

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE
SÃO PAULO
CAMPUS SÃO PAULO**

WALLACE DIEGO ALVES CESAR

**DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO VESTÍVEL PARA MEDIÇÃO
DE SINAIS FISIOLÓGICOS: APLICAÇÃO EM CASOS DE EPILEPSIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Automação e Controle de Processos.

Orientador:

Prof. Dr. Alexandre Brincalepe Campo

São Paulo

2016



ATA DE EXAME DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO

Nome do Programa: **Mestrado Profissional em Automação e Controle de Processos**

Nome do(a) Aluno(a): Wallace Diego Alves Cesar

Nome do(a) Orientador(a): Prof. Dr. Alexandre Brincalepe Campo

Nome do(a) Coorientador(a):

Título do Trabalho: "Desenvolvimento de um dispositivo vestível para medição de sinais fisiológicos: aplicação em casos de epilepsia"

Abaixo o resultado de cada participante da Banca Examinadora

Nome completo dos Participantes Titulares da Banca	Sigla da Instituição	Aprovado / Não Aprovado
Prof. Dr. Alexandre Brincalepe Campo – Orientador	IFSP – SPO	Aprovado
Prof. Dr. Ricardo Pires – Membro Interno	IFSP – SPO	aprovado
Profa. Dra. Maria Sigride Thomé de Souza - Membro Externo	HCFMUSP - SP	Aprovado
Nome completo dos Participantes Suplentes da Banca	Sigla da Instituição	Aprovado / Não Aprovado
Prof. Dr. Eduardo Alves da Costa – Membro Interno	IFSP – SPO	
Prof. Dr. Júlio César Lucchi – Membro Externo	USJT	

Considerando-o: APROVADO
 NÃO APROVADO

Assinaturas

São Paulo, 12 de abril de 2016



Presidente da Banca



Membro Interno



Membro Externo

Observações:

Dedico esta dissertação aos meus pais
Lia e Joaquim, estes que me protegeram
e apoiaram incondicionalmente durante
toda a minha vida.

AGRADECIMENTOS

A Deus.

Aos professores do Mestrado em Automação e Controle de Processos do IFSP. Os ensinamentos e orientação desde a graduação até a conclusão Mestrado que agregaram conhecimentos tanto na vida acadêmica quanto na profissional e pessoal.

Em especial ao professor Alexandre Brincalepe Campo pelo apoio, paciência e otimismo no desenvolvimento do trabalho assim como sua contribuição como orientador que foi determinante para esta dissertação.

À Dra. Sigride Thomé de Souza pela oportunidade para desenvolver e aplicar conhecimentos de engenharia em algo que melhore diretamente a vida das pessoas e por toda a sua contribuição e disponibilidade para nos atender, tirar dúvidas e mostrar um mundo novo para mim, o da epilepsia.

Aos pesquisadores do IFSP, Cássia do Nascimento Santos Barbosa Chagas e José Eduardo Trindade e Marques pela contribuição imensurável para a conclusão do projeto.

Aos meus pais pela compreensão e todo o suporte necessário e primordial durante meus estudos.

Ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo (IFSP), que acreditou e proporcionou a execução deste trabalho.

Muito obrigado.

*“Far better is it to dare mighty things,
to win glorious triumphs, even though checkered
by failure, than to take rank with those poor spirits
who neither enjoy much nor suffer much, because they
live in that gray twilight that knows neither victory nor defeat.”*

Theodore Roosevelt

RESUMO

A morte súbita associada com epilepsia é um importante problema clínico, sendo a causa mais frequente de morte diretamente relacionada à epilepsia. Ela ocorre principalmente em crises tônico-clônicas generalizadas em que a supressão eletroencefalográfica pós-ictal generalizada possui uma duração prolongada. Há suspeita de que estejam associados a estes eventos algumas variações nas medidas de sinais fisiológicos, tais como: acelerometria, temperatura corporal, frequência cardíaca e condutância da pele. Baseado em um produto lançado no mercado, o *E4 Wristband* da empresa *Empatica®*, buscou-se especificar e analisar a operação de dispositivos para utilização em um protótipo vestível, com a finalidade de executar a aquisição, a transmissão e a gravação de longa duração. Todos os componentes foram testados e os sinais foram medidos com sucesso e dentro dos requerimentos do projeto. Além disso, um protótipo vestível foi projetado para integração de todos os sensores, microcontrolador, bateria e transmissor de dados para gravação em memória flash em uma unidade remota. Este trabalho é uma primeira etapa em que foram estudadas e aplicadas as técnicas para medição de sinais fisiológicos, transmissão de dados via *bluetooth* e gravação em memória *flash*. Este trabalho norteia o prosseguimento da pesquisa na área até que sejam realizadas medições contínuas em pessoas com epilepsia para correlação de dados com auxílio de um profissional da medicina e a confirmação ou não de que esses sinais sejam biomarcadores autonômicos.

Palavras-chave: Dispositivos Vestíveis, Epilepsia, Sinais Fisiológicos.

ABSTRACT

Sudden unexpected death in epilepsy (SUDEP) is an important clinical problem, being the most often cause of death directly related to epilepsy. SUDEP occurs mainly in a context of generalized tonic-clonic seizure wherein a postictal generalized EEG suppression has a prolonged duration. There is possibility that they are associated to changes in physiological signals, such as: body temperature, heart rate, accelerometry and skin conductance. Based on a device launched in the market, the E4 Wristband from the Empatica Company, it sought to specify and analyze the operation of devices for use in a wearable prototype, in order to perform the acquisition, the transmission and the long-term recording. All components have been tested and the signals were successfully measured and within the project requirements. Moreover, an wearable wristband prototype was designed and it will integrate all of the sensors, microcontroller, battery and data transmitter for recording in flash memory in a remote unit. This work is a first step which studied and applied the techniques for measuring physiological signals, data transmission via bluetooth and flash memory recording. This work guides the continuation of the research in the area until continuous measurements are carried out in people with epilepsy for data correlation with the help of a medical professional and confirmation or otherwise that such signs are autonomic biomarkers.

Key-Words: Wearable Devices, Epilepsy, Physiological Signals.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Ilustração do Sistema Final	16
Figura 2 - Modelo Simplificado dos Eventos Ópticos na Incidência de um Feixe Luminoso em um Determinado Tecido.....	22
Figura 3 - Absorção Óptica dos Tecidos.....	25
Figura 4 - Fotopletismograma.....	27
Figura 5 - Orientação Espacial dos Glóbulos Vermelhos Durante um Ciclo Cardíaco.....	27
Figura 6 - Fotopletismografia Durante um Ciclo Cardíaco.....	28
Figura 7 - Sinais de fotopletismografia adquiridos em três voluntários de idades diferentes	29
Figura 8 - Métodos de Leitura de Sensores de Fotopletismografia.....	29
Figura 9 - Resposta Eletrodérmica	31
Figura 10 - Diagrama de Blocos da Atividade Eletrodérmica por Condutância da Pele	32
Figura 11 - Forma de Onda da EDA em Atividades Cotidianas: a) atividade física; b) stress emocional; c) posicionamento dos eletrodos de medição de EDA.	33
Figura 12 - Processo de Oxidação do Metal	34
Figura 13 - Anatomia da Pele.....	35
Figura 14 - Modelos de Impedância Eletrodo-Pele: a) Modelo Simplificado; b) Modelo Generalizado.	36
Figura 15 - Variação na Impedância do Eletrodo com a Frequência	36
Figura 16 - Estrutura Interna de um Acelerômetro	39
Figura 17 - Modelo de uma célula G.....	40
Figura 18 - Modelo de Termorregulação.....	42
Figura 19 – Pulseira E4 da Empatica	43
Figura 20 – Espectro de Emissão e Resposta de um Corpo Negro.....	44
Figura 21 – Diagrama Esquemático de Sensor Infra-vermelho de Termopilha	45
Figura 22 – <i>Adafruit® ThermopileSensor</i>	46
Figura 23 – <i>LilyPad® Temperature Sensor</i>	46
Figura 24 – <i>Adafruit Flora Accelerometer Sensor</i>	47
Figura 25 – <i>LilyPad Accelerometer Sensor</i>	47
Figura 26 – Sensor <i>EDA 080115</i>	49
Figura 27 - Circuito Elétrico do Sensor EDA	49
Figura 28 – <i>Pulse Sensor®</i>	51
Figura 29 – <i>Adafruit Flora®</i>	52
Figura 30 - <i>Bluefruit Flora®</i>	54
Figura 31 - Interligação Elétrica AFAS com PPA	55
Figura 32 – Gráfico de Acelerometria no Eixo X do AFAS	56
Figura 33 – Gráfico de Acelerometria no Eixo Y do AFAS	56
Figura 34 - Gráfico de Acelerometria no Eixo Z do AFAS	57

Figura 35 - Gráfico de Acelerometria no Eixo X com Zoom.....	57
Figura 36 - Interligação Elétrica ATS com PPA.....	58
Figura 37 - Temperatura em Função do Tempo	59
Figura 38 - Gráfico de Variação de Temperatura.....	60
Figura 39 - (a) Suporte para Eletrodo; (b) Eletrodos Ag/AgCl.....	61
Figura 40 - Interligação Elétrica PPA com o Sensor EDA	61
Figura 41 - Posicionamento para os Testes de EDA.....	62
Figura 42 - Resultados de Medições de Condutância da Pele: a) Eminência Tenar; b) Dedos; c) Pulso..	63
Figura 43 - Interligação Elétrica PPA com Pulse Sensor.....	65
Figura 44 - Forma de Onda Fotopletismografia: (a) Voluntário 1; (b) voluntário 2; (c) voluntário 3.....	66
Figura 45 - Forma de Onda da Fotopletismografia Medida no Pulso.....	67
Figura 46 - Forma de Onda Básica da Fotopletismografia	68
Figura 47 – Interligação HC-05 com PPArduino	69
Figura 48 - Resposta do Módulo <i>Bluetooth</i>	70
Figura 49 - Interligação para envio dados via <i>Bluetooth</i> pela porta serial da PPA	71
Figura 50 - Desenho Interno da Pulseira	73
Figura 51 - Vista em três dimensões da pulseira	74
Figura 52 - Vista em Três Dimensões Transparente da pulseira.....	74

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 - Índice de Refração	23
Equação 2 - Lei de Beer-Lambert.....	24
Equação 3 - Lei de Beer-Lambert com Efeito de Dispersão de Luz.....	25
Equação 4 - Relação entre Condutância e Resistência Elétrica	33
Equação 5 - 1a Lei de Newton	38
Equação 6 - Modelo Dinâmico de um Acelerômetro de Um Eixo	39
Equação 7 - Modelo Dinâmico de um Acelerômetro de Um Eixo sem Amortecimento: a) Modelo Dinâmico; b) Aceleração Isolada	39
Equação 8 – Tensão Elétrica de Saída do Sensor EDA.....	49
Equação 9 - Função de Transferência do Sensor EDA.....	50

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Termos e Definições dos Componentes da Atividade Eletrodérmica	32
Quadro 2 - Tipos de Acelerômetros.....	38
Quadro 3 – Comparativo entre Características do <i>Adafruit Thermopile Sensor</i> e <i>LilyPad Temperature Sensor</i>	46
Quadro 4 – Comparativo entre Características do <i>Adafruit Flora Accelerometer Sensor</i> e <i>LilyPad Accelerometer Sensor</i>	48
Quadro 5 – Sensor <i>EDA 080115</i>	50
Quadro 6 – Características do <i>Pulse Sensor</i>	51
Quadro 7 - Dados de Dispositivos <i>Bluetooth</i>	53
Quadro 8 - Lista De/Para AFAS e PPA.....	55
Quadro 9 - Lista De/Para ATS e PPA.....	58
Quadro 10 - Lista de/para PPA e EDA.....	62
Quadro 11 - Lista de/para PPA e Pulse Sensor	65
Quadro 12 - Lista De/Para HC-05 e PPA.....	69
Quadro 13 - Comandos AT para configuração dos módulos <i>Bluetooth</i>	70
Quadro 14 - Lista de/para <i>Bluefruit</i> e PPA.....	71

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	14
1.1.	OBJETIVOS.....	17
1.2.	JUSTIFICATIVA.....	18
1.3.	ESTRUTURA DO TRABALHO.....	18
2.	REVISÃO DA LITERATURA	19
3.	SINAIS FISIOLÓGICOS E TÉCNICAS DE MEDIÇÃO	22
3.1.	FOTOPLETISMOGRAFIA	22
3.1.1.	PROPRIEDADES ÓPTICAS DOS TECIDOS.....	22
3.1.2.	FREQUÊNCIA CARDÍACA POR FOTOPLETISMOGRAFIA.....	26
3.1.3.	SENSORES DE FOTOPLETISMOGRAFIA	29
3.2.	ATIVIDADE ELETRODÉRMICA	30
3.2.1.	DEFINIÇÃO GERAL.....	30
3.2.2.	A INTERFACE ELETRODO / PELE	34
3.3.	MEDIÇÃO DA ACELEROMETRIA.....	37
3.3.1.	TIPOS DE ACELERÔMETROS.....	38
3.3.2.	PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DE UM ACELERÔMETRO CAPACITIVO	40
3.4.	TEMPERATURA CORPORAL.....	41
4.	MATERIAIS	43
4.1.	SENSOR PARA TEMPERATURA SUPERFICIAL CORPORAL.....	44
4.2.	SENSOR PARA ACELEROMETRIA EM TRÊS EIXOS	47
4.3.	SENSOR PARA ATIVIDADE ELETRODÉRMICA.....	48
4.4.	SENSOR PARA FREQUÊNCIA CARDÍACA	51
4.5.	MICROCONTROLADOR.....	52
4.6.	TRANSMISSÃO DE DADOS VIA BLUETOOTH.....	52
5.	MÉTODOS E RESULTADOS	55
5.1.	ACELEROMETRIA EM TRÊS EIXOS	55
5.2.	TEMPERATURA CORPORAL.....	57
5.3.	ATIVIDADE ELETRODÉRMICA	61
5.4.	FOTOPLETISMOGRAFIA	65
5.5.	TRANSMISSÃO DE DADOS VIA BLUETOOTH.....	69
5.6.	GRAVAÇÃO DE DADOS EM MEMÓRIA FLASH.....	72
5.7.	PROJETO MECÂNICO DA PULSEIRA.....	73

6. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....	75
REFERÊNCIAS	79
APÊNDICE A – ALGORITMOS DESENVOLVIDOS	84
APÊNDICE B – ESPECIFICAÇÃO DA BATERIA DA PULSEIRA	96
APÊNDICE C – DESENHOS DOS COMPONENTES DA PULSEIRA.....	97
APÊNDICE D – CIRCUITO ELÉTRICO DA PULSEIRA.....	99

1. INTRODUÇÃO

De acordo com a Associação Brasileira de Epilepsia, em cada cem pessoas, uma a duas tem epilepsia. Em 2013 foi estimado que ao redor do mundo 50 milhões de pessoas tenham epilepsia ativa, ou seja, estejam em tratamento ou tenham tido crises durante o ano. (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE EPILEPSIA, 2016)

A epilepsia é o distúrbio no cérebro caracterizada pela predisposição permanente de gerar ataques epiléticos e com consequências neurobiológicas, cognitivas, psicológicas e sociais. É possível que se confunda o que é a epilepsia e o que são convulsões, a epilepsia se caracteriza por crises epiléticas de repetição. A convulsão é um tipo de crise epilética, porém é diagnosticado como epilepsia quando: 1) a pessoa apresenta ao menos duas crises convulsivas não provocadas (ou uma crise reflexa) que ocorrem em um intervalo superior a vinte quatro horas; 2) uma crise não provocada (ou uma crise reflexa) e a probabilidade de uma nova crise semelhante ao risco de recorrência geral de pelo menos sessenta por cento e 3) o diagnóstico de uma síndrome epilética. (FISHER, 2014)

Crises epiléticas provocadas são crises causadas por condições agudas e transitórias, tais como alterações sistêmicas, metabólicas ou tóxicas, ou lesões ao Sistema Nervoso Central (SNC) (infecção, AVC, trauma craniano, hemorragia intracerebral, intoxicação ou abstinência aguda de álcool). (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE EPILEPSIA, 2016)

Crises epiléticas não provocadas são crises isoladas ou agrupadas dentro de um período de vinte e quatro horas, que ocorrem na ausência de um fator clínico precipitante e em uma pessoa sem histórico prévio compatível com epilepsia. O termo “não-provocada” pode por vezes soar impreciso, pois nem sempre pode-se afirmar se houve realmente ou não um fator precipitante. (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE EPILEPSIA, 2016)

A morte súbita em epilepsia (*SUDEP – sudden unexpected death in epilepsy*) é a causa mais frequente de mortes de pacientes diretamente relacionada à epilepsia, especialmente em pacientes com epilepsia farmacologicamente intratável (SURGES *et al*, 2009) e (POH *et al*, 2012a). Contudo, seus efeitos adjacentes ainda não são

completamente compreendidos, e ainda faltam medidas destinadas à sua prevenção (SURGES *et al*, 2011).

A *SUDEP* é definida como uma morte súbita, inesperada, não-traumática, testemunhada ou não mesmo com um estado aceitável de saúde e sem qualquer causa óbvia, excluindo-se o estado de mal epilético e que na necropsia não indique uma causa estrutural ou toxicidade para a morte (VELAGAPUDI *et al*, 2012). Nos Estados Unidos morrem mais pessoas de *SUDEP* do que de incêndios domésticos a cada ano. Thurman *et al* (2014) estimaram o potencial de perda de anos com mortes relacionadas a *SUDEP* e concluiu que é a segunda doença neurológica que mais causa perda potenciais de anos de vida (*YPPL – years of potential life lost*, é uma estimativa da média de anos que uma pessoa teria vivido se ele não tivesse morrido prematuramente), sendo superada apenas pelo acidente vascular cerebral (AVC).

Aproximadamente um terço dos pacientes com diagnóstico de epilepsia continuam a ter crises convulsivas, apesar da introdução de tratamentos com drogas antiepiléticas nas últimas décadas. Todavia, mesmo quando as crises estão bem controladas, o nível de qualidade de vida dos pacientes é diminuído com a ansiedade associada a natureza imprevisível das crises e seus desdobramentos (RAMGOPAL *et al*, 2014).

A patofisiologia da *SUDEP* é pouco compreendida, porém há suspeita de que o sistema nervoso autônomo esteja envolvido. Estão correlacionadas na maioria dos casos de *SUDEP*, as crises generalizadas tônico-clônicas, o motivo pelo qual alguns pacientes com crises tônico-clônicas generalizadas apresentarem risco de *SUDEP* ainda não é claro. (POH *et al*, 2012b).

Embora a combinação de eletroencefalografia e vídeo-monitoramento das pessoas com epilepsia seja o padrão ouro utilizado para detecção de crises. Poh *et al* (2012b) utilizou-se do conceito estudados sobre a atividade eletrodérmica da pesquisa de Poh *et al* (2012a) combinando com acelerometria em três eixos e obteve resultados que mostram relação entre alterações no sistema nervoso autônomo e as crises decorrentes de epilepsia. O dispositivo desenvolvido informou apenas um alarme falso em vinte e quatro horas de teste contínuo e noventa e quatro por cento das crises ocorridas foram detectadas.

Ramgopal *et al* (2014) realizaram um levantamento sobre todos os sistemas de detecção de crises desenvolvidos até então assim como os prós e contras de diversos métodos de detecção, e concluíram que sistemas utilizados para detectar crises têm o potencial de melhorar os resultados dos tratamentos nas pessoas com epilepsia, permitindo terapias mais personalizadas e possivelmente melhor atuar na prevenção de acidentes e sob risco de *SUDEP*.

Com base no levantamento de Ramgopal *et al* (2014) e Poh *et al* (2012b) este trabalho é o ponto de partida de um projeto do Laboratório de Controle Aplicado (LCA) do Instituto Federal de Ciência e Tecnologia de São Paulo (IFSP) que tem como objetivo a construção de um sistema composto de um dispositivo vestível (bracelete ou pulseira), que meça os dados relativos a atividade eletrodérmica, frequência cardíaca por meio da fotopletismografia, temperatura superficial da pele e acelerometria em três eixos em pessoas com epilepsia sendo tratadas no Instituto de Psiquiatria (IPq) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HCFMUSP) e armazene em uma unidade remota utilizando memória *flash* do tipo não volátil. A partir das medições será possível correlacionar estes dados com o estado de crise das pessoas buscando concluir se as grandezas medidas são ou não biomarcadores autonômicos para crises convulsivas decorrentes de epilepsia.

A Figura 1 ilustra a proposta para o sistema final, em que temos duas unidades, uma delas local a ser colocada no pulso da pessoa e uma unidade remota que deverá ser posicionada em até dez metros de distância da unidade local, a comunicação entre ambas as unidades deverá ser por *Bluetooth*.

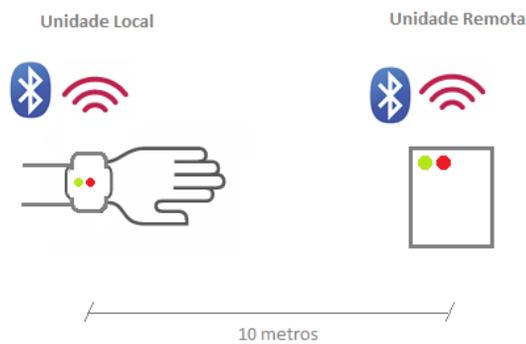


Figura 1 - Ilustração do Sistema Final

Neste trabalho buscou-se especificar os sensores e microcontroladores a serem utilizados no dispositivo. Assim serão testados e mensurados inicialmente os sinais fisiológicos em pessoas com controles normais, ou seja, sem epilepsia ou outra doença psiquiátrica. Além disso serão desenvolvidas as lógicas de gravação de dados em memória *flash* e de transmissão de dados via *bluetooth*.

1.1. OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho é especificar, testar e avaliar os sensores e microcontroladores para seguintes grandezas: atividade eletrodérmica, frequência cardíaca, temperatura superficial da pele e acelerometria em três eixos em controles normais. Além disso, dimensionar o sistema com especificações que atendam ao sistema final permitindo que os próximos trabalhos tenham uma base sólida e conhecida para evolução até a sua conclusão. O sistema final deverá contribuir na busca da associação das variações nos sinais medidos com as crises epiléticas.

Como forma de associar o objetivo geral às necessidades do projeto foram elencados objetivos específicos para o trabalho. Esses objetivos são:

- Projetar uma pulseira para acomodação dos sensores, microcontrolador, transmissor de dados *bluetooth* e bateria;
- Dimensionar sensores, microcontrolador, transmissor e gravador de sinais conforme especificação do projeto:
 - 08 horas de amostragem contínua de sinais fisiológicos das pessoas;
 - 5Hz de taxa de amostragem de temperatura superficial da pele;
 - 5Hz de taxa de amostragem de condutância elétrica da pele;
 - 50Hz de taxa de amostragem de fotopletismografia;
 - 5Hz de taxa de amostragem de acelerometria;
- Desenvolver programas para microcontrolador com o objetivo de aquisição, transmissão e gravação dos sinais fisiológicos;
- Analisar os sinais medidos e nortear a sequência do desenvolvimento do sistema final.

