
    while len(linha) > 0 :
```

```
        posicao = linha.find('=')
```

```
        variavel = linha[:posicao]
```

```
        linha = linha.replace(variavel+'=', "")
```

```
        separador = linha.find(';')
```

```
        if separador > 0:
```

```
            valor = linha[:separador]
```

```
            linha = linha[separador:]
```

```
            separador = linha.find(';')
```

```
            linha = linha.replace(linha[separador:],",",1)
```

```

#elif a == b:
else:
    valor = linha
    linha = "

if variavel == 'ax':
    ax = valor
elif variavel == 'ay' :
    ay = valor
elif variavel == 'az' :
    az = valor

print('ax = ', ax)
print('ay = ', ay)
print('az = ', az)

try:
    with connection.cursor() as cursor:
        #Atualiza no MySQL
        #mycursor = mydb.cursor()
        sql = "INSERT INTO db_prjkrm.Acelerometro ( acX, acY, acZ,
levantamento_id, hora) VALUES ( %s, %s, %s, %s, %s)"
        val = (ax, ay, az, nLevantamento, hora)
        cursor.execute(sql, val)
        connection.commit()
except:
    print("An exception occurred")

#Seleciona qual a função de leitura e gravação no MYSQL
def selecionafuncao( linha ):

    posicao = linha.find('=')

    variavel = linha[:posicao]

    if variavel == 'ax':
        acelerometro(linha)
    elif variavel == 'tp' :
        temperatura(linha)
    elif variavel == 'rp' :
        rpele(linha)

```

```
elif variavel == 'bc' :
    batimentocardiaco(linha)

nLevantamento = int(input("Favor informar o numero do levantamento: "))

try:

    Obj_porta = serial.Serial(porta, baud_rate)

    while true :
        valor = Obj_porta.readline()
        #selecionafuncao(valor)
        print( "Valor lido da Serial: ", valor)

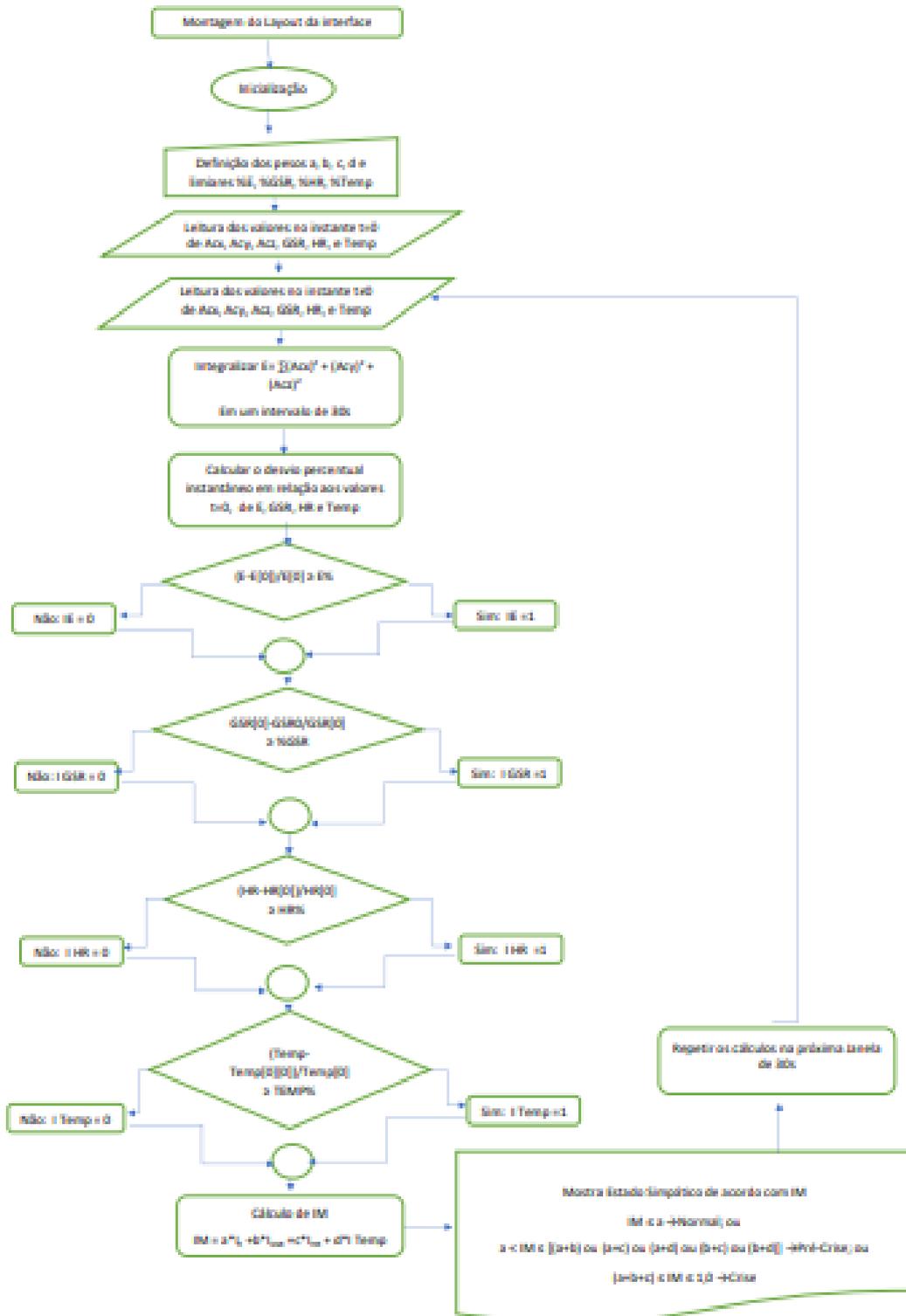
    Obj_porta.close()

except serial.SerialException:
    print("ERRO: Verifique se ha algum dispositivo conectado na porta!")

connection.close()
```

APÊNDICE III – PROGRAMA DE DETECÇÃO/PREVISÃO DE CRISE NERVOSA AUTISTA NA NUVEM

FLUXOGRAMA DO PROGRAMA DE DETECÇÃO/PREVISÃO DE CRISE NERVOSA AUTISTA



O programa encontra-se na nuvem, no seguinte endereço:

<http://kleinrm.jelastic.saveincloud.net/ProjetoKlaus/>

Importante ressaltar, para futuros pesquisadores, que a hospedagem do sistema na nuvem é paga e essa despesa deverá ser suportada pelo futuro pesquisador.

Abaixo, o código do programa:

```
package br.com.projeto.klaus.actions;

import java.math.*;
import java.sql.*;
import java.util.*;

import org.openxava.actions.*;
import org.openxava.jpa.*;

import br.com.projeto.klaus.dados.*;
import br.com.projeto.klaus.entidade.*;

public class AnaliseDeDadosAction extends ViewBaseAction {

    private Levantamento levantamento;

    private ConstanteCalculoRecord constante;

    @Override
    public void execute() throws Exception {

        XPersistence.getManager().joinTransaction();

        levantamento = XPersistence.getManager().find(
            Levantamento.class,
            getView().getValue("id"));

        constante = XPersistence.getManager().find(
            ConstanteCalculoRecord.class, 1);

        if ( ( levantamento != null) || ( constante != null) ) {

            if (levantamento.getLevelE() > 0.0) {

                levantamento.setLevelE( constante.getLevelE()
                );

                levantamento.setLevelGRS(
                constante.getLevelGSR() );

                levantamento.setLevelTemp(
                constante.getLevelTemp() );

                levantamento.setLevelBPM(
                constante.getLevelBPM() );

                levantamento.setPesoIE( constante.getPesoIE()
                );
            }
        }
    }
}
```

```

        levantamento.setPesoIGSR(
constante.getPesoIGSR() );
        levantamento.setPesoITemp(
constante.getPesoITemp() );
        levantamento.setPesoIBPM(
constante.getPesoIBPM() );

    }

    int iGSR = 0, iTemp = 0, iE = 0;

    BigDecimal GSRI_valor = BigDecimal.ZERO, Tempi_valor
= BigDecimal.ZERO, iM = BigDecimal.ZERO, BPM_valor =
BigDecimal.ZERO;

    float Eperc, E0 = 0, Tempperc = 0, GSRperc = 0,
BPMperc = 0;

    float Tp0 =0, Tp = 0, GSR0 = 0, GSR = 0;

    boolean primeiroAc = false, //primeiroBc = false,
        primeiroRp = false, primeiroTp = false;

    //Variáveis utilizadas na contagem do tempo
    Time horaInicial = null, horaAtual = null;

    int iteracao = 1;

    float ax0 = (float) 0.0, ay0 = (float) 0.0, az0 =
(float) 0.0, ax = (float) 0.0, ay = (float) 0.0, az = (float) 0.0;

    float BPM0 = (float) 0.0, BPM = (float) 0.0, IBPM =
(float) 0.0;

    Long Eac = (long) 0;
    Long E    = (long) 0;

    Long diferenca = (long) 0; //Contagem do período de
30'

    Acelerometro acelerometro = null;
    BatimentoCardiaco batimentoCardiaco = null;
    ResistenciaPele resistenciaPele = null;
    Temperatura temperatura = null;

    //Inicializa com 0.0 os valores de acx0...
    levantamento.setAcX0( new BigDecimal(ax0) );
    levantamento.setAcY0( new BigDecimal(ay0) );
    levantamento.setAcZ0( new BigDecimal(az0) );
    levantamento.setE0( new BigDecimal(E0) );
    levantamento.setTp0( new BigDecimal(Tp0) );

```



```

    ), 2 );
    ), 2 );

    az);

    E = (long) (E + ax + ay +
    }
    }
    }
    if (
    dado.getClass().getName().contentEquals("br.com.projeto.klaus.dados.
    BatimentoCardiaco")) {

        batimentoCardiaco = (BatimentoCardiaco)
    dado;

        if ( !batimentoCardiaco.getJaProcessado()
    ) {

        BPM =
    batimentoCardiaco.getBatimentoPorMinuto().floatValue();

        if ( BPM0 > 0) {

            //BMPerc = (Math.abs(BPM -
    BPM0)/BPM0) * 100;

            // Alterado em 21/12/2021
            BMPerc = ((BPM - BPM0)/BPM0)
    * 100;

            if (BMPerc >
    levantamento.getLevelBPM()) {

                if
    (BPM_valor.compareTo(BigDecimal.ZERO) == 0) {

                    BPM_valor = new
    BigDecimal( BPM );

                }

                IBPM = 1;

            } else

                IBPM = 0;

        }

```

```

    }
}
    if (
dado.getClass().getName().contentEquals("br.com.projeto.klaus.dados.
ResistenciaPele")) {
        resistenciaPele = (ResistenciaPele) dado;
        if ( !resistenciaPele.getJaProcessado() )
{
            if (!primeiroRp) {
                GSR0 =
resistenciaPele.getGrs().floatValue();
                primeiroRp = true;
            } else {
                GSR =
resistenciaPele.getGrs().floatValue();
                //GSRperc = Math.abs( ( GSR -
GSR0 ) / GSR0 ) * 100; // (ABS= MÓDULO, VALOR ABSOLUTO)
                atualizado a cada leitura de GSR
                // Alterado em 21/12/2021
                GSRperc = ( ( GSR0 - GSR ) /
GSR0 ) * 100;
                //
                if (GSRperc > 30) {
                //em 09/08/2021
                if (GSRperc >
levantamento.getLevelGRS()) {
                    if
(GSRi_valor.compareTo(BigDecimal.ZERO) == 0) {
                        GSRi_valor = new
BigDecimal( GSR );
                    }
                    iGSR = 1;
                }
            }
}
}

```

```

        }
    }

    if (
    dado.getClass().getName().contentEquals("br.com.projeto.klaus.dados.
    Temperatura")) {

        temperatura = (Temperatura) dado;

        if ( !temperatura.getJaProcessado() ) {

            Tp =
            temperatura.getTemperatura().floatValue();

            if (!primeiroTp) {

                Tp0 = Tp;

                primeiroTp = true;

            }

            Tempperc = Math.abs( ( Tp - Tp0 ) /
            Tp0 ) * 100;    //(atualizado a cada leitura de Temp.

