



Centro Universitário de Brasília – UniCEUB
Faculdade de Tecnologia e Ciências Sociais Aplicadas –
FATECS

REBECA HANNAH DE MELO OLIVEIRA

**SISTEMA PARA PREDIÇÃO E ALERTA DE EPISÓDIOS HIPOGLICÊMICOS
NOTURNOS EM DIABÉTICOS TIPO 1 COM USO DE SENSOR DE
VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA LINKADO À PLATAFORMA DO
MICROCONTROLADOR ARDUINO**

BRASÍLIA
2018

REBECA HANNAH DE MELO OLIVEIRA

**SISTEMA PARA PREDIÇÃO E ALERTA DE EPISÓDIOS HIPOGLICÊMICOS
NOTURNOS EM DIABÉTICOS TIPO 1 COM USO DE SENSOR DE
VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA LINKADO À PLATAFORMA DO
MICROCONTROLADOR ARDUINO**

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) apresentado à banca examinadora do curso de Engenharia Elétrica da FATECS – Faculdade de Tecnologia e Ciências Sociais Aplicadas do Centro Universitário de Brasília como um dos requisitos para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica pelo UniCEUB – Centro Universitário de Brasília.

**BRASÍLIA
2018**

REBECA HANNAH DE MELO OLIVEIRA

**SISTEMA PARA PREDIÇÃO E ALERTA DE EPISÓDIOS HIPOGLICÊMICOS
NOTURNOS EM DIABÉTICOS TIPO 1 COM USO DE SENSOR DE
VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA LINKADO À PLATAFORMA DO
MICROCONTROLADOR ARDUINO**

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) apresentado à banca examinadora do curso de Engenharia Elétrica da FATECS – Faculdade de Tecnologia e Ciências Sociais Aplicadas do Centro Universitário de Brasília como um dos requisitos para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica pelo UniCEUB – Centro Universitário de Brasília.

BRASÍLIA, 25 DE JUNHO DE 2018

Banca Examinadora

Prof^o Francisco Javier de Obaldía Díaz, M.Sc.
Orientador

Prof^o(a) Luís Cláudio Lopes de Araújo
Examinador (a)

Prof^o(a) Ivandro da Silva Ribeiro
Examinador (a)

AGRADECIMENTOS

A meu Deus, por abrir minha mente ao conhecimento.

Aos meus pais, Darine e Jonas, irmãos, Ana, Sarah, Júnior e Letícia, primos e tios, por me apoiarem e instruírem sempre que precisei. Vocês são uma dádiva de Deus em minha vida.

A todos os meus queridos amigos, próximos e distantes, que me ajudam constantemente e são, nos momentos de ardor, meu sustentáculo. Pouco teria valor sem vocês em minha vida. Young and Kevin, thanks for believing in me and being there even if we are oceans apart.

Aos meus colegas, que lutaram e me inspiraram durante este curso. Nathan Souza, Andrey Negreiros, Rubens Pimenta, Francisco Liberal, Nayron Henrique, Gesse Roure, Hugo Molina, Pedro Lobo, obrigada por sua disposição e inteligência. Vocês foram minhas maiores inspirações para aprender.

A meus professores, que apesar das divergências de pensamento, nunca desistiram de me ensinar. Vocês são meus mestres, meus guias na estrada, não apenas da engenharia, mas da vida. Javier, Camilo e Luciano, obrigada pela amizade e ensinamentos. Professor Abiezer e Professora Dianne, obrigada por sua orientação e confiança.

Ao UniCEUB, por me proporcionar o período de crescimento pessoal e profissional mais gratificante da minha vida.

Obrigada.

RESUMO

O número de portadores de Diabetes Mellitus na sociedade brasileira vem aumentando a cada ano, e um problema recorrente pelo qual diabéticos tipo 1 passam são as crises hipoglicêmicas, definidas como quedas na taxa de glicose no sangue. Tais crises trazem consequências físicas imediatas ao diabético, sendo mais perigosas no período noturno, quando o portador da disfunção está sujeito a hipoglicemias despercebidas. No mercado, sensores glicêmicos estão disponíveis para auxiliar diabéticos a obter um melhor controle da glicemia e evitar as crises. Entretanto tais dispositivos são vendidos a altos preços, o que os torna inacessíveis a grande parte da população. Tomando como base esse fator, este trabalho tem por finalidade o desenvolvimento e o teste comparativo de um novo sistema de predição hipoglicêmica que seja eficiente e mais acessível do que os existentes. O foco do projeto é a análise de hipoglicemias por meio de sinais de HRV (*Heart Rate Variability*, ou Variabilidade da Frequência Cardíaca) obtidos por um simples sensor de pulso *Pulse Sensor* e interpretados pelo microcontrolador Arduino em um gráfico de Poincaré (*Poincaré Plot*). Com os resultados obtidos, um sistema de alerta é feito, de modo a despertar o usuário antes da queda glicêmica, evitando assim crises mais sérias durante o sono. Para obter-se boa caracterização do sistema, o teste foi realizado em voluntários portadores de Diabetes tipo 1, na faixa etária de 20 a 40 anos, os quais não apresentam prévias complicações cardíacas que possam alterar os resultados. O sistema foi testado e comprovou-se sua eficácia na previsão hipoglicêmica durante o período do sono, com vantagem de tempo de aviso e de preço, em relação aos sensores vendidos no mercado.

Palavras-Chave: Diabetes. Hipoglicemia. Pulse Sensor. Poincaré Plot. Arduino.

ABSTRACT

The number of Brazilians with Diabetes Mellitus has been increasing as the years pass by, and an iterant issue for those affected by the disease is the hypoglycemic crisis, which can be explained as a decrease in blood glucose below normal levels. These crises may cause immediate physical consequences to the diabetic patients and are more dangerous during sleep time, period when unnoticed hypoglycemias may occur. Currently on the market, glucose sensors are available to help diabetic patients on achieving a better glucose control, avoiding crises, but their high prices are an impediment for a great part of the diabetics in the society. With this in mind, this project aims to develop, test and compare a new hypoglycemia prediction system that is efficient and more accessible than the available ones. The focus of the project is the analysis of hypoglycemias through heart rate variability signals (HRV signals), obtained with a simple *Pulse Sensor* and interpreted by an Arduino Microcontroller at a Poincaré Plot. With the obtained results, an alert system is designed and manufactured, which awakens the user before the glucose level falls to critic levels, avoiding greater crisis during the sleep. In order to obtain a great characterization of the system, it is tested on volunteers with Diabetes type 1, at the age range of 20 to 40 years old, who don't present previous cardiac conditions that might affect the results. The system is tested, and its efficacy is proved on what concerns the prediction of hypoglycemias during the sleep, with advantages on both pricing and time needed for prediction, if compared to the sensor sold nowadays.

Keywords: Diabetes. Hypoglycemia. Pulse Sensor. Poincaré Plot. Arduino.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Hormônio Insulina atuando.....	19
Figura 2 - CGM com bomba de insulina	24
Figura 3 - Esquema de coração humano.....	28
Figura 4 - Eventos do ciclo cardíaco com diversas análises.....	29
Figura 5 - Ondas representando o batimento cardíaco	30
Figura 6 - ECG de um batimento normal	30
Figura 7 - Gráfico IBI x tempo	31
Figura 8 - Gráfico de Poincaré	32
Figura 9 - Comparação entre IBI durante euglicemia e hipoglicemia.....	33
Figura 10 - Pulse Sensor.....	34
Figura 11 - Circuito na parte de trás do Pulse Sensor	34
Figura 12 - Pulse Sensor da World Famous Electronics llc	35
Figura 13 - Sinal do Pulse Sensor plotado na plataforma Arduino	36
Figura 14 - Arduino Uno Rev 3.....	36
Figura 15 – Simbologia de um AOP	38
Figura 16 – Plataforma Processing.....	42
Figura 17 - Plataforma Arduino.....	42
Figura 18 - Página inicial Excel com ferramenta PLX-DAQ para aquisição de dados	43
Figura 19 - Topologia da arquitetura proposta	44
Figura 20 - Emissão e recepção de luz pelo Pulse Sensor.....	45
Figura 21 – Diagrama de conexão entre Pulse Sensor e Arduino Uno	46
Figura 22 - Diagrama de conexão entre Arduino Uno e componentes de Alerta.....	48
Figura 23 - Encapsulamento do protótipo	50
Figura 24 - Circuito de Alerta com sinal visual e sonoro conectado ao Arduino	51
Figura 25 – Projeto montado em Protoboard	52
Figura 26 - Faixa média encontrada para IBI no decorrer de uma hora em repouso	52
Figura 27 – IBI [ms] x Tempo em condição glicêmica regular e repouso	53
Figura 28 – Gráfico de Poincaré em condição glicêmica regular e durante período de repouso em Processing.....	53
Figura 29 – IBI x Tempo: comparação entre euglicemia e hipoglicemia	54
Figura 30 – Poincaré Plot para estado regular glicêmico	55

Figura 31 – Poincaré Plot para estado hipoglicêmico	55
Figura 32 – IBI e glicemia noturnos, com comportamento inverso ao esperado	56
Figura 33– IBI noturno da Figura 32.....	56
Figura 34– Glicemia noturna da Figura 32.....	57
Figura 35– Gráfico de Poincaré: glicemia noturna.....	58
Figura 36 – Comparação de gastos entre o CGM e Protótipo com P.S.....	59
Figura 37 – Projeto em funcionamento	61

Lista de Tabelas

Tabela 1: Preços de unidades (refis) necessárias para um período de 30 dias	25
Tabela 2: Comparação entre filtros ativos e passivos	40
Tabela 3: Custo da arquitetura proposta	58

Lista de Abreviaturas e Siglas

α	alfa
AOP	Amplificador Operacional
Bpm	Beats per Minute
β	beta
CGM	<i>Continuous Glucose Monitoring</i>
DM1	Diabetes Mellitus tipo 1
DM1A	Diabetes Mellitus tipo 1A
ECG	Eletrocardiograma
FD	Filtros Digitais
GP	Gráfico de Poincaré
HRV	<i>Heart Rate Variability</i>
HbA1c	Taxa de hemoglobina glicada
IBI	Inter Beat Interval
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
MCU	Microcontrolador
ms	milissegundos
nm	nanômetros
OpAmps	Operational Amplifiers
PLX-DAQ	Parallax Data Acquisition Tool
PA	Passa-Alta
PB	Passa-Baixa
PF	Passa-Faixa
PP	polipeptídio pancreático
PTT	Pulse Transit Time
PWM	Pulse Width Modulation
SD	Standard Deviation
SBD	Sociedade Brasileira de Diabetes

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA	13
1.2	OBJETIVO GERAL	14
1.2.1	<i>Objetivos específicos</i>	14
1.3	JUSTIFICATIVA E IMPORTÂNCIA DO TRABALHO	14
1.4	ESCOPO DO TRABALHO	15
1.5	TRABALHOS CORRELATOS	16
1.6	RESULTADOS ESPERADOS	16
1.7	ESTRUTURA DO TRABALHO	17
2	APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA	18
2.1	INSULINA	18
2.2	DIABETES MELLITUS	19
2.3	HIPOGLICEMIAS: CAUSAS, SINTOMAS E TRATAMENTO	20
2.4	TRATAMENTO	21
2.4.1	<i>Injeção de Insulina</i>	21
2.4.2	<i>Aferição de glicemia</i>	22
2.4.3	<i>Bomba de infusão de Insulina</i>	23
2.4.4	<i>CGM</i>	23
2.5	CUSTO	24
2.6	COMPLICAÇÕES	26
2.7	OBJETIVO	26
3	REFERENCIAL TEÓRICO E BASE METODOLÓGICA	27
3.1	SINAL CARDÍACO	27
3.1.1	<i>Coração</i>	28
3.1.2	<i>Componentes do sinal cardíaco: HRV e curvas P, QRS e T</i>	29
3.1.3	<i>Inter Beat Interval (IBI)</i>	30
3.2	GRÁFICO DE POINCARÉ	31
3.3	RELAÇÃO ENTRE HIPOGLICEMIA E SINAL CARDÍACO	33
3.4	HARDWARE	34
3.4.1	<i>Pulse Sensor</i>	34
3.4.2	<i>Arduino</i>	36

3.4.2.1	Pulse Width Modulation (PWM)	37
3.4.3	<i>Filtros e Amplificadores Operacionais</i>	38
3.4.3.1	Amplificador Operacional (AOP)	38
3.4.3.2	Filtros e classificações.....	39
3.5	SOFTWARE	41
3.5.1	<i>Software Processing</i>	41
3.5.2	<i>Arduino</i>	42
3.5.3	<i>Parallax Data Acquisition Tool (PLX-DAQ)</i>	43
4	MODELO PROPOSTO PARA SISTEMA DE PREDIÇÃO HIPOGLICÊMICA POR MEIO DO SINAL CARDÍACO	44
4.1	APRESENTAÇÃO GERAL DO MODELO PROPOSTO	44
4.2	DESCRIÇÃO DAS ETAPAS DO PROJETO	45
4.3	ANÁLISE DE RESPOSTAS	47
4.3.1	<i>Respostas Gráficas</i>	47
4.3.2	<i>Respostas de Alerta</i>	48
5	APLICAÇÃO PRÁTICA DO MODELO PROPOSTO	49
5.1	ÁREA DE APLICAÇÃO DO MODELO	49
5.2	DESCRIÇÃO DA APLICAÇÃO DO PROTÓTIPO	49
5.3	RESULTADOS DA APLICAÇÃO DO PROJETO	51
5.4	CUSTOS DO PROJETO PROPOSTO	58
5.5	AVALIAÇÃO GLOBAL DO PROJETO PROPOSTO	60
6	CONCLUSÃO	62
6.1	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	63
	REFERÊNCIAS	64
	APÊNDICE A: Código fonte de captação de dados e envio para Excel	69
	APÊNDICE B: Código de ativação do sistema de controle e envio de dados para plataforma Processing	73

1 INTRODUÇÃO

1.1 APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA

O número de portadores de Diabetes tem aumentado a cada ano, conforme pesquisa feita pela Federação Internacional de Diabetes, sendo que, em 2012, estimava-se haver 371 milhões de diabéticos (considerando todos os tipos de Diabetes) no mundo, valor subindo em 2013 para 382 milhões e, em 2017, para 425 milhões. Em 2040, a quantidade de diabéticos no mundo deverá alcançar o quantitativo de 629 milhões, num aumento de 48% (INTERNATIONAL DIABETES FEDERATION, 2017). No Brasil somente, os números saíram de 5,5% da população em 2006 para 8,9% em 2016, com aumento de 61,8% no número de diagnósticos de Diabetes na última década (VIGITEL, 2016). Dentre os tipos de Diabetes, destaca-se o tipo 1A, considerado atualmente como autoimune, devido aos seus efeitos característicos facilmente diagnosticáveis. O número de portadores de Diabetes tipo 1 tem, também, aumentado a cada ano, e atingido crianças cada vez mais jovens (CHAVES, 2013).