1.2. JUSTIFICATIVA

O dispositivo a ser desenvolvido é um equipamento de uso em ambiente hospitalar em pacientes para aquisição de dados durante as crises, em que os médicos poderão analisar as alterações no sistema nervoso autonômico, correlacionando-os com dados de eletroencefalografia vídeo-monitorada das pessoas com epilepsia. Atualmente existem dispositivos que podem realizar tais medições, porém o custo de aquisição é impraticável.

Já foi observado por diversos pesquisadores as alterações no sistema nervoso autonômico durante as crises decorrentes de epilepsia. A principal motivação do estudo é contribuir na busca de uma atribuição de padrões nestas alterações, potencializando a possibilidade de se reduzir o risco de morte em pessoas sujeitas à *SUDEP* com o desenvolvimento de sistemas de detecção eficazes e assertivos baseado nos padrões estudados.

Com isso, este trabalho vem a ser relevante, atual e adequado para estudos tanto nas áreas de engenharia de dispositivos vestíveis e processamento de sinais quanto na área da medicina em neurologia.

1.3. ESTRUTURA DO TRABALHO

O Cap.2 apresenta o levantamento bibliográfico acerca da relação entre crises convulsivas decorrentes de epilepsia e as alterações no sistema nervoso autônomo. São apresentados trabalhos relacionados a detecção de crises baseadas em sinais fisiológicos, técnicas de sensoriamento e o estado da arte com relação à inferência com lógica difusa em dados medidos em pacientes em crise.

O Cap. 3 apresenta a teoria utilizada para a medição dos sinais fisiológicos.

O Cap. 4 expõe os materiais especificados, assim como os requerimentos para especificação de cada dispositivo.

No Cap. 5 são listados e discutidos todos os resultados e métodos para os testes realizados para cada etapa do projeto.

No Cap. 6 estão dispostas as conclusões e possibilidades de trabalho futuro.

2. REVISÃO DA LITERATURA

A regulação de estados fisiológicos é alcançada pelo equilíbrio da atividade entre as funções simpáticas e parassimpáticas do sistema nervoso autônomo. Embora o sistema nervoso parassimpático estimule a restauração e conservação da energia corporal, o sistema nervoso simpático estimula o aumento de produção metabólica para lidar com desafios externos. Por exemplo, elevar a frequência cardíaca, pressão arterial e transpiração, bem como redirecionar o sangue para os músculos esqueléticos, pulmões, coração e cérebro em preparação para uma ação motora (POH, *et al*, 2010).

Ramgopal (2014) mostra uma visão geral de detecção e predição de crises com os diversos métodos aplicados, tais como: eletroencefalografia, eletrocardiografia, acelerometria, sistemas de detecção baseados em vídeo, sensores piezoelétricos em colchão, monitores de bebê, acelerometria e atividade eletrodérmica combinados, eletroencefalografia e eletrocardiografia combinados, etc. Por fim, discute sobre o processamento e transmissão de dados provenientes de crises e as possibilidades de sistemas de predição de crises em malha fechada com seu potencial para utilização em epilepsia.

Velagapudi *et al*, (2012) esclareceram sobre a epidemiologia da epilepsia, bem como da morte súbita causada por esse mal, os fatores de risco para a *SUDEP*. Além disso, norteia que a conscientização a respeito das patofisiologias que podem levar a *SUDEP* e efeitos cardíacos serão úteis para guiar tratamentos mais individualizados.

Drake Jr *et al*. (1998) avaliaram a atividade eletrodérmica estimulada ou natural e também intervalo R-R da frequência cardíaca, determinando posteriormente a variabilidade da frequência cardíaca. Concluiu que pacientes com epilepsia podem diferir em função autonômica da população em geral, e essas diferenças podem ser relevantes para a *SUDEP* e sendo assim, a atividade eletrodérmica e intervalo R-R (corresponde ao tempo de condução do impulso elétrico desde o atrio-ventricular até aos ventrículos) da frequência cardíaca podem ser meios simples para avaliação de pacientes.

Moseley *et al*, (2011) estudaram as alterações cardíacas como taquicardia ictal, bradicardia, variações nos intervalos QT (corresponde ao tempo que decorre desde o princípio da despolarização até o fim da repolarização dos ventrículos). O valor normal

do intervalo QT pode chegar a até 440 milissegundos do eletrocardiograma em pacientes com crises epiléticas complexas generalizadas e parciais correlacionando tais variações com riscos identificados para a *SUDEP*.

Conceitos a respeito da correlação entre as crises tônico-clônicas generalizadas (*GTCS – Generalized Tonic-Conic Seizure*) e a supressão eletroencefalográfica generalizada pós-ictal (*PGES – Postictal Generalized Electroencephalographic Supression*) são encontradas em Poh *et al* (2012b) e Surges *et al* (2009). O primeiro trabalho citado evidencia as alterações nas medições da atividade eletrodérmica nos pacientes que passaram por crises, correlacionando com a duração da *PGES* medida nos indivíduos. Ambos concluíram que quanto maior for a *PGES* maior é o risco de *SUDEP*

Em complemento Seyal *et al.* (2012) relacionam a disfunção respiratória com a duração da *PGES* e Meyer *et al.* (2013) a arritmia cardíaca precipitada por descargas convulsivas. Toth *et al.* (2009) concluíram em seu levantamento que a variabilidade da frequência cardíaca decaía imediatamente após as crises com duração de 5 a 6 horas após o período ictal, indicando uma perturbação longa pós-ictal do sistema nervoso autônomo. Salienta-se, contudo, que em crises tônico-clônicas observou-se um decaimento maior na variabilidade da frequência cardíaca do que os demais tipos de crises convulsivas.

Lamberts *et al.* (2012) não encontraram associação entre a duração da *PGES* e alterações substanciais nas medidas de instabilidade autonômica cardíaca, contudo foram mais prevalentes crises convulsivas durante o sono.

Poh *et al.* (2010) desenvolveram um sensor vestível para mensurar atividade eletrodérmica que fosse confortável para utilização pelos pacientes de forma contínua em suas atividades diárias. Dentre outras conclusões, destacam-se a validação dos eletrodos de Ag/AgCl aplicados no dispositivo, bem como as suas limitações e também se confirmou a medição de atividade eletrodérmica no pulso como alternativa viável em vez do método tradicional na eminência tenar, localizado na palma da mão ou dedos.

Sistemas de detecção de crises tônico-clônicas em dispositivos vestíveis foram desenvolvidos por Lockman *et al.* (2011), Beniczky *et al.* (2011) e Poh *et al.* (2012a). Nos dois primeiros trabalhos, os sistemas se baseiam em dados de acelerometria para

detectar uma crise e transmiti-los, via *Bluetooth*, ao cuidador do paciente ou a um sistema central. A abordagem da terceira obra foi a de combinar dados de acelerometria e atividade eletrodérmica para detectar crises, ambos os métodos tiveram resultados satisfatórios para detecção de crises com taxas de acerto superiores a 90%.

Bonato (2010) evidenciou os benefícios dos dispositivos vestíveis trazem para a sociedade. Colocando em pauta aplicações potenciais: diagnóstico precoce de doenças como a insuficiência cardíaca congestiva, a prevenção de doenças crônicas, como a diabetes, a melhoria da gestão clínica de doenças neurodegenerativas, como o mal de Parkinson e a capacidade de responder prontamente a situações de emergência como crises convulsivas decorrentes de epilepsia.

Shaki *et al.* (2014) apresentou um método de classificação utilizando um sistema de inferência por lógica difusa para detecção de incidência de pré-crisis com dados reais, o sistema distingue os seguintes estados: “Normal”, “Pré-Crise” e em “Crise”. Caso embarcado em um dispositivo vestível, este proverá um período de trinta segundos antes de uma crise ocorrer.

Rabbi *et al.* (2013) apresentou uma abordagem neuro-difusa de predição de crises a partir de um eletroencefalograma invasivo aplicando um sistema de inferência neuro-difuso adaptativo (*ANFIS – Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System*). O método proposto alcançou sensibilidade máxima de 80% com taxa de falsa predição tão baixo quanto 0,46 por hora.

Domingues (2009) desenvolveu um oxímetro para aplicação no pulso com base no conceito da fotopletismografia. Allen (2007), Martins (2010), Haahr (2006) e Tamura *et al.* (2004) apresentaram conceitos com relação a absorção, reflexão de luz nas camadas de tecido da pele e técnicas de sensoriamento de frequência cardíaca usando o princípio da fotopletismografia.

Guerreiro (2013), Webster (2009) e Poh *et al.* (2010) foram base para conceitos a medição de condutância da pele. De forma similar Morris (2001) e Oliveira (2014) para acelerometria e Braz (2005) para temperatura corporal.

3. SINAIS FISIOLÓGICOS E TÉCNICAS DE MEDIÇÃO

3.1. FOTOPLETISMOGRAFIA

A fotopletismografia é a medição por meio óptico, das modificações de volume de uma parte do corpo, órgão ou membro decorrentes de fenômenos circulatórios.

3.1.1. Propriedades ópticas dos tecidos

A interação entre a luz e os tecidos humanos, pode provocar efeitos fotoquímicos, térmicos e eletromecânicos, dependendo da irradiação e do tempo de exposição da luz. Na Figura 2 encontra-se ilustrado um modelo simplificado dos eventos passíveis de serem verificados, quando fótons de um feixe luminoso incidem sobre um determinado tecido. Este modelo considera o tecido como um material homogêneo e isotrópico e que dispersa os fótons incidentes de forma aleatória. Segundo o modelo, a luz incidente pode ser absorvida, refletida e transmitida sob forma de várias componentes (HAAHR, 2006).

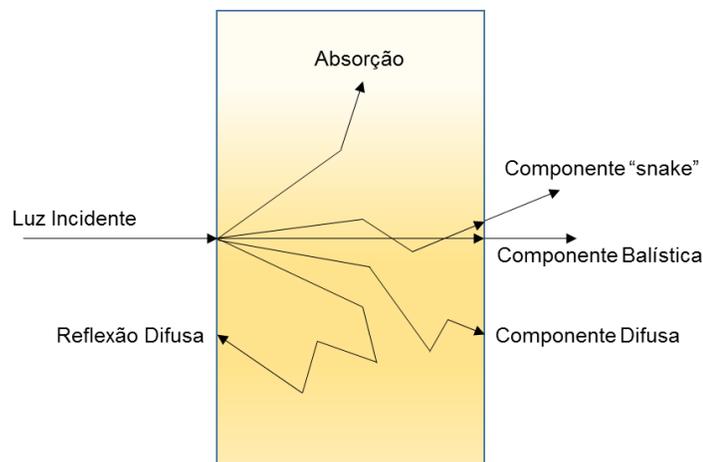


Figura 2 - Modelo Simplificado dos Eventos Ópticos na Incidência de um Feixe Luminoso em um Determinado Tecido
Fonte: MARTINS, 2010

Embora a heterogeneidade e complexidade celular tragam os maiores obstáculos ao desenvolvimento de métodos ópticos para diagnóstico clínico, tratamento ou cirurgia, existem algumas técnicas e teorias que suportam a análise das propriedades ópticas dos tecidos, com base na propagação da luz, são elas (MARTINS, 2010):

- Equações de *Maxwell*:
 - As equações de Maxwell são equações diferenciais parciais que, juntamente com a lei da força de *Lorentz*, formam a base da eletrodinâmica clássica, óptica clássica, e circuitos elétricos.
- Teoria do Transporte;
 - É o estudo de equações que descrevem a movimentação de partículas ou de energia dentro de um meio quando tal movimentação aleatória envolve a absorção, emissão e eventos de dispersão de luz.
- Simulações de *Monte Carlo*;
 - Este tipo de método é utilizado em simulações estocásticas repetitivas que se baseiam em amostragens aleatórias com diversas aplicações em áreas como a física, matemática e biologia.

A partir destas técnicas é possível realizar a simulação da propagação da luz nos tecidos do corpo humano, por meio do desenvolvimento de modelos determinísticos ou estocásticos que estimam o caminho óptico dos fótons ao longo dos tecidos, permitindo quantificar o balanço entre a absorção e a transmissão da luz nos tecidos. Os tecidos básicos das pessoas podem ser classificados em tecido epitelial, conjuntivo, muscular e nervoso, sendo que cada tipo de tecido possui propriedades ópticas diferentes entre si. As propriedades ópticas dos tecidos biológicos condicionam a propagação da luz, a qual pode ser descrita através dos seguintes parâmetros (DOMINGUES, 2009):

- Índice de refração;
- Coeficiente de absorção;
- Coeficiente de dispersão.

O índice de refração é um parâmetro relacionado com a constituição de cada tecido, e permite analisar a velocidade de propagação da radiação óptica nesse tecido (Equação 1).

$$n = \frac{c}{v}$$

Equação 1 - Índice de Refração

Onde n representa o índice de refração de um dado tecido, v , a velocidade de propagação da radiação óptica no interior do tecido e c , a velocidade de propagação de radiação óptica no vácuo.

3.1.1.1. Absorção

A absorção de luz que ocorre nos tecidos biológicos é função da sua composição molecular. Os fótons são absorvidos pelas moléculas, quando a sua energia é igual a um intervalo energético entre estados quânticos e a transição entre estados obedecer às regras de seleção para o elemento em questão. A atenuação da radiação óptica incidente num determinado tecido pode ser descrita aproximadamente pela lei de Beer-Lambert (MARTINS, 2010):

$$I = I_0 e^{-\mu_a d}$$

Equação 2 - Lei de Beer-Lambert

Onde I é a intensidade de luz emergente, d espessura do tecido, I_0 a intensidade de luz incidente e μ_a , o coeficiente de absorção. Por meio da lei de Beer-Lambert, é possível descrever o decaimento exponencial de uma luz monocromática transmitida num determinado tecido homogêneo (DOMINGUES, 2009).

Nas zonas do corpo humano com poucas camadas de tecido envolventes, a absorção de luz visível é, essencialmente, devido à hemoglobina e à melanina, enquanto que a absorção da luz infravermelha dominante é devido à água existente no plasma. A Figura 3 mostra a variação dos coeficientes de absorção de diversas proteínas de nosso corpo para um espectro de comprimentos de onda entre $0,1\mu\text{m}$ e $10\mu\text{m}$.

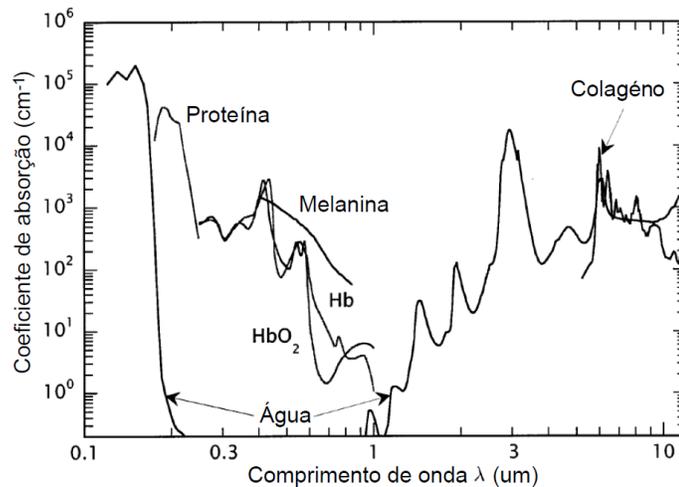


Figura 3 - Absorção Óptica dos Tecidos
Fonte: MARTINS, 2010

3.1.1.2. Dispersão

A dispersão da radiação óptica por parte dos tecidos biológicos é o fenômeno físico dominante na incidência de um feixe luminoso e é dada a seguinte definição: A absorção e emissão de parte da energia de uma onda incidente e isto somente ocorre nos tecidos biológicos com flutuações do índice de refração. A Equação 2 enuncia a lei de Beer-Lambert e retrata a atenuação de um feixe de luz monocromático num determinado tecido. Todavia, esta equação não descreve a atenuação total de um feixe de luz num determinado tecido, pois a sua dispersão também ocasiona perda de intensidade do feixe. Portanto, de forma mais completa, a atenuação da luz transmitida é descrita na Equação 3, a qual considera o efeito da dispersão de luz na lei de Beer-Lambert.

$$I = I_0 e^{-(\mu_a + \mu_s)d}$$

Equação 3 - Lei de Beer-Lambert com Efeito de Dispersão de Luz

Onde, d distância óptica percorrida, I_0 a intensidade de luz incidente e μ_a , o coeficiente de absorção e μ_s , o coeficiente de dispersão. As dispersões podem ser classificadas como:

- Dispersão de *Rayleigh*, quando a dimensão dos dispersores é inferior ao comprimento de onda da radiação óptica incidente;
- Dispersão de *Mie*, quando a dimensão dos dispersores é idêntica ao comprimento de onda da radiação óptica incidente;

3.1.2. Frequência cardíaca por fotopletismografia

A frequência cardíaca pode ser estimada utilizando o princípio de fotopletismografia como base, ou seja, a medição de alterações do fluxo sanguíneo a partir de um método óptico. Particularmente, para os casos dos sensores de fotopletismografia que medem a quantidade de luz infravermelha absorvida ou refletido pelo sangue, as alterações de volume são provocadas por variações da pressão sanguínea nos vasos, que ocorrem ao longo do ciclo cardíaco. Dada a relação existente entre o volume dos vasos, a pressão sanguínea e a quantidade de luz absorvida ou refletida, é possível observar a variação de volume com base na luz detectada pelo sensor (PEPER, E. et al, 2007). Para a detecção do volume por meio do sensor, os locais de aplicação deverão possuir poucas camadas de tecidos envolventes, como por exemplo o lóbulo da orelha a ponta dos dedos e a têmpora.

O ciclo cardíaco é composto por duas fases principais: a diástole e a sístole. Na diástole, ou fase de relaxamento, provocando uma diminuição da pressão nos vasos sanguíneos. Na sístole, ou fase de contração, o sangue é bombeado dos ventrículos e distribuído por todo o corpo humano, provocando um aumento na pressão nos vasos sanguíneos. A medição da variação da pressão em função da fase do ciclo cardíaco permite assim estimar a frequência cardíaca (TAMURA, T. et al, 2014). A Figura 4 ilustra a variação da absorção de luz que ocorre ao longo do ciclo cardíaco pelo sangue e tecidos.

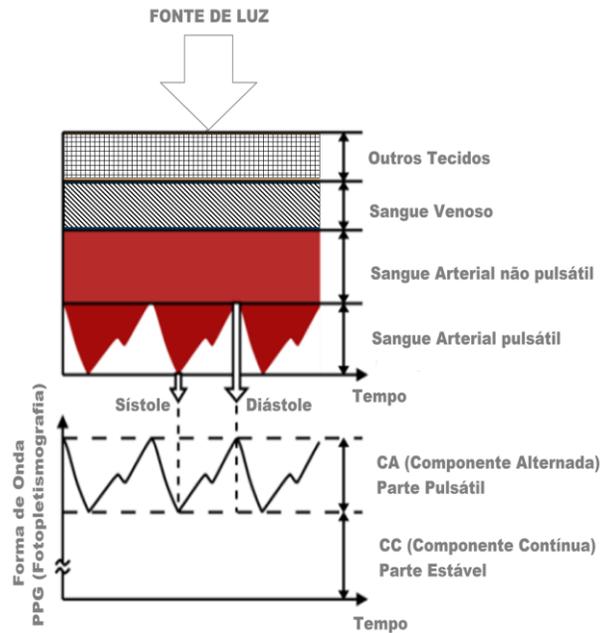


Figura 4 - Fotopletismograma
 Fonte: (TAMURA. *et al*, 2014)

Os ossos, a pele e os tecidos, assim como a parte não pulsátil do sangue venoso e arterial são os principais responsáveis pela absorção contínua de luz – componente contínua da Figura 4. A variação do sinal óptico (componente alternada) é medida pelo sensor devido às alterações de fluxo sanguíneo e à orientação espacial dos glóbulos vermelhos durante o ciclo cardíaco. No entanto fatores externos biomecânicos, ópticos e fisiológicos podem também influenciar o sinal de fotopletismografia. A Figura 5 ilustra a variação da orientação espacial dos glóbulos vermelhos ao longo de um ciclo cardíaco e quando estes alinhados perpendicularmente a direção do fluxo sanguíneo (sístole) percebe-se aumento na absorção de luz.

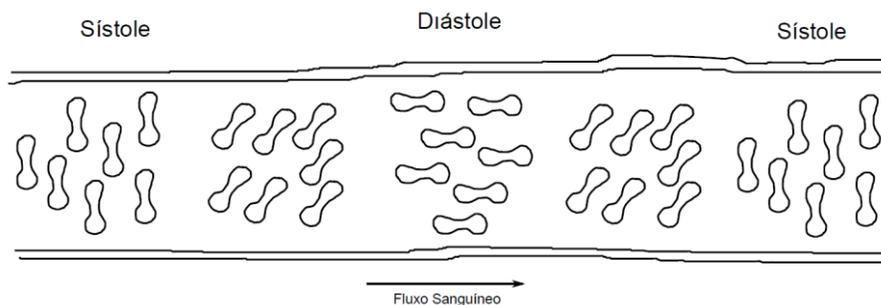


Figura 5 - Orientação Espacial dos Glóbulos Vermelhos Durante um Ciclo Cardíaco
 Fonte: MARTINS, 2010

A partir do sinal de fotopletismografia ilustrado na Figura 6 podem ser estimados alguns parâmetros, como por exemplo a frequência cardíaca e a amplitude da onda de pulso (P1). A frequência cardíaca instantânea (F_{inst}) pode ser calculada a partir do intervalo entre as batidas do coração ($t1$).

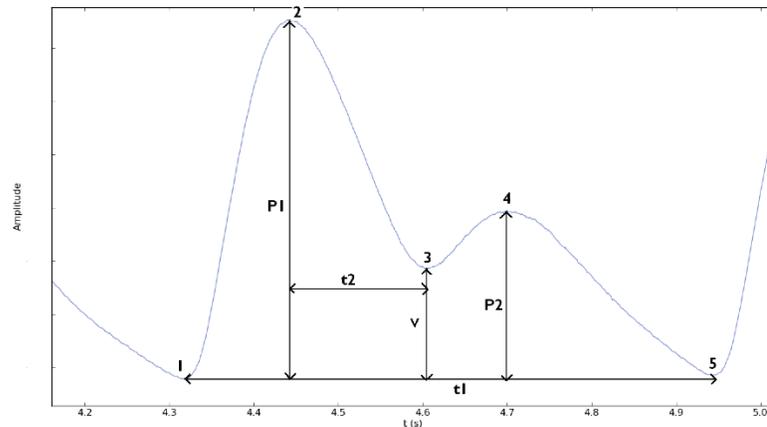


Figura 6 - Fotopletismografia Durante um Ciclo Cardíaco
Fonte: MARTINS, 2010

O sinal de fotopletismografia durante o ciclo cardíaco exibe uma pequena depressão (ou "incisura"), que coincide com o fechamento da válvula aórtica. A amplitude do mínimo dicrótico, indicado com o número 3 na Figura 6 varia com a elasticidade vascular arterial e depende da interação da onda de pressão inicial, quando o coração contrai, e com a onda de pressão que é refletida devido as artérias periféricas. O mergulho no gráfico é imediatamente seguido por um breve aumento e em seguida um declínio gradual ("período dicrótico"), (ALLEN, 2007).

Entretanto, os pontos indicados na Figura 6 podem não ser identificados em todas as formas de onda de fotopletismografia, pois existe a ocorrência de variações no seu formato em função de fatores como a idade, a idade vascular, o estado físico entre outros. Na Figura 7 adaptado de Martins (2010), temos representados três sinais de fotopletismografia de voluntários de diferentes faixas etárias.