            //            if (Tempperc > 2) {
            //em 09/08/2021
            if (Tempperc >
            levantamento.getLevelTemp()) {

                if
                (Tempi_valor.compareTo(BigDecimal.ZERO) == 0) {
                    Tempi_valor = new
                    BigDecimal(Tp);
                }

                iTemp = 1;

            }

        }

    }

    //Se totalizou 30' então finaliza um ciclo de
    30' e persiste os resultados
    if (diferenca > 30000 ) {

        if (iGSR == 1) {

```



```

        }
    }
    */

//          if ( (0 <= iM) && (iM <=
levantamento.getPesoITemp() ) ) {
//          if ( (BigDecimal.ZERO.compareTo(iM) <= 0)
&& (iM.compareTo( levantamento.getPesoITemp()) <= 0 ) ) {

        levantamentoResultado.setObservacao("Normal.");

    }

//          if ( ( levantamento.getPesoITemp() < iM) &&
//          ( ( iM <=
(levantamento.getPesoITemp() + levantamento.getPesoIE() ) ) ||
//          ( iM <=
(levantamento.getPesoITemp() + levantamento.getPesoIGRS() ) ) ||
//          ( iM <=
(levantamento.getPesoITemp() + levantamento.getPesoIBPM() ) ) ) ) {
//          ( ( iM.compareTo(
levantamento.getPesoITemp().add( levantamento.getPesoIE() ) ) <= 0
) ||
//          ( iM.compareTo(
levantamento.getPesoITemp().add( levantamento.getPesoIGSR() ) ) <= 0
) ||
//          ( iM.compareTo(
levantamento.getPesoITemp().add( levantamento.getPesoIBPM() ) ) <= 0
) ) ) {
//          if ( (
levantamento.getPesoITemp().compareTo(iM) < 0 ) &&
//          ( iM.compareTo(
levantamento.getPesoITemp().add( levantamento.getPesoIE() ).add(
levantamento.getPesoIGSR() ) ) <= 0 ) ) {

        levantamentoResultado.setObservacao("Pré-crise.");

    }

    if (
iM.compareTo(levantamento.getPesoIE().add(
levantamento.getPesoIBPM()).add( levantamento.getPesoIGSR() ) ) >= 0
) {

        levantamentoResultado.setObservacao("Crise!!!");

    }

```



```

        // Cria um objeto calendar com a data atual
        Calendar today = Calendar.getInstance();

        // Obtém a idade baseado no ano
        int idade = today.get(Calendar.YEAR) -
dateOfBirth.get(Calendar.YEAR);

        dateOfBirth.add(Calendar.YEAR, idade);

        //se a data de hoje é antes da data de Nascimento, então
diminui 1 (um)
        if (today.before(dateOfBirth)) {

            idade--;

        }

        return idade;

    }

    /**
     * @return the constante
     */
    public ConstanteCalculoRecord getConstante() {
        return constante;
    }