O considerável aumento no número de diabéticos tipo 1 leva ao crescimento de demanda por tecnologia aplicável à área. Dentre os equipamentos desenvolvidos para melhorar a qualidade de vida de diabéticos estão as bombas de insulina, os sensores *Continuous Glucose Monitoring* (CGM) e aparelhos para observação dos níveis de açúcar no sangue, desenvolvidos por empresas como Medtronic e Roche. Com eles, é possível obter um melhor controle glicêmico e evitar crises médicas, em especial casos de hipoglicemia, que podem, em casos mais sérios, levar a traumas físicos e mesmo à morte. Tais crises serão tratadas com mais detalhes no capítulo 2 desse trabalho.

Os dispositivos mencionados e respectivos insumos, apesar de eficientes, são, muitas vezes, inacessíveis à maior parte da população, devido ao seu alto custo. Há também o empecilho trazido pela intrusividade intrínseca ao uso desses aparelhos, que são conectados à corrente sanguínea para precisão de leitura e interpretação de dados glicêmicos. Percebe-se, dessa forma, a necessidade de se investir em equipamentos eficientes e de menor custo, para auxílio aos que não tem condições financeiras de adquirir os aparelhos atualmente disponíveis no mercado. Avalia-se também a possibilidade do desenvolvimento de um equipamento não intrusivo, de modo a tornar o processo mais simples e menos incômodo ao usuário.

1.2 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral deste projeto é desenvolver e avaliar o desempenho de um dispositivo eletrônico não intrusivo, capaz de fazer o prognóstico de hipoglicemias noturnas em diabéticos tipo 1, por meio da variabilidade da frequência cardíaca. O dispositivo será ergonômico e barato, acessível para todos. O projeto visa analisar a relação entre hipoglicemias e a taxa de frequência cardíaca, assim como alcançar um método mais eficiente de previsão de episódios de risco na vida do paciente diabético, comparando aos métodos já existentes, em especial, o sensor de Monitoramento Contínuo de Glicose (CGM).

1.2.1 *Objetivos específicos*

- Realizar uma revisão bibliográfica sobre o funcionamento de sensores de *Heart Rate Variability* (HRV), em especial o *Pulse Sensor*; sobre o uso de Poincaré Plots; sobre diabetes, sensores glicêmicos, hipoglicemia, efeitos desta na variabilidade de frequência cardíaca; e revisar a arquitetura do microcontrolador Arduino;
- Elaborar software de controle do *Pulse Sensor* por meio da plataforma do Arduino, de modo a obter uma boa medição dos sinais captados pelo sensor;
- Elaborar um programa capaz de converter e processar os sinais cardíacos de HRV no formato digital em Poincaré Plots;
- Elaborar um hardware centrado na arquitetura Arduino e seus periféricos;
- Colocar circuito em Protoboard para testes de funcionamento;
- Analisar e testar a funcionalidade do programa e circuito desenvolvido, de modo a verificar a eficiência e realizar possíveis ajustes conforme necessidade;
- Expandir testes para verificação em Diabéticos tipo 1 voluntários, para levantamento de dados probabilísticos e testes de desempenho;
- Levantar dados que indiquem relação entre hipoglicemias e variabilidade de frequência cardíaca;
- Desenvolver protótipo final ergonômico e com sistema de alerta para hipoglicemias.

1.3 JUSTIFICATIVA E IMPORTÂNCIA DO TRABALHO

A possibilidade de desenvolver um sistema de predição de hipoglicemias que seja mais barato e não intrusivo abre portas a milhões de portadores de Diabetes Mellitus tipo 1

(DM1) no que condiz ao seu acesso a tratamento médico. Proporcionar melhor qualidade de vida é o objetivo de todo aparelho desenvolvido na área médica, e o uso da tecnologia é, atualmente, a melhor maneira de se alcançar esse objetivo.

Episódios de hipoglicemia (queda da taxa de glicose no sangue), quando não tratados imediatamente, podem ter consequências várias, desde tonturas leves e espasmos até convulsões. As hipoglicemias que ocorrem durante o sono, além de serem comuns em pacientes com DM1, são, muitas vezes, não percebidas, e o diabético pode não conseguir despertar para alimentar-se. A baixa glicose pode levar a casos mais sérios de quadros responsivos, com necessidade de hospitalização.

Um sensor conectado ao diabético durante a noite, com sistema de alerta, permite evitar casos de maior gravidade, que é o objetivo dos sensores de glicemia atualmente existentes no mercado. O sensor aqui proposto, diferentemente dos CGMs, tem propósito único, à princípio, de alerta hipoglicêmico, sendo, portanto, esperada uma maior eficiência e acuracidade em seu comportamento. O uso de materiais mais simples permitirá maior acessibilidade do público alvo (portadores de DM1). Seu aspecto não intrusivo, uma vez que ele é conectado apenas à superfície da pele, sem acesso à endoderme, dará maior autonomia e ergonomia ao usuário.

1.4 ESCOPO DO TRABALHO

Um sensor *Pulse Sensor*, que capta batimentos cardíacos por sinais de luz, será conectado ao dedo do usuário, mantendo-se no lugar por meio de uma fita de velcro. Este receberá o sinal e enviará para o microcontrolador Arduino, passando, antes, por um filtro ativo interno do *Pulse Sensor*, que amplifica e filtra o sinal recebido para dar mais precisão ao sistema.

O sinal filtrado será recebido pelo microcontrolador e este o processará graficamente, calculará e registrará o intervalo entre batimentos (Inter Beat Interval), pelo qual será possível prever episódios de hipoglicemia. Uma vez constatada a possível hipoglicemia, o sistema de alerta conectado ao microcontrolador será ativado, sendo este composto por um *Buzzer* com controle de som e um *light emitting diode* (LED) vermelho. O sistema será encapsulado de modo a ser confortável para o usuário utilizar no período indicado para efetuar as medições, ou seja, para que seja usado durante a noite, quando o usuário estiver adormecido.

1.5 TRABALHOS CORRELATOS

A linha de pesquisa escolhida, com uso de sensor de variabilidade da frequência cardíaca para prever hipoglicemias, possui alguns trabalhos correlatos. Dentre eles, destaca-se o trabalho de Cichosz et al. (2014), no qual os autores estudaram uma possível melhoria nos dados fornecidos por CGMs na detecção de hipoglicemias quando, aos do CGM, forem adicionados dados fornecidos por um sensor de HRV (*Heart Rate Variability*). A pesquisa gerou ótimos resultados, com detecção de eventos em 100% dos casos, sem falsos positivos e com um avanço no tempo de predição de 22 minutos, se comparado com o funcionamento do CGM sozinho.

Kudat et al. (2006) avaliaram o comportamento da variabilidade da frequência cardíaca em paciente diabéticos, permitindo estabelecer uma relação de comportamento em pacientes diabéticos com complicações crônicas e pacientes diabéticos sem complicações crônicas. Koivikko et al. (2005) estudaram os efeitos de hipoglicemias induzidas por injeção de insulina na regulação autonômica cardiovascular em diabéticos tipo 1, estabelecendo valores de HRV para pacientes diabéticos e não diabéticos e concluindo que a hipoglicemia leva à redução de saídas de fluxo vagais cardíacos nos dois grupos analisados.

Gardim et al. (2014) fizeram a análise da variabilidade da frequência cardíaca em crianças com DM1, chegando à conclusão de que essas crianças apresentam redução da variabilidade de frequência cardíaca global e da atividade vagal. Por fim, Tarvainen et al. (2017) examinaram o HRV em pacientes com DM1 e pacientes saudáveis durante a prática de exercícios cardiorrespiratórios. Seu trabalho chega à conclusão de que durante momentos de pico na prática do exercício, pacientes com DM1 apresentavam maior complexidade de HRV do que pacientes saudáveis.

1.6 RESULTADOS ESPERADOS

Espera-se que, com o protótipo proposto, seja possível aos pacientes com DM1 obter um melhor controle de episódios hipoglicêmicos, de modo a se evitar crises de maior gravidade.

O projeto visa, também, obter um produto de baixa complexidade, alta acuracidade e maior ergonomia, que possa ser utilizado durante a noite para prever quedas na taxa de glicose sanguíneo. Dessa maneira, poder-se-á fabricar um sistema de menor custo financeiro e, portanto, mais acessível.

Pelo uso do filtro, pretende-se registrar o melhor sinal possível, que seja próximo ao obtido por equipamentos profissionais de HRV. Já com o programa, o esperado é que haja uma troca de informações rápida e exata entre as partes do sistema (microcontrolador, sensor e sistema de alerta), com a medição de intervalos entre batimentos resultando em valores com mudanças visíveis para estabelecimento de alerta hipoglicêmico.

1.7 ESTRUTURA DO TRABALHO

Este trabalho de conclusão de curso será dividido em 6 capítulos, com os seguintes conteúdos:

O capítulo 1 tratará da introdução geral do problema estudado, com breve avaliação de outros estudos na área, objetivos propostos para a pesquisa e a relevância desta para pacientes com DM1.

O segundo capítulo entrará em mais detalhes sobre o problema a ser resolvido com o desenvolvimento do projeto em questão. O capítulo 3, por sua vez, tratará do referencial teórico utilizado para conciliar teoria e elaboração prática do projeto, assim como trará a descrição da metodologia empregada e os materiais utilizados no desenvolvimento do protótipo.

No quarto capítulo, será disponibilizado o fluxograma da metodologia, assim como quadros referenciais dos modelos matemáticos, elétricos, mecânicos e de software utilizados. Haverá, portanto, uma descrição de cada etapa a ser efetuada.

O capítulo 5 será composto por descrições dos resultados alcançados em comparação com os esperados. Finalizar-se-á o trabalho com o capítulo 6, que trará as conclusões e sugestões para melhorias e implementações para trabalhos futuros.

2 APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA

O corpo humano, composto por íons, minerais e água, é um forte condutor de energia elétrica e tem suas funções controladas por pulsos eletromagnéticos fracos do cérebro. As células que o formam têm suas atividades controladas por bilhões de impulsos elétricos, afetando o bem-estar e a capacidade de auto cura do corpo (SANTOS FILHO, 2011). Sendo assim, é possível estabelecer um paralelo entre o corpo humano e um grande e elaborado circuito elétrico, pelo qual passam, diariamente, diversos sinais elétricos que conduzem sua atividade interna e externa. O cérebro e o coração possuem papel de suma importância em tal circuito, seja na geração, na conversão ou na transmissão de sinais, fazendo parte, portanto, do estudo realizado nesse projeto.

Quando o corpo humano sofre alterações externas ou internas, ele reage de formas variadas, buscando retornar ao equilíbrio de suas funções naturais. Essa reação é vista claramente em doenças autoimunes como, por exemplo, a Diabetes Mellitus tipo 1A, caracterizada como insulino dependente, pois o corpo já não produz insulina, necessitando da que é produzida em laboratório.

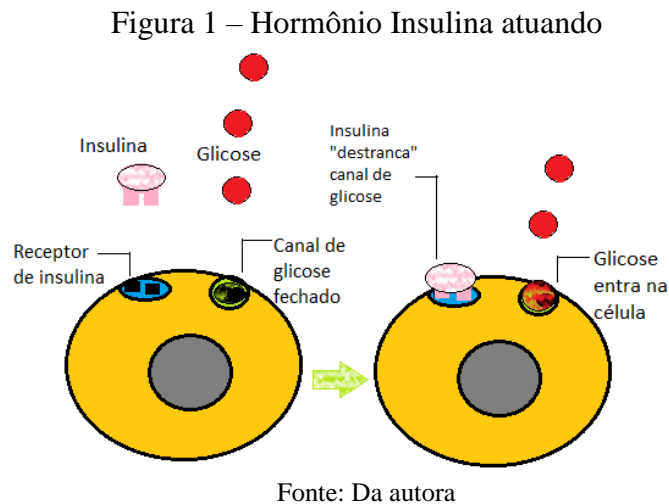
2.1 INSULINA

O pâncreas humano é formado por dois tecidos: os ácinos e as ilhotas de Langerhans. As ilhotas de Langerhans, presentes em grande quantidade no pâncreas (entre 1 e 2 milhões), contêm quatro tipos principais de células: alfa (α) (em torno de 25% do total de células), beta (β) (em torno de 60% do total de células), delta (em torno de 10% do total) e células PP (polipeptídeo pancreático). Cada uma secreta um tipo diferente de hormônio, respectivamente, glucagon (células α), insulina e amilina (células β), somatostatina (células delta) e polipeptídeo pancreático (células PP). (HALL e GUYTON, 2011).

O hormônio insulina, produzido pelas células β , é de grande importância no funcionamento do corpo humano, sendo responsável pelo armazenamento do excesso de energia, o armazenamento de excesso de carboidratos na forma de glicogênio no fígado e nos músculos, e também por estimular a conversão dos restantes em gordura. É a insulina também que comanda a captação de aminoácidos pelas células e sua conversão em proteínas, e que inibe o catabolismo (quebra) das proteínas que já estão nas células. (HALL e GUYTON, 2011).

De forma didática, pode-se ilustrar a função do hormônio insulina como sendo uma chave para a abertura da célula à entrada de moléculas de glicose (monossacarídeo — açúcar

simples — usado pelo organismo como principal fonte de energia). O hormônio é liberado na corrente sanguínea, e, sendo captado por receptores de insulina presentes em células-alvo (aquelas que necessitam de insulina para absorver moléculas de glicose), permite que essas células absorvam moléculas de glicose (provindas de alimentos ingeridos) e as usem para produzir energia, de modo a manter o funcionamento normal do organismo. A Figura 1 representa essa função do hormônio insulina.



2.2 DIABETES MELLITUS

Diabetes Mellitus, segundo a Sociedade Brasileira de Diabetes (SBD), é uma doença crônica na qual o corpo não produz insulina ou não consegue empregar adequadamente a insulina que produz (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017). A doença, causada por disfunção no pâncreas, é classificada pela SBD, atualmente, em quatro tipos: Diabetes tipo 1, dita genética; Diabetes tipo 2, ou adquirida pelo consumo exagerado de açúcares; Diabetes gestacional, que pode ser temporária ou permanente; e Pré-diabetes, que é a condição na qual as taxas glicêmicas encontram-se elevadas, mas não o bastante para se considerar como Diabetes tipo 2, sendo comum em pessoas com obesidade e alta taxa de lipídios. Há estudos que sugerem novas divisões nos tipos de Diabetes, como o proposto por pesquisadores suecos (AHLQVIST et al., 2018). Para esse projeto, tratar-se-á especificamente do tipo atualmente classificado pela SDB como Diabetes Mellitus tipo 1.