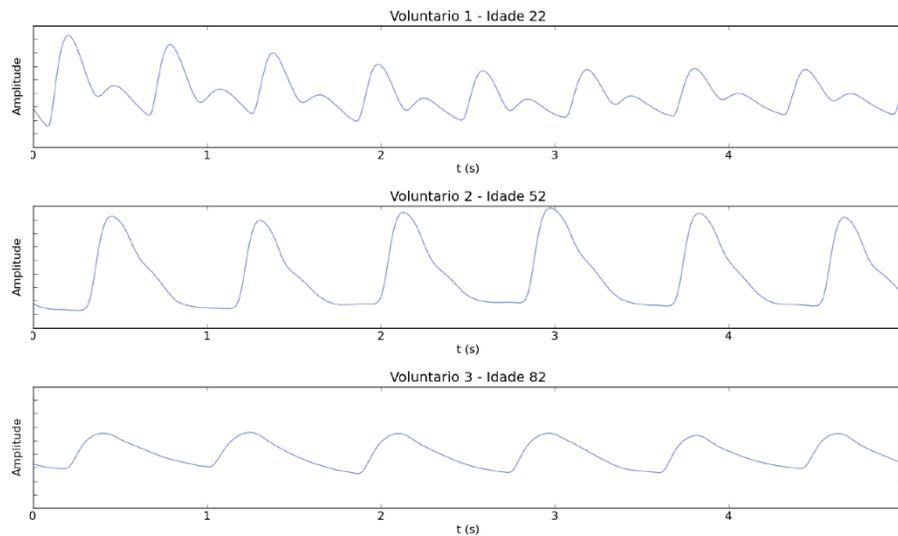


Figura 7 - Sinais de fotopletismografia adquiridos em três voluntários de idades diferentes
 Fonte: MARTINS, 2010

3.1.3. Sensores de fotopletismografia

Existem atualmente duas técnicas para obtenção do sinal fotopletismografia a partir de um sensor: por transmissão e por refletância. No modo por transmissão é utilizada uma fonte de luz situada ao lado de um receptor fotodetector. Por outro lado, no modo de refletância é utilizado um fotodetector adjacente à fonte de luz. A Figura 8 ilustra ambas as técnicas de obtenção do sinal de fotopletismografia:

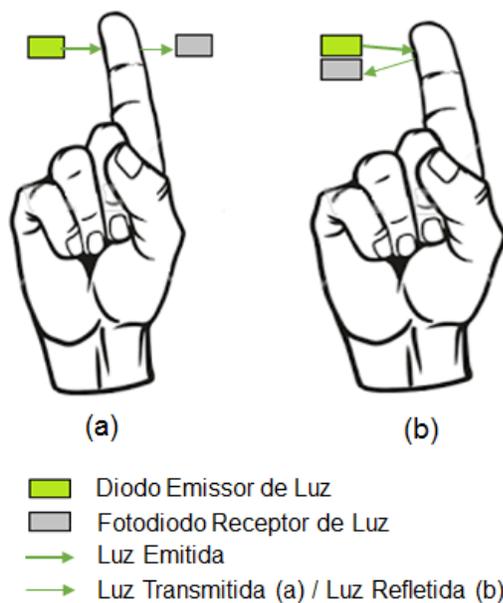


Figura 8 - Métodos de Leitura de Sensores de Fotopletismografia

A forma de onda apresentada pelos sensores de fotopleletismografia ou por oxímetros de pulso comerciais resulta do processamento analógico e digital do sinal recolhido nos tecidos, para que possa ser visualizado.

O desenvolvimento de sensores de fotopleletismografia tem acompanhado a evolução das novas tecnologias. Estudos têm sido feitos para melhorar a ergonomia de aquisição de sinal desenvolvendo-se para isso novos sistemas de sensores (ASADA *et al*, 2003).

O sinal de fotopleletismografia é aceito pela comunidade científica como fonte de informação do sistema cardiovascular com o monitoramento de parâmetros fisiológicos, tais como: frequência cardíaca, pressão sanguínea e respiração. Avaliação vascular: tempo de trânsito de pulso, idade vascular arterial, avaliação das veias e fluxo de sangue microvascular. Avaliação do sistema nervoso autônomo: função vasomotora e de termorregulação, variabilidade da frequência cardíaca são algumas das possíveis aplicações clínicas do sinal de fotopleletismografia (ALLEN, 2007).

3.2. ATIVIDADE ELETRODÉRMICA

3.2.1. Definição geral

A resposta galvânica da pele ou atividade eletrodérmica (EDA) é o termo utilizado para definir alterações autonômicas nas propriedades elétricas da pele. Temos mudança na sua medida superficial à medida que temos variação da transpiração. A propriedade elétrica mais estudada com relação a EDA é a condutância da pele, o que pode ser quantificado por meio da aplicação de um potencial elétrico entre dois pontos de contato com a pele e a medição da corrente elétrica resultante que flui entre ambos os pontos.

A medição da condutância da pele é tradicionalmente caracterizada entre dois tipos – tônica e de fase - que podem ser grosseiramente tratados como "as mudanças suaves e lentas de nível de condutância" e "os picos que mudam rapidamente".

- Tônica: considerada como o nível de condutância da pele na ausência de qualquer evento particular do ambiente ou estímulo externo. É geralmente referido como Nível de Condutância da Pele (SCL). Ele pode mudar de vagorosamente ao longo do tempo em um indivíduo dependendo do seu

estado psicológico, hidratação, secura da pele e regulação autonômica. Mudanças tônicas na condutância da pele tipicamente ocorrem em um período de dezenas de segundos a minutos.

- De fase: está associada com eventos de curta duração e ocorre na presença de estímulos do ambiente (imagens, sons, odor, processo cognitivo que precede um evento como tomada de decisões etc.). Mudanças de fase usualmente aparecem como aumentos abruptos na condutância da pele, ou “picos” na condutância da pele. Esses picos são referidos como Respostas da Condutância da pele (SCR).

A Figura 9 ilustra a representação gráfica da condutância da pele mediante um estímulo, assim como outros parâmetros referentes como amplitude, tempo de recuperação, latência, SCR e SCL.

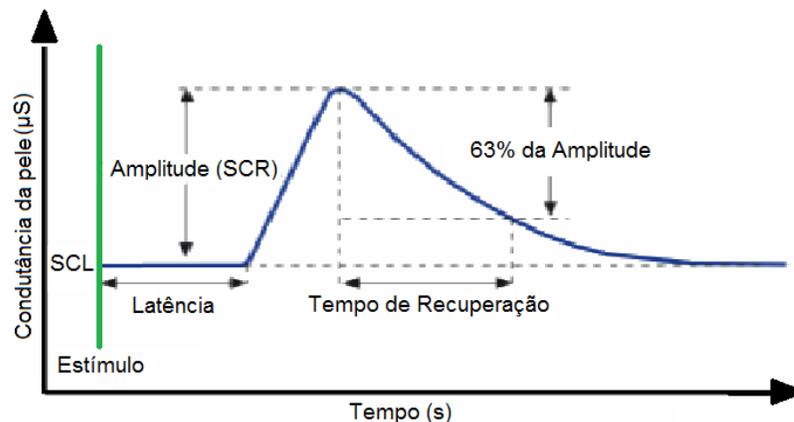


Figura 9 - Resposta Eletrodérmica

No Quadro 1 é apresentado o tipo de medição que se tem na atividade eletrodérmica assim como a definição de cada medida.

Medição	Definição
Nível de Condutância da Pele (SCL)	Nível tônico de condutividade elétrica da pele
Resposta de Condutância da Pele (SCR)	Mudança em fase na condutividade elétrica da pele

Medição	Definição
Resposta de Condutância da Pele Não-Específica (NS-SCRs)	SCRs que ocorrem na ausência de um estímulo identificável
Resposta de Condutância da Pele Relacionada a Estímulos	SCRs que podem ser atribuídas a um estímulo específico

Quadro 1 - Termos e Definições dos Componentes da Atividade Eletrodérmica
Fonte: BRAITHWAITE, 2013

A partir da Figura 10 observa-se como são divididas as medições de atividade eletrodérmica a partir da condutância da pele, em diagrama de blocos.

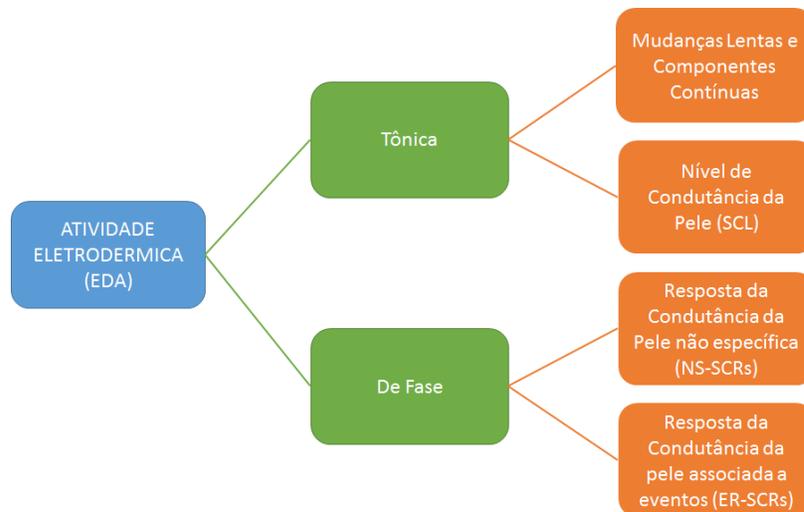


Figura 10 - Diagrama de Blocos da Atividade Eletrodérmica por Condutância da Pele
Fonte: BRAITHWAITE, 2013

A regulação dos estados fisiológicos, ou seja, o controle das funções vitais das pessoas, tais como: frequência cardíaca, respiração, transpiração é atingida por um balanço das atividades simpáticas e parassimpáticas do sistema nervoso autônomo. A atividade eletrodérmica é somente ativada pela atividade simpática do sistema nervoso autônomo (POH, *et al*, 2010).

A medida que o corpo humano é submetido a estresse, a produção de suor aumenta. O suor é um eletrólito fraco e um bom condutor, sendo assim, com o aumento da sua produção diversos trechos de baixa resistência elétrica são criados na superfície da pele. Uma pessoa relaxada com uma pele mais seca sempre possuirá uma resistência

elétrica superficial na pele, enquanto que outro indivíduo sob estresse produzirá mais suor, e por consequência uma resistência elétrica menor.

Na Figura 11 temos apresentados os resultados colhidos por Poh *et al* (2010) em pessoas a respeito da condutância da pele antes e após algumas atividades cotidianas que provocam variações como assistir a um filme ou andar de bicicleta com eletrodos posicionados em diferentes partes do corpo.

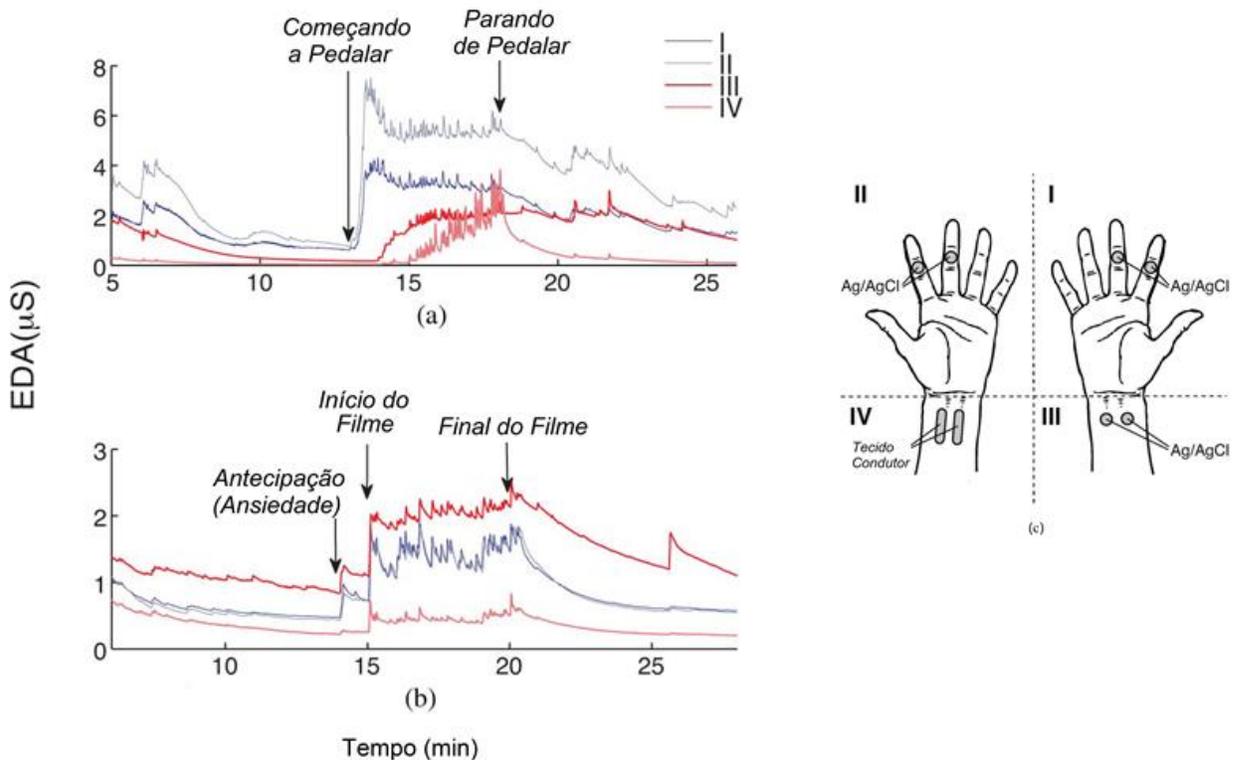


Figura 11 - Forma de Onda da EDA em Atividades Cotidianas: a) atividade física; b) stress emocional; c) posicionamento dos eletrodos de medição de EDA.
Fonte: POH, 2010.

A variável medida é a condutância da pele, expressa em Siemens (S), e a fórmula de cálculo dela está apresentada na Equação 4, em que G é a condutância da pele e R a resistência elétrica associada. A faixa típica de resistência elétrica da pele é de 0,1 a 4MΩ (POH, *et al*, 2010).

$$G(\mu S) = \frac{1}{R(M\Omega)}$$

Equação 4 - Relação entre Condutância e Resistência Elétrica

3.2.2. A interface eletrodo / pele

Com o objetivo de medir potencial e, portanto, as correntes que fluem na superfície da pele, é necessário prover contato entre o corpo e o circuito eletrônico responsável por realizar as medições. Eletrodos possuem a função de ser o transdutor, ou seja, converter a informação biológica em um sinal elétrico mensurável e quantificável. Em outras palavras, ele é responsável por transformar uma forma de energia em outra.

Para a passagem da corrente elétrica do corpo para o eletrodo e conseqüentemente para um circuito eletrônico, é requerida uma troca de cargas em um ambiente propício para isso, que é chamado de interface eletrodo-eletrólito. O eletrólito representa o fluido do corpo contendo íons (suor) ou, em alguns casos, também uma solução em gel aplicada entre o eletrodo e a pele. A interface eletrodo-eletrólito ocorre quando um metal é posicionado em contato com uma solução eletrolítica, e assim uma troca de íon-elétron acontece – uma corrente flui através da interface, a partir do eletrodo em direção ao eletrólito. Isso significa que os elétrons se movem em uma direção oposta a corrente no eletrodo, os cátions se movem na mesma direção que a corrente e os ânions na direção oposta a corrente no eletrólito. Um potencial, E_{hc} , chamado de potencial de meia onda ou redução é gerado e deve ser medido com relação a outro eletrodo. Este processo é chamado de oxidação do metal e está ilustrado na Figura 12 (WEBSTER, 2009).

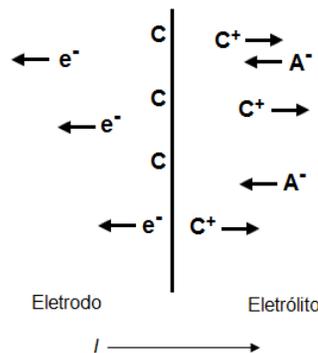


Figura 12 - Processo de Oxidação do Metal

A interpretação da condutância da pele requer conhecimentos sobre a estrutura dos tecidos sob e na superfície da pele. A anatomia da pele pode ser visualizada na Figura 13, e é constituída de três principais camadas: hipoderme, a qual é a mais

profunda, derme e epiderme, na superfície. Estas camadas cobrem o corpo com o objetivo de protegê-lo do ambiente. As camadas mais profundas da pele contêm veias, artérias, glândulas sudoríparas e folículos capilares. A camada mais superior, a epiderme, é composta de células mortas (camada córnea) na superfície da pele e esta possui alta impedância (MALMIVUO, 1995).

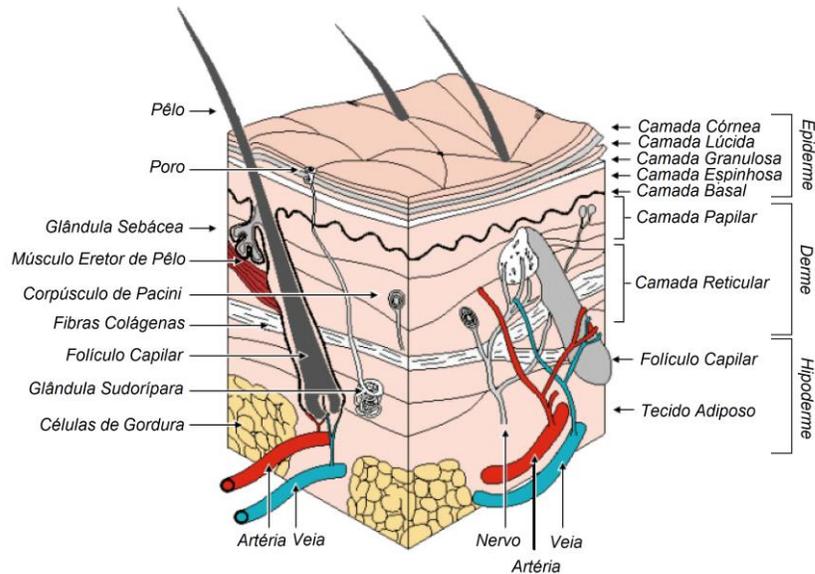


Figura 13 - Anatomia da Pele
 Fonte: GUERREIRO, 2013, adaptado de MALMIVUO, 1995

As propriedades e o comportamento da impedância eletrodo-pele foi estudada em Baba e Burke (2008), onde os autores lidaram com o uso de eletrodos em medidas de biopotenciais. As características dos eletrodos são sensíveis a corrente que flui através deles, podendo ser modelados por um circuito RC (resistor-capacitor) não linear cujos componentes dependem da frequência e da corrente elétrica (WEBSTER, 2009). Os modelos da Figura 14 são utilizados para descrever a interface eletrodo-eletrólito.

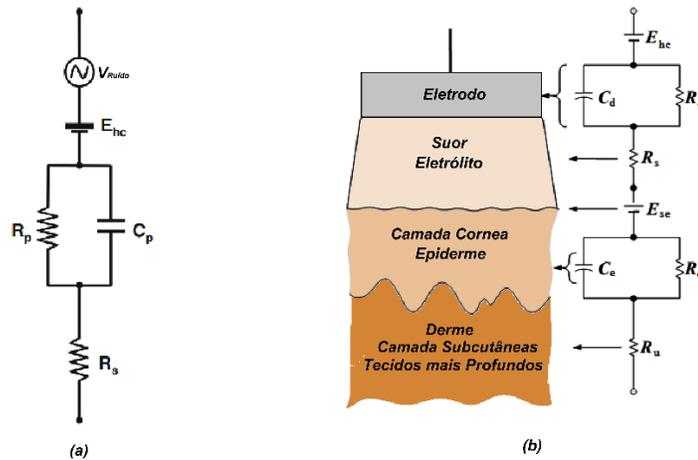


Figura 14 - Modelos de Impedância Eletrodo-Pele: a) Modelo Simplificado; b) Modelo Generalizado.
Fonte: GUERREIRO, 2013

Analisando o circuito da Figura 14a, onde E_{hc} é o potencial de meia onda ou redução, R_p e C_p representam a impedância associada com a interface eletrodo-eletrólito e R_s é a resistência devido aos efeitos da interface. Em altas frequências, em que $1/\omega C \ll R_p$, a impedância é constante em R_s . Em baixas frequências, onde $1/\omega C \gg R_p$, a impedância também é constante, porém em $R_s + R_p$. Contudo, em frequências entre estes valores, a impedância do eletrodo é variável, ilustrado na Figura 15 (WEBSTER, 2009).

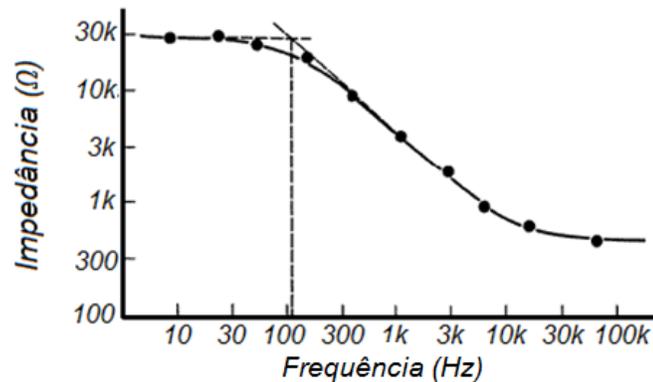


Figura 15 - Variação na Impedância do Eletrodo com a Frequência
Fonte: WEBSTER, 2009

Quando um eletrodo está aplicado sobre a pele, a superfície desta pode ser considerada uma membrana semipermeável e por isso, uma diferença de potencial (E_{se}) existe através da pele, conforme Figura 14b. A resistência R_s é associada com os efeitos da interface do eletrólito entre o eletrodo e a pele. A camada da epiderme possui uma

impedância que se comporta como um circuito RC paralelo, e por isso é também variável com a frequência. A derme e as camadas mais profundas são, em geral, resistências puras (R_u) e geram potenciais insignificantes (GUERREIRO, 2013).

Outra importante questão é o nível de ruído gerado do eletrodo, ruídos intrinsecamente associados com a interface metal-eletrólito são sempre presentes. Em frequências acima de 100Hz, o ruído do eletrodo é igual ao ruído térmico gerado pela impedância eletrodo-pele, no entanto em baixas frequências ($f < 100\text{Hz}$) o ruído gerado pelo eletrodo é significativamente maior que o ruído térmico. Em geral eletrodos de prata/cloreto de prata (Ag/AgCl) apresentam menos interferência com ruídos e são recomendados para medições de biopotenciais e por eles não serem polarizados, ou seja, a corrente flui livremente pelas suas junções.

3.3. MEDIÇÃO DA ACELEROMETRIA

Segundo Morris (2001), acelerômetros são a única classe de dispositivos disponíveis capazes de medir aceleração e Oliveira (2014) complementa afirmando que as acelerações obtidas pelo acelerômetro podem ser integradas encontrando-se, assim, a posição e velocidade do objeto medido.