    /**
     * @param constante the constante to set
     */
    public void setConstante(ConstanteCalculoRecord constante) {
        this.constante = constante;
    }
}

```

APÊNDICE IV – LOG DOS DADOS TRANSMITIDOS PELA LUVA

Log dos Dados do Batimento Cardíaco utilizando-se o Pulse sensor (primeira tentativa na escolha do módulo de BPM) numa medição bem-sucedida. Esta não foi uma regra, para esse sensor:

Tabela IV.1 Conjunto de dados de batimento cardíaco, primeira tentativa, utilizando-se o Pulse Sensor

? A HeartBeat Happened ! BPM: 68	? A HeartBeat Happened ! BPM: 65	? A HeartBeat Happened ! BPM: 72
? A HeartBeat Happened ! BPM: 70	? A HeartBeat Happened ! BPM: 65	? A HeartBeat Happened ! BPM: 72
? A HeartBeat Happened ! BPM: 72	? A HeartBeat Happened ! BPM: 65	? A HeartBeat Happened ! BPM: 72
? A HeartBeat Happened ! BPM: 72	? A HeartBeat Happened ! BPM: 65	? A HeartBeat Happened ! BPM: 74
? A HeartBeat Happened ! BPM: 72	? A HeartBeat Happened ! BPM: 65	? A HeartBeat Happened ! BPM: 74
? A HeartBeat Happened ! BPM: 73	? A HeartBeat Happened ! BPM: 65	? A HeartBeat Happened ! BPM: 75
? A HeartBeat Happened ! BPM: 72	? A HeartBeat Happened ! BPM: 66	? A HeartBeat Happened ! BPM: 75
? A HeartBeat Happened ! BPM: 69	? A HeartBeat Happened ! BPM: 65	? A HeartBeat Happened ! BPM: 76
? A HeartBeat Happened ! BPM: 65	? A HeartBeat Happened ! BPM: 66	? A HeartBeat Happened ! BPM: 75
? A HeartBeat Happened ! BPM: 66	? A HeartBeat Happened ! BPM: 66	? A HeartBeat Happened ! BPM: 78
? A HeartBeat Happened ! BPM: 66	? A HeartBeat Happened ! BPM: 66	? A HeartBeat Happened ! BPM: 83
? A HeartBeat Happened ! BPM: 65	? A HeartBeat Happened ! BPM: 66	? A HeartBeat Happened ! BPM: 84
? A HeartBeat Happened ! BPM: 64	? A HeartBeat Happened ! BPM: 67	? A HeartBeat Happened ! BPM: 84
? A HeartBeat Happened ! BPM: 64	? A HeartBeat Happened ! BPM: 68	? A HeartBeat Happened ! BPM: 82
? A HeartBeat Happened ! BPM: 64	? A HeartBeat Happened ! BPM: 67	? A HeartBeat Happened ! BPM: 85
? A HeartBeat Happened ! BPM: 63	? A HeartBeat Happened ! BPM: 68	? A HeartBeat Happened ! BPM: 90
? A HeartBeat Happened ! BPM: 63	? A HeartBeat Happened ! BPM: 68	? A HeartBeat Happened ! BPM: 88
? A HeartBeat Happened ! BPM: 63	? A HeartBeat Happened ! BPM: 69	? A HeartBeat Happened ! BPM: 89
? A HeartBeat Happened ! BPM: 63	? A HeartBeat Happened ! BPM: 70	? A HeartBeat Happened ! BPM: 91
? A HeartBeat Happened ! BPM: 63	? A HeartBeat Happened ! BPM: 70	? A HeartBeat Happened ! BPM: 86
? A HeartBeat Happened ! BPM: 64	? A HeartBeat Happened ! BPM: 71	? A HeartBeat Happened ! BPM: 81
? A HeartBeat Happened ! BPM: 64	? A HeartBeat Happened ! BPM: 71	? A HeartBeat Happened ! BPM: 81

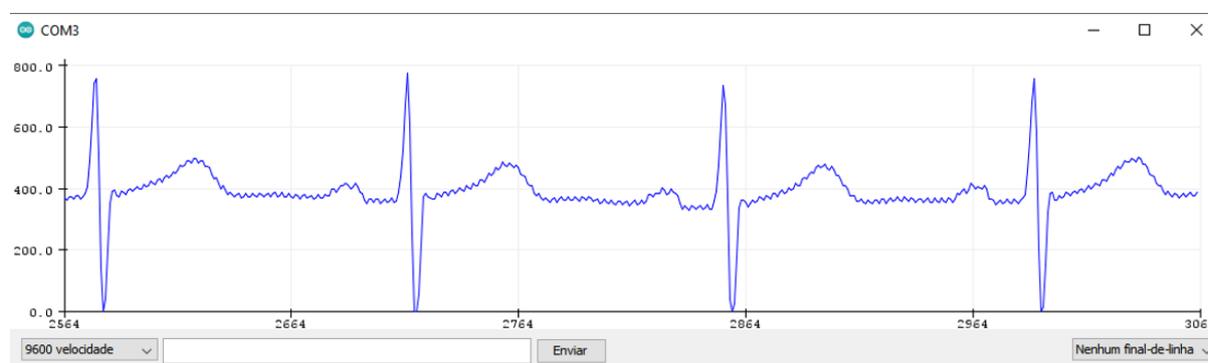
Tabela IV.2 Conjunto 36s de dados dos acelerômetros , sensor de temp, sem dados do batimento cardíaco

12:24:11.916 -> Temp=18.57	12:24:16.978 -> BPM=0	12:24:22.090 -> AcX=-5716
12:24:11.983 -> BPM=0	12:24:17.080 -> AcX=-5600	12:24:22.157 -> AcY=-1404
12:24:12.084 -> AcX=-5624	12:24:17.147 -> AcY=-1348	12:24:22.224 -> AcZ=-21508
12:24:12.151 -> AcY=-1360	12:24:17.214 -> AcZ=-21452	12:24:22.358 -> Temp=39.10
12:24:12.219 -> AcZ=-21616	12:24:17.349 -> Temp=18.57	12:24:22.426 -> BPM=0
12:24:12.353 -> Temp=19.55	12:24:17.417 -> BPM=0	12:24:22.526 -> AcX=-5620
12:24:12.420 -> BPM=0	12:24:17.519 -> AcX=-5712	12:24:22.593 -> AcY=-1312
12:24:12.520 -> AcX=-5680	12:24:17.620 -> AcY=-1320	12:24:22.695 -> AcZ=-21492
12:24:12.587 -> AcY=-1352	12:24:17.688 -> AcZ=-21568	12:24:22.795 -> Temp=17.60
12:24:12.687 -> AcZ=-21388	12:24:17.823 -> Temp=18.08	12:24:22.876 -> BPM=0
12:24:12.821 -> Temp=19.06	12:24:17.891 -> BPM=0	12:24:22.976 -> AcX=-5644
12:24:12.890 -> BPM=0	12:24:17.991 -> AcX=-5520	12:24:23.076 -> AcY=-1320
12:24:12.991 -> AcX=-5764	12:24:18.058 -> AcY=-1348	12:24:23.129 -> AcZ=-21584
12:24:13.058 -> AcY=-1320	12:24:18.125 -> AcZ=-21460	12:24:23.276 -> Temp=17.11
12:24:13.125 -> AcZ=-21524	12:24:18.260 -> Temp=42.03	12:24:23.330 -> BPM=0
12:24:13.260 -> Temp=17.60	12:24:18.328 -> BPM=0	12:24:23.430 -> AcX=-5664
12:24:13.327 -> BPM=0	12:24:18.429 -> AcX=-5612	12:24:23.530 -> AcY=-1356
12:24:13.429 -> AcX=-5640	12:24:18.498 -> AcY=-1360	12:24:23.598 -> AcZ=-21572
12:24:13.496 -> AcY=-1324	12:24:18.598 -> AcZ=-21408	12:24:23.733 -> Temp=38.61
12:24:13.597 -> AcZ=-21492	12:24:18.733 -> Temp=18.08	12:24:23.833 -> BPM=0
12:24:13.732 -> Temp=17.60	12:24:18.802 -> BPM=0	12:24:23.879 -> AcX=-5704
12:24:13.800 -> BPM=0	12:24:18.904 -> AcX=-5508	12:24:23.980 -> AcY=-1352
12:24:13.902 -> AcX=-5688	12:24:18.971 -> AcY=-1208	12:24:24.033 -> AcZ=-21524
12:24:13.968 -> AcY=-1392	12:24:19.039 -> AcZ=-21516	12:24:24.180 -> Temp=18.57
12:24:14.035 -> AcZ=-21504	12:24:19.175 -> Temp=17.60	12:24:24.233 -> BPM=0
12:24:14.169 -> Temp=17.60	12:24:19.241 -> BPM=0	12:24:24.333 -> AcX=-5660
12:24:14.237 -> BPM=0	12:24:19.344 -> AcX=-5640	12:24:24.433 -> AcY=-1336
12:24:14.338 -> AcX=-5704	12:24:19.411 -> AcY=-1344	12:24:24.534 -> AcZ=-21540
12:24:14.407 -> AcY=-1400	12:24:19.512 -> AcZ=-21460	12:24:24.636 -> Temp=17.60