A Diabetes Mellitus tipo 1 se subdivide em dois grupos, A e B, sendo o tipo A classificado como uma doença autoimune e o tipo B como não autoimune. Na Diabetes Mellitus tipo 1A (DM1A), o corpo comanda a destruição das chamadas células β pancreáticas, responsáveis pela síntese e secreção do hormônio insulina, responsável pelo metabolismo

dos carboidratos no sangue, ou, genericamente, pela quebra do açúcar no sangue, de modo que este possa ser aproveitado para produção de energia (HALL e GUYTON, 2011). Em suma, os carboidratos ingeridos diariamente pelo ser humano são processados em energia por meio do hormônio insulina. Sem esse hormônio, o carboidrato, ou açúcar, permanece na corrente sanguínea sem uso e é eliminado na urina. Já na Diabetes Mellitus tipo 1B, ocorre a destruição ou falha no funcionamento idiopático de células β pancreáticas (MAAHS et al., 2010) ou seja, as células perdem suas funções sem causa conhecida ou por surgimento espontâneo.

2.3 HIPOGLICEMIAS: CAUSAS, SINTOMAS E TRATAMENTO

Portadores de DM1, do tipo A ou B, assim como de outros tipos de diabetes, estão sujeitos a episódios chamados hipoglicêmicos. Hipoglicemia, ou queda na taxa de glicose no sangue, é diagnosticada por um nível glicêmico inferior a 70mg/dL de sangue, segundo a SBD. Dentre as suas possíveis causas, estão a injeção exagerada de insulina, a prática exacerbada de exercícios físicos, a alimentação insuficiente, os longos intervalos entre refeições e a ingestão de bebidas alcoólicas.

Os sintomas dos episódios hipoglicêmicos, contudo, também são noticiados em outros valores de glicemia, por vezes mais altos do que 70mg/dL, por vezes mais baixos, dependendo do paciente e da situação em que se encontra. Há diversos sintomas relatados para hipoglicemias, os quais podem ser divididos em duas categorias: sintomas causados por liberação adrenérgica (liberação do hormônio adrenalina) e sintomas neuroglicopênicos (falta de chegada de glicose ao cérebro). Os primeiros costumam surgir quando a glicemia está abaixo de 70mg/dL, enquanto que os segundos se manifestam quando a glicemia se encontra abaixo de 50mg/dL.

Cita-se, por exemplo, para os sintomas adrenérgicos, fome, sudorese, taquicardia, ansiedade, palidez, tremor e alteração de personalidade. Já para os sintomas neuroglicopênicos, citam-se dificuldade de concentração, confusão mental, falta de coordenação, tontura, sonolência, pesadelos, vertigens, convulsões e inconsciência. Esses sintomas requerem tratamento imediato, podendo levar, inclusive, ao estado de coma e até à morte, quando não tratados (HOSPITAL SÍRIO LIBANES, 2016). Espasmos são sintomas que também ocorrem durante as hipoglicemias pela falta de glicose, que controla o relaxamento e a contração de músculos (MOORE; MOORE; MENON, 2018).

Há várias causas que levam um diabético a um episódio hipoglicêmico, como aumento da atividade física sem os devidos cuidados (ajustes na alimentação ou na medicação),

alimentação inadequada, a extrapolação na dosagem de insulina aplicada e a ingestão de álcool. Quedas na taxa de glicose no sangue são, muitas vezes, situações corriqueiras com as quais o diabético tem que lidar, e podem ocorrer em qualquer período do dia e da noite.

Dentre os momentos de maior gravidade para ocorrer uma hipoglicemia, destaca-se o período do sono, em geral, noturno. O motivo para maior atenção a casos de hipoglicemia durante a noite é, primeiramente, a falta de percepção do diabético de estar sendo acometido por uma hipoglicemia (THIEMO VENEMAN, 1993). Em segundo lugar, está a falta de reação ocasionada pela não percepção da crise, de modo que o paciente não trata a hipoglicemia, podendo sofrer consequências mais sérias, como já citado.

O tratamento da hipoglicemia se dá pela ingestão de açúcares, de preferência alimentos com pouca gordura, de modo que se facilite ao organismo a quebra e uso do açúcar ingerido, ou por injeção de medicação apropriada. Há protocolos hospitalares para tratamento de hipoglicemias em pacientes segundo o nível glicêmico e a alteração de consciência. Alguns exemplos de açúcares usados para tratar hipoglicemia são o mel, sucos artificiais de caixinha, sachês ou tabletes de glicose, frutas com alto teor de açúcar (como banana, pêra e uva), refrigerantes e o açúcar propriamente dito. Recomenda-se a ingestão de alimentos com 15 a 20 gramas de carboidratos para tratar hipoglicemias (HOSPITAL SÍRIO LIBANÊS, 2016).

2.4 TRATAMENTO

2.4.1 *Injeção de Insulina*

Desde 1922, com o isolamento da insulina no pâncreas pela primeira vez por Banting e Best (ROSENFELD, 2002), o tratamento da Diabetes tem se desenvolvido conjuntamente com o avanço da doença. No controle glicêmico requerido por portadores de Diabetes, diferentes métodos são utilizados, dependendo do paciente, de seu quadro médico e do método do médico que o trata. A insulina, parte vital da vida do diabético, é produzida artificialmente e dividida em diferentes tipos (dependendo de seu efeito e tempo de duração).

No tratamento e controle de níveis glicêmicos, requerido por portadores de Diabetes tipo 1, é necessária a injeção de doses de insulina basal e de bolus (de correção), semelhante ao funcionamento do corpo humano. Dentre os tipos de insulina, pode-se citar as ultra-rápidas, que atuam entre 10-15 minutos após a injeção (como exemplo tem-se a Apidra, a Humalog e a NovoRapid), a rápida, que inicia sua ação em torno de 30 minutos após a injeção (e.g. Humulin e Novolin), a de ação intermediária, que atua de 1-3 horas após a injeção (NPH, sendo a mais

próxima em efeito de tempo da insulina biológica) e a de longa duração, que atua em torno de 90 minutos e cujos efeitos duram até 24 horas (e.g., Lantus, Levemir e Tresiba). (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017).

Existem diferentes métodos de tratar a Diabetes Mellitus tipo 1 a partir da injeção de insulina. Dentre eles, há a aplicação por seringa, a aplicação por caneta de insulina, o uso da bomba de insulina e a insulina inalável. Cada método tem suas particularidades, e, muitas vezes, caminham juntos, como é o caso da insulina inalável, que serve apenas para correções, necessitando da aplicação da insulina basal por caneta. (MIKHAIL, 2017)

2.4.2 Aferição de glicemia

No controle da DM1, para que haja tratamento correto, seja por injeção de insulina ou por ingestão de açúcar, é necessário aferir a glicemia em intervalos regulares. Usa-se, para isso, os glicosímetros, popularmente chamados medidores de glicose, os quais são produzidos em diversos modelos por empresas como Abbot, Roche e Accu-Chek.

Os kits para medição da glicose compreendem glicosímetro, lancetas (agulhas de teste), dispositivo para usar as lancetas e tiras de teste para o exame. O glicosímetro é um aparelho, em geral, pequeno, e contém um display que mostra dados aferidos, informações de configuração do aparelho e memórias variadas, dependendo do modelo. As lancetas são utilizadas para perfurar a ponta do dedo e, dependendo do dispositivo, isso pode ser feito em diferentes níveis de profundidade. O usuário perfura a ponta do dedo e utiliza uma gota de sangue que é colocada na tira de teste, a qual é inserida no glicosímetro. A partir daí, em poucos segundos o aparelho calcula a taxa de glicose no sangue e revela o resultado. Com o valor obtido, o diabético tem uma referência de maior precisão para definir a atitude a ser tomada a seguir: a dose a aplicar de insulina (conforme a prescrição médica) ou a necessidade de alimentação, em caso de hipoglicemia.

A tecnologia desenvolvida nos últimos anos para aferir a glicemia tem se diversificado e se mostrado cada vez mais prática, visando melhorar a qualidade de vida do diabético. Nesse sentido, existem, além dos medidores de glicemia tradicionais, os chamados CGM (*Continuous glucose monitoring*), ou sensores de monitoramento contínuo de glicose, que trabalham em paralelo com bombas de insulina por conexão *bluetooth*, e aparelhos como o *Free Style Libre* produzido pela empresa Abbott, que envia dados glicêmicos por *bluetooth* para um monitor. (ABBOTT, 2016).

Outros estudos têm sido elaborados para desenvolvimento de métodos alternativos de checagem do nível glicêmico, como por exemplo o uso de tatuagens que mudam de cor conforme o nível de glicose (POWELL, 2017). Contudo, ainda se buscam métodos mais eficazes e não intrusivos para melhorar a qualidade de vida do diabético.

2.4.3 Bomba de infusão de Insulina

Buscando ampliar a qualidade de vida dos diabéticos tipo 1 com a melhoria do controle glicêmico, a redução dos quadros de hipoglicemia e da quantidade de injeções diárias de insulina, foram desenvolvidas as bombas de insulina. Em 1963, Arnold Kadish desenvolveu o primeiro modelo de uma bomba de insulina, do tamanho de uma mochila e conectada direto na veia, com injeção de insulina e glucagon (KADISH, 1963). A partir daí o modelo foi evoluindo, tornando-se menor e mais portátil, até chegar aos modelos atuais. O trecho abaixo resume o que é e o funcionamento geral da bomba de infusão de insulina.

Consiste em um dispositivo externo que contém um reservatório de insulina conectado a um cateter plástico, que é inserido no tecido subcutâneo do paciente através de uma cânula. Este sistema permite administração contínua de insulina no tecido subcutâneo ao longo das 24 horas, com alta precisão, o que possibilita um controle rigoroso das glicemias, redução da ocorrência de hipoglicemias, particularmente as graves. (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2018)

O uso de bombas de insulina cresce a cada ano entre os portadores de DM1, em especial entre crianças com menos de 6 anos de idade, e, em paralelo, constatou-se a redução da frequência de hipoglicemias graves. (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2018).

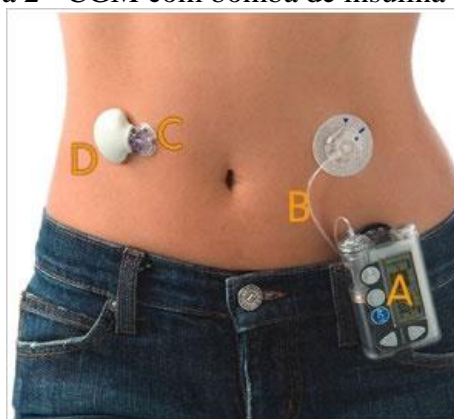
2.4.4 CGM

Sistema de monitoramento contínuo de glicose, ou CGM (*Continuous Glucose Monitoring*) é um sistema implementado para funcionar em paralelo com bombas de insulina, de modo a aumentar o controle da taxa de glicose no sangue por meio de medições constantes. O mecanismo permite avaliar aumentos e quedas da glicemia, possibilitando correções imediatas e análise de dados obtidos por ele. Estudos feitos nos últimos anos demonstram uma relação entre o uso de CGMs e redução na taxa de HbA1c (taxa de hemoglobina glicada). Tal redução, em consequência, pode deixar a taxa de hemoglobina glicada dentro do nível padrão recomendado para diabéticos ($\leq 7\%$). (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2014)

A Figura 2 ilustra o sistema CGM em conexão com uma bomba de insulina, onde A representa a bomba de insulina, B representa o tubo flexível por onde a insulina é administrada por meio de uma cânula fina e flexível presa ao subcutâneo, C representa o sensor de glicose e D o transmissor de dados utilizado, que faz a comunicação com a bomba de insulina.

Para que o CGM permaneça calibrado e em bom funcionamento, medições glicêmicas regulares (no mínimo 3 vezes ao dia) devem ser feitas e configuradas na bomba de insulina.

Figura 2 - CGM com bomba de insulina



Fonte: (MEDTRONIC, 2011)

2.5 CUSTO

Apesar da quantidade de tecnologias atualmente disponíveis no mercado brasileiro para auxiliar portadores de DM1 no controle glicêmico, há ainda impasses no acesso a elas. Um dos maiores obstáculos é o preço cobrado pelas fabricantes dos produtos, o que os torna disponíveis, em geral, apenas à classe alta e à classe média alta brasileira.

Os custos com a terapia usando bomba de infusão de insulina e do sensor CGM são altos, conforme descrito na Tabela 1, com média de preços. Os insumos para uso da bomba devem ser adquiridos mensalmente, uma vez que precisam ser trocados de três em três dias. Da mesma forma, o CGM requer troca do sensor a cada seis dias, havendo, portanto, necessidade de compra mensal do produto. O transmissor dos dados possui validade de apenas nove meses (MEDTRONIC, 2011), ocasionando em outro aumento no custo. Para uso do CGM, há ainda necessidade de se realizar o procedimento chamado popularmente como “ponta de dedo”, no qual é aferido o valor glicêmico, para calibração do sensor. Para tal, é preciso utilizar o aparelho de medição de glicemia, que necessita de compras de refis de tiras mensais para uso.

Avaliando todos os custos relativos ao CGM, há um gasto fixo mínimo em torno de R\$ 15.000,00 (quinze mil reais) para adquirir a bomba de insulina, R\$ 60,00 (sessenta reais) para adquirir um medidor de glicose, R\$ 2.536,00 (dois mil quinhentos e trinta e seis reais) pelo transmissor do CGM, R\$ 86,00 (oitenta e seis reais) pelo aplicador para troca do kit de infusão da bomba de insulina, R\$ 84,00 (oitenta e quatro reais) pelo aplicador para troca do sensor do CGM, R\$ 493,00 (quatrocentos e noventa e três reais) pelo carregador do transmissor do CGM, mais os refis de cada aparelho para o período de um mês, representados na Tabela 1 (valores considerando produtos fabricados pela Accu-check (ROCHE, 2018) e pela Medtronic, com preço convertido de dólares para real, retirados do site da empresa (Medtronic, 2018)).