Dentre as diversas aplicações de acelerômetros, podem ser destacadas as aplicações biomédicas em diagnóstico e/ou tratamento:

- Análises Biomecânicas
 - Ex: Marcha, cargas dinâmicas, aceleração segmentar etc.
- *Biofeedback*
 - Ex: Tratamento de pacientes com disfagia por déficit da elevação da laringe.
- Cardiologia
 - Ex: Acelerômetro de Três Eixos suturado na parede do ventrículo esquerdo como mecanismo de oclusão vascular.
- Epilepsia
 - Ex: Dados de acelerometria em pessoas com epilepsia suportando decisão de detectores de convulsões automáticos.

3.3.1. Tipos de acelerômetros

Existem disponíveis diversos tipos de acelerômetros segundo seu princípio de funcionamento, conforme descritos no Quadro 2.

Princípio / Tipo	Características
Eletromecânicos (servo acelerômetros)	Geralmente empregados para medidas de baixas amplitudes (tipicamente <1g), e baixas frequências. Possuem alta exatidão, mas a um custo considerado elevado
Piezoelétrico	Sensibilidade pode ser considerada baixa em relação a outros tipos, mas possui a maior faixa dinâmica de operação tanto na amplitude quanto em frequência. Sensibilidade Transversal é menor: 3 a 4% Sensibilidade do Eixo Principal: <1%
Resistivos (Circuitos de Ponte de Wheatstone)	São muito úteis na medição de vibrações a frequências muito baixas (<1Hz)
Sísmicos	Em alguns desses transdutores utiliza-se o modelo de uma massa suspensa e um sistema de transdução baseado em um potenciômetro. Operam em baixas faixas de frequências (<100Hz) e são indicados para vibrações com lentas variações no seu valor de aceleração.
Capacitivo	São baseados no princípio da mudança de capacitância proporcional a uma aceleração aplicada. Recomendados para medições em baixas frequências. Tipo de acelerômetro mais utilizado e disponível.
Óptico	O acelerômetro óptico é baseado nas deformações dinâmicas, esses sistemas são do tipo massa-mola onde fibras ópticas contendo a redes de Bragg atuam também como elementos elásticos que sustentam uma massa sísmica. Esses sensores conseguem minimizar as variações térmicas capazes de medir baixíssimas frequências a partir de 0 Hz

Quadro 2 - Tipos de Acelerômetros

De acordo com a segunda Lei de Newton, sabe-se que a força (F) resultante que atua sobre um corpo rígido é proporcional ao produto da massa (m) do corpo pela aceleração (a) adquirida por esse corpo e, essa relação pode ser descrita conforme Equação 5.

$$F = m * a$$

Equação 5 - 1a Lei de Newton

Oliveira (2014), afirma que não há sentido prático em se determinar a aceleração de um corpo medindo a força total que atua sobre ele, assim utiliza-se o acelerômetro, com sua estrutura básica definida por uma massa muito pequena conectada a uma estrutura rígida por uma mola e um amortecedor e um transdutor de deslocamento, conforme Figura 16.

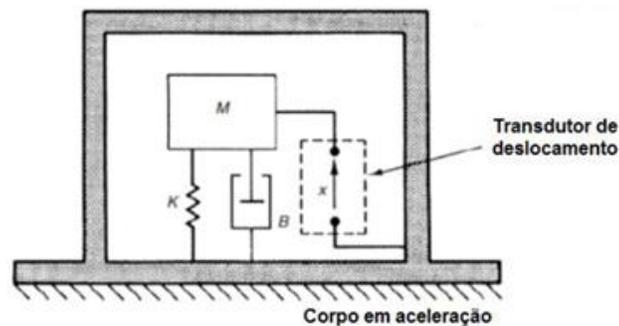


Figura 16 - Estrutura Interna de um Acelerômetro

Ainda por Oliveira (2014), obtemos o modelo dinâmico desse sistema dado pela Equação 6:

$$M \ddot{x} - B \dot{x} - K x = 0$$

Equação 6 - Modelo Dinâmico de um Acelerômetro de Um Eixo

Onde x é o deslocamento medido pelo transdutor e \dot{x} e \ddot{x} são suas derivadas no tempo, respectivamente sua velocidade e aceleração no transdutor do acelerômetro, M o valor da massa interna, B o coeficiente de amortecimento do amortecedor linear e K o coeficiente da mola linear. Em teoria um acelerômetro ideal, além de considerar todos os elementos lineares, anula o termo de amortecimento, portanto $B = 0$, tem-se a aceleração em função do deslocamento da massa interna, logo:

$$(a) \quad M \ddot{x} - K x = 0$$

$$(b) \quad \ddot{x} = \frac{K x}{M}$$

Equação 7 - Modelo Dinâmico de um Acelerômetro de Um Eixo sem Amortecimento: a) Modelo Dinâmico; b) Aceleração Isolada

3.3.2. Princípio de Funcionamento de um Acelerômetro Capacitivo

De acordo com a Freescale Semiconductor®, Inc. (2008), nos acelerômetros atuais a medição do deslocamento é feita a partir de células G, estas constituídas de duas placas fixas e uma móvel, a massa móvel é análoga a massa interna descrita no modelo mecânico descrito anteriormente.

Esse conjunto forma um par de capacitores variáveis em função do deslocamento dessa massa, essa variação de capacitância é convertida em um sinal de tensão elétrica. A representação dada na Figura 17 mostra o circuito elétrico de funcionamento.

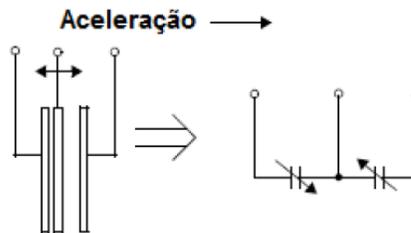


Figura 17 - Modelo de uma célula G
Fonte: Freescale Semiconductor®, Inc., 2008

3.4. TEMPERATURA CORPORAL

Para conservação das funções metabólicas, é necessário que a temperatura interna das pessoas se mantenha constante e próxima a 37°C. O metabolismo é o conjunto das reações químicas que ocorrem dentro de um organismo vivo com o objetivo de satisfazer às necessidades estruturais e energéticas, a partir de quatro funções específicas:

- Obter energia química pela degradação de nutrientes ricos em energia oriundos do ambiente;
- Converter as moléculas dos nutrientes em unidades fundamentais precursoras das macromoléculas celulares;
- Reunir e organizar estas unidades fundamentais em proteínas, ácidos nucléicos e outros componentes celulares;
- Sintetizar e degradar biomoléculas necessárias às funções especializadas das células.

O processo de manutenção da temperatura central é chamado de termorregulação e é realizado por um sistema de controle fisiológico, constituído de termorreceptores centrais e periféricos, um sistema de condução aferente (nervos que conduzem a informação por meio de impulsos elétricos referente a temperatura periférica até o sistema nervoso central), o controle central de integração dos pulsos térmicos e de respostas compensatórias eferentes (Impulso elétrico nervoso conduzido do sistema nervoso central para a periferia, podendo ser um músculo ou glândula).

O hipotálamo é o sistema de controle central que regula a temperatura do corpo ao integrar os impulsos elétricos provenientes dos tecidos do organismo, e não apenas em relação à temperatura central, mas também as periféricas a esta se denomina temperatura corporal média.

Existe uma faixa de temperaturas entre 36,7°C e 37,1°C, na qual o hipotálamo não estimula efeitos de compensação de temperatura, todavia temperaturas abaixo ou acima destes limiares desencadeiam estímulos de forma a compensar a temperatura média do corpo. O controle termorregulatório é semelhante no homem e na mulher, mas diminui sua ativação em idosos e pessoas gravemente enfermas.

As diferentes partes do corpo humano possuem diferentes temperaturas. Por exemplo, tipicamente uma medida de temperatura aferida no reto de uma pessoa é ligeiramente superior que uma medida bucal. Assim como a temperatura superficial da pele é inferior à temperatura média corporal.

A Figura 18 ilustra o modelo de termorregulação em que os impulsos térmicos recebidos dos tecidos periféricos são integrados no hipotálamo, o qual determina a temperatura corporal média assim como a respostas ao frio e ao calor estimuladas pelo hipotálamo.

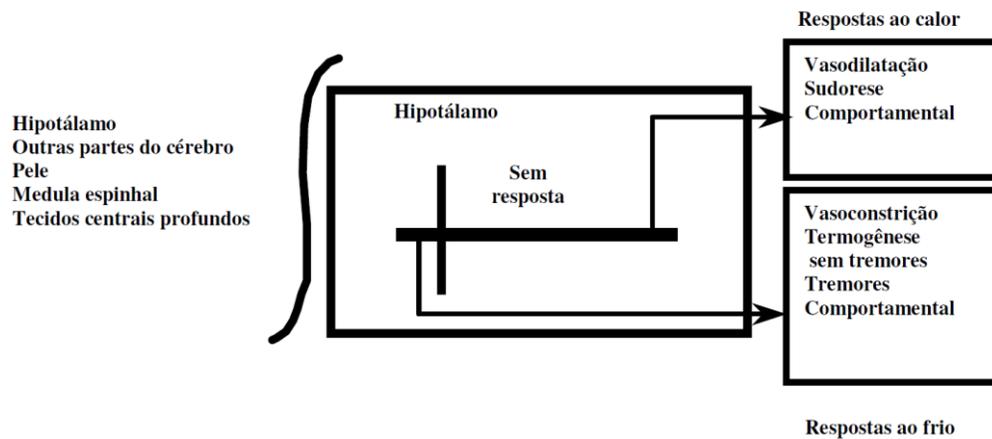


Figura 18 - Modelo de Termorregulação
Fonte: BRAZ, 2005

4. MATERIAIS

O desenvolvimento do dispositivo alvo do projeto final partiu de um produto já lançado no mercado, a pulseira de monitoramento de sinais fisiológicos da empresa *Empatica*®, o *E4 Wristband*®, conforme Figura 19. Ela é utilizada coletar sinais de atividade eletrodérmica utilizando um sensor de resposta galvânica superficial da pele, variabilidade da frequência cardíaca e frequência cardíaca por meio de um sensor de fotopletismografia, acelerometria em três eixos com acelerômetro e temperatura superficial da pele por meio de um sensor com termopilha por infra-vermelho. Dentre suas funcionalidades, é permitida a transmissão em tempo real via *Bluetooth* para um *smartphone* ou através de cabo USB para um computador, as medições das grandezas realizadas por 36 horas. (EMPATICA, 2015).



Figura 19 – Pulseira E4 da Empatica
Fonte: <https://www.empatica.com/e4-wristband>

O sistema deverá ser utilizado em pessoas com epilepsia durante o período em que existe uma maior possibilidade de ocorrência de crises, ou seja, durante o sono do indivíduo. Por este motivo, a especificação do projeto solicita ao menos 8 horas de aquisição ininterrupta. Para a especificação dos componentes do dispositivo foram feitas as seguintes considerações:

- Baixa potência;
- Uniformização da tensão de operação dos componentes;
- Componentes projetados para serem vestíveis;
- Dimensões reduzidas;
- Aplicações práticas de biosensoriamento já realizadas anteriormente pelos componentes;

4.1. SENSOR PARA TEMPERATURA SUPERFICIAL CORPORAL

Inicialmente, duas técnicas foram levadas em consideração para medição de temperatura superficial corporal: Sensoriamento sem contato com termopilha por infra-vermelho e Sensoriamento através de termístor linear ativo.

Sensor de temperatura sem contato com termopilha por infra-vermelho: este tipo de componente identifica a temperatura de um objeto sem ter que estar em contato direto com o mesmo. O princípio físico é da absorção da energia passiva pela intensidade da radiação emitida do objeto medido. A intensidade da radiação de um objeto é determinada pela emissividade (ε), uma propriedade dependente do material, que mede a resposta espectral de modo que $0 < \varepsilon < 1$. Para um corpo negro ideal, ou seja, um corpo que irradia energia na mesma taxa que absorve, a radiação máxima para uma dada temperatura é $\varepsilon=1$ (TMP007, 2015).

Os espectros da Figura 20 são relativos a objetos na temperatura próxima a 25°C, a maior parte das radiações emitidas nesta faixa de temperatura possuem comprimento de onda entre 3 μm e 20 μm . De acordo com a lei de Planck, o espectro de radiação depende somente da temperatura.

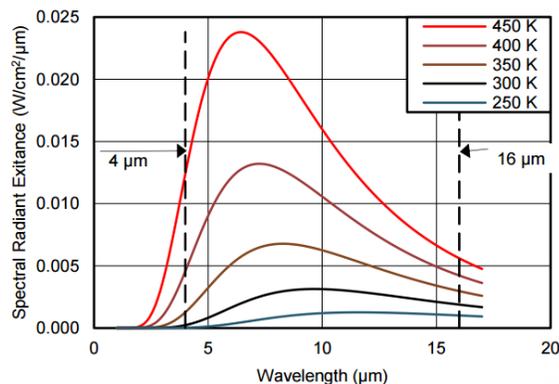


Figura 20 – Espectro de Emissão e Resposta de um Corpo Negro
Fonte: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tmp007.pdf>

Uma termopilha é composta de termoacopladores alinhados em paralelo, mas conectados em série e cada termoacoplador gera um sinal de grandeza microvoltaica proporcional a radiação gerada pela diferença de temperatura entre a junta fria e junta quente. Quando conectadas em série, a saída de tensão é a soma das tensões de saída

dos termocopladores. Essa tensão é ajustada por um ganho e convertida para sinal digital, sendo transmitido através de interface serial de dados via I^2C . Na Figura 21 é mostrado um diagrama esquemático simplificado de um sensor de termopilha baseado em radiação infravermelha.

O sensor possui em seu encapsulamento, um *firmware* que combina a mudança de tensão através da termopilha com a referência interna (junta fria) para calcular e transmitir a temperatura do objeto alvo da medição.

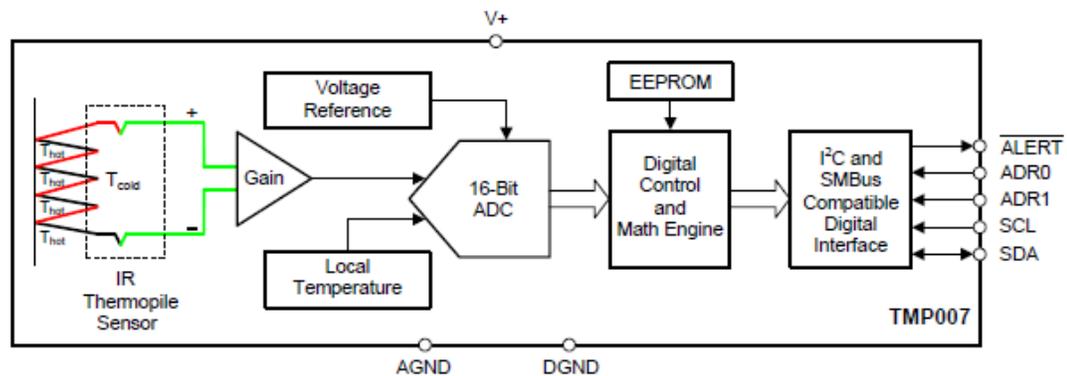


Figura 21 – Diagrama Esquemático de Sensor Infra-vermelho de Termopilha
 Fonte: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tmp007.pdf>

Sensor de temperatura linear baseado em termistor ativo: este tipo de componente identifica a temperatura por meio de um diodo interno. Dentre as características elétricas deste diodo, está o coeficiente de temperatura que proporciona uma diferença de potencial proporcional a temperatura ambiente relativa.

Ao contrário dos sensores resistivos (como os termístores), o termistor ativo não requer circuito adicional para condicionamento do sinal. Portanto, o pino de tensão de saída do termistor pode ser conectado diretamente ao conversor analógico-digital de um microcontrolador.

Foram estudados os dois dispositivos de mercado e cada um com uma das tecnologias apresentadas anteriormente, e podem ser identificados nas Figura 22 e Figura 23:



Figura 22 – Adafruit® Thermopile Sensor
 Fonte: <https://www.adafruit.com/products/269>

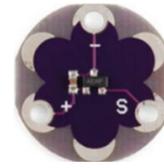


Figura 23 – LilyPad® Temperature Sensor
 Fonte: <http://lilypadarduino.org/?p=425>

Para a utilização de ambos os dispositivos não há necessidade de se desenvolver um circuito para aplicação. Pois, os componentes foram desenvolvidos pelos seus fabricantes, *Adafruit®* e *LilyPad®* respectivamente com circuitos para condicionamento do sinal e conexão direta com microcontroladores, no caso do *LilyPad®* através de uma entrada analógica no microcontrolador e no *Adafruit®* utilizando interface serial. No Quadro 3 temos um comparativo entre as diversas características dos dois dispositivos que nortearam a decisão sobre qual componente utilizar no desenvolvimento do projeto.

CARACTERÍSTICA	ADAFRUIT THERMOPILE SENSOR	LILYPAD TEMPERATURE SENSOR
Tecnologia	Termopilha por meio de infravermelho	Termístor linear ativo
Transdutor	Texas Instruments TMP007	Microchip MCP9700
Tensão de Operação	3,3V	Até 3,3V
Tensão de Alimentação	2.2V até 5.5V	2.2V até 5.5V
Corrente Máxima de Alimentação	270µA	12 µA
Faixa de Temperatura	-40°C à 125°C	-50°C à 150°C
Precisão	+/- 1 °C	+/- 1°C (0°C à +70°C)
Interface do Microcontrolador	Interface Serial (I ² C)	Entrada Analógica
Dimensões	Comprimento: 20mm Largura: 20mm Altura: 0,8mm	Diâmetro: 20mm Altura: 0,8mm
Vestível	Sim	Sim

Quadro 3 – Comparativo entre Características do *Adafruit Thermopile Sensor* e *LilyPad Temperature Sensor*

Fontes:

<https://learn.adafruit.com/infrared-thermopile-sensor-breakout/>
<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tmp006.pdf> / <http://lilypadarduino.org/?p=425>
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/20001942F.pdf>

Para o dispositivo foi definida a utilização do *Adafruit® Thermopile Sensor (ATS)*, devido utilizar medição de temperatura sem contato e possuir interface serial em detrimento ao *LilyPad® Temperature Sensor (LTS)*, por este principalmente ter que estar em contato com o objeto/corpo a ter a sua temperatura medida.

4.2. SENSOR PARA ACELEROMETRIA EM TRÊS EIXOS

O sensoriamento de acelerometria em três eixos deverá identificar os movimentos típicos de uma pessoa que passa por uma crise convulsiva decorrente de epilepsia. Inicialmente, a concepção para a acelerometria foi a de utilizar um componente que medisse as acelerações lineares e angulares. Contudo os movimentos característicos dos pacientes em crises são aproximadamente lineares e os angulares não são relevantes ao estudo. Dada a potência consumida pelos giroscópios embarcados nos circuitos integrados necessários para medição das acelerações angulares, optou-se por utilizar acelerômetros somente com medição linear nos três eixos.

Atendendo aos critérios estabelecidos anteriormente para a especificação dos componentes do dispositivo, foram considerados para estudo e o *Adafruit Flora® Accelerometer Sensor LSM303 (AFAS)* e o *LilyPad® Accelerometer Sensor ADXL335 (LAS)*, conforme Figura 24 e Figura 25, respectivamente.



Figura 24 – *Adafruit Flora Accelerometer Sensor*
<http://www.adafruit.com/products/1247>

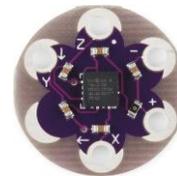


Figura 25 – *LilyPad Accelerometer Sensor*
<http://lilypadarduino.org/?p=384>

No Quadro 4 temos um comparativo entre as diversas características dos dois dispositivos que nortearam a decisão sobre qual componente utilizar no desenvolvimento do projeto:

CARACTERÍSTICA	ADAFRUIT FLORA ACC. SENSOR	LILYPAD ACCELEROMETER SENSOR
Transdutor	ST Electronics-LSM303DLHC	Analog Devices ADXL335
Tensão de Operação	3,3V	Até 3V
Tensão de Alimentação	2,2V até 3,6V	1.8V a 3,6V
Corrente Máxima de Alimentação	110µA	350 µA
Faixa de Medição	Até +/- 16g	+/- 3g
Sensibilidade	1 a 12 mg/LSB	300mV/g
Interface do Microcontrolador	Interface Serial (I ² C)	3x Entradas Analógicas (X, Y, Z)
Dimensões	Diâmetro: 14mm Altura: 1,8mm	Diâmetro: 20mm Altura: 0,8mm
Vestível	Sim	Sim

Quadro 4 – Comparativo entre Características do *Adafruit Flora Accelerometer Sensor* e *LilyPad Accelerometer Sensor*

Fontes:

<http://www.adafruit.com/products/1247>

<http://www.st.com/web/en/resource/technical/document/datasheet/DM00027543.pdf>

<http://lilypadarduino.org/?p=384>

<http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL335.pdf>

Baseado nas informações coletadas, o sensor que mais se adequa as características do projeto é o *AFAS*, em que aliado ao menor consumo de potência possui outras duas vantagens com relação ao *LAS*, são elas: dimensões e comunicação via comunicação serial *I²C*, pois no cenário com o *LAS* seria necessário alocar pelo menos três entradas analógicas no microcontrolador para aquisição de sinais de acelerometria linear em três eixos.

4.3. SENSOR PARA ATIVIDADE ELETRODÉRMICA

O sensor EDA é responsável por medir a condutância da pele, para isso foi escolhido o sensor de Atividade Eletrodérmica da linha *BITalino®*, o *EDA 080115* da *PLUX Biosignals®*, conforme Figura 26.

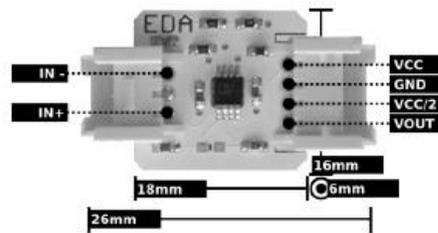


Figura 26 – Sensor EDA 080115
 Fonte: http://bitalino.com/datasheets/EDA_Sensor_Datasheet.pdf

Este sensor é baseado em um circuito amplificador de transcondutância (OTA) associado a um filtro passa-baixas *butterworth* de segunda ordem com largura de banda de 5Hz e ganho 2. Este filtro tem função de rejeitar as frequências que estão fora da largura de banda desejada, e devido a conversão de dado analógico para digital que ocorre no microcontrolador, ambos os amplificador e filtro estão encapsulados no mesmo componente. A Figura 27 ilustra o circuito elétrico do sensor EDA:

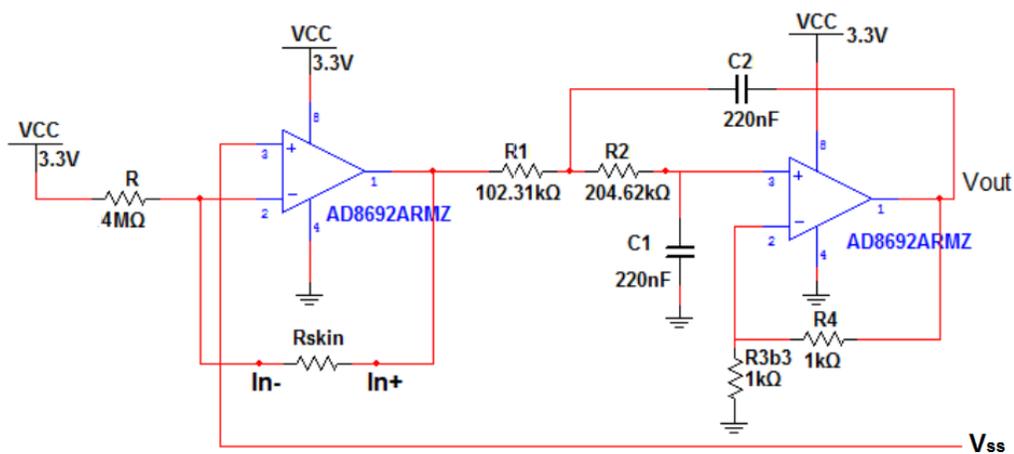


Figura 27 - Circuito Elétrico do Sensor EDA
 Fonte: http://bitalino.com/datasheets/EDA_Sensor_Datasheet.pdf

$$V_{out} = \left(-\frac{R_{skin}}{R} V_{cc} + \frac{R_{skin} + R}{R} V_{ss} \right) G$$

Equação 8 – Tensão Elétrica de Saída do Sensor EDA

- $G = 2$
- $R_{skin} = 1k\Omega$; $V_{out} \approx V_{cc}$;
- $R_{skin} = 4M\Omega$; $V_{out} \approx 0$.