12:24:14.509 -> AcZ=-21460	12:24:19.614 -> Temp=39.10	12:24:24.705 -> BPM=0
12:24:14.611 -> Temp=19.06	12:24:19.715 -> BPM=0	12:24:24.820 -> AcX=-5676
12:24:14.713 -> BPM=0	12:24:19.819 -> AcX=-5672	12:24:24.899 -> AcY=-1244
12:24:14.815 -> AcX=-5732	12:24:19.865 -> AcY=-1388	12:24:24.943 -> AcZ=-21496
12:24:14.883 -> AcY=-1320	12:24:19.956 -> AcZ=-21460	12:24:25.075 -> Temp=41.54
12:24:14.953 -> AcZ=-21468	12:24:20.109 -> Temp=19.06	12:24:25.160 -> BPM=0
12:24:15.087 -> Temp=19.06	12:24:20.156 -> BPM=0	12:24:25.260 -> AcX=-5560
12:24:15.154 -> BPM=0	12:24:20.256 -> AcX=-5620	12:24:25.360 -> AcY=-1308
12:24:15.254 -> AcX=-5672	12:24:20.356 -> AcY=-1364	12:24:25.413 -> AcZ=-21512
12:24:15.322 -> AcY=-1364	12:24:20.409 -> AcZ=-21596	12:24:25.549 -> Temp=18.57
12:24:15.424 -> AcZ=-21516	12:24:20.544 -> Temp=17.60	12:24:25.616 -> BPM=0
12:24:15.524 -> Temp=39.10	12:24:20.611 -> BPM=0	12:24:25.716 -> AcX=-5596
12:24:15.625 -> BPM=0	12:24:20.713 -> AcX=-5656	12:24:25.804 -> AcY=-1464
12:24:15.694 -> AcX=-5628	12:24:20.781 -> AcY=-1376	12:24:25.851 -> AcZ=-21632
12:24:15.795 -> AcY=-1304	12:24:20.849 -> AcZ=-21404	12:24:25.993 -> Temp=18.08
12:24:15.862 -> AcZ=-21484	12:24:20.985 -> Temp=41.54	12:24:26.078 -> BPM=0
12:24:15.998 -> Temp=19.06	12:24:21.053 -> BPM=0	12:24:26.177 -> AcX=-5676
12:24:16.065 -> BPM=0	12:24:21.153 -> AcX=-5648	12:24:26.230 -> AcY=-1344
12:24:16.166 -> AcX=-5620	12:24:21.253 -> AcY=-1296	12:24:26.330 -> AcZ=-21508
12:24:16.233 -> AcY=-1384	12:24:21.321 -> AcZ=-21460	12:24:26.478 -> Temp=40.57
12:24:16.333 -> AcZ=-21524	12:24:21.454 -> Temp=18.57	12:24:26.531 -> BPM=0
12:24:16.435 -> Temp=19.55	12:24:21.521 -> BPM=0	12:24:26.633 -> AcX=-5700
12:24:16.503 -> BPM=0	12:24:21.621 -> AcX=-5708	12:24:26.700 -> AcY=-1460
12:24:16.604 -> AcX=-5620	12:24:21.688 -> AcY=-1400	12:24:26.769 -> AcZ=-21420
12:24:16.706 -> AcY=-1344	12:24:21.789 -> AcZ=-21380	12:24:26.897 -> Temp=19.06
12:24:16.775 -> AcZ=-21476	12:24:21.889 -> Temp=17.11	12:24:26.982 -> BPM=0
12:24:16.912 -> Temp=40.08	12:24:21.990 -> BPM=0	12:24:27.062 -> AcX=-5544

12:24:27.151 -> AcY=-1296	12:24:32.458 -> BPM=0	12:24:37.682 -> AcZ=-21380
12:24:27.236 -> AcZ=-21608	12:24:32.559 -> AcX=-5612	12:24:37.816 -> Temp=17.60
12:24:27.383 -> Temp=18.08	12:24:32.627 -> AcY=-1316	12:24:37.882 -> BPM=0
12:24:27.437 -> BPM=0	12:24:32.695 -> AcZ=-21432	12:24:37.983 -> AcX=-5588
12:24:27.537 -> AcX=-5616	12:24:32.810 -> Temp=18.57	12:24:38.058 -> AcY=-1420
12:24:27.604 -> AcY=-1412	12:24:32.908 -> BPM=0	12:24:38.152 -> AcZ=-21492
12:24:27.672 -> AcZ=-21620	12:24:33.008 -> AcX=-5600	12:24:38.256 -> Temp=42.03
12:24:27.809 -> Temp=42.03	12:24:33.061 -> AcY=-1432	12:24:38.359 -> BPM=0
12:24:27.876 -> BPM=0	12:24:33.161 -> AcZ=-21572	12:24:38.460 -> AcX=-5596
12:24:27.976 -> AcX=-5544	12:24:33.261 -> Temp=17.60	12:24:38.521 -> AcY=-1364
12:24:28.078 -> AcY=-1268	12:24:33.361 -> BPM=0	12:24:38.587 -> AcZ=-21428
12:24:28.147 -> AcZ=-21524	12:24:33.461 -> AcX=-5632	12:24:38.745 -> Temp=19.06
12:24:28.280 -> Temp=18.57	12:24:33.507 -> AcY=-1300	12:24:38.789 -> BPM=0
12:24:28.348 -> BPM=0	12:24:33.609 -> AcZ=-21412	12:24:38.890 -> AcX=-5644
12:24:28.449 -> AcX=-5724	12:24:33.709 -> Temp=18.08	12:24:38.990 -> AcY=-1376
12:24:28.514 -> AcY=-1392	12:24:33.814 -> BPM=0	12:24:39.090 -> AcZ=-21440
12:24:28.581 -> AcZ=-21400	12:24:33.911 -> AcX=-5568	12:24:39.191 -> Temp=17.60
12:24:28.714 -> Temp=17.60	12:24:33.980 -> AcY=-1376	12:24:39.238 -> BPM=0
12:24:28.781 -> BPM=0	12:24:34.065 -> AcZ=-21624	12:24:39.391 -> AcX=-5548
12:24:28.880 -> AcX=-5708	12:24:34.165 -> Temp=18.08	12:24:39.438 -> AcY=-1364
12:24:28.962 -> AcY=-1336	12:24:34.265 -> BPM=0	12:24:39.538 -> AcZ=-21584
12:24:29.047 -> AcZ=-21616	12:24:34.365 -> AcX=-5612	12:24:39.639 -> Temp=41.54
12:24:29.194 -> Temp=39.59	12:24:34.466 -> AcY=-1432	12:24:39.706 -> BPM=0
12:24:29.248 -> BPM=0	12:24:34.513 -> AcZ=-21420	12:24:39.806 -> AcX=-5628
12:24:29.348 -> AcX=-5696	12:24:34.652 -> Temp=19.55	12:24:39.874 -> AcY=-1340
12:24:29.433 -> AcY=-1392	12:24:34.718 -> BPM=0	12:24:39.975 -> AcZ=-21556
12:24:29.526 -> AcZ=-21540	12:24:34.820 -> AcX=-5640	12:24:40.078 -> Temp=18.57
12:24:29.627 -> Temp=18.08	12:24:34.912 -> AcY=-1248	12:24:40.183 -> BPM=0
12:24:29.693 -> BPM=0	12:24:34.967 -> AcZ=-21524	12:24:40.277 -> AcX=-5688
12:24:29.794 -> AcX=-5708	12:24:35.114 -> Temp=18.57	12:24:40.343 -> AcY=-1380
12:24:29.895 -> AcY=-1372	12:24:35.167 -> BPM=0	12:24:40.410 -> AcZ=-21468
12:24:29.963 -> AcZ=-21424	12:24:35.268 -> AcX=-5528	12:24:40.545 -> Temp=18.08
12:24:30.099 -> Temp=17.60	12:24:35.368 -> AcY=-1288	12:24:40.612 -> BPM=0
12:24:30.166 -> BPM=0	12:24:35.415 -> AcZ=-21388	12:24:40.713 -> AcX=-5552
12:24:30.266 -> AcX=-5680	12:24:35.550 -> Temp=39.10	12:24:40.783 -> AcY=-1416
12:24:30.333 -> AcY=-1500	12:24:35.619 -> BPM=0	12:24:40.868 -> AcZ=-21512
12:24:30.401 -> AcZ=-21548	12:24:35.719 -> AcX=-5732	12:24:41.006 -> Temp=39.59
12:24:30.536 -> Temp=39.10	12:24:35.786 -> AcY=-1344	12:24:41.106 -> BPM=0
12:24:30.602 -> BPM=0	12:24:35.854 -> AcZ=-21468	12:24:41.206 -> AcX=-5636