Tabela 1: Preços de unidades (refis) necessárias para um período de 30 dias

Produto	Preço mensal
Tiras para glicosímetro ¹	R\$ 200,00
Reservatório de Insulina ²	R\$ 158,00
Conjunto de infusão da bomba de insulina ³	R\$ 813,00
Sensor de glicemia CGM ⁴	R\$ 1554,63
Total Mensal	R\$ 2725,63

Fonte: Autora (2018)

¹Considerando – se duas caixas com 50 tiras da marca Accu – chek Active (ROCHE, 2018)

²Dados para o equivalente a uma caixa com 10 unidades do produto MMT – 332A (Reservatório)

³Dados para o equivalente a uma caixa com 10 unidades do produto MMT – 396 (Quick – set)

⁴Dados para o equivalente a uma caixa com 5 unidades do produto MMT – 7008A (Enlite Sensor)

Para fins de levantamento dos gastos arcados pelo usuário do CGM apenas no primeiro ano de uso, o valor dos insumos mensais (necessários ao uso do sensor CGM em conjunto com a bomba de insulina) foi multiplicado por doze meses, o que totalizou o valor de aproximadamente R\$ 32.700,00 (trinta e dois mil e setecentos reais). Adicionado esse valor anual ao valor dispendido para adquirir os produtos iniciais (cuja compra se faz necessária para o funcionamento básico do sensor), de R\$ 18.259,00 (dezoito mil, duzentos e cinquenta e nove reais), chega-se ao valor total de R\$ 50.959,00 (cinquenta mil, novecentos e cinquenta e nove reais). Esse é o custo com o qual o diabético tem que arcar para obter um melhor controle glicêmico e mais qualidade de vida, apenas no primeiro ano de uso do CGM.

2.6 COMPLICAÇÕES

O altíssimo preço cobrado por fabricantes de equipamentos para auxílio à vida do portador de DM1 torna o acesso a sensores de glicemia extremamente limitados à parcela da população que é mais abastada financeiramente. Assim, muitos diabéticos passam por problemas constantes de alterações glicêmicas, em especial, as hipoglicemias, como explicado no tópico 2.3. Mesmo com iniciativas governamentais para auxiliar pacientes com casos mais graves, como acontece no Distrito Federal (SANTOS, 2017), há ainda necessidade de busca por alternativas no controle glicêmico.

Mas o problema do uso de sensores de monitoramento contínuo de glicose não se limita ao seu alto custo. É necessário considerar, ainda, o aspecto intrusivo, uma vez que o sensor, e também a bomba, são conectados ao subcutâneo do corpo. Esse aspecto, além do inevitável desconforto ocasionado, pode levar a irritações na pele, pequenos sangramentos, dor, vermelhidão, entre outros. Ademais, é necessário efetuar a troca, a cada três dias, do cateter da bomba e, a cada seis dias, do cateter do sensor, bem como variar o local da aplicação de ambos no corpo. (MEDTRONIC, 2011).

Essa troca é recomendada pela fabricante pois o CGM está em contato direto com o corpo do usuário, podendo causar irritações e mesmo inflamações na pele. O CGM Enlite Sensor da Medtronic (usado para fins de comparação neste trabalho) tem vida útil de apenas 6 dias, sendo necessário trocá-lo nesse período. Há, também, por vezes a necessidade de troca prévia do sensor, que, diversas vezes, por fatores não específicos (inserção incorreta, calibração indevida, etc.) erros que causam a terminação da vida útil do sensor antes do fim de sua vida útil, sem possibilidade de reiniciar o equipamento. A única solução é a troca prévia por outro sensor.

2.7 OBJETIVO

Busca-se, então, por meio deste trabalho, aprimorar a qualidade de vida do portador de DM1, ao se prevenir episódios de hipoglicemia por meio de um equipamento ergonômico e não intrusivo, de custo bem menor do que o necessário para se utilizar um dos CGMs atuais, baseado na variabilidade da frequência cardíaca, para ser utilizado, em especial, durante a noite.

3 REFERENCIAL TEÓRICO E BASE METODOLÓGICA

A engenharia elétrica abrange uma imensurável gama de áreas, as quais vão do uso de energia em altas potências, na rede elétrica industrial, até as mais baixas, em circuitos eletrônicos. Isso se dá pelo aspecto global dito energia elétrica, presente na vida de todos em formatos variados. Não apenas perceptível no funcionamento de eletrodomésticos, aparelhos industriais e aparelhos computacionais, a energia elétrica é intrínseca ao homem, em sinais elétricos que permitem a vida funcional humana.

Desses sinais elétricos, o funcionamento do corpo humano é gerado, sendo esse, portanto, um valioso ponto de análise no estudo cardíaco e, a partir deste, de hipoglicemias. Os métodos utilizados para previsão de hipoglicemias, conforme explicado no capítulo anterior, são de uso limitado, seja pelo capital necessário para investir nos sistemas de controle glicêmico e bombas de insulina, seja pela performance dos mesmos, que afeta a possibilidade de se prever somente a hipoglicemia. Um método alternativo que foque somente na previsão hipoglicêmica, com um perfil mais acessível financeiramente e com característica de ser não intrusivo revelar-se, assim, útil aos portadores de diabetes que sofrem com quedas na taxa de glicose no sangue.

O desenvolvimento de um sistema eletrônico pertinente à solução do problema em questão deve ser elaborado com cautela e com base em estudo matemático e estatístico válido, para que se obtenha uma boa performance, de modo a atender à demanda de qualidade necessária para o projeto. Os estudos feitos em eletrônica, soldagem, sinais digitais e analógicos e a experiência laboratorial e de pesquisa obtidos no curso de Engenharia Elétrica viabilizam a pesquisa e permitem progresso no estudo dos sinais cardíacos e de índices glicêmicos.

Dessa maneira, este projeto dedica-se ao estudo de sinais cardíacos relacionados a episódios de queda da taxa de glicose no sangue, assim como à plotagem por meio de sistemas gráficos e planilhas, tais como Gráficos de Poincaré, que serão explanados mais a frente, e tabelas de dados do Excel. Segue-se, assim, ao detalhamento dos pontos principais utilizados para realização desse estudo.

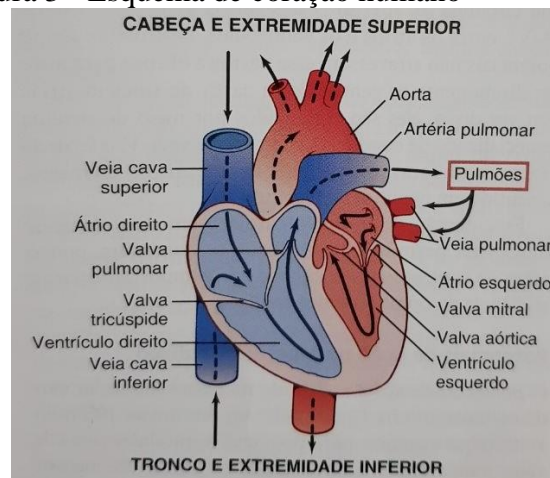
3.1 SINAL CARDÍACO

A análise do sinal cardíaco torna-se ponto de grande importância para este trabalho, uma vez que será a partir dela que o sistema de alerta será feito e os dados registrados. Dessa forma, uma explicação mais abrangente será feita para facilitar o entendimento a respeito do sinal avaliado, suas componentes e métodos de plotagem de dados.

3.1.1 CORAÇÃO

O coração é um dos principais órgãos no ser humano, sendo composto de três tipos de músculo (músculo atrial, músculo ventricular e fibras especializadas excitatórias e condutoras) e duas partes que se separam em outras duas: átrios (direito e esquerdo) e ventrículos (direito e esquerdo). Enquanto os átrios se encontram na parte superior do coração, os ventrículos ficam na parte inferior, conforme visto na Figura 3. (HALL e GUYTON, 2011).

Figura 3 - Esquema de coração humano



FONTE: (HALL e GUYTON, 2011)

O coração possui fibras musculares cardíacas, que são formadas por diversas células individuais, conectadas em série e em paralelo umas com as outras. Essas fibras estão dispostas de tal modo que permitem comunicação entre células (difusão de íons) e que potenciais de ação se propaguem nas células com rapidez. Potenciais de ação podem ser descritos como variações na voltagem ao longo de uma membrana celular na célula cardíaca, levando à excitação da mesma. A velocidade média de condução do sinal de excitação no músculo cardíaco está em torno de 0,3 a 0,4 m/s (metros por segundo), de modo que há uma rápida reação no coração. (HALL e GUYTON, 2011).

Os átrios cardíacos são separados dos respectivos ventrículos cardíacos por meio de tecido fibroso que fica em torno das válvulas atrioventriculares (que podem ser vistas na figura anterior). Apesar dessa separação, o envio de potencial de ação pelas células é veloz e leva a um movimento de contração do átrio, em torno de 0,1 segundo antes da contração do ventrículo, regulando, assim, o batimento cardíaco. Em outras palavras, há um pequeno intervalo na transmissão do potencial de ação (sinal elétrico entre as células) para que os átrios

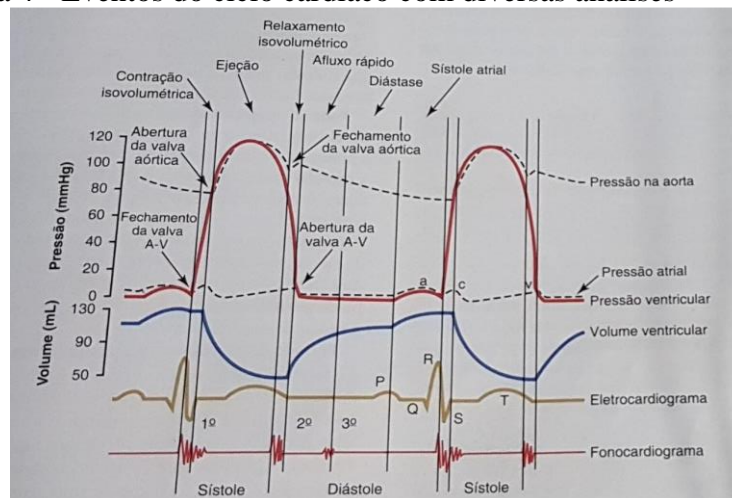
se enchem de sangue e contraíam enquanto os ventrículos ainda estão relaxados, de modo que estes encham completamente antes de entrarem em seu processo de contração.

O ciclo cardíaco é composto por duas etapas: diástole (relaxamento, coração se enche de sangue) e sístole (contração muscular), comandadas pelo potencial de ação gerados no chamado nodo sinusal (ou nodo sinoatrial), que é localizado no átrio direito e funciona como um marca-passo natural para o coração humano. Vale citar, ainda, a fim de curiosidade, que o bombeamento de sangue no ventrículo esquerdo visa enviá-lo à artéria aorta e, no ventrículo direito, à artéria pulmonar. (HALL e GUYTON, 2011).

3.1.2 Componentes do sinal cardíaco: HRV e curvas P, QRS e T

Na análise do sinal cardíaco, existem diversas formas de plotagem gráfica, como as vistas na Figura 4. Dentre elas, para este projeto, a de maior importância é o sinal obtido pela eletromiografia, ou sinal de eletrocardiograma, representado em laranja na Figura 4.

Figura 4 - Eventos do ciclo cardíaco com diversas análises



FONTE: (HALL e GUYTON, 2011)

Do inglês, Heart Rate Variability (HRV), ou variabilidade da frequência cardíaca, é o sinal cardíaco analisado por equipamentos que levam o mesmo nome, ou eletrocardiogramas (ECG). O ECG registra a corrente elétrica em movimento através do coração durante um batimento, a partir de eletrodos conectados em pontos pré-definidos do corpo do paciente. Os eletrodos medem a magnitude e direção da corrente elétrica no coração para cada batimento e o resultado é ampliado e registrado no aparelho principal do ECG, pelo qual pode-se analisar o sinal cardíaco. Em resumo, o ECG pode ser definido como amplificador e registrador de sinais

cardíacos, e é utilizado em exames de rotina e no caso de suspeita de doenças ou alterações cardíacas.

A Figura 5 a seguir ilustra o sinal elétrico do pulso cardíaco, onde estão representadas as ondas P, QRS e T, cada qual equivalente a um momento do ciclo cardíaco. O ciclo inicia-se com o envio do potencial de ação (impulso do nódulo sinusal), que ativa os átrios cardíacos. A onda P representa essa ativação atrial. A corrente do impulso alcança, então, os ventrículos, ativando-os, o que é representado pela onda QRS. Por fim, a corrente elétrica espalha-se no sentido oposto, ao longo dos ventrículos, na chamada onda de recuperação (onda T). Mostram-se, ainda, modelos que simulam diferentes condições de batimentos cardíacos. Na Figura 6, pode-se ver o sinal registrado por um ECG para um batimento cardíaco normal.