Nos pinos IN- e IN+ são conectados os eletrodos que deverão estar em contato com a pele. Estes eletrodos são feitos de Ag/AgCl (prata / cloreto de prata), reutilizáveis e não geleificados. Estes eletrodos durante as medições deverão estar em contato direto com a pele, o fabricante recomenda a utilização dos eletrodos na eminência tenar na palma da mão, neste projeto será testada a sua utilização também no pulso.

Na Equação 9, é apresentada a função de transferência do sensor:

$$EDA (\mu S) = \frac{1}{4 \left(1 - \frac{ADC}{2^n - 1}\right)}$$

Equação 9 - Função de Transferência do Sensor EDA

Em que:

EDA – Valor da Atividade Eletrodérmica em (μS);

ADC – Valor amostrado do canal;

n – Número de bits do ADC (*analog-digital converter*)

No Quadro 5 são descritas as principais características do componente para utilização no projeto.

CARACTERÍSTICA	BITALINO EDA 080115
Tensão de Alimentação	3,3V
Corrente Máxima de Alimentação	~2mA
Faixa de Medição	0,1 a 4M Ω
Sensibilidade	1 a 12 mg/LSB
Interface do Microcontrolador	Entrada Analógica
Dimensões	Comprimento: 26mm Largura: 16mm Altura: 6mm
Vestível	Sim

Quadro 5 – Sensor EDA 080115

Fonte: http://bitalino.com/datasheets/EDA_Sensor_Datasheet.pdf

4.4. SENSOR PARA FREQUÊNCIA CARDÍACA

Como método para medição da frequência cardíaca do dispositivo, foi escolhida a fotopletismografia. Pois, ao contrário da eletrocardiografia, elimina a utilização e posicionamento de eletrodos facilitando a aplicação em uma pulseira, como a proposta alvo deste trabalho. O componente escolhido para tal funcionalidade foi o *Pulse Sensor®*, que pode ser identificado na Figura 28. Após a medição da frequência cardíaca, o sinal amostrado deverá passar por métodos matemáticos para cálculo da variabilidade cardíaca a ser realizado no futuro.



Figura 28 – *Pulse Sensor®*

Fonte: <http://pulsesensor.com/pages/open-hardware>

O *Pulse Sensor®* possui um diodo emissor de luz e detector no mesmo lado e deverá ser posicionado para detecção da variação do fluxo sanguíneo pelo princípio da refletância e possui características conforme Quadro 6. O fabricante recomenda sua utilização na ponta do dedo indicador ou no lóbulo da orelha, neste projeto serão analisadas a resposta do sensor em dois lugares, no pulso e no dedo indicador.

CARACTERÍSTICA	<i>PULSE SENSOR</i>
Tensão de Alimentação	3,3V
Corrente Máxima de Alimentação	~7mA a 3,3V
Interface do Microcontrolador	Entrada Analógica
Dimensões	Diâmetro: 17mm Altura: 6mm
Vestível	Sim

Quadro 6 – Características do *Pulse Sensor*

Fonte: <http://pulsesensor.com/pages/open-hardware>

4.5. MICROCONTROLADOR

Para especificação do dispositivo tema deste capítulo, primeiramente foram observadas as especificações do projeto com relação a taxa de amostragem dos sinais fisiológicos e depois os critérios de projeto. Além desses, as seguintes funcionalidades são requeridas para o microcontrolador:

- Duas entradas analógicas para as seguintes grandezas: Condutância da Pele e Frequência Cardíaca;
- Uma interface serial I^2C para comunicação com o Sensor de Acelerometria e Sensor de Temperatura Superficial da pele;
- Uma interface serial RX TX para transmissão de dados via *Bluetooth*;
- Tensão de Alimentação em 3,3V;
- Módulo regulador de tensão de baterias de polímero de lítio embarcado;
- Conversor Analógico/Digital com resolução mínima de 10 bits.

O microcontrolador escolhido para o projeto é um *Adafruit Flora*® que é baseado em um circuito integrado ATmega32u4 e é mostrado na Figura 29.

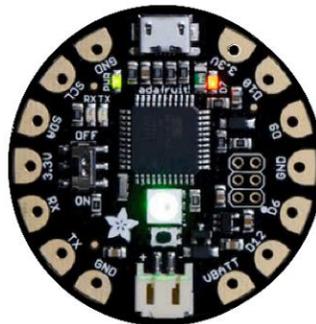


Figura 29 – *Adafruit Flora*®
Fonte: <https://www.adafruit.com/products/659>

4.6. TRANSMISSÃO DE DADOS VIA *BLUETOOTH*

A comunicação entre dispositivos *Bluetooth* é de curto alcance, feita em uma frequência de 2.4GHz, alguns podem chegar a 100 metros de distância, porém módulos comuns tendem a uma distância de 10 metros entre os dispositivos, são redes conhecidas como *piconets*. Uma *piconet* é uma rede de dispositivos conectados

utilizando a tecnologia *Bluetooth* para troca de dados. Estas são estabelecidas de forma dinâmica e automática quando os dispositivos *Bluetooth* se aproximam e se afastam do alcance das ondas. A rede possui capacidade de suportar de dois a oito dispositivos conectados, quando uma rede é estabelecida, um dispositivo assume o papel do mestre, enquanto todos os outros dispositivos tornam-se escravos.

Alguns aspectos tornam a tecnologia *Bluetooth* aplicável para dispositivos de comunicação, uma vez que a maioria de celulares, computadores e *tablets* fabricados atualmente possuem essa tecnologia, tornando muito simples a comunicação entre os dispositivos mestres e seus módulos escravos. Sendo de fácil configuração e de baixa potência, é uma boa opção para sistemas portáteis com baixo custo em comparação a outros protocolos de comunicação.

Para o sistema final serão necessários dois módulos *Bluetooth*, um mestre que estará na unidade remota e o escravo na pulseira. O mestre será responsável pelo recebimento de dados da pulseira, e nele os dados serão armazenados e posteriormente tratados para os devidos fins. Buscou-se módulos vestíveis e de baixa potência ao dispositivo que estará próximo a pessoa, e para a unidade remota buscou-se um módulo tivesse a capacidade de ser um módulo mestre. O Quadro 7 apresenta as características dos dispositivos a serem utilizados no projeto.

CARACTERÍSTICA	BLUEFRUIT FLORA	HC-05
Tensão de Alimentação	3.3V Bluefruit Flora	3.3V
Corrente Máxima de Alimentação	15.2 mA	35mA
Alcance	10 m	10 m
Frequência	2.4GHz	2.4GHz
Modo de Operação	Escravo e Mestre	Escravo e Mestre
Dimensões	Diâmetro: 30,5 mm Altura: 3.5 mm	26,9 x 13 x 2,2mm
Vestível	Sim	Não

Quadro 7 - Dados de Dispositivos *Bluetooth*

Definiu-se que o módulo *Bluefruit Flora*® fosse o componente interno a pulseira, por ser vestível e por possuir um baixo consumo de bateria, para a unidade remota,

optou-se pelo HC-05 por estar presente com mais facilidade no mercado brasileiro, e tornando mais rápida e de baixo custo uma possível manutenção. A Figura 30 ilustra o *Bluefruit Flora*® a ser aplicado no projeto final.



Figura 30 - Bluefruit Flora®
Fonte: <https://www.adafruit.com/products>

5. MÉTODOS E RESULTADOS

Todos os programas desenvolvidos para leitura de dados e testes com os sensores encontram-se nos apêndices.

5.1. ACELEROMETRIA EM TRÊS EIXOS

Com a escolha do *AFAS* como instrumento de trabalho, foram realizados os testes para leitura de dados gerados pelo sensor, com a interligação do *AFAS* com a placa de prototipagem *Adafruit® (PPA)*, conforme Figura 31 e seguindo a lista de/para do Quadro 8:

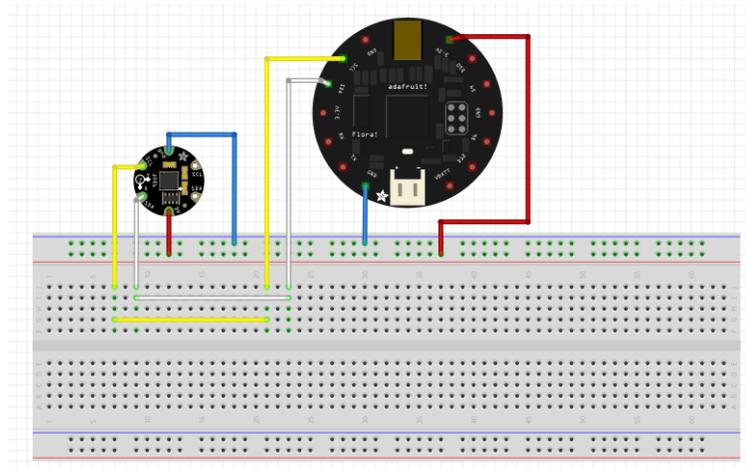


Figura 31 - Interligação Elétrica AFAS com PPA

AFAS	PPA
SDA.	A4
SCL	A5
GND	GND
VCC	3.3V

Quadro 8 - Lista De/Para AFAS e PPA

Cada sensor com comunicação I^2C possui um endereço, e neste endereço estará cada dado gerado. No caso do *AFAS* o fabricante disponibilizou uma biblioteca para ser utilizada junto a *PPA*, onde são colocadas todas as funções necessárias para o usuário ter acesso a estes dados.

Sendo assim, a partir de programas desenvolvidos para a leitura de dados de acelerometria faz-se a comparação do sensor em repouso (azul) e o AFAS em repouso sofrendo perturbações a cada 10 segundos em cada um dos eixos do AFAS X, Y e Z. Os gráficos X, Y e Z estão apresentados nas Figura 32, Figura 33 e Figura 34, respectivamente.

Os dados gerados foram colhidos ao mesmo tempo no mesmo sistema e foram gerados aproximadamente 300 dados por minuto (5 Hz).

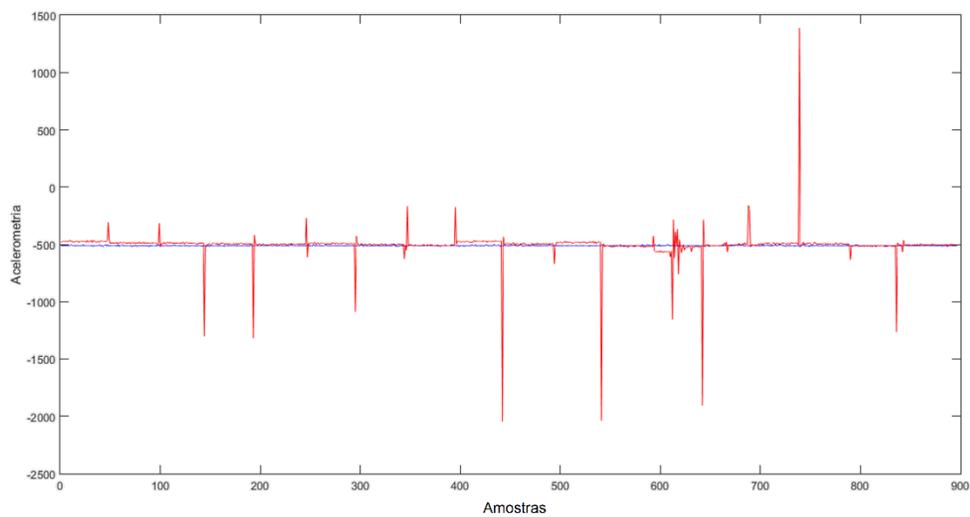


Figura 32 – Gráfico de Acelerometria no Eixo X do AFAS

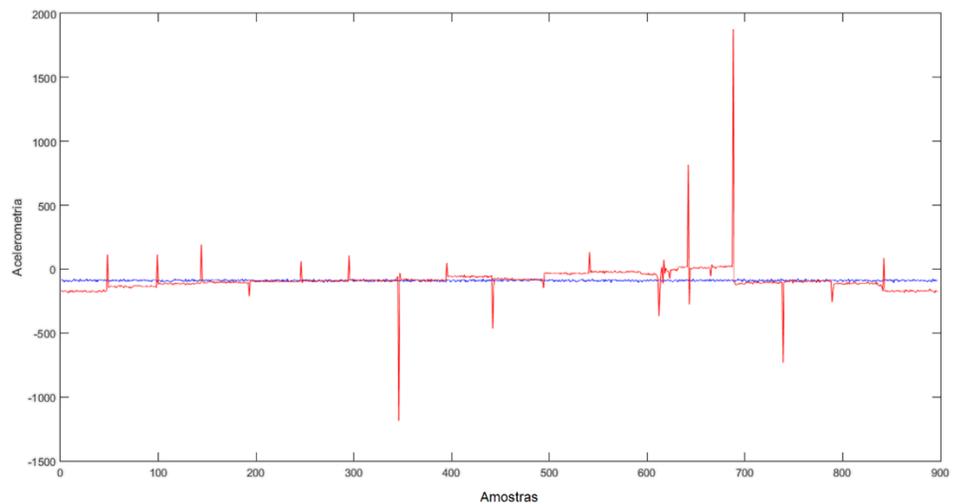


Figura 33 – Gráfico de Acelerometria no Eixo Y do AFAS

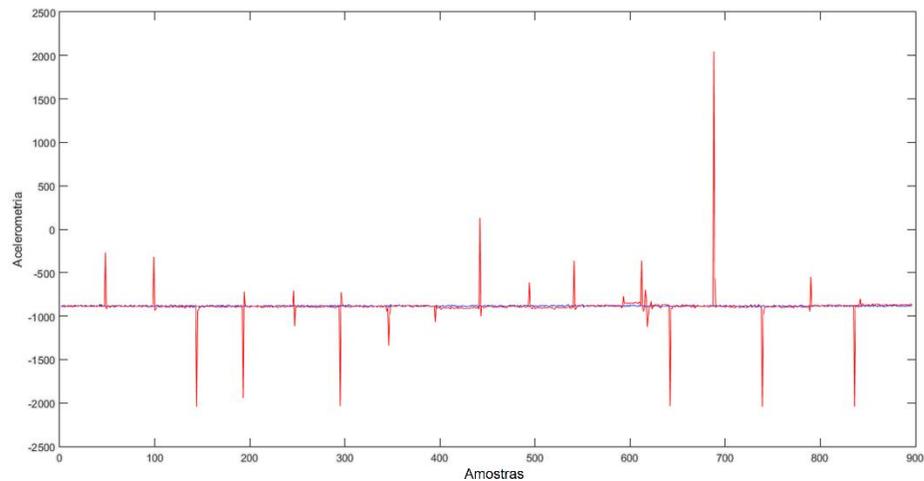


Figura 34 - Gráfico de Acelerometria no Eixo Z do AFAS

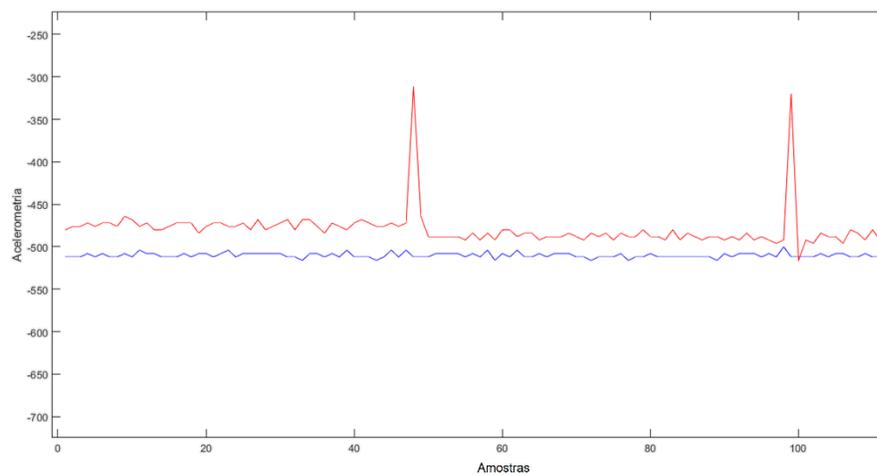


Figura 35 - Gráfico de Acelerometria no Eixo X com Zoom

A Figura 35 mostra que apesar do repouso há pequenas variações no AFAS, essas variações são ruídos e podem ser minimizados com continuidade deste projeto utilizando ferramentas estatísticas, filtragem ou de controle, estas técnicas não foram abordadas neste trabalho.

5.2. TEMPERATURA CORPORAL

O desenvolvimento do projeto mecânico da pulseira mostrou que um sensor de temperatura por contato poderia trazer dificuldades a medição, assim optou-se pelo *ATS*,

uma vez que não é necessário o contato direto com a pele para se obter os valores de temperatura. Devido ao *ATS* também possuir comunicação *I²C*, é permitido que com apenas a utilização dos pinos de *SDA* e *SCL* em paralelo com os outros sensores seja possível a obtenção dos dados gerados em tempo real.

A Figura 36 mostra a ligação feita na PPA, seguindo a lista de/para do Quadro 9.

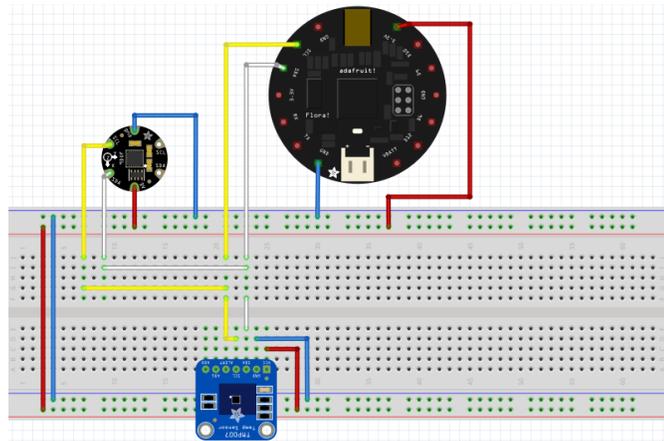


Figura 36 - Interligação Elétrica ATS com PPA

ATS	PPA
SDA.	A4
SCL	A5
GND	GND
VCC	3.3V

Quadro 9 - Lista De/Para ATS e PPA

Com a utilização da biblioteca de programação da fabricante do *ATS*, com poucas funções é possível ler os valores medidos pelo sensor, foi possível gerar o gráfico de variação de temperatura, conforme Figura 37:

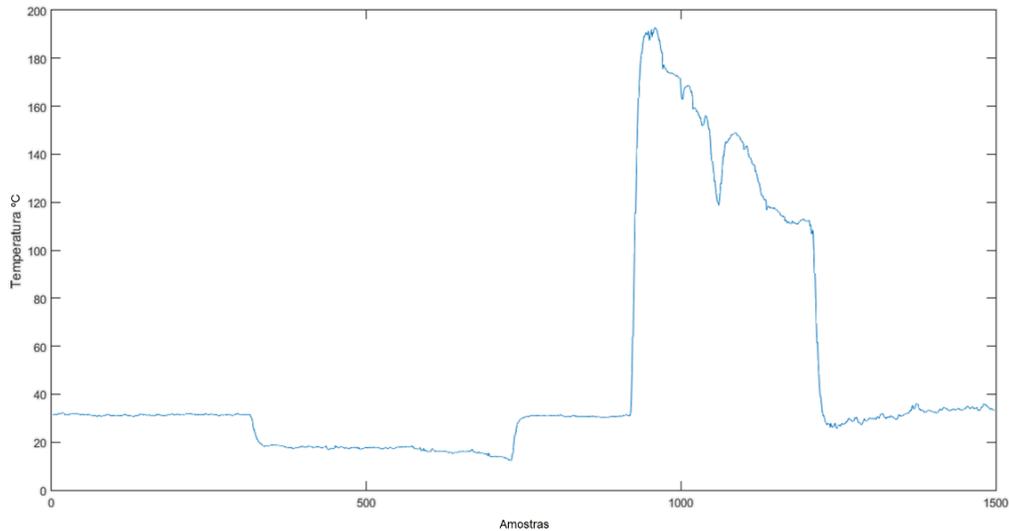


Figura 37 - Temperatura em Função do Tempo

O gráfico da Figura 37 é dado em função das iterações, sendo que estas eram geradas a uma frequência de 300 dados por minuto, onde no primeiro minuto, é dada a temperatura do local onde o sensor estava localizado, ou seja, não havia um objeto específico em que ele estava calculando temperatura. No segundo minuto aproximou-se do sensor um copo com gelo, a uma distância de três centímetros do sensor, no terceiro minuto o sensor voltou a sua condição inicial, sem objetos a sua frente. No quarto minuto aproximou-se um ferro de solda, em uma distância de 2 cm, com o passar do tempo, afastou-se aos poucos o ferro de solda do sensor, uma vez em que a temperatura máxima do ferro de solda é de 420°C e o limite do sensor é de 125 °C, este já estava fornecendo valores acima de sua escala máxima, no quinto minuto o sensor tornou a voltar a sua condição inicial.

Para uma melhor visualização do efeito da troca de temperatura, temos o gráfico da Figura 38, com uma amostra da troca do primeiro para o segundo minuto, onde é aproximado ao sensor um copo com gelo afim de abaixar a temperatura, e analisar o tempo de resposta do sensor em uma variação rápida na temperatura.

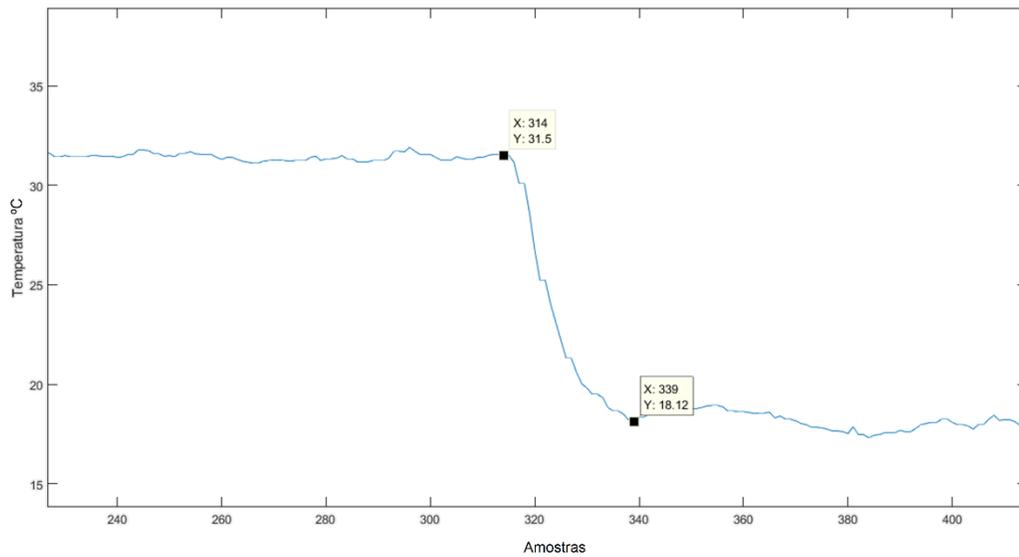


Figura 38 - Gráfico de Variação de Temperatura

É possível observar quantas iterações o sensor faz até estabilizar no novo valor de temperatura. Utilizando os pontos dados resultou-se em vinte e cinco iterações até a estabilização da nova temperatura e sabendo que o sensor está gerando 300 dados por minuto, temos uma variação de temperatura de aproximadamente 13°C em aproximadamente 5 segundos.