12:24:30.703 -> AcX=-5736	12:24:35.989 -> Temp=19.55	12:24:41.253 -> AcY=-1360
12:24:30.803 -> AcY=-1408	12:24:36.056 -> BPM=0	12:24:41.354 -> AcZ=-21524
12:24:30.856 -> AcZ=-21456	12:24:36.159 -> AcX=-5564	12:24:41.454 -> Temp=17.60
12:24:31.018 -> Temp=18.08	12:24:36.259 -> AcY=-1288	12:24:41.542 -> BPM=0
12:24:31.056 -> BPM=0	12:24:36.325 -> AcZ=-21480	12:24:41.617 -> AcX=-5624
12:24:31.156 -> AcX=-5648	12:24:36.461 -> Temp=18.08	12:24:41.733 -> AcY=-1356
12:24:31.256 -> AcY=-1360	12:24:36.528 -> BPM=0	12:24:41.777 -> AcZ=-21580
12:24:31.357 -> AcZ=-21408	12:24:36.628 -> AcX=-5652	12:24:41.932 -> Temp=18.57
12:24:31.457 -> Temp=19.06	12:24:36.698 -> AcY=-1380	12:24:41.980 -> BPM=0
12:24:31.538 -> BPM=0	12:24:36.764 -> AcZ=-21484	12:24:42.081 -> AcX=-5676
12:24:31.639 -> AcX=-5624	12:24:36.901 -> Temp=42.52	12:24:42.148 -> AcY=-1356
12:24:31.706 -> AcY=-1340	12:24:36.969 -> BPM=0	12:24:42.233 -> AcZ=-21424
12:24:31.777 -> AcZ=-21620	12:24:37.070 -> AcX=-5680	12:24:42.349 -> Temp=27.37
12:24:31.919 -> Temp=27.86	12:24:37.171 -> AcY=-1232	12:24:42.434 -> BPM=0
12:24:32.004 -> BPM=0	12:24:37.238 -> AcZ=-21620	12:24:42.549 -> AcX=-5588
12:24:32.104 -> AcX=-5640	12:24:37.374 -> Temp=18.08	12:24:42.619 -> AcY=-1404
12:24:32.158 -> AcY=-1328	12:24:37.443 -> BPM=0	12:24:42.683 -> AcZ=-21360
12:24:32.257 -> AcZ=-21388	12:24:37.548 -> AcX=-5752	12:24:42.829 -> Temp=18.57
12:24:32.358 -> Temp=17.60	12:24:37.614 -> AcY=-1416	12:24:42.898 -> BPM=0

12:24:42.993 -> AcX=-5604	12:24:44.701 -> BPM=0	12:24:46.456 -> Temp=17.60
12:24:43.077 -> AcY=-1364	12:24:44.803 -> AcX=-5708	12:24:46.523 -> BPM=0
12:24:43.162 -> AcZ=-21608	12:24:44.872 -> AcY=-1388	12:24:46.625 -> AcX=-5656
12:24:43.263 -> Temp=17.60	12:24:44.996 -> AcZ=-21484	12:24:46.694 -> AcY=-1296
12:24:43.363 -> BPM=0	12:24:45.108 -> Temp=17.60	12:24:46.792 -> AcZ=-21524
12:24:43.463 -> AcX=-5712	12:24:45.184 -> BPM=0	12:24:46.926 -> Temp=18.57
12:24:43.517 -> AcY=-1384	12:24:45.277 -> AcX=-5696	12:24:46.993 -> BPM=0
12:24:43.585 -> AcZ=-21452	12:24:45.344 -> AcY=-1500	12:24:47.100 -> AcX=-5676
12:24:43.723 -> Temp=18.08	12:24:45.410 -> AcZ=-21432	12:24:47.163 -> AcY=-1392
12:24:43.792 -> BPM=0	12:24:45.545 -> Temp=18.08	12:24:47.230 -> AcZ=-21488
12:24:43.893 -> AcX=-5660	12:24:45.613 -> BPM=0	12:24:47.365 -> Temp=42.03
12:24:43.971 -> AcY=-1384	12:24:45.713 -> AcX=-5708	12:24:47.433 -> BPM=0
12:24:44.065 -> AcZ=-21420	12:24:45.787 -> AcY=-1396	12:24:47.533 -> AcX=-5604
12:24:44.173 -> Temp=18.57	12:24:45.891 -> AcZ=-21428	12:24:47.601 -> AcY=-1380
12:24:44.272 -> BPM=0	12:24:46.018 -> Temp=17.60	12:24:47.703 -> AcZ=-21512
12:24:44.376 -> AcX=-5592	12:24:46.085 -> BPM=0	<u>12:24:47.839 -> Temp=18.57</u>
12:24:44.427 -> AcY=-1320	12:24:46.192 -> AcX=-5644	
12:24:44.495 -> AcZ=-21416	12:24:46.254 -> AcY=-1332	
12:24:44.632 -> Temp=18.57	12:24:46.322 -> AcZ=-21476	

Figura IV.1 Plotagem de ECG, para o voluntário KRM2, com o módulo AD8232 (eixo vertical mV e eixo horizontal ms/3)



Leituras do módulo de ECG, em repouso, no período aproximado de dois minutos. Dos três sensores utilizados se mostrou o mais confiável.

Ao final calculou-se o desvio padrão (4,9 bpm, equivalente a 5,4%), para esse conjunto de medidas, e comparou-se com a máxima variação instantânea em módulo, 12,9% (<20%). Isso confirmou nossa hipótese de o sistema desenvolvido seria capaz de detectar respostas simpáticas oriundas do SNC, que se traduziriam em leituras de batimentos superiores a 20%, quando da manobra do CPT.

Tabela IV.3 Batimentos cardíacos instantâneos, e correspondentes taxas de variação cardíaca utilizando-se o sensor de ECG

Batimento momentâneo:			
(bpm):	85	HRV % rel à Média	-5,0%
Batimento momentâneo:			
(bpm):	85	HRV % rel à Média	-5,0%

Batimento momentâneo: (bpm):	84	HRV % rel à Média	-6,1%
Batimento momentâneo: (bpm):	85	HRV % rel à Média	-5,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	86	HRV % rel à Média	-3,9%
Batimento momentâneo: (bpm):	88	HRV % rel à Média	-1,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	88	HRV % rel à Média	-1,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	90	HRV % rel à Média	0,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	90	HRV % rel à Média	0,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	89	HRV % rel à Média	-0,5%
Batimento momentâneo: (bpm):	88	HRV % rel à Média	-1,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	88	HRV % rel à Média	-1,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	89	HRV % rel à Média	-0,5%
Batimento momentâneo: (bpm):	92	HRV % rel à Média	2,8%
Batimento momentâneo: (bpm):	92	HRV % rel à Média	2,8%
Batimento momentâneo: (bpm):	93	HRV % rel à Média	4,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	92	HRV % rel à Média	2,8%
Batimento momentâneo: (bpm):	90	HRV % rel à Média	0,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	89	HRV % rel à Média	-0,5%
Batimento momentâneo: (bpm):	87	HRV % rel à Média	-2,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	87	HRV % rel à Média	-2,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	85	HRV % rel à Média	-5,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	84	HRV % rel à Média	-6,1%