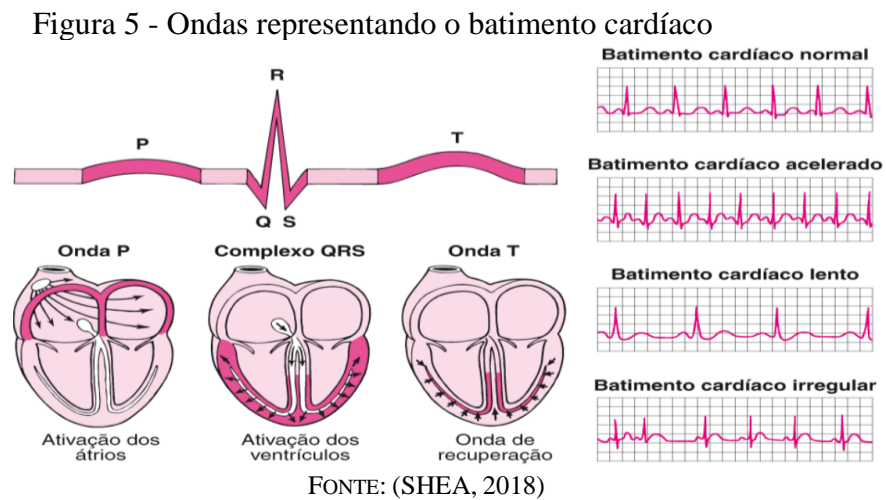
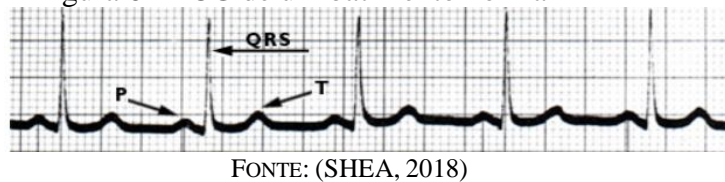


Figura 6 - ECG de um batimento normal

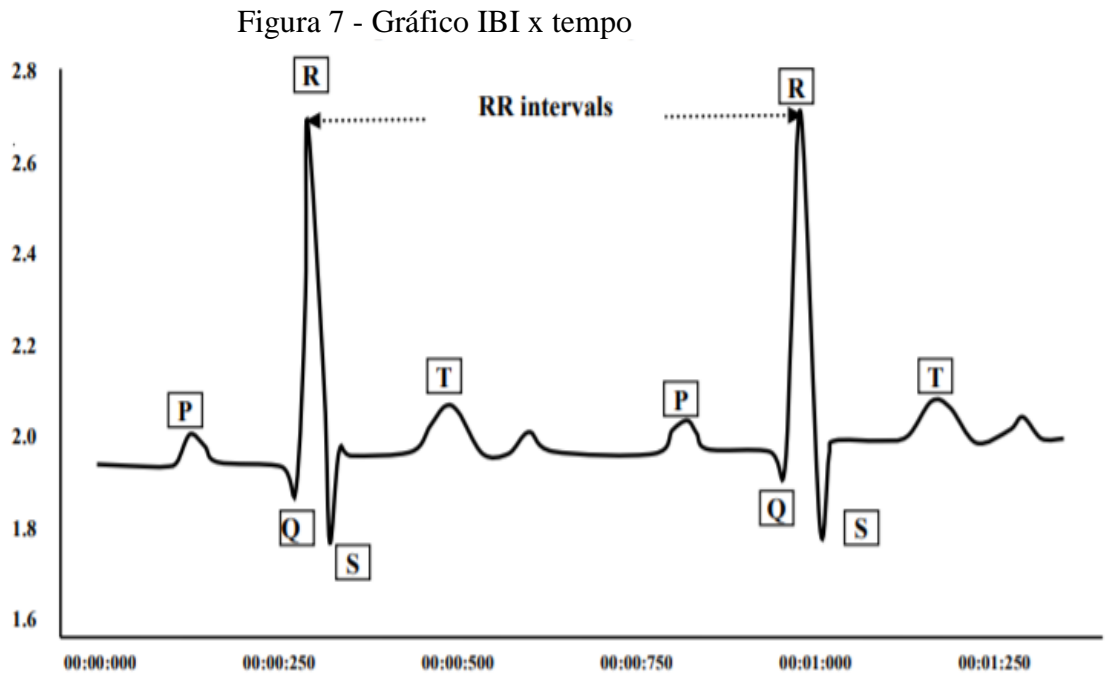


O ECG é um exame comum hoje em dia, mas requer a ida do paciente a um centro médico para fazer o exame e, muitas vezes, para que o exame seja interpretado por um profissional da saúde. Existem aparelhos portáteis de ECG disponíveis, mas a preços altos.

3.1.3 *Inter Beat Interval (IBI)*

Na análise do sinal de eletrocardiogramas, é comum encontrar o chamado IBI ou, em português, intervalo entre batimentos. Esse intervalo é usualmente calculado como o

intervalo entre dois batimentos, efetuando-se o cálculo, em geral, pelo momento de pico do batimento, representado pelo ponto R da onda QRS, como visto na Figura 7. Por se utilizar esse ponto para cálculo, é plausível chamar o intervalo entre batimentos de intervalo RR (RR Interval), como se pode ver na Figura 7, que representa dois pulsos no tempo (eixo X), com a amplitude relativa dos sinais medidos no eixo Y.



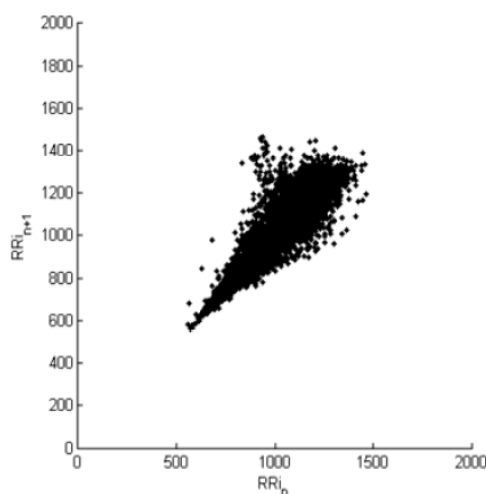
FONTE: (AHMED, BEGUM E ISLAM, 2010)

3.2 GRÁFICO DE POINCARÉ

Desenvolvido por Henri Poincaré, o Gráfico de Poincaré (GP) é uma ferramenta para análise de sistemas complexos, usado em diversas áreas (Física, Astronomia, Ciências Médicas, entre outras). Em especial na área de Ciências Médicas, que é o caso estudado nesse projeto, o Gráfico de Poincaré é, principalmente, utilizado para quantificar a variabilidade da frequência cardíaca (HRV). O Gráfico tem por característica plotar dados atuais em função de dados imediatamente anteriores, de modo que possa ser feita a comparação.

Por meio do GP, é possível plotar em um gráfico de pontos representando o intervalo RR (ou IBI), permitindo a análise do quão próximos os pontos ficam no gráfico, verificar a estabilidade de medidas e até mesmo auxiliar o diagnóstico médico em disfunções cardíacas. A Figura 8 representa o GP obtido para um paciente saudável de 23 anos de idade por um período de 4 horas de análise.

Figura 8 - Gráfico de Poincaré



FONTE: (PISKORSKI; GUZIK, 2005)

A forma ligeiramente oval visível na Figura 8, com uma agregação de pontos representando valores próximos de intervalos RR, revela estabilidade e qualidade de medições efetuadas. Na figura 8, o eixo horizontal representa o intervalo RR no tempo n e o eixo vertical o intervalo RR no tempo $n+1$. Um gráfico com muitos pontos dispersos (com diferenças de mais de 20% entre intervalos RR) ou com valores de RR menores do que 300 ms (milissegundos) ou maiores do que 2000 ms (milissegundos) são bons indícios de que houve erro nas medições (PISKORSKI; GUZIK, 2005). Isso porque os valores mínimos e máximos de períodos para batimentos cardíacos por minuto para os seres humanos geram valores de RR no intervalo de 50 a 100 bpm -Beats per Minute - (LAPA, 2016), o que, por regra de três simples, mostra que o período por segundo para um batimento normal está entre 0,6 segundo e 1,2 segundos. Assim sendo, 0,3 segundo (300 ms) está abaixo da média esperada de 0,6 segundo calculada, e 2 segundos (2000 ms) está acima do máximo esperado para o valor regular, de 1,2 segundos, o que permite estabelecer esses valores para delimitar a faixa de erro de medição, aprimorando o filtro dos dados obtidos. Durante o sono, devido ao relaxamento do corpo, o coração desacelera seu ritmo, chegando até mesmo a 40 bpm (equivalente a um intervalo de 1500 ms entre os batimentos) (FISIOTERAPIA PARA TODOS, 2017). Um valor tão baixo quanto 30 bpm (equivalente a 1 beat a cada 2 segundos, ou 2000 ms) de ritmo cardíaco em um indivíduo acordado indicaria bradicardia, condição na qual o batimento está irregular ou muito lento (MEDTRONIC, 2018), requerendo intervenções externas para regularização de velocidade. Assim também, 200 bpm (equivalente a 1 beat a cada 0,3 segundo, ou 300 ms) indicaria estado de taquicardia (definida para batimentos acima de 100 bpm, estado de aumento

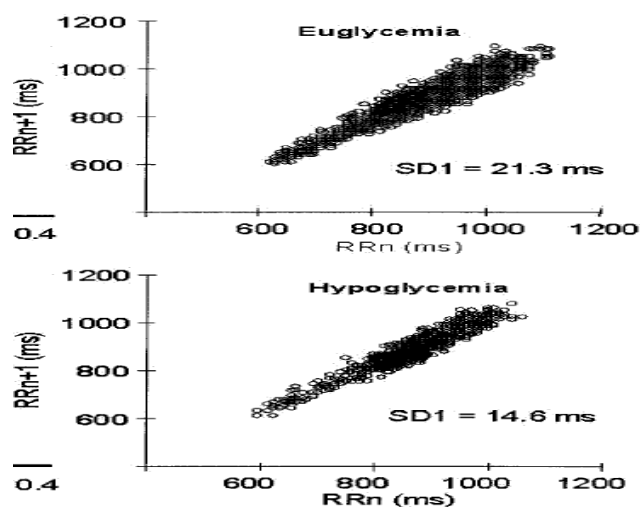
da frequência cardíaca) (MEDTRONIC, 2018), também podendo necessitar de tratamento ou intervenção externa. Assim, pode-se estabelecer a faixa dentro da normalidade estando entre 600 ms e 1200 ms, valores esperados para os pontos no Gráfico de Poincaré (GP).

Caso o GP não fique muito oval, é possível que haja alguma variação cardíaca que necessite ser melhor avaliada por um profissional da área.

3.3 RELAÇÃO ENTRE HIPOGLICEMIA E SINAL CARDÍACO

Quedas na taxa de glicose no sangue são precedidas pela liberação de hormônio contra regulatórios como o hormônio de crescimento, glucagon, epinefrina e cortisol, o que causa sinais como aumento do pulso e queda do HRV (mais especificamente do intervalo RR) (CICHOSZ et al., 2014). Koivikko et al testaram e demonstraram essa relação entre a redução de HRV durante eventos hipoglicêmicos noturnos espontâneos em diabéticos (KOIVIKKO et al., 2005). A Figura 9, retirada do trabalho de Koivikko et al, mostra a relação entre euglicemia (estado glicêmico considerado normal, entre 0 e 99 mg/dL de açúcar no sangue) e o sinal cardíaco e entre hipoglicemia e o sinal cardíaco. Nela, pode-se ver a redução média estatística dos pontos na região oval (representando pontos do Intervalo RR) durante a hipoglicemia. O SD (Standard Deviation ou desvio padrão) encontrado pelo autor é apresentado para cada caso, de modo que é possível perceber sua redução de 21,3 ms durante a euglicemia para 14,6 ms durante a hipoglicemia. O desvio padrão expressa o grau de dispersão dos dados obtidos, sendo que, quanto mais perto de zero ele for, mais homogêneos serão os dados, ou seja, menor a dispersão.

Figura 9 - Comparação entre IBI durante euglicemia e hipoglicemia



FONTE: (KOIVIKKO ET AL., 2005)

Torna-se pertinente, portanto, considerar que é possível utilizar o HRV de um paciente com Diabetes para nele prever episódios hipoglicêmicos.

3.4 HARDWARE

3.4.1 *Pulse Sensor*

O sensor de pulso *Pulse Sensor*, desenvolvido por Joel Murphy and Yury Gitman pela start-up World Famous Electronics llc. em 2011, é um hardware simples, não intrusivo e feito para uso com o microcontrolador Arduino. Seu funcionamento é direto (plug-and-play) e pode ser utilizado para diversas aplicações, como a medição de batimento cardíacos (BPM – Beats Per Minute), a determinação do tempo de trânsito do pulso (PTT – Pulse Transit Time) e mesmo a variabilidade da frequência cardíaca (HRV – Heart Rate Variability).

Para esse projeto, o *Pulse Sensor* foi a ferramenta escolhida para aquisição de dados de HRV e IBI (Inter Beat Interval) por seu baixo custo, sendo vendido no site oficial por \$25,00 (vinte e cinco dólares) (WORLD FAMOUS ELECTRONICS LLC., 2018), por sua baixa complexidade e por ser um projeto de hardware aberto (disponível no site).

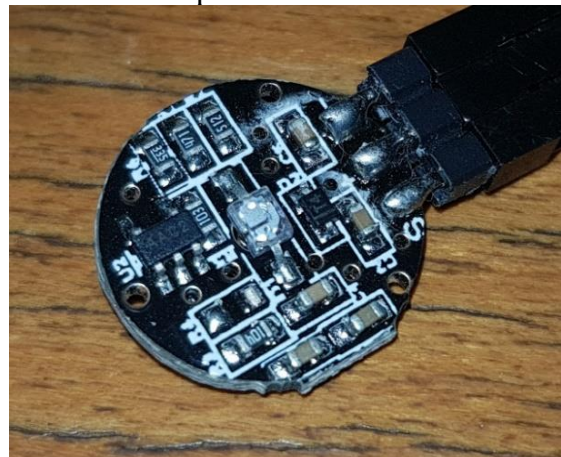
O esquemático mostrado na Figura 12 mostra de que é composto o *Pulse Sensor* da World Famous Electronics llc., e as Figuras 10 e 11 mostram o sensor utilizado no projeto. O sensor pode ser conectado diretamente a um pino de sinal analógico do Arduino segundo o fabricante, contendo, para maior precisão, um filtro ativo interno.