Além dos testes descritos anteriormente com o *ATS*, foram realizadas medições com o sensor direcionado para o pulso de uma pessoa. As leituras feitas no microcontrolador indicavam temperaturas numa faixa de 28°C a 30,4°C durante quatro minutos.

5.3. ATIVIDADE ELETRODÉRMICA

Com a utilização do Sensor EDA da *BITalino*® para medição da condutância da pele, foram realizados os testes para leitura dos dados do sensor com o microcontrolador utilizando uma PPA. Com o objetivo de se diminuir ruído proveniente de eletrodos, foram utilizado durante os testes os eletrodos do tipo Ag/AgCl não geleificados e reutilizáveis tal como é necessário a aplicação, conforme ilustra Figura 39.

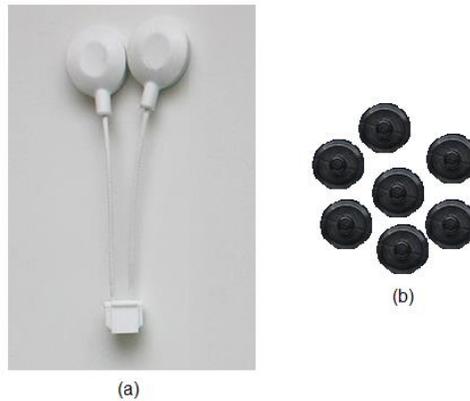


Figura 39 - (a) Suporte para Eletrodo; (b) Eletrodos Ag/AgCl

Para realização dos testes, foi realizada montagem na PPA e a Figura 40 - Interligação Elétrica PPA com o Sensor EDA mostra a interligação elétrica realizada seguindo a lista de/para do Quadro 10 - Lista de/para PPA e EDA.

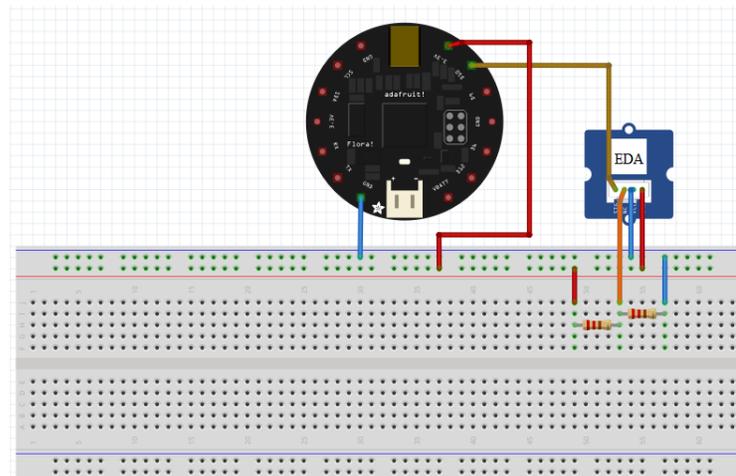


Figura 40 - Interligação Elétrica PPA com o Sensor EDA

Sensor EDA	PPA
Vout	A0
GND	GND
VCC	3.3V
Vss	1,65V

Quadro 10 - Lista de/para PPA e EDA

Foram colhidos o sinal de condutância da pele em três regiões do corpo diferentes: A eminência tenar (conforme sugerido pelo fabricante do Sensor), dedos do meio e indicador com um eletrodo em cada dedo e no pulso, local onde deverá ser posicionado no projeto final, para maiores detalhes ver Figura 41.

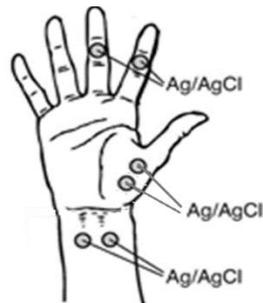


Figura 41 - Posicionamento para os Testes de EDA

Seguindo uma taxa de amostragem de aproximadamente 5Hz ou 300 amostras por minuto, os gráficos são apresentados na Figura 42.

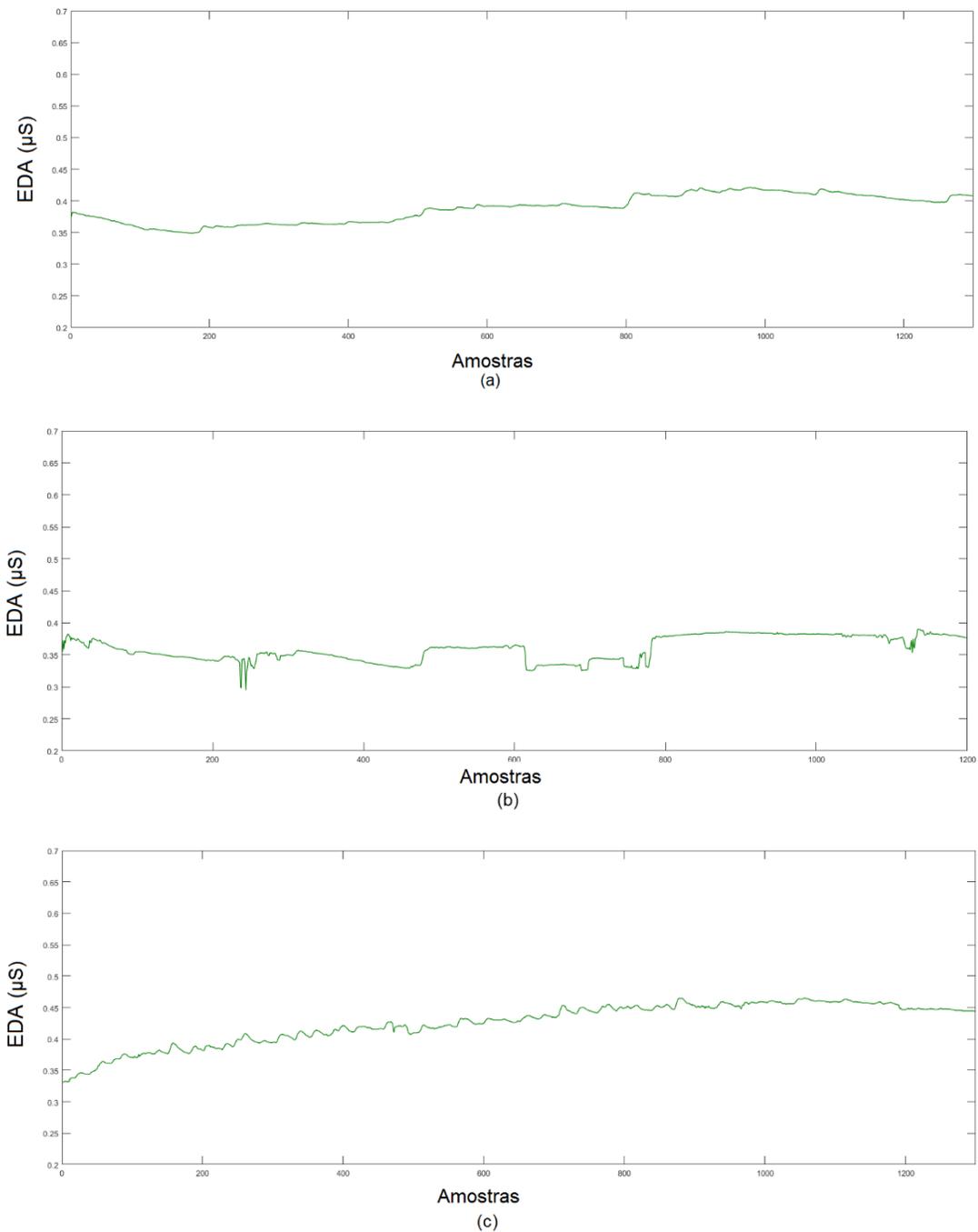


Figura 42 - Resultados de Medições de Condutância da Pele: a) Eminência Tenar; b) Dedos; c) Pulso

Os testes foram realizados em repouso, ou seja, sem nenhum estímulo conhecido que causasse estresse, empolgação, cansaço ou mesmo atividade física. A pessoa submetida ao teste é um homem e possui vinte e seis anos. As medidas foram feitas uma após a outra, sucessivamente e não ao mesmo tempo.

Observou-se uma condutância próxima de $0,4\mu\text{S}$ em todos os pontos onde foram posicionados os eletrodos no corpo. Porém, na medição realizada no dedo temos a presença de um pouco de ruído causado principalmente pelos movimentos dos dedos. Em oposição ao encontrado em Poh *et al.* (2010), onde as medições de condutância nos dedos eram maiores do que no pulso.

5.4. FOTOPLETISMOGRAFIA

A partir da utilização do *Pulse Sensor*® como sensor para fotopletismografia, foi considerado o princípio da refletância para medição da variação da alteração de volume sob a pele e detecção da frequência cardíaca. Sendo assim, a montagem na PPA para os testes, a Figura 43 mostra a interligação elétrica realizada seguindo a lista de/para do Quadro 11.

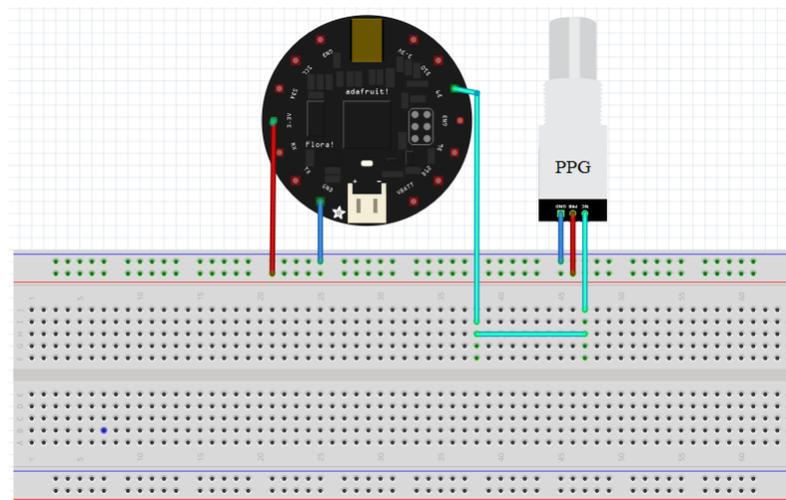


Figura 43 - Interligação Elétrica PPA com Pulse Sensor

<i>Pulse Sensor</i>®	PPA
Vout	A0
GND	GND
VCC	3.3V

Quadro 11 - Lista de/para PPA e Pulse Sensor

Os testes com o *pulse sensor*® foram realizados na ponta do dedo indicador da mão esquerda, conforme especificação do fabricante, onde foi testado em três voluntários. Uma mulher de cinquenta e nove anos (1), um homem de cinquenta e quatro anos (2) e um homem de vinte e seis anos (3). O microcontrolador *Adafruit Flora*® adquiria os sinais e estes eram mostrados no monitor de interface serial do ambiente de desenvolvimento da PPA. Os testes foram realizados sucessivamente, ou seja, um voluntário após o outro e em repouso, a taxa de amostragem considerada foi de

aproximadamente 500Hz. A Figura 44 mostra os dados colhidos de fotopleitismografia para cada voluntário.

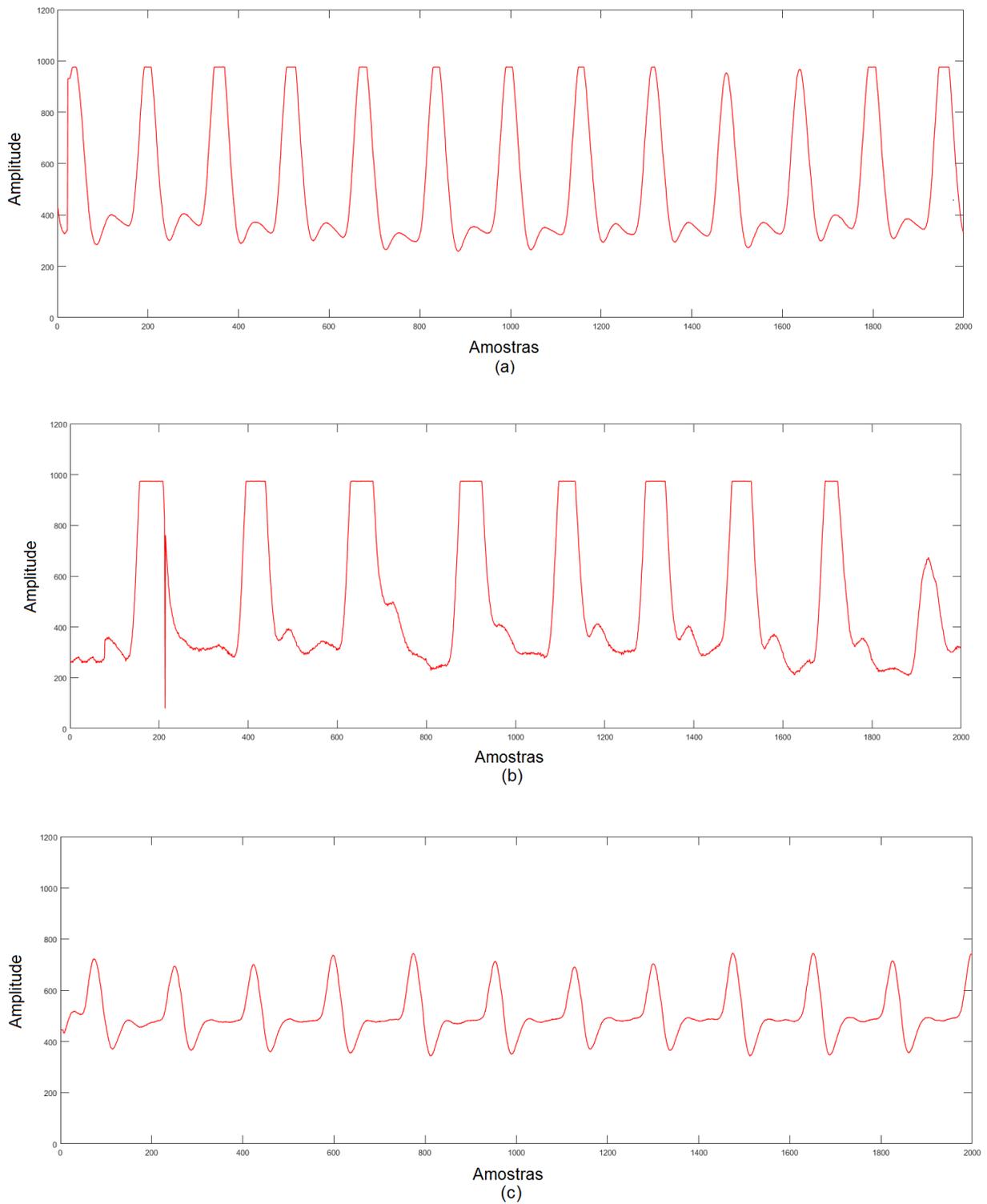


Figura 44 - Forma de Onda Fotopleitismografia: (a) Voluntário 1; (b) voluntário 2; (c) voluntário 3

Como esperado, a forma de onda de fotopletismografia é diferente para cada pessoa uma vez que muitas são as condições que influenciam esta medição. Tais como: espessura dos tecidos, cor da pele, pressão colocada nos dedos durante as medições, doenças cardiovasculares etc. Quando foram realizadas as medidas, notou-se que as medidas adquiridas do sensor sofrem alterações quando este é submetido a movimentos, como por exemplo: balançar os braços em uma caminhada ou coçar a cabeça. Como parte do projeto final o local de posicionamento do sensor de fotopletismografia deverá ser também no pulso, posicionou-se o mesmo próximo a artéria radial. A Figura 45 mostra a forma de onda medida no pulso, a taxa de amostragem do sistema é de aproximadamente 500Hz:

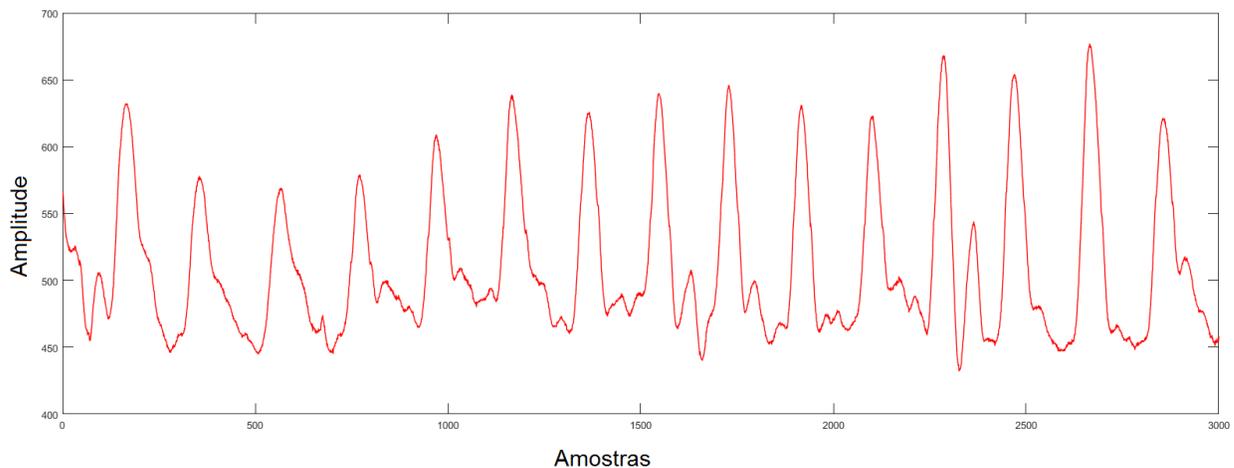


Figura 45 - Forma de Onda da Fotopletismografia Medida no Pulso

Na medição realizada no pulso, nota-se uma amplitude menor que as medições realizadas nas mãos, o que mostra que os tecidos do pulso são mais densos e a variação de volume de sangue, por mais que seja significativa na artéria radial, é mais susceptível a qualquer ruído e, portanto, mais difícil de se medir.

O algoritmo desenvolvido foi baseado no código disponibilizado pelo fabricante do sensor em: <http://pulsesensor.com/>. O objetivo do código, além de mostrar a forma de onda lida pelo sensor, é a extração da frequência cardíaca, encontrar o instante de um batimento e em seguida mensurar o tempo entre esses batimentos (*Inter Beat Interval - IBI*). Quando o coração bombeia o sangue por meio do corpo há formação de uma onda

de pulso que se desloca ao longo de todas as artérias até as extremidades do tecido capilar, onde o sensor deve ser posicionado.

Observando a Figura 46, nota-se que à medida que a partir do ponto “T” (incisura ou ponto mínimo do período dicrótico, ponto em que ocorre decréscimo da pressão arterial, que coincide com o momento em que a válvula aórtica fecha), tem-se um afundamento no sinal e, em seguida volta para o ponto de base, esta oscilação pode causar ruído na verificação da frequência cardíaca e intervalo entre batimentos.

Estando a onda se repetindo e de forma previsível, é possível escolher uma característica reconhecível em um ponto de referência, como o pico, a amplitude, o período, mensurar a frequência cardíaca e com cálculos em relação ao tempo entre cada pico (IBI). No algoritmo utilizado, o momento instantâneo do batimento cardíaco é quando o sinal chega a 50% da amplitude.

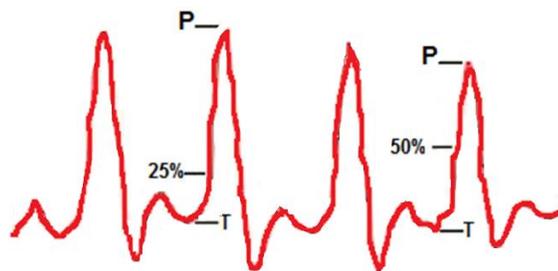


Figura 46 - Forma de Onda Básica da Fotopletismografia
Fonte: <http://pulsesensor.com/>

Nas medidas feitas nas pontas dos dedos nos voluntários, a média de batimentos por minuto foi (formas de onda apresentadas na Figura 44):

- Voluntário 01: 80 bpm
- Voluntário 02: 76 bpm
- Voluntário 03: 73 bpm

5.5. TRANSMISSÃO DE DADOS VIA *BLUETOOTH*

Para este trabalho, estudou-se o uso do *Bluetooth* para comunicação de dois módulos *Bluetooth* entre si, onde um (escravo) estará dentro da pulseira e enviará os dados dos sensores para o outro módulo (mestre), este estará em um dispositivo remoto, próximo a pulseira. A unidade mestre receberá os dados medidos nos sensores e os armazenará em cartão de memória *flash*, os módulos *Bluetooth* serão responsáveis por essa troca de dados entre pulseira e unidade remota.

A Figura 47 mostra a interligação feita na PPArduno, seguindo a lista de/para do Quadro 9. Observação: Neste caso, como se tratava da unidade remota, utilizamos um *Arduino Uno*® com chipset *Atmega328* da *Atmel*® para cumprir o papel de mestre na comunicação.

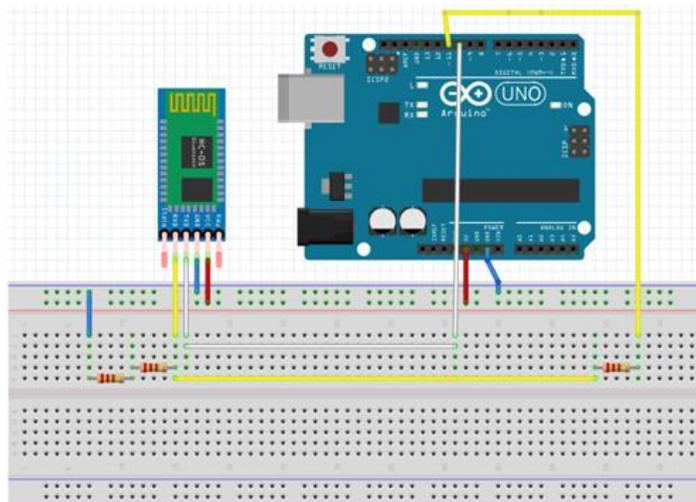


Figura 47 – Interligação HC-05 com PPArduno

Bluetooth HC-05	PPArduino
State	-
RXD	TX (D1)
TXD	RX (D0)
VCC	5V
GND	GND
ENABLE	-

Quadro 12 - Lista De/Para HC-05 e PPA

Foi selecionado à taxa de transmissão de dados de comunicação do monitor serial do Ambiente de desenvolvimento da PPA para 115200 bits por segundo, assim é possível que ocorra troca de dados com o módulo *bluetooth*, este, quando interpreta os comandos da maneira esperada retorna a palavra 'OK', conforme comandos mostrados no Quadro 13.