Batimento momentâneo: (bpm):	84	HRV % rel à Média	-6,1%
Batimento momentâneo: (bpm):	85	HRV % rel à Média	-5,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	85	HRV % rel à Média	-5,0%

Batimento momentâneo: (bpm):	85	HRV % rel à Média	-5,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	87	HRV % rel à Média	-2,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	89	HRV % rel à Média	-0,5%
Batimento momentâneo: (bpm):	91	HRV % rel à Média	1,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	93	HRV % rel à Média	4,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	93	HRV % rel à Média	4,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	92	HRV % rel à Média	2,8%
Batimento momentâneo: (bpm):	91	HRV % rel à Média	1,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	91	HRV % rel à Média	1,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	90	HRV % rel à Média	0,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	92	HRV % rel à Média	2,8%
Batimento momentâneo: (bpm):	94	HRV % rel à Média	5,1%
Batimento momentâneo: (bpm):	93	HRV % rel à Média	4,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	92	HRV % rel à Média	2,8%
Batimento momentâneo: (bpm):	91	HRV % rel à Média	1,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	91	HRV % rel à Média	1,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	92	HRV % rel à Média	2,8%
Batimento momentâneo: (bpm):	93	HRV % rel à Média	4,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	93	HRV % rel à Média	4,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	92	HRV % rel à Média	2,8%
Batimento momentâneo: (bpm):	92	HRV % rel à Média	2,8%
Batimento momentâneo: (bpm):	91	HRV % rel à Média	1,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	91	HRV % rel à Média	1,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	92	HRV % rel à Média	2,8%

Batimento momentâneo: (bpm):	91	HRV % rel à Média	1,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	89	HRV % rel à Média	-0,5%
Batimento momentâneo: (bpm):	89	HRV % rel à Média	-0,5%
Batimento momentâneo: (bpm):	89	HRV % rel à Média	-0,5%
Batimento momentâneo: (bpm):	89	HRV % rel à Média	-0,5%
Batimento momentâneo: (bpm):	90	HRV % rel à Média	0,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	93	HRV % rel à Média	4,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	94	HRV % rel à Média	5,1%
Batimento momentâneo: (bpm):	97	HRV % rel à Média	8,4%
Batimento momentâneo: (bpm):	99	HRV % rel à Média	10,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	99	HRV % rel à Média	10,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	100	HRV % rel à Média	11,8%
Batimento momentâneo: (bpm):	99	HRV % rel à Média	10,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	96	HRV % rel à Média	7,3%
Batimento momentâneo: (bpm):	92	HRV % rel à Média	2,8%
Batimento momentâneo: (bpm):	87	HRV % rel à Média	-2,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	86	HRV % rel à Média	-3,9%
Batimento momentâneo: (bpm):	87	HRV % rel à Média	-2,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	88	HRV % rel à Média	-1,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	87	HRV % rel à Média	-2,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	87	HRV % rel à Média	-2,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	86	HRV % rel à Média	-3,9%
Batimento momentâneo: (bpm):	86	HRV % rel à Média	-3,9%
Batimento momentâneo: (bpm):	87	HRV % rel à Média	-2,7%

Batimento momentâneo: (bpm):	87	HRV % rel à Média	-2,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	90	HRV % rel à Média	0,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	92	HRV % rel à Média	2,8%
Batimento momentâneo: (bpm):	93	HRV % rel à Média	4,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	93	HRV % rel à Média	4,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	92	HRV % rel à Média	2,8%
Batimento momentâneo: (bpm):	93	HRV % rel à Média	4,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	92	HRV % rel à Média	2,8%
Batimento momentâneo: (bpm):	91	HRV % rel à Média	1,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	89	HRV % rel à Média	-0,5%
Batimento momentâneo: (bpm):	89	HRV % rel à Média	-0,5%
Batimento momentâneo: (bpm):	89	HRV % rel à Média	-0,5%
Batimento momentâneo: (bpm):	90	HRV % rel à Média	0,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	88	HRV % rel à Média	-1,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	88	HRV % rel à Média	-1,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	86	HRV % rel à Média	-3,9%
Batimento momentâneo: (bpm):	87	HRV % rel à Média	-2,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	86	HRV % rel à Média	-3,9%
Batimento momentâneo: (bpm):	88	HRV % rel à Média	-1,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	88	HRV % rel à Média	-1,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	87	HRV % rel à Média	-2,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	87	HRV % rel à Média	-2,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	86	HRV % rel à Média	-3,9%