Figura 10 - Pulse Sensor



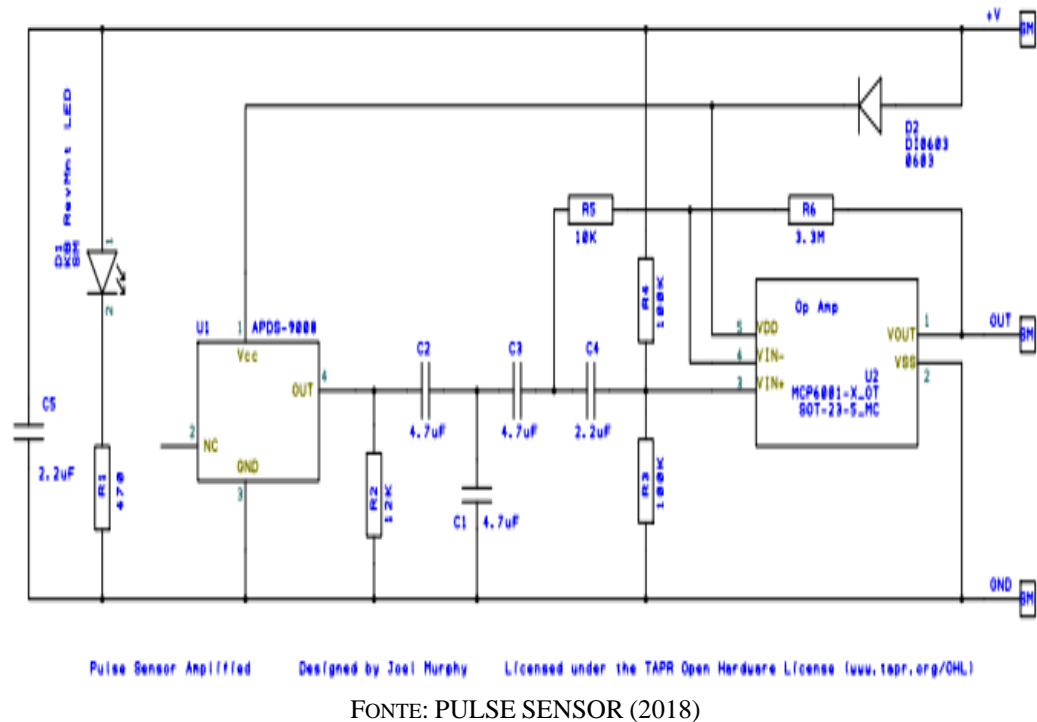
FONTE: DA AUTORA

Figura 11 - Circuito na parte de trás do Pulse Sensor



FONTE: DA AUTORA

Figura 12 - Pulse Sensor da World Famous Electronics Ilc

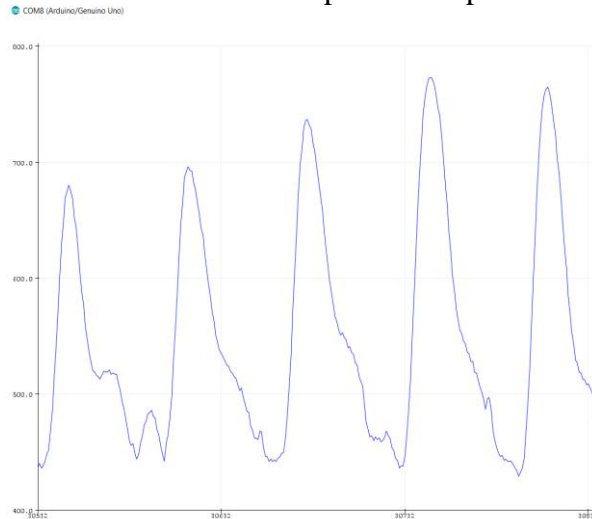


Conforme visto na Figura 12, o *Pulse Sensor* é formado, basicamente, por um sensor de luz APDS-9008 (fabricado pela Avago); um LED (Light Emitting Diode, ou diodo emissor de luz) verde AMN2520ZGC09 (fabricado pela Kinbright), sendo que a cor verde (cujo comprimento de onda está na faixa de 534 a 545 nanômetros) foi escolhida devido ao comprimento de onda da sensibilidade máxima do sensor de luz escolhido, de 565 nm (nanômetros); um diodo de proteção na entrada (para evitar que o circuito queime caso a conexão com a fonte seja invertida); e um filtro ativo para melhorar a forma de onda do pulso, facilitando a captação do sinal pelo microcontrolador. (MURPHY e GITMAN, 2018).

Assim, quando o sensor de pulso é conectado ao dedo, ou ao lóbulo da orelha, a variação de luz refletida com a pulsação de sangue no tecido epitelial (pele) faz o sinal captado pelo pino analógico do Arduino flutuar em torno de um ponto de referência. A Figura 13 mostra um sinal obtido em teste inicial em usuária do sexo feminino, de 23 anos de idade, em estado de repouso, sem problemas cardíacos constatados, ligando o *Pulse Sensor* diretamente ao Arduino e fazendo a leitura do sinal pela Porta Serial, com uso da função Serial Plotter disponível na plataforma do microcontrolador, objetivando testar o funcionamento do sensor. O gráfico mostra o sinal obtido em função do tempo, sendo que a amplitude (eixo y) é controlada pela função Serial.println no programa do Arduino, que envia os dados recebidos pelo sensor de pulso e traça o sinal gráfico do mesmo, de modo que os valores obtidos estão em milissegundos (ms). Nota-se que o intervalo entre os picos é de aproximadamente 72, para uma

faixa de zero a cem, calculados no eixo X, que está na faixa média esperada para uma mulher de 23 anos em repouso, estabelecida em $65.09 \pm 9,99$ (MOORE; MOORE; MENON, 2018)

Figura 13 - Sinal do Pulse Sensor plotado na plataforma Arduino



FONTE: DA AUTORA

3.4.2 *Arduino*

Para o desenvolvimento do projeto em questão faz-se necessário o uso de um microcontrolador, que é, basicamente, um pequeno computador dentro de um chip com todos os componentes básicos para processamento embutidos no chip (como microprocessador, memória RAM, memória flash e pinos de entrada e saída). Pelo preço acessível, por sua facilidade de uso e por sua plataforma facilitadora de conexão com computadores, foi escolhido o Arduino Uno. A Figura 14 mostra a placa do Arduino Uno, com seus pinos e componentes.

Figura 14 - Arduino Uno Rev 3



FONTE: (ARDUINO, 2018)

Vendido no site oficial por apenas \$22,00 (vinte e dois dólares) (ARDUINO, 2018) o Arduino Uno é mundialmente utilizado. Com software de plataforma aberta, permite que qualquer pessoa construa placas compatíveis com o Arduino. (MONK, 2013)

Dentre os diversos modelos disponíveis, foi escolhido para um protótipo inicial a placa de Arduino Uno Rev 3, que usa o microcontrolador (MCU) ATmega328P, fabricado pela ATMEL, operando com nível de tensão de 5V, e 20mA de corrente nos pinos de entrada e saída. Possui 14 pinos para sinal digital, sendo 6 destes PWM (Pulse Width Modulation, para controle de motores, iluminação, etc.), e 6 pinos para sinal analógico. Sua velocidade de Clock (velocidade de processamento) é de 16MHz e a memória de programa disponível é de 32KB (ARDUINO, 2018)

Por possuir boa velocidade de processamento e trabalhar com a tensão necessária para alimentar todos os componentes do projeto, o Arduino Uno é ideal para o protótipo desenvolvido. Contudo, o uso de uma versão menor em tamanho e mais simples, além de mais barata, tal como o Arduino Nano, mostra-se mais interessante para uma versão final do projeto. Isso porque se busca o maior conforto pelo menor custo possível, ambas condições atendidas com o Arduino Nano.

O *Pulse Sensor*, nos testes iniciais, é conectado diretamente a um pino de sinal analógico do Arduino, para que seja feita a aquisição de dados pontuais, não discretizados, evitando assim perda de informações.

O Arduino, ao receber o sinal do *Pulse Sensor*, detecta que um pulso foi encontrado quando o sinal de onda passa de um ponto de referência, determinado no programa pelo usuário. Quando o sinal cai abaixo deste ponto, o Arduino detecta e se prepara para captar o próximo pulso (WORLD FAMOUS ELECTRONICS LLC., 2018), formando, assim, o gráfico de onda de pulso cardíaco e registrando os dados obtidos.

3.4.2.1 Pulse Width Modulation (PWM)

A modulação por largura de pulso (cuja sigla, em inglês, utilizada internacionalmente, é PWM) é uma técnica para se obter resultados analógicos a partir de pulsos de sinais digitais. Por meio da alteração da largura de pulso de um sinal de onda quadrada (digital), controlando-se seu período de ON/OFF (*duty cycle* ou ciclo de trabalho), pode-se obter um controle com efeitos analógicos, variando, por exemplo, o nível de luz de um LED ou a intensidade sonora de um *Buzzer*. Esse controle se dá pela aplicação de uma tensão média à carga usando seu *duty cycle*. (HIRZEL, 2018)

O microcontrolador Arduino Uno possui 6 portas PWM (pinos digitais 3,5,6,9,10 e 11), marcados por um sinal “~” à frente do número do pino. Conectando-se uma carga a essas portas digitais, pode-se estabelecer um comando de potência por PWM, controlando quanto é

fornecido ao pino PWM onde ela está conectada. Um potenciômetro ligado, por exemplo, a um pino analógico do microcontrolador, envia diferentes sinais de corrente, variando a resistência. Um mapeamento dos valores fornecidos por este componente é feito entre a onda de sinal por ele enviado e a potência fornecida à uma carga ligada em um pino PWM. Ou seja, quando se altera a resistência, variando o ângulo de rotação do potenciômetro, a intensidade da potência fornecida à carga ligada ao pino digital também varia de modo aparentemente analógico, podendo-se, por exemplo, reduzir a intensidade de luz de um LED ou o volume de um *Buzzer* pela variação da largura de pulso da onda feita pelo sinal do potenciômetro.

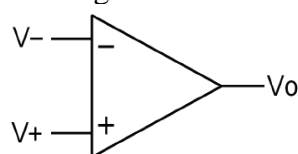
3.4.3 Filtros e Amplificadores Operacionais

O *Pulse Sensor*, conforme descrito no item 3.4.1, possui um filtro ativo interno que amplifica e melhora a leitura do sinal de pulso. Uma breve explicação sobre filtros e amplificadores operacionais é dada a seguir, para melhor entendimento do circuito de filtragem de sinal usado.

3.4.3.1 Amplificador Operacional (AOP)

Amplificadores Operacionais (AmpOps), conhecidos também como OpAmps (Operational Amplifiers), são amplificadores multistágio com entrada diferencial e com características próximas às de um amplificador ideal. (WENDLING, 2010). Esses têm por característica uma impedância de entrada infinita, impedância de saída nula, ganho de tensão infinito, resposta de frequência infinita e insensibilidade à temperatura. Amplificadores Operacionais são utilizados em diversas áreas, dentre elas sistemas eletrônicos de controle industrial, instrumentação industrial, instrumentação médica e sistemas de aquisição de dados. A Figura 15 mostra a simbologia normalmente utilizada para representar OpAmps em diagramas de circuitos eletrônicos. Nela, V_- representa a entrada inversora, V_+ representa a entrada não-inversora e V_0 representa a saída.

Figura 15 – Simbologia de um AOP



FONTE: (WENDLING, 2010)

A saída de um AOP retorna o valor amplificado do sinal de entrada, calculando um múltiplo da diferença entre as duas entradas V_- e V_+ . A Equação 3.0 mostra essa relação, onde A representa o ganho de tensão do Amplificador Operacional (razão entre tensão no sinal de entrada e tensão no sinal de saída), sendo o cálculo deste representado na Equação 3.1, para V_0 sendo a tensão na saída e V_i a tensão na entrada. Para grandes valores de A , utiliza-se o cálculo para valor em decibéis, mostrado na Equação 3.2 (WENDLING, 2010).

$$V_0 = A[(V_+) - (V_-)] \quad (3.0)$$

$$A = \frac{V_0}{V_i} \quad (3.1)$$

$$A(dB) = 20 \log \frac{V_0}{V_i} \quad (3.2)$$

O *Pulse Sensor*, como mostrado em seu diagrama elétrico apresentado no item 3.4.1, utiliza o amplificador operacional MCP6001 em seu circuito interno de filtro para amplificar o sinal recebido. Esse amplificador trabalha com um ganho de 1MHz, com tensão de entrada de 1,8 V a 6 V e corrente de 100 μ A, e é utilizado, em geral, para aplicações de baixo custo, sendo que a baixa tensão e corrente de entrada necessárias o tornam ideais para uso em aparelhos alimentados por pilhas e baterias pequenas. (MICROCHIP, 2009)

3.4.3.2 Filtros e classificações

Filtros elétricos possuem várias definições, que podem ser encontradas em livros e websites. Uma definição que se aplica ao propósito do filtro neste projeto é a que “um filtro elétrico é um quadripolo capaz de atenuar determinadas frequências do espectro do sinal de entrada e permitir a passagem dos demais” (PERTENCE JUNIOR, 2015).

Assim sendo, pode-se explicar filtros elétricos como sendo componentes capazes de aperfeiçoar um sinal de entrada, retirando ruídos para se obter um sinal de saída mais claro, focando na necessidade do projetista. Filtros elétricos são divididos em passivos (formados por elementos passivos, sem necessidade de alimentação externa, como indutores, capacitores e resistores) e ativos (compostos por elementos ativos, que necessitam de alimentação externa,

como amplificadores operacionais). A Tabela 2 abaixo relaciona os dois, mostrando vantagens e desvantagens de cada tipo.

Tabela 2: Comparação entre filtros ativos e passivos

CARACTERÍSTICAS	ATIVOS	PASSIVOS
Necessidade de Indutores	✗	✓
Associação em cascata de estágios simples para filtros complexos	✓	✗
Grande amplificação do sinal de entrada	✓	✗
Grande flexibilidade de projetos	✓	✗
Exige fonte de alimentação	✓	✗
Resposta em frequência limitada à capacidade de resposta dos amplificadores operacionais usados	✓	✗
Possibilidade de aplicação em sistemas de média e alta potência	✗	✓

Fonte: da Autora

Quanto ao tipo de função executada, o filtro ativo pode ser classificado em Passa-Alta (PA, só permite passagem de frequências acima de uma Frequência de corte – f_c – determinada, atenuando as inferiores), Passa-Baixa (PB, só permite passagem de frequências abaixo de uma frequência de corte determinada, atenuando as superiores), Passa-Faixa (PF, só permite a passagem de frequências que estejam numa faixa delimitada por uma frequência de corte inferior e uma frequência de corte superior, atenuando as que estão fora dessa faixa) ou Rejeita-Faixa (RF, atenua frequências que estejam dentro da faixa delimitada por uma frequência de corte inferior e uma frequência de corte superior, permitindo a passagem das demais) (PERTENCE JUNIOR, 2015).

Existem ainda, os chamados Filtros Digitais (FD), compostos por elementos digitais, utilizados em processos nos quais muitos canais de transmissão de dados precisam ser processados por um mesmo filtro. Estes filtros atuam sobre sinais convertidos de analógicos para digitais (filtrando sinal binário obtido) e retornam valores que são reconvertidos em sinais analógicos.

Quanto à função-resposta (aproximação) usada para projetar o filtro, os filtros são classificados em, por exemplo, Butterworth, Chebyshev e Cauer. Cada aproximação possui um

modelo matemático específico, e os mais comuns são os modelos de Butterworth e de Chebyshev (PERTENCE JUNIOR, 2015).

Alguns conceitos sobre filtros são explicados abaixo.

1. Butterworth: faixa de passagem e de rejeição planas; região de transição moderada;
2. Chebyshev 1: faixa de passagem com oscilação; região de transição moderada; faixa de rejeição plana;
3. Chebyshev 2: faixa de passagem plana; região de transição moderada; faixa de rejeição com oscilação;
4. Elíptico (Cauer): faixa de passagem e rejeição com oscilações; região de transição abrupta.
5. Fator de qualidade Q_0 : determina formato da resposta do filtro. Para filtros Butterworth, $Q_0 = 0,707$. Para filtros Chebyshev, $Q_0 < 0,707$.

Quanto à topologia do circuito, existem diversas classificações para filtros ativos. Dentre elas, pode-se citar as topologias de Realimentação múltipla, de Variáveis de estado, Biquadráticas e de Sallen Key, todas formadas com o uso de resistores e capacitores.

O *Pulse Sensor* foi feito utilizando um filtro passa-baixa para que se obtivesse uma resposta adequada para leitura pelo microcontrolador. Nele, utilizam-se na saída elementos passivos selecionados para tornar o sinal mais claro para aferição de dados, sendo eles resistores de 100 K Ω e capacitores de 4,7 μF .