Passo	Comando	Função
1	AT+ORGL	Reinicia o módulo para a configuração padrão
2	AT+RMAAD	Remove dispositivos anteriormente pareados
3	AT+ROLE=1	Define o modo de operação do módulo como MASTER
4	AT+RESET	Reset do módulo após a definição do modo de operação
5	AT+CMODE=1	Permite a conexão a qualquer endereço
6	AT+INQM=0, 5, 10	Modo de varredura: padrão procura por 5 dispositivos ou para a varredura após 10 s
7	AT+PSWD=1234	Define a senha do módulo mestre, a mesma do módulo escravo
8	AT+INIT	Inicializa o perfil para transmissão/recepção
9	AT+INQ	Inicializa a varredura por dispositivos <i>bluetooth</i>
10	AT+PAIR=2013,7,183190, 10	Pareia o módulo escravo e mestre
11	AT+LINK=2013,7,183190	Conecta os dispositivos escravo e mestre

Quadro 13 - Comandos AT para configuração dos módulos *Bluetooth*

Entre os passos 9 e 10 além da resposta 'OK' o módulo responde com os endereços disponíveis, como é possível observar na Figura 48:



Figura 48 - Resposta do Módulo *Bluetooth*

Com os módulos pareados e conectados entre si, é necessária a mudança dos pinos RXD e TXD do módulo *Bluetooth* das portas digitais 10 e 11, para as portas digitais 0 e 1, da PPArduno.

Após o mestre da comunicação *bluetooth* ser configurado e interligado para troca de dados, a unidade local que deverá estar localizada na pulseira foi montada conforme PPA da Figura 49, seguindo a lista de/para do Quadro 14, se trata do módulo *Adafruit Flora*® com o módulo *bluetooth* de baixa potência *Bluefruit*®

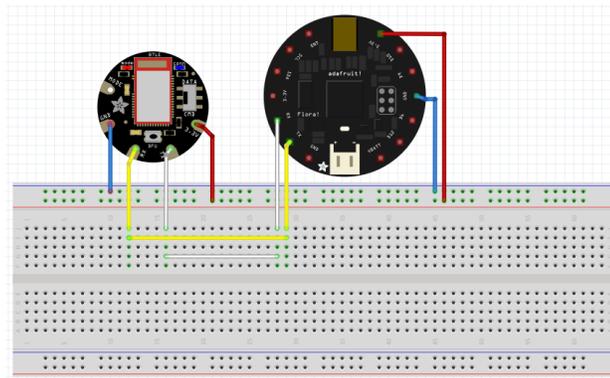


Figura 49 - Interligação para envio dados via *Bluetooth* pela porta serial da PPA

Bluefruit®	PPA
RXD	TX (D1)
TXD	RX (D0)
VCC	3,3V
GND	GND

Quadro 14 - Lista de/para *Bluefruit* e PPA

Sendo assim, todas as informações enviadas pelo módulo escravo na PPA serão interpretadas na porta de comunicação serial da PPArduno e poderão ser observadas via monitor serial do Ambiente de Desenvolvimento da PPArduno.

A troca de dados *bluetooth* foi testada com o sensor de acelerometria durante 4 minutos e de mil e duzentas medições, tivemos perda de apenas três na transmissão, o que representa mais de 99% dos dados transmitidos do escravo ao mestre recebidos e mostrados no ambiente de desenvolvimento da PPArduno.

5.6. GRAVAÇÃO DE DADOS EM MEMÓRIA *FLASH*

Durante o desenvolvimento do sistema de gravação dos dados foram realizados testes do ponto de vista técnicos visando a uma otimização na parte de aquisição de dados. O fator crucial para o desenvolvimento da técnica final na captação e gravação dos dados foi realizada para que a gravação não permitisse nenhuma perda de dados, ou seja, foi desenvolvido um programa otimizado para que cada gravação fosse feita e que a captação dos dados não fosse interferida. Um fator relevante para esse desenvolvimento é o tempo de gravação dos dados em memória *flash*, outra característica importante é o consumo durante o tempo de gravação.

Unindo estes dois fatores, foi obtido o programa final onde a gravação se mostrou eficiente de acordo com os testes realizados e o consumo de energia aferido mostrou-se satisfatório. Adicionalmente, durante a fase de testes foram realizados aperfeiçoamentos com base em Alves (2015) para que o programa final gravasse as informações de forma organizada e de forma a facilitar o trabalho de uma pessoa de outra área, por exemplo um médico, técnico em enfermagem, entre outros para avaliação dos sinais. Os dados foram organizados em arquivos de texto, que permite a manipulação em diversos programas para análises estatísticas e de controle.

Na realização dos testes, utilizaram-se sensores LDR (*Light Dependent Resistor*) para simular a presença de sensores do sistema final e com a quantidade de dados equivalentes aos sensores que seriam implementados posteriormente. Durante os testes o sistema, era deixado para captar dados do ambiente durante um período de 10 a 15 minutos, nas mais diversas frequências de captação. A qualidade dos testes era julgada de acordo com o número de medidas perdidas e com a análise dos testes o código era adequado até haver uma perda menor que 5% das medidas. Com os testes realizados não foi identificada nenhuma perda de dado durante o processo de gravação.

5.7. PROJETO MECÂNICO DA PULSEIRA

Com o objetivo de se adquirir os dados com acurácia é necessário que os sensores utilizados nesse projeto estejam dispostos de forma que entrem em contato com o corpo, no caso do Sensor EDA e do sensor de fotopletismografia, ou estejam posicionados próximos a superfície da pele da pessoa com epilepsia.

Para o projeto da pulseira, foi utilizado o software de projeto em três dimensões, *SolidWorks®*, nele foram desenhados todos os componentes internos e externos à pulseira. Os desenhos de cada componente encontram-se nos apêndices.

Com os componentes desenhados, deu-se início ao projeto integrado, isto é, dispor os componentes da forma mais compacta e organizada possível, ressalta-se que o sensor de temperatura deverá estar o mais próximo possível da pele sem efetivamente estar em contato. Assim, chegou-se ao seguinte resultado apresentado na Figura 50:

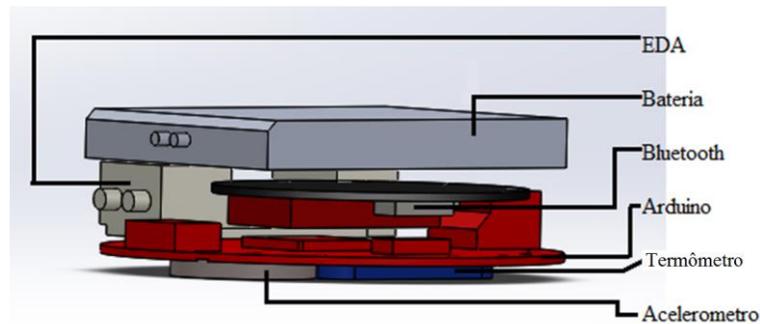


Figura 50 - Desenho Interno da Pulseira

Tendo os componentes organizados, mediram-se os parâmetros internos como comprimento, largura e altura de todos os componentes juntos, assim chegou-se a valores de 46 x 46 x 16 mm (Largura x Profundidade x Altura). A partir destes valores projetou-se um caixa cujo espaço interno considerasse essas dimensões, com uma espessura de 2mm para fixação, elaborou-se a seguinte pulseira ilustrada na Figura 51:

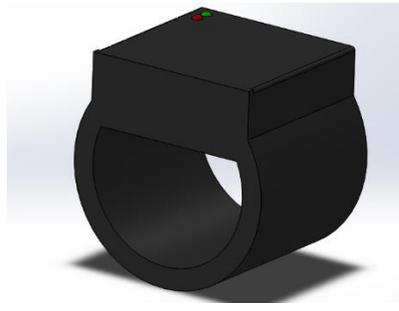


Figura 51 - Vista em três dimensões da pulseira

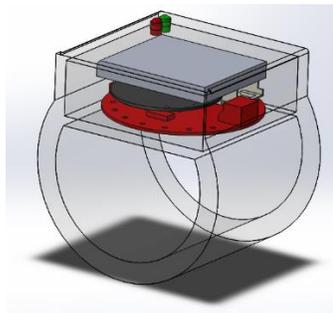


Figura 52 - Vista em Três Dimensões Transparente da pulseira

Este projeto mecânico é uma proposta de modelo para trabalhos futuros, será necessário o estudo de formas de acoplar os eletrodos do sensor EDA e o sensor de fotopletismografia, bem como uma entrada para carregador de bateria, botão liga-desliga e um botão para iniciar a comunicação *Bluetooth*.

6. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Foram estudadas as diversas técnicas para sensoriamento dos sinais de frequência cardíaca, acelerometria, condutância da pele e temperatura corporal. Além de estudar como se dão suas variações no corpo humano e qual a relação de cada um desses sinais com o sistema nervoso autônomo. Estas técnicas foram aplicadas com o objetivo de se especificar todos os dispositivos necessários ao projeto final que comporá um sistema capaz de medir, transmitir e gravar tais sinais provenientes de pessoas com epilepsia. Cada um dos sinais foi testado em um ou mais voluntários com o objetivo de estudar sua resposta.

O sensor de temperatura escolhido foi o baseado no princípio da termopilha por infra-vermelho, pelos resultados colhidos nota-se que seu comportamento é coerente com aumentos e reduções de temperatura aplicadas. Contudo, no teste realizado no pulso de um voluntário foi observada uma faixa de temperatura de 28,5°C a 30,4°C que pode ser explicada pela medição na periferia, que não correspondende à temperatura central do corpo. Com a continuidade do projeto, observa-se aqui a necessidade de se buscar correlação das medidas de temperatura periférica do pulso com a central do corpo e inferir ajustes matemáticos ao programa e concluir se há influência da temperatura ambiente na leitura realizada pelo sensor, uma vez que o mesmo não estava montado em uma luva ou protegido com outro tipo de material durante os testes.

As acelerações foram medidas com um acelerômetro que transmitia via \mathbb{R}^C para o microcontrolador os dados aferidos. Com os testes realizados, é possível afirmar que o comportamento do acelerômetro está de acordo com o esperado, porém, cabe ressaltar que mesmo em repouso, tem-se um desvio com relação a referência. Este desvio é um ruído que pode ser minimizado com técnicas de filtragem. No entanto, considerando o perfil de medidas a serem realizadas durante as crises em pessoas com epilepsia, pode não ser necessário qualquer tipo de filtragem.

Para o estudo da atividade eletrodérmica, utilizou-se medições de condutância da pele. O sensor é baseado em um amplificador operacional de transcondutância (OTA) associado a um filtro passa-baixas encapsulados pelo fabricante. Diante disso, tem-se

que a tensão de saída medida no sensor é proporcional a resistência da pele no trecho onde estão aplicados os eletrodos.

Seguindo os posicionamentos dos eletrodos indicados por Poh *et al.* (2010), foram coletados em um voluntário os dados de condutância da pele durante quatro minutos e observadas as suas diferenças. Os resultados obtidos divergem do esperado baseado na pesquisa realizada, uma vez que a condutância elétrica fica próximo a $0,4\mu\text{S}$ em todos os posicionamentos de eletrodos realizados. Porém existem alguns aspectos que poderiam ser mais bem explorados com a desenvolvimento do sistema: o circuito eletrônico para sensoriamento da condutância da pele é simples, sendo assim, facilmente construído para validação das medidas realizadas com o Sensor EDA especificado. Com o movimento das mãos, notou-se que ruído era gerado na leitura do sensor, sendo assim observou-se a necessidade de uma futura aplicação de técnicas e processamento de sinais para uma medida exata. Num possível sistema de detecção de crises, os dados de acelerometria e condutância da pele podem ser associados para que a classificação seja precisa.

Além disso, as variações na atividade eletrodérmica exigem que sejam realizados testes de longa duração e também nas atividades diárias das pessoas mediante aos estímulos naturais para que se comprove a ativação simpática do sistema nervoso autônomo. Picard *et al.* (2015) estudaram a assimetria em medições realizadas no pulso esquerdo e no pulso direito de voluntários para verificar a teoria da ativação múltipla do sistema nervoso simpático. Uma possibilidade é que além de se colocar o sensor em um pulso, se coloque nos dois e sejam utilizadas ambas as medidas para que se correlacione com as crises.

O *pulse sensor*® foi utilizado e lida a forma de onda de fotopletoislografia para três voluntários de diferentes gêneros e idades. Comprovou-se que efetivamente cada tipo de pessoa baseado em sua idade e gênero possui uma forma de onda característica. Aliado a medidas realizadas nas pontas dos dedos dos voluntários, conforme projeto e especificação do fabricante do sensor, posicionou-se para um teste, o sensor sobre a pulso esquerdo na região da artéria radial e com o braço em repouso, as amostras foram colhidas com sucesso e a forma de onda pôde ser desenhada.

No entanto, oscilações de posição no braço causavam ruídos nas medições principalmente devido ao princípio óptico de reflexão ser altamente influenciado por movimentos. As leituras foram feitas com o sensor exposto, ou seja, sem uma proteção por uma luva ou pulseira, sendo assim, existe a hipótese de que a luz ambiente possa influenciar na medida, dado que oxímetros de pulso que utilizam o mesmo princípio da reflexão para aferição de frequência cardíaca, sempre possui a sua parte óptica protegida de influências externas.

Para análise da ativação do sistema nervoso autônomo, a variabilidade da frequência cardíaca deve ser estudada. Ou seja, o quanto varia o intervalo entre os batimentos do coração. Sendo assim, um algoritmo foi desenvolvido para que medisse e armazenasse os intervalos entre batidas baseado em um critério de que um batimento instantâneo ocorria sempre que a amplitude do sinal medido ultrapasse cinquenta por cento do valor da amplitude lida no ciclo anterior. De forma mais direta, o intervalo entre batidas é o período referente à frequência cardíaca.

Além da leitura do sensor de fotopleletismografia, foram desenvolvidos programas para leitura de todos os outros sensores do sistema utilizando a frequência de amostragem previamente especificada. Os gravadores de cartão de memória *flash* consomem energia a uma taxa que compromete o desempenho do sistema e mesmo com algoritmos que minimizam esse efeito realizados por Alves (2015), ainda tornava a bateria da pulseira um limitante pelo seu tamanho para o tempo que deveria estar em operação. Sendo assim, foi definido que os dados seriam lidos e transmitidos via *Bluetooth* da pulseira até uma unidade remota onde seria instalado um gravador de cartão de memória *flash (Micro-SD)*. Foram desenvolvidas e testadas ambas as funcionalidades com sucesso, sendo que não foi observada perda de dados na gravação, resultando em mais de 99% dos dados transmitidos via *Bluetooth* com sucesso. Ainda assim, para a continuidade do projeto, um fator importante seria ter disponível na unidade remota um *clock* de tempo real, associando o tempo de um relógio externo aos dados gravados, facilitando a organização e melhorando a sua confiabilidade quando operados por muitas horas e com muitas informações.

Para acomodação física dos sensores, foi desenvolvido no programa de projeto auxiliado por computador (*SolidWorks®*) o protótipo da pulseira que deverá ser modelada

em impressora em três dimensões. Nele levaram-se em consideração todas as medidas dos componentes, exceto os eletrodos do sensor EDA e o *pulse sensor*® que deverão ser acomodados na parte da pulseira que tem contato com a região inferior do pulso, próximo a artéria radial.

Com a finalização da construção do projeto final será possível a realização de testes em pessoas com epilepsia durante suas crises e uma das técnicas que poderá ser aplicada para correlação dos dados medidos com a ocorrência das crises é a inferência por meio de lógica difusa. Podendo este ser um primeiro passo para um sistema de detecção de crises baseado em sinais fisiológicos.

Por fim, a epilepsia é uma doença que afeta mais de cinquenta milhões de pessoas no mundo, como foi apresentado nessa dissertação. Nos Estados Unidos, a *SUDEP* causa mais perda de potencial de anos de vida do que qualquer doença neurológica, excluindo o acidente vascular cerebral. Não só a *SUDEP*, mas a epilepsia pode realmente provocar ferimentos causados por acidentes durante as suas crises, e por isso o desenvolvimento desse trabalho é uma importante etapa em direção da análise da correlação da variação dos sinais fisiológicos com a ocorrências de crises decorrentes de epilepsia. Com a hipótese que sejam biomarcadores autonômicos dessa condição, será possível a construção de dispositivos de detecção confiáveis e seguros para uso contínuo e melhora na qualidade de vida das pessoas.

REFERÊNCIAS

ADAFRUIT. **TMP007 Infrared Sensor Breakout: Guide for Contact-less Infrared Temperature Measurement**. <<https://learn.adafruit.com/infrared-thermopile-sensor-breakout>>. Acesso em 02 de Setembro de 2015.

ADAFRUIT. **Flora Accelerometer/Compass Sensor - LSM303**. <<http://www.adafruit.com/products/1247>>. Acesso em: 03 de Setembro de 2015.

ALVES, A. L. **Sistema de Identificação de Falhas em Escadas Rolantes Utilizando Redes Neurais Artificiais**. Dissertação de Mestrado, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo, São Paulo, 2015.

ALLEN, J. **Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement**. *Physiological measurement*, vol. 28, 2007.

ANALOG DEVICES. **ADXL336 Accelerometer Datasheet**. <<http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL335.pdf>> Acesso em: 25 de Agosto de 2015.

ASADA, H. H.; SHALTIS, P.; RHEE, S. **Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors**. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 22, p.28-40, 2003.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE EPILEPSIA (ABE). **Conceitos e Definições**. <<http://www.epilepsiabrasil.org.br/definicoes-e-conceitos>>. Acesso em 02 de Maio de 2016;

BENICZKY, S.; POLSTER, T.; KJAER, T. W.; HJALGRIM, H. **Detection of generalized tonic-clonic seizures by a wireless wrist accelerometer: A prospective, multicenter study**. *Epilepsia*, 54, 58-61, 2013.

BITALINO. **EDA 080115 Sensor Datasheet**. <http://bitalino.com/datasheets/EDA_Sensor_Datasheet.pdf>. Acesso em 28 de Julho de 2015.

BONATO, P. **Wearable Sensors and Systems**. *Engineering in Medicine and Biology Magazine*. IEEE, vol.29, n.3, p.25-36, 2010.

BONATO, P. **Advances in wearable technology and its medical applications**. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, p.2021-2024, 2010.

BRAITHWAITE, J.J.; WATSON, D. G.; JONES, R.; ROWE, M. **A Guide for Analysing Electrodermal Activity (EDA) & Skin Conductance Responses (SCRs) for**

Psychological Experiments. Technical Report: Selective Attention & Awareness Laboratory (SAAL) Behavioural Brain Sciences Centre, University of Birmingham, 2013.

BRAZ, J. R. C. **Fisiologia da termorregulação central.** *Revista Neurociências.* Vol 13, No. 3, 2005.

DRAKE JR. M.; ANDREWS, J. M.; CASTLEBERRY, C. M. **Electrophysiologic assessment of autonomic function in epilepsy.** *Seizure*, n.7, p.91-96, 1998.

DOMINGUES, A. Development of a Stand-Alone Pulse Oximeter, Dissertação de Mestrado, Universidade de Coimbra, Coimbra, 2009.

EMPATICA. **E4 WRISTBAND - Sensors and hardware specification.** Disponível em <<https://www.empatica.com/e4-wristband>> Acesso em 03 de Julho de 2015.

FISHER, R. S.; ACEVEDO, C.; ARZIMANOGLU, A.; BOGACZ, A.; CROSS, H.; ELGER, C. E.; ENGEL JR, J.; FORSGREN, L.; FRENCH, J. A.; GLYNN, M.; HESDORFER, D. C.; LEE, B. I.; MATHERN, G. W.; MOSHÉ, S. L.; PERUCCA, E.; SCHEFFER, I. E.; TOMSON, T.; WATANABE, M.; WIEBE, S. **A practical clinical definition of epilepsy.** *Epilepsia*, 55(4), 475-482, 2014.

FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC.. **±1.5g - 6g Three Axis Low-g Micromachined Accelerometer.** Freescale, 2008. Disponível em: <http://www.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MMA7260QT.pdf>. Acesso em: 28 Agosto 2015.

GUERREIRO, J. **A Biosignal Embedded System for Physiological Computing.** Dissertação de Mestrado, Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, 2013.

HAAHR, R. G. **Reflectance pulse oximetry sensor for the electronic patch.** Dissertação de Mestrado, Technical University of Denmark, Lyngby, 2006.

HOMBURG, S.M.; MERZIG, M. S. **Autonomic changes with seizures correlate with postictal EEG suppression.** *Neurology*, n.80, p.1588, 2013.

LAMBERTS, R. J.; LARANJO, S.; KALITZIN, S. N.; VELIS, D. N.; ROCHA, I.; SANDER, J. W.; THIJS, R. D. **Postictal generalized EEG suppression is not associated with periictal cardiac autonomic instability in people with convulsive seizures.** *Epilepsia*, n. 54(3), p. 523-529, 2013.

LILYPAD. **Lilypad Temperature Sensor.** <<http://lilypadarduino.org/?p=425>> Acesso em 12 de Agosto de 2015.

LILYPAD. **Lilypad Accelerometer.** <<http://lilypadarduino.org/?p=384>>. Acesso em 14 de Agosto de 2015.

LOCKMAN, J. J.; FISCHER, R. S.; OLSON, D. M. **Detection of seizure-like movements using a wrist accelerometer.** *Epilepsy and Behavior*, n.20, p.638-641, 2011.

MALVIMUO, J.R.P. **The Electrodermal Response in Bioelectromagnetism – Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields.** Oxford University Press, New York, 1995.

MARTINS, R.M.S. **Desenvolvimento de um Sensor de Fotopletismografia para Monitorização Cardíaca para Aplicação no Pulso.** Dissertação de Mestrado, Universidade de Coimbra, Coimbra, 2010.

MICROCHIP. MCP9700/9700A/9701/9701A Low-Power Linear Active Thermistor ICs Datasheet. <<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/20001942F.pdf>>. Acesso em: 15 de Agosto de 2015

MORRIS, A. S. **Measurement and Instrumentation Principles.** 3. ed. Woburn: Butterworth-Heinemann, 2001.

MOSELEY, B. D.; NICKELS, K.; BRITTON, J.; WIRRELL, E. C. **How common is ictal hypoxemia and bradycardia in children with partial complex and generalized convulsive seizures?.** *Epilepsia*, n.51 (7), p.1219-1224, 2010.

MOSELEY, B. D.; WIRRELL, E. C.; NICKELS, K.; JOHNSON, J. N.; ACKERMAN, M. J.; BRITTON, J. **Electrocardiographic and oximetric changes during partial complex and generalized seizures.** *Epilepsy Research*, n.95, p.237-245, 2011.

MUKHERJEE, S.; TRIPATHI, M.; CHANDRA, P. S.; YADAV, R.; CHOUDHARY, N.; SAGAR, R.; BHORE, R.; PANDEY, R. M.; DEEPAK, K. K. **Cardiovascular autonomic functions in well-controlled and intractable partial epilepsies.** *Epilepsy Research*, n.85, p.261-269, 2009.

MULA, M.; MONACO, F. **Ictal and peri-ictal psychopathology.** *Behavioural Neurology*, n.24, p.21-25, 2011.