Batimento momentâneo: (bpm):	85	HRV % rel à Média	-5,0%

Batimento momentâneo: (bpm):	87	HRV % rel à Média	-2,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	88	HRV % rel à Média	-1,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	87	HRV % rel à Média	-2,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	86	HRV % rel à Média	-3,9%
Batimento momentâneo: (bpm):	84	HRV % rel à Média	-6,1%
Batimento momentâneo: (bpm):	82	HRV % rel à Média	-8,3%
Batimento momentâneo: (bpm):	80	HRV % rel à Média	-10,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	81	HRV % rel à Média	-9,4%
Batimento momentâneo: (bpm):	83	HRV % rel à Média	-7,2%
Batimento momentâneo: (bpm):	84	HRV % rel à Média	-6,1%
Batimento momentâneo: (bpm):	82	HRV % rel à Média	-8,3%
Batimento momentâneo: (bpm):	82	HRV % rel à Média	-8,3%
Batimento momentâneo: (bpm):	79	HRV % rel à Média	-11,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	85	HRV % rel à Média	-5,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	79	HRV % rel à Média	-11,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	81	HRV % rel à Média	-9,4%
Batimento momentâneo: (bpm):	80	HRV % rel à Média	-10,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	82	HRV % rel à Média	-8,3%
Batimento momentâneo: (bpm):	85	HRV % rel à Média	-5,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	85	HRV % rel à Média	-5,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	86	HRV % rel à Média	-3,9%
Batimento momentâneo: (bpm):	87	HRV % rel à Média	-2,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	85	HRV % rel à Média	-5,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	84	HRV % rel à Média	-6,1%

Batimento momentâneo: (bpm):	86	HRV % rel à Média	-3,9%
Batimento momentâneo: (bpm):	87	HRV % rel à Média	-2,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	89	HRV % rel à Média	-0,5%
Batimento momentâneo: (bpm):	91	HRV % rel à Média	1,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	94	HRV % rel à Média	5,1%
Batimento momentâneo: (bpm):	97	HRV % rel à Média	8,4%
Batimento momentâneo: (bpm):	101	HRV % rel à Média	12,9%
Batimento momentâneo: (bpm):	100	HRV % rel à Média	11,8%
Batimento momentâneo: (bpm):	101	HRV % rel à Média	12,9%
Batimento momentâneo: (bpm):	98	HRV % rel à Média	9,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	97	HRV % rel à Média	8,4%
Batimento momentâneo: (bpm):	98	HRV % rel à Média	9,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	100	HRV % rel à Média	11,8%
Batimento momentâneo: (bpm):	99	HRV % rel à Média	10,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	100	HRV % rel à Média	11,8%
Batimento momentâneo: (bpm):	98	HRV % rel à Média	9,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	94	HRV % rel à Média	5,1%
Batimento momentâneo: (bpm):	90	HRV % rel à Média	0,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	85	HRV % rel à Média	-5,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	84	HRV % rel à Média	-6,1%
Batimento momentâneo: (bpm):	85	HRV % rel à Média	-5,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	86	HRV % rel à Média	-3,9%
Batimento momentâneo: (bpm):	87	HRV % rel à Média	-2,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	88	HRV % rel à Média	-1,6%

Batimento momentâneo: (bpm):	90	HRV % rel à Média	0,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	93	HRV % rel à Média	4,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	95	HRV % rel à Média	6,2%
Batimento momentâneo: (bpm):	95	HRV % rel à Média	6,2%
Batimento momentâneo: (bpm):	96	HRV % rel à Média	7,3%
Batimento momentâneo: (bpm):	98	HRV % rel à Média	9,6%
Batimento momentâneo: (bpm):	97	HRV % rel à Média	8,4%
Batimento momentâneo: (bpm):	95	HRV % rel à Média	6,2%
Batimento momentâneo: (bpm):	91	HRV % rel à Média	1,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	87	HRV % rel à Média	-2,7%
Batimento momentâneo: (bpm):	85	HRV % rel à Média	-5,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	85	HRV % rel à Média	-5,0%
Batimento momentâneo: (bpm):	83	HRV % rel à Média	-7,2%
MÉDIA (bpm)	89,5		
DESVIO PADRÃO (bpm)	4,9		
DESV PAD % REL MÉDIA	5,4%		
MENSURADO (bpm)	89		

ANEXO I COMPROVANTE DE PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Comprovante de parecer consubstanciado do CEP

UNB - FACULDADE DE
CIÊNCIAS DA SAÚDE DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Uso de Realidade Virtual em benefício da saúde mental da população que faz uso do Sistema Único de Saúde

Pesquisador: Marília Miranda Forte Gomes

Área Temática:

Versão: 5

CAAE: 15357519.0.0000.0030

Instituição Proponente: Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Faculdade do

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.814.941

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BRASILIA, 29 de Janeiro de 2020

Assinado por:
Marie Togashi
(Coordenador(a))

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro

Bairro: Asa Norte

CEP: 70.910-900

UF: DF

Município: BRASILIA

Telefone: (61)3107-1947

E-mail: ceptsunb@gmail.com