3.5 SOFTWARE

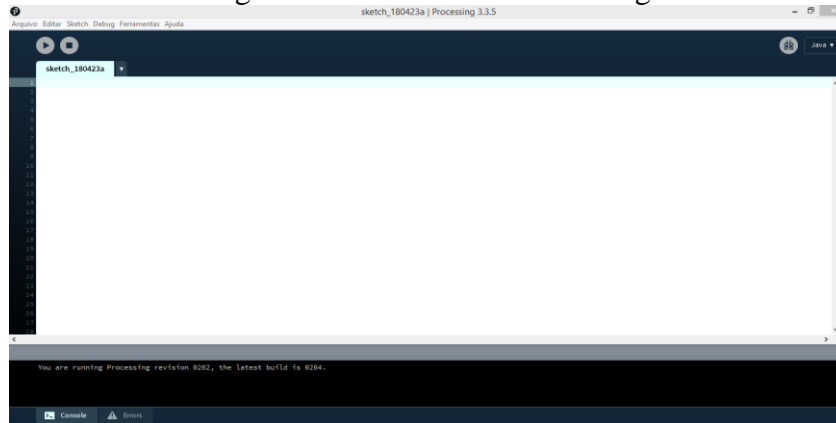
3.5.1 *Software Processing*

Processing é uma linguagem de programação de código aberto e um software de desenho flexível para se aprender a fazer códigos no contexto das artes visuais (REAS; FRY, 2014). Com uma interface similar à do Arduino e linguagem simples, a plataforma *Processing* permite que seja feita a conexão com Arduino pela porta serial.

Por ser um software gratuito e por sua conectividade com Arduino, foi a escolha feita de plataforma para plotagem gráfica dos dados obtidos de pulso cardíaco, permitindo, ainda, a iteratividade do usuário. Com o programa utilizado, por exemplo, o usuário pode traçar linhas entre os pontos, resetar o gráfico e mesmo salvar a imagem do gráfico utilizando para isso apenas o teclado do computador. A Figura 16 mostra a página inicial do Software

Processing utilizado. O código utilizado para elaboração do Gráfico de Poincaré no *Processing* é disponibilizado pelo fabricante do *Pulse Sensor* em seu website, aberto a todos os públicos.

Figura 16 – Plataforma Processing

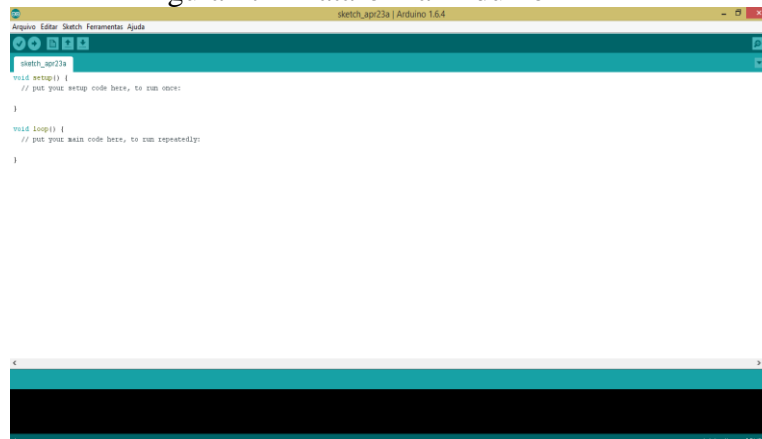


FONTE: DA AUTORA

3.5.2 Arduino

Com interface simples e uso da linguagem C, e possibilidade de uso de outras linguagens como, por exemplo, *Assembly*, o software utilizado na plataforma Arduino é baseado no software *Processing*, de modo que uma conexão entre os dois é facilitada, com vários modelos já disponíveis online no site do Arduino. (ARDUINO, 2018). A Figura 17 mostra a página inicial da plataforma utilizada com o microcontrolador Arduino. Pode-se notar a similaridade entre a interface da plataforma *Processing* e da plataforma Arduino, observando as Figuras 16 e 17.

Figura 17 - Plataforma Arduino



FONTE: DA AUTORA

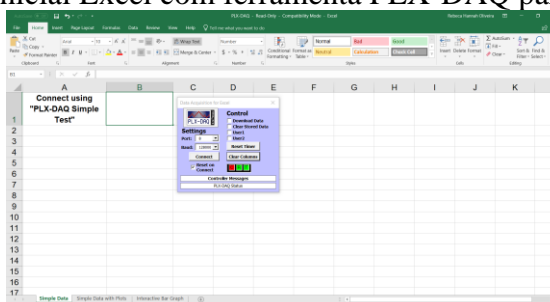
3.5.3 Parallax Data Acquisition Tool (PLX-DAQ)

Para recebimento de dados pontuais do IBI medido, fez-se necessário utilizar uma planilha na qual os dados de leitura pudessem ser salvos para comparações estatísticas (que permitem diagnosticar a funcionalidade do projeto) e da qual parâmetros lógico-matemáticos (para definição dos pontos de estado pré-hipoglicêmicos e regulares) pudessem ser retirados. Foi escolhida, dessa forma, a plataforma PLX-DAQ.

PLX-DAQ é uma ferramenta de software add-on de aquisição de dados de microcontrolador Parallax para Microsoft Excel (PARALLAX INC., 2018). Em outras palavras, é um software que permite o envio de dados de um microcontrolador ou da porta serial direto para uma planilha no Excel, montando uma planilha organizada automaticamente, de modo a facilitar a leitura e a interpretação dos dados obtidos.

Ao se conectar o PLX-DAQ à porta serial onde se encontra o Arduino, os dados obtidos são tabelados para equacionamento e análise futura. Trata-se de uma ferramenta gratuita que trabalha com várias versões do pacote Office, a qual é capaz de registrar dados com uma *Baud Rate* de até 128000 (cento e vinte e oito mil mudanças de sinais elétricos por segundo). A Figura 18 mostra a interface de recebimento de dados utilizando-se uma planilha do Excel com o PLX-DAQ. No quadrado azul na figura são estabelecidas as configurações para recebimento de dados, como a *Port* utilizada, que deve ser a mesma utilizada pelo Arduino, e a frequência de aferição de dados (*Baud rate*), que também deve ser a mais próxima da utilizada pelo microcontrolador.

Figura 18 - Página inicial Excel com ferramenta PLX-DAQ para aquisição de dados



FONTE: DA AUTORA

As explicações descritas neste capítulo, assim como os conceitos e fundamentos explanados sobre cada parte componente do projeto (de software e de hardware), são a base para elaboração das etapas necessárias e para a implementação do projeto em si, assim como para os testes de funcionalidade a serem desenvolvidos. Assim, segue-se a este o capítulo o descritivo das etapas a serem realizadas com base no que foi descrito até este ponto.

4 MODELO PROPOSTO PARA SISTEMA DE PREDIÇÃO HIPOGLICÊMICA POR MEIO DO SINAL CARDÍACO

Buscando desenvolver um mecanismo acessível e ergonômico de predição de hipoglicemias, de modo a prover maior qualidade de vida e segurança a indivíduos com Diabetes tipo 1, o sistema de predição por variabilidade da frequência cardíaca é proposto e explicado neste capítulo. Segue-se a descrição das partes envolvidas, assim como dos detalhes técnicos implementados.

4.1 APRESENTAÇÃO GERAL DO MODELO PROPOSTO

Para desenvolvimento do mecanismo de predição e alerta hipoglicêmicos pelo pulso cardíaco, algumas etapas principais são necessárias: a captura de sinais cardíacos pelo sensor, a filtragem e amplificação desses sinais, seu processamento pelo microcontrolador Arduino (leitura e interpretação), a plotagem gráfica e a ativação do sistema de alerta (caso haja detecção de hipoglicemia pelo sistema controlador). (Figura 19).

Figura 19 - Topologia da arquitetura proposta



FONTE: DA AUTORA

A primeira etapa (captura de sinais) é feita tomando por base os conceitos explanados anteriormente, na seção 3.4.1, sobre o funcionamento do sensor de pulso utilizado. Com o sensor conectado ao dedo, o sinal de luz transmitido pelo LED é captado pelo receptor de luz, e varia conforme o pulso (injeção sanguínea variando com o batimento cardíaco altera a quantidade de luz refletida).

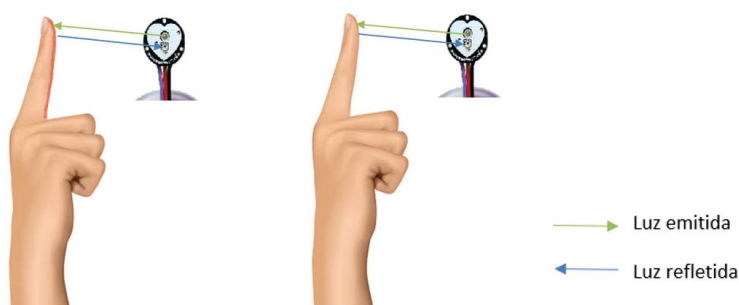
Os conceitos de filtro ativo e amplificadores operacionais, vistos na seção 3.4.3 deste trabalho, são utilizados na segunda etapa, para aprimoramento do sinal obtido, permitindo melhor leitura pelo microcontrolador. Dessa maneira, passa-se à terceira etapa, na qual ocorre a interpretação e processamento dos sinais recebidos, filtrados e amplificados, pelo microcontrolador Arduino, conforme explicado nas seções 3.4.2 e 3.4.5. Por fim, chega-se à última etapa do processo, que é a de controle (pela ativação do sistema de alerta, caso seja constatada a ocorrência de uma hipoglicemia) e plotagem gráfica, usando para tal as ferramentas explicadas nos tópicos 3.4.4 e 3.4.6 deste trabalho.

4.2 DESCRIÇÃO DAS ETAPAS DO PROJETO

Para um bom desenvolvimento do projeto proposto, faz-se necessário dividi-lo e defini-lo em etapas, conforme explanado brevemente no tópico anterior. Buscando um melhor entendimento dessas etapas, este tópico é dedicado ao seu detalhamento técnico, baseando-se nos conceitos explicados no capítulo 3 deste trabalho.

A Etapa 1 é a aquisição do sinal cardíaco. Por meio do *Pulse Sensor*, cujo funcionamento se baseia na emissão de luz e na captação de luz refletida, após interceptada pelo dedo ou orelha do usuário, conforme mostrado na Figura 20. A primeira ilustração na Figura 20 mostra o estado logo após o bombeamento sanguíneo pelo coração, enviando sangue oxigenado para o corpo, enquanto a segunda mostra o estado seguinte.

Figura 20 - Emissão e recepção de luz pelo Pulse Sensor



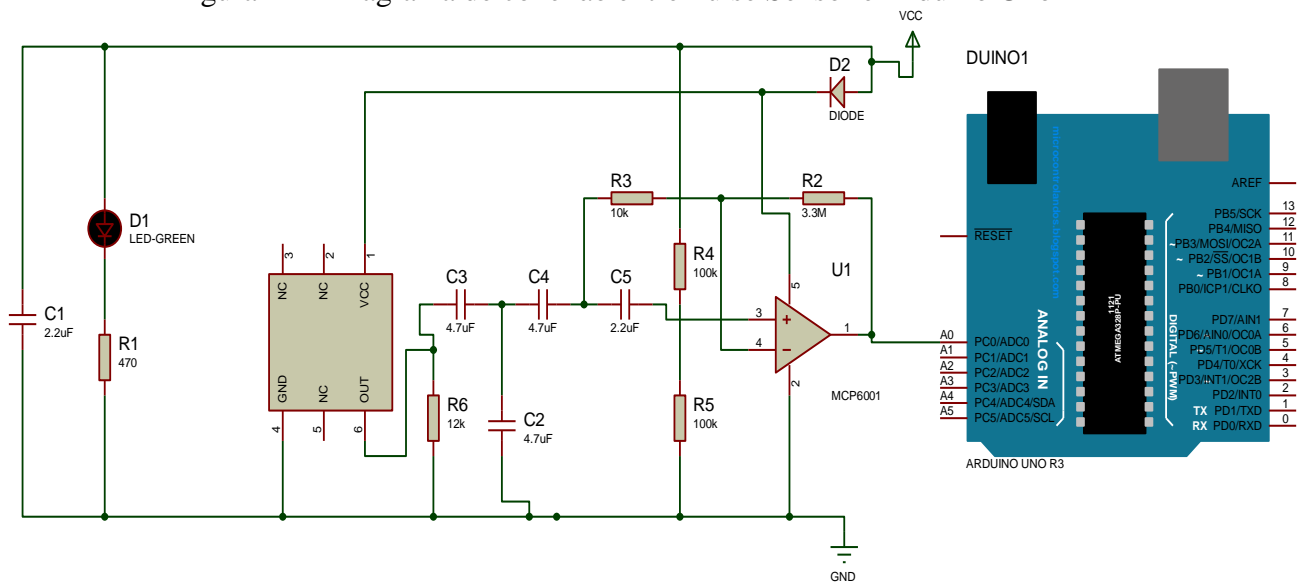
FONTE: DA AUTORA

Com o bombeamento sanguíneo, a luz refletida pelo dedo é captada pelo sensor de luz do *Pulse Sensor* e varia conforme a variação da espessura da veia sanguínea que intercepta a luz, segundo a injeção de sangue pelo bombeamento cardíaco. Essa variação na luz refletida permite ter uma boa noção do estado do batimento cardíaco e, a partir daí, passar para as etapas seguintes para que seja obtido um sinal interpretável. Devido a possíveis interferências causadas por sinais externos na mesma faixa de frequência (como os oriundos da iluminação e de sinais de áudio, por exemplo), evidenciou-se um melhor funcionamento utilizando o velcro preto para prender o sensor ao dedo do usuário. Esse material, além de confortável, evita que a luz vinda de outras fontes, e não apenas as do LED verde, interfiram muito nas aferições de sinal feitas pelo microcontrolador.

Após a captação do sinal cardíaco, passa-se à Etapa 2, que consiste na filtragem do sinal obtido pelo filtro ativo interno do *Pulse Sensor*. O circuito utilizado para realizar a amplificação e filtragem do sinal obtido, de modo a melhorar a leitura do microcontrolador, faz uso do amplificador operacional MCP 6001, tratado na seção 3.4.3.1, e de componentes passivos escolhidos pelos desenvolvedores do *Pulse Sensor* (WORLD FAMOUS ELECTRONICS LLC., 2018) para uma melhor visualização do sinal obtido.