OLIVEIRA, A. A. **Desenvolvimento e avaliação de um sistema de referência de atitude utilizando sensores inerciais do tipo MEMS e filtro de Kalman.** São Paulo: Dissertação (Mestrado) – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo, 2014.

PEPER, E.; HARVEY, R.; LIN, M. I.; TYLOVA, H.; MOSS, D. **Is there more to blood volume pulse than heart rate variability, respiratory sinus arrhythmia, and cardiorespiratory synchrony?** *Biofeedback*, vol. 35, no. 2, 2007.

PICCARD R. W.; FEDOR, S.; AYZENBERG, Y. **Multiple Arousal Theory and Daily-Life Electrodermal Activity Asymmetry.** *Emotion Review*, 2015.

POH, M.Z.; SWENSON, N.C.; SWENSON, N.C. **A wearable sensor for unobtrusive, long-term assessment of electrodermal activity.** IEEE Transactions on Biomedical Engineering, n.57, p.5, 2010.

POH, M.Z.; LODDENKEMPER, T.; REINSBERGER, C.; SWENSON, N.C.; GOYAL, S.; MADSEN, J. R; PICARD, R.W. **Autonomic changes with seizures correlate with postictal EEG suppression.** Neurology, n.78, p.1868-1876, 2012.

POH, M.Z.; LODDENKEMPER, T.; REINSBERGER, C.; SWENSON, N.C.; GOYAL, S.; SABBALA, M. C.; MADSEN, J. R.; PICARD, R. W. **Convulsive seizure detection using a wrist-worn electrodermal activity and accelerometry biosensor.** Epilepsia, n.53, p.93-97, 2012.

RABBI, A. F.; AZINFAR, L.; FAZEL-REZAI, R. **Seizure prediction using adaptive neuro-fuzzy inference system.** Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE , p.2100-2103, 2013.

RAMGOPAL. S.; SOUZA, S. T.; JACKSON, M.; KADISH, N. E.; FERNANDÉZ, I. S.; KLEHM, J.; BOSL, W.; REINSBERGER, C.; SCHATCHER, S.; LODDENKEMPER, T. **Seizure detection, seizure prediction, and closed-loop warning systems in epilepsy.** Epilepsy and Behavior, n.37, p.291-307, 2014.

SEYAL, M.; HARDIN, K.A.; BATEMAN, L. M. **Postictal generalized EEG suppression is linked to seizure-associated respiratory dysfunction but not postictal apnea.** Epilepsia, n.53, p.825-831, 2012.

SHAKIR, M.; MALIK, A. S.; KAMEL, N.; QIDWAI, U. **Intelligent Fuzzy Classifier for pre-seizure detection from real epileptic data.** Science and Information Conference, p.276-279, 2014.

ST ELECTRONICS. **LSM303DLHC Datasheet.** < <http://www.st.com/web/en/resource/technical/document/datasheet/DM00027543.pdf>> Acesso em 10 Setembro de 2015.

SURGES, R.; STRZELCZYK, A.; SCOTT, C.A.; WALKER, M.C.; SANDER, J.W.; **Postictal generalized electroencephalographic suppression is associated with generalized seizures.** Epilepsy and Behavior, n.21, p.271-274, 2011.

SURGES, R.; THIJIS, R.D.; TAN, H.L.; SANDER, J.W. **Sudden unexpected death in epilepsy: risk factors and potential pathomechanisms.** Nature Reviews Neurology, n.5, p.492-504, 2009.

TAMURA, T.; MAEDA, Y.; SEKINE, M.; YOSHIDA, M. **Wearable Photoplethysmographic Sensors – Past and Present.** Electronics, n.3, p. 282-302, 2014.

TEXAS INSTRUMENTS. **TMP007 Infrared Thermopile Sensor in Chip-Scale Package.** Disponível em < <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tmp007.pdf>> Acesso em 01 de Setembro de 2015.

THOUGHT TECHNOLOGY LTD. **Biofeedback equipment.**
<<http://www.thoughttechnology.com/sensors.htm>>, Acesso em 06 de Março de 2016 .

TOTH, V.; HEJJEL, L.; FOGARASI, A.; GYIMESI, C.; ORSI, G.; SZUCS, A.; KOVACS, N.; KOMOLY, S.; EBNER, A.; JANSZKY, J. **Periictal heart rate variability analysis suggests long-term postictal autonomic disturbance in epilepsy.** European Journal of Neurology, n.17, p.780-787, 2010.

VELAGAPUDI, P.; TURAGAM, M.; LAURENCE, T.; KOCHERIL, A. **Cardiac arrhythmias and sudden unexpected death in epilepsy (SUDEP).** PACE, n.35, p.363-370, 2012.

WEBSTER, J. G. **Biopotential Electodes in Medical Instrumentation – Applications and Design**, 4^a ed., 2009.

APÊNDICE A – ALGORITMOS DESENVOLVIDOS

Programação Sensor de Fotopletismografia

```

/* Medições PPG
1) Pisca um LED com os Batimentos do Usuário - PINO 13
2) Determina BPM e IBI
/=====
=====
====*/
// Variables
int pulsePin = 0;           // Sensor conectado ao pino 0
int blinkPin = 13;         // A cada batida de coracao piscara o pino 13

// Variaveis do tipo "Volatile" sao utilizados nas rotinas de interrupcao
volatile int BPM;           // Batimentos por minuto
volatile int Signal;        // Sinal medido e processado
volatile int IBI = 600;     // Tempo de Intervalo entre batidas em (ms), setado
                             // primeiro valor em 600ms que resulta em 100bpm
volatile boolean Pulse = false; // "True" quando 'e detectado um batimento e "Falso"
                             // quando nao.
volatile boolean QS = false; // becomes true when Arduino finds a beat.

void setup(){
  pinMode(blinkPin,OUTPUT); //configura pino 13 como Saida.
  Serial.begin(9600);       // transmissao de dados em 9600bits/s
  interruptSetup();        // prepara para leitura a cada 2ms utilizando interrupcao
}
void loop(){
  serialOutput() ;
  if (QS == true){ // Um batimento cardiaco foi encontrado
    // BPM e IBI foram determinados
    // QS e flag de quando se encontra um batimento cardiaco
    serialOutputWhenBeatHappens(); // Manda para a serial o sinal encontrado
    QS = false; // Reset da Flag para a proxima leitura
  }
}
void serialOutput(){
  sendDataToSerial('S', Signal); //Vai para a funcao sendDataToSerial - envia
  // valor do sinal medido e processado com o prefixo S
}

void serialOutputWhenBeatHappens(){

```

```

    sendDataToSerial('B',BPM);    //Vai para a funcao sendDataToSerial - envia valor
do BPM com o prefixo B
    sendDataToSerial('Q',IBI);    //Vai para a funcao sendDataToSerial - envia valor
do Intervalo entre Batimentos Cardiacos com o prefixo Q
}

```

```

void sendDataToSerial(char symbol, int data ){
    Serial.print(',');
    Serial.print(data);
}

```

```
//SETUP DE INTERRUPTCAO
```

```

volatile int rate[10];           // vetor que armazena os ultimos 10 IBI
volatile unsigned long sampleCounter = 0;    // Utilizado para terminar tempo do
pulso
volatile unsigned long lastBeatTime = 0;    // Utilizado para encontrar o IBI
volatile int P = 512;           // Utilizado para encontrar o pico na forma de onda do
fotopletismograma, configurado inicialmente como 50% do total do ADC (1024)
volatile int T = 512;           // Utilizado para encontrar a parte baixa na forma de
onda do fotopletismograma, configurado inicialmente como 50% do total do ADC (1024)
volatile int thresh = 512;     // Utilizado para encontrar o momento instantaneo do
batimento, configurado inicialmente como 50% do total do ADC (1024)
volatile int amp = 100;        // Utilizado para armazenar a amplitude da forma de
onda, configurado inicialmente em 100
volatile boolean firstBeat = true;    // Utilizado para configurar o vetor para que o
programa se inicie com um BPM razoavel
volatile boolean secondBeat = false;  // Utilizado para configurar o vetor para que o
programa se inicie com um BPM razoavel

```

```
void interruptSetup(){
```

```

    // Inicializa o Timer2 para disparar uma interrupcao a cada 2ms
    TCCR2A = 0x02;    // Modo CTC Clear Timer on Compare
    TCCR2B = 0x06;    // Prescaler de 256
    OCR2A = 0X7C;    // Configura a contagem ate 124, tendo uma amostragem de
500Hz. O Firmware do arduino configura todos os timers com uma frequencia de 1kHz
    TIMSK2 = 0x02;    // Habilita interrupcao quando os valores de OCR2A e Timer2
forem iguais
    sei();           // Confirmacao de que todas as interrupcoes estao habilitadas
}

```

```
//ROTINA DE INTERRUPTCAO
```

```
// Timer 2 garante medidas a cada 2ms
```

```

ISR(TIMER2_COMPA_vect){           //disparado com timer2 conta 124
    cli();                       // desabilita as interrupcoes enquanto executa o codigo
    Signal = analogRead(pulsePin);    // Leitura do Sensor de PPG
}

```

```

sampleCounter += 2; // Mantem o controle do tempo em ms
int N = sampleCounter - lastBeatTime; // Monitora o tempo desde a ultima batida
para evitar ruido

// PROCURANDO O PICO E O VALE DA ONDA
if(Signal < thresh && N > (IBI/5)*3){ // Evita o ruido causado pelo periodo dicrotico
aguardando 3/5 do ultimo IBI medido
    if (Signal < T){ // T é a incisura da onda
        T = Signal; // Mantém o controle do ponto mais baixo da forma de
onda
    }
}
if(Signal > thresh && Signal > P){ // condição >thresh ajuda a evitar ruidos
    P = Signal; // P e o pico da onda / Mantém o controle do ponto mais
alto da forma de onda
}
// PROCURANDO O BATIMENTO
// sinal de picos acima do valor cada vez que ha um pulso
if (N > 250){ // Evita ruidos de alta frequencia e limita a medicao
de batimentos ate 240bpm
    if ( (Signal > thresh) && (Pulse == false) && (N > (IBI/5)*3) ){
        Pulse = true; // Configura a flag de Pulse quando achamos que
existe um Batimento
        digitalWrite(blinkPin,HIGH); // Liga o LED do pino 13
        IBI = sampleCounter - lastBeatTime; // Mede o tempo entre batidas em ms
        lastBeatTime = sampleCounter; // Mantem o controle do tempo para a
proxima batida

        if(secondBeat){ // Se esta for a segunda batida, if secondBeat ==
TRUE
            secondBeat = false; // Limpa flag secondBeat
            for(int i=0; i<=9; i++){ // Gera o running total para termos um BPM realistico
no startup
                rate[i] = IBI;
            }
        }

        if(firstBeat){ // Se esta for a primeira batida, if firstBeat == TRUE
            firstBeat = false; // Limpa a flag firstbeat
            secondBeat = true; // Configura a flag secondbeat
            sei(); // Habilita interrupcoes
            return; // Valor de IBI nao eh confiavel, entao descarte
        }

// Mantem uma execucao total dos ultimos 10 valores de IBI
word runningTotal = 0; // Limpa a variavel runningTotal para 0

```


Programação EDA

```
int EDA = A0;

void setup() {
  pinMode (EDA, INPUT);
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {
  int leituraEDA = analogRead (EDA);
  Serial.print ("EDA = ");
  Serial.println (leituraEDA);
  delay(200);
}
```

Programação Acelerômetro

```

#include <Wire.h>           //Biblioteca de comunicação I2C no Arduino, assim as
entradas analógicas A4 e A5 ficam reservadas para SDA e SCL necessárias para a
comunicação I2C
#include <Adafruit_Sensor.h> //Biblioteca destinada a sensores da Adafruit
#include <Adafruit_LSM303.h> //Biblioteca destinada exclusivamente ao Acelerômetro
feito pela Adafruit com o chip LSM303

Adafruit_LSM303 lsm;      //Define o nome para o sensor para 'lsm'

void setup()              //Loop de configuração, executa apenas uma vez
{
  Serial.begin(9600);     //Inicia a comunicação do Arduino com a porta do computador,
assim é possível ler os dados via monitor serial

  // Tenta inicializar o sensor e avisa se não for possível detectar o chip
  if (!lsm.begin())
  {
    Serial.println("Oops ... unable to initialize the LSM303. Check your wiring!");
    while (1);
  }
}

void loop()               //Loop do programa principal, é executado infinitas vezes
{
  lsm.read();             //Lê o dado gerado pelo sensor
  Serial.print("Accel: "); //Imprime "Accel: "
  Serial.print((int)lsm.accelData.x); //Imprime o valor correspondente a aceleração no
eixo X do sensor
  Serial.print(", ");     //Imprime ", "
  Serial.print((int)lsm.accelData.y); //Imprime o valor correspondente a aceleração no
eixo Y do sensor
  Serial.print(", ");     //Imprime ", "
  Serial.println((int)lsm.accelData.z); //Imprime o valor correspondente a aceleração no
eixo Z do sensor
  delay(200);             //Aguarda 200ms para continuar a programação
}

```

Programação Sensor Temperatura

```

#include <Wire.h>          //Inicia a comunicação I2C, utilizando as portas A4 e A5 do
arduino respectivamente para SDA e SCL.
#include "Adafruit_TMP007.h" //Biblioteca específica do sensor de temperatura
TMP007
Adafruit_TMP007 tmp007;   //Define o nome do sensor para tmp007
//Adafruit_TMP007 tmp007(0x41); // start with a diferent i2c address!
void setup() {
  Serial.begin(9600);     //Inicia a comunicação serial do arduino com a porta USB do
computador.

  //Testa a comunicação com o sensor, em caso de erro, imprime um aviso até que o
sensor seja encontrado
  if (! tmp007.begin()) {
    Serial.println("No sensor found");
    while (1);
  }
}
void loop() {
  float objt = tmp007.readObjTempC(); //Lê o valor do objeto em medição, em graus
Celsius, e o coloca em uma variavel do tipo real de nome 'objt'
  Serial.print(objt); Serial.println("*C");//Imprime o valor e a unidade do valor medido
  float diet = tmp007.readDieTempC(); //Lê o valor da temperatura interna do sensor,
em graus Celsius, e o coloca em uma variavel do tipo real de nome diet
  Serial.print(diet); Serial.println("*C");//Imprime o valor e a unidade do valor medido
  delay(200);             // Aguarda 2 segundos para iniciar o loop novamente
}

```

Programação Para Configuração Do Módulo *Bluetooth* Em Modo Mestre

```

#include <SoftwareSerial.h>    //Carrega a biblioteca SoftwareSerial

//Define os pinos para a serial
SoftwareSerial mySerial(10, 11); // RX, TX
String command = "";          // Limpa a variavel que recebe os comandos do
programador.

void setup()
{
  Serial.begin(115200);        //Inicia a serial de interface com o programador
  Serial.println("Digite os comandos AT :"); //Escreve 'Digite os comandos AT' para o
programador
  mySerial.begin(38400);       //Inicia a serial configurada nas portas 10 e 11, para
comunicação com o módulo Bluetooth
}
void loop()
{
  // Verifica se o módulo está disponível
  if (mySerial.available())
  {
    while(mySerial.available()) //Enquanto disponível, lê as informações enviadas pelo
módulo(caracter por caracter).
    {
      //E enquanto tiver coisas a ser lidas, continua lendo.
      command += (char)mySerial.read();
    }
    Serial.println(command);    //Envia a resposta de acordo com o comando digitado
pelo programador
    command = "";              //Limpa a variavel command para que novos comandos
possam ser enviados, sem a inteveferencia dos comandos anteriores.
  }
  if (Serial.available())      //Verifica se a comunicação com o programador está
disponível
  {
    delay(10);                 //Se sim aguarda 10 milisegundos
    mySerial.write(Serial.read()); //Escreve para o módulo, o que é lido na serial
(enviado pelo programador)
  }
}

```

Programação do Gravador de Memória *Flash*

```

/*****/
/**
/** Desenvolvedor: José Eduardo Trindade E Marques **/
/** Trabalho: Gravação de MicroSD **/
/** Data: 11/02/2015 **/
/** Versão: 1.4 **/
/**
/*****/
/**
Pinagem adotada
** MOSI - DigiPin 11
** MISO - DigiPin 12
** SCK - DigiPin 13
** CS - DigiPin 4

** Sensor - AnalogPin A0
**/
//Bibliotecas referentes a comunicação MICROSD
#include <SD.h>
#include<SPI.h>
#define TO_READ (1) //Num de bytes sendo lidos por vez

//Definicao de Variaveis
//buffer para salvar os dados vindos dos aquisidores de dados
byte buff[TO_READ] ;
// buffer de string para transformar os dados antes de enviá-los ao cartão SD
char str1[96];
char str2[96];
// buffer para guardar o nome do arquivo
char narquivo[12];
//contém o nome do diretório
char dir[12];
//contém o caminho do diretório
char caminho1[18];
char caminho2[18];
// armazena o número do arquivo
int qtdarquivo = 0;
// define o tipo de arquivo
File LDR1;
File LDR2;
//Sensor LDR
int sensorLDR1 = A0;
int sensorLDR2 = A1;

```

```

int valorSensor1 = 0;
int valorSensor2 = 0;
//Inicialização de variáveis
int seg = 0;
int min = 0;
int hor = 0;
int troca = 0;
int t_hor;
void setup() {
  //Abre a comunicação serial e inicializa MicroSD
  Serial.begin(9600);
  //Inicialização do cartão MicroSD
  Serial.println("Iniciando o cartao SD...");
  //Teste de inicialização do MicroSD
  if (!SD.begin(4)) {
    Serial.println("Falha de inicializacao");
    Serial.println("Favor verificar o cartao MicroSD");
    return;
  }
  //Aviso de inicialização bem sucedida
  Serial.println("Cartao Inicializado.");
  // Cria o primeiro diretório
  sprintf(dir, "hora%d", hor);
  SD.mkdir(dir);
  sprintf(caminho1, "hora%d/LDR1%d.txt", hor, qtdarquivo);
  sprintf(caminho2, "hora%d/LDR2%d.txt", hor, qtdarquivo);
}

void loop() {
  // Rotinas para criação de diretorios determinados pela hora
  while (troca == 1) {

    sprintf(caminho1, "hora%d/LDR1%d.txt", hor, qtdarquivo);
    sprintf(caminho2, "hora%d/LDR2%d.txt", hor, qtdarquivo);
    // Se o caminho existir grava o arquivo
    if (SD.exists(caminho1)) {
      qtdarquivo++;
    }
    // Se não existir acrescenta um diretório
    else {
      sprintf(dir, "hora%d", hor);
      SD.mkdir(dir);
      troca--;
    }
    if (SD.exists(caminho2)) {

```

```

    qtdarquivo++;
}

// Se não existir acrescenta um diretório
else {

    sprintf(dir, "hora%d", hor);
    SD.mkdir(dir);
    troca--;
}
}

//Rotinas para o controle de tempo
static unsigned long ult_tempo = 0;
int tempo = millis();

if (tempo - ult_tempo >= 1000) { // ajuste de tempo

    ult_tempo = tempo;
    seg++;
}
if (seg >= 60) {
    seg = 0;
    // troca++;
    min++;
}
if (min >= 10) {
    min = 0;
    troca++; // altera o arquivo de gravação
    t_hor++;
}
if (t_hor >= 6) {
    t_hor = 0;
    qtdarquivo = 0;
    hor++;
}
}
//Aquisição dos dados
valorSensor1 = analogRead (sensorLDR1);
valorSensor2 = analogRead (sensorLDR2);
//conversao dos dados em string
sprintf(str1, "%05d %02d %02d", valorSensor1, min, seg);
sprintf(str2, "%05d %02d %02d", valorSensor2, min, seg);
Serial.println(str1);
Serial.println(str2);

```

```
// Verifica de o diretório existe e está disponível
LDR1 = SD.open(caminho1, FILE_WRITE);
LDR2 = SD.open(caminho2, FILE_WRITE);

// Se o arquivo estiver disponível, grava os dados.
if (LDR1) {
  LDR1.println(str1);
  LDR1.close();
}

if (LDR2) {
  LDR2.println(str2);
  LDR2.close();
}
delay(31.25);
}
```

APÊNDICE B – ESPECIFICAÇÃO DA BATERIA DA PULSEIRA

Uma bateria de polímero de lítio, *LiPo*, é constituída por múltiplas células, este tipo de bateria fornece aproximadamente 3,7V por célula.

A capacidade de transferência de carga em baterias *LiPo* é normalmente indicada em mAh. Ela juntamente com a taxa de descarga define a corrente máxima de saída da bateria. Sendo assim, para escolha da bateria mais adequada deve-se levar em consideração a combinação dessas desses dois parâmetros. A taxa de descarga é indicada com a letra “C” nos invólucros das baterias.

Uma bateria com capacidade de transferência de carga de 1000mAh e 1C pode entregar 1000mA durante 1 hora ou 1mA durante 1000 horas. Caso seja tenha capacidade de descarga de 2C, a mesma bateria poderia fornecer 2000mA durante 30 minutos.

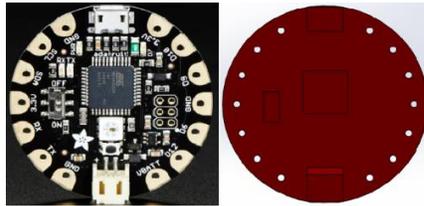
Sendo assim, para a especificação da bateria da pulseira do projeto, dados de consumo de energia de cada componente foram pesquisados e estão listados a seguir:

Dispositivo	Corrente (A)
<i>ATS</i>	0,000012
<i>AFAS</i>	0,00011
<i>Sensor EDA</i>	0,003
<i>Pulse Sensor®</i>	0,008
<i>Adafruit Flora®</i>	0,0003
<i>Bluefruit® Bluetooth</i>	0,0152

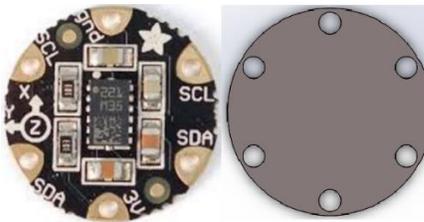
Considerando que a curva de descarga fosse constante no somatório da potência consumida para cada dispositivo, autonomia da bateria ser doze horas e um ajuste de 20% da carga para futuras expansões ou novos sensores, será necessário uma bateria de 388,8mAh de uma célula e 1C de perfil de descarga.

APÊNDICE C – DESENHOS DOS COMPONENTES DA PULSEIRA

1 – *Adafruit Flora*®



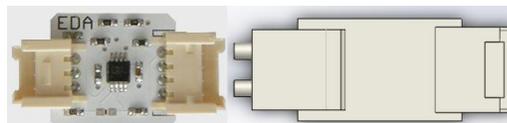
2 – AFAS



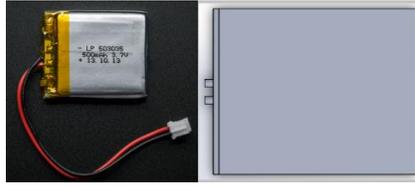
3 – ATS



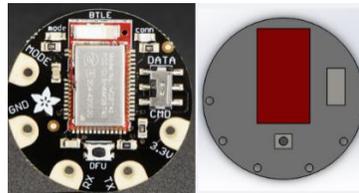
4 – Sensor EDA



5 – Bateria



6 – *Bluefruit Flora*®



APÊNDICE D – CIRCUITO ELÉTRICO DA PULSEIRA