A Figura 21 mostra o circuito utilizado, seguindo as especificações técnicas do fabricante do *Pulse Sensor*, em conexão com a porta analógica A0 do microcontrolador Arduino, escolhida para captação do sinal do *Pulse Sensor* neste projeto e declarada no código fonte utilizado, conforme visto no Apêndice A.

Figura 21 – Diagrama de conexão entre Pulse Sensor e Arduino Uno



FONTE: DA AUTORA

Segue-se, assim, para a Etapa 3, na qual, seguindo a programação planejada para o MCU, o Arduino interpreta e processa os dados recebidos. Nessa etapa, o programa feito com base nos arquivos disponibilizados pelos fabricante do *Pulse Sensor* recebe o sinal amplificado do pulso cardíaco, o qual foi passado analogicamente (pela porta analógica A0 do Arduino), analisa-o digitalmente e retorna comandos de resposta, dependendo dos dados obtidos. Entra-se, então, na Etapa 4, que abrange as respostas do sistema de controle aos dados processados. As respostas são divididas em Respostas Gráficas e Respostas de Alerta, conforme explicado a seguir.

4.3 ANÁLISE DE RESPOSTAS

4.3.1 Respostas Gráficas

Na análise de respostas gráficas, acontece a plotagem gráfica dos dados para análise, utilizando para isso a ferramenta PLX-DAQ do Excel e o programa *Processing*, explicados anteriormente neste trabalho. Por meio do PLX-DAQ, tem-se um registro das medidas obtidas a cada 1 minuto durante 3 horas, sendo que, para cada 1 minuto, obtêm-se 40 amostras. Assim sendo, ao fim de 3 horas, serão obtidas 7200 amostras de IBI. O período de 1 minuto escolhido é baseado no funcionamento de um sensor de controle glicêmico profissional (MEDTRONIC, 2011) que trabalha com aferições glicêmicas a cada 5 minutos.

Pelo fato de o método de análise escolhido ser mais sensível, uma vez que esse projeto trabalha com aferições de sinais cardíacos facilmente afetados por agentes externos (como um susto, um som alto, ou até mesmo um pesadelo) enquanto que o CGM é conectado diretamente à corrente sanguínea para obter valores glicêmicos, preferiu-se trabalhar com um número maior de aferições de dados, reduzindo o período para 1 minuto, no lugar de 5 minutos, com 40 amostras por minuto. O período de 3h foi escolhido empiricamente, devido às restrições do programa PLX-DAQ para recebimento de dados. Após 3 horas, um primeiro gráfico é elaborado no Excel e os primeiros dados passam a ser resetados para aferição de novas medidas e elaboração de um novo gráfico.

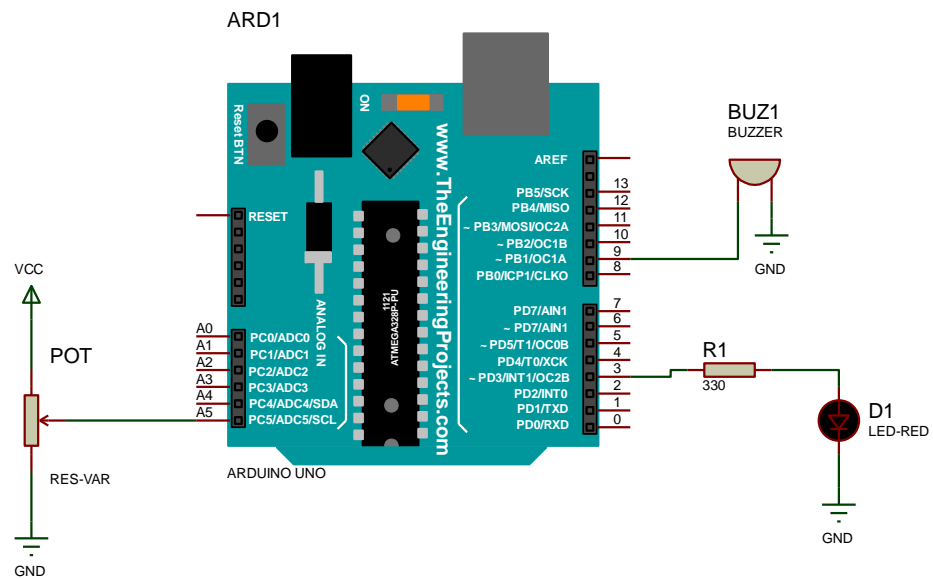
Para estudo dos sinais em tempo real, os dados obtidos também serão plotados em formato de Gráfico de Poincaré, utilizando, para isso, a plataforma *Processing*. Esse programa somente será utilizado para estudos prévios dos sinais de intervalo entre pulsos, uma vez que tanto o *Processing* quanto o PLX-DAQ fazem uso da porta serial do Arduino para recebimento de dados, não podendo, portanto, trabalhar concomitantemente. No protótipo final, o gráfico de

Poincaré será obtido também por meio do PLX-DAQ, em planilha do Excel, evitando conflito de envio de informações.

4.3.2 Respostas de Alerta

As respostas de Alerta do sistema são aquelas responsáveis por alertar o usuário em caso de detecção de possível hipoglicemia pelo módulo processador. O sistema de alerta é basicamente formado por um LED (diodo emissor de luz) vermelho e um *buzzer*. As ligações utilizadas entre o Arduino Uno e os componentes de alerta podem ser vistas na Figura 22. Um potenciômetro de 5 K Ω é conectado ao *buzzer* para controle do nível de volume sonoro. Cada vez que o IBI cai para valor menor ou igual a 650 ms, o LED acende e o *buzzer* apita.

Figura 22 - Diagrama de conexão entre Arduino Uno e componentes de Alerta



FONTE: DA AUTORA

Seguindo as etapas da metodologia proposta, pode-se utilizar o circuito desenvolvido corretamente de modo que sejam obtidos os dados necessários para predição e alerta hipoglicêmicos. Os códigos utilizados podem ser vistos na seção de Apêndices deste trabalho, sendo que o Apêndice A contém o código utilizado na plataforma Arduino, que é o código fonte de todo o programa de sensoriamento e envio de dados para o Excel pelo PLX-DAQ, o Apêndice B contém o código utilizado para ativação do sistema de controle, e o código usado na plataforma *Processing*, para geração do gráfico de Poincaré está disponível no site do Pulse Sensor (World Famous Electronics llc., 2018).

5 APLICAÇÃO PRÁTICA DO MODELO PROPOSTO

Neste capítulo, são apresentados os testes realizados com o modelo proposto construído, os resultados obtidos serão explanados e as complicações encontradas na aplicação serão citadas. Será feita também uma breve explicação sobre as possíveis áreas para aplicação do protótipo e o custo financeiro envolvido será tabelado.

5.1 ÁREA DE APLICAÇÃO DO MODELO

O circuito sensorial *Pulse Sensor* possui diversas aplicações relacionadas ao batimento cardíaco, como a aferição do pulso cardíaco (BPM), do HRV (variabilidade da frequência cardíaca) e o cálculo do tempo de trânsito do pulso (*Pulse Sensor*, 2018). Neste projeto, o *Pulse Sensor* é utilizado, conforme explicado anteriormente, especificamente para cálculo do *Inter Beat Interval* (intervalo entre pulsos cardíacos) de um usuário para predição de episódios hipoglicêmicos noturnos. Assim, o sistema de alerta desenvolvido pode ser utilizado por diabéticos e não diabéticos que passam por quedas na taxa de glicose no sangue em períodos de repouso, especialmente durante o sono.

5.2 DESCRIÇÃO DA APLICAÇÃO DO PROTÓTIPO

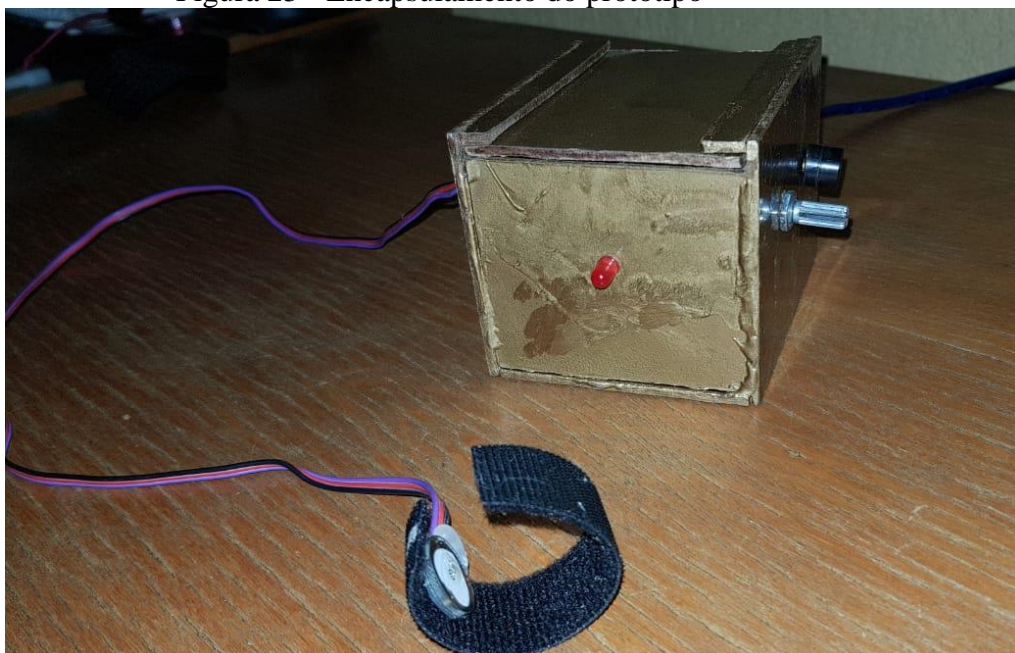
O protótipo desenvolvido, pode ser conectando a uma fonte de energia externa, a uma tomada (para uso apenas do sistema de alerta), ou a um computador, por conexão USB (para plotagem gráfica dos sinais recebidos pelo sensor). Com o sensor conectado ao dedo, a programação estabelecida permite a predição de episódios hipoglicêmicos, evitando possíveis transtornos e danos causados pela hipoglicemia, e, com a conexão a um computador, pode-se registrar dados de IBI captados pelo sensor e plotar gráficos para análise médica.

O modelo proposto faz uso do *Pulse Sensor*, mas, teoricamente, qualquer sensor de pulso pode ser utilizado para os fins deste projeto, desde que se tenha um sistema de filtro e amplificação de sinal eficiente. O *Pulse Sensor* fabricado pela *World Famous Electronics Ilc.* foi escolhido pela praticidade de se utilizar um sensor fabricado para operar com o microcontrolador Arduino, com boa qualidade de sinais obtidos e design pequeno e ergonômico.

Para os testes desenvolvidos, o *Pulse Sensor* foi conectado ao dedo indicador de ambas as mãos do usuário, sem que fosse detectada qualquer variação significativa nos valores

obtidos. O circuito controlador formado por Arduino, *buzzer* e LED foi compactado em caixa pequena de madeira com aberturas para passagem de fios e furos para ventilação interna do circuito (evitando assim superaquecimentos). Essa caixa foi colocada próxima à cama da usuária, juntamente a um computador, para que a captação e a análise de sinais fossem realizadas (Figura 23).

Figura 23 - Encapsulamento do protótipo



FONTE: DA AUTORA

Os testes foram realizados com constante monitoração da voluntária durante seu período de sono, evitando assim contratempos e riscos à sua saúde. Os episódios hipoglicêmicos registrados durante a noite foram, em sua maioria, naturais (não induzidos por injeção extra de insulina), devido à prática constante de esportes da voluntária. Os testes realizados no período diurno, para avaliação inicial do funcionamento do sistema, foram, contudo, feitos com a indução de hipoglicemia na usuária por injeção de insulina.

A dose de insulina injetada foi calculada segundo o nível glicêmico da voluntária no início das medições, para que a taxa glicêmica caísse a um valor inferior a 60 mg/dL (ponto de hipoglicemia a partir do qual espera-se a reação do corpo na forma de aceleração do batimento cardíaco).

As dificuldades noticiadas nos testes realizados estão associadas ao sistema de filtro do sinal obtido, à indução de hipoglicemia que muitas vezes demora mais do que o esperado devido ao efeito da insulina no corpo, e à padronização do valor esperado de variação de IBI para acionamento do sistema de alerta. Houve também problemas na geração automática de

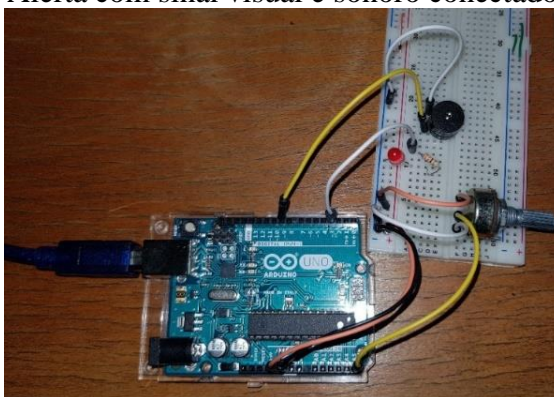
gráficos no Excel devido ao limite de caracteres com o qual algumas funções do Excel trabalham e, ainda, devido à impossibilidade de geração de respostas concomitantemente no Excel e na plataforma *Processing*, uma vez que ambos fazem uso da porta Serial do Arduino.

Para implementações futuras, é interessante o uso de componentes menores do sistema, como o microcontrolador utilizado, o LED e o *buzzer*, para que se obtenha um aparelho menos robusto (de menor tamanho, contendo apenas as interfaces essenciais), mais portátil e confortável para o usuário. O desenvolvimento de um protótipo sem fios que trabalhe por tecnologia *bluetooth* também é uma inovação válida a ser testada. O uso de display gráfico para plotagem em tempo real dos pontos pelo gráfico de Poincaré é também um acréscimo para um projeto futuro.

5.3 RESULTADOS DA APLICAÇÃO DO PROJETO

A Figura 24 apresenta o circuito de alerta montado em protoboard utilizado nos testes. Na protoboard encontram-se o sinal sonoro (*buzzer* com potenciômetro) e o sinal visual (LED vermelho). O potenciômetro utilizado, de 5 K Ω , é conectado à porta analógica A5 do Arduino e controla o volume do *Buzzer* utilizado. O *Buzzer* está conectado à porta digital 3 do Arduino, que recebe sinal PWM (Pulse Width Modulation), para facilitar o controle de volume por PWM, conforme explicado na seção 3.4.2.1. O código utilizado para esse controle encontra-se no Apêndice B deste projeto.

Figura 24 - Circuito de Alerta com sinal visual e sonoro conectado ao Arduino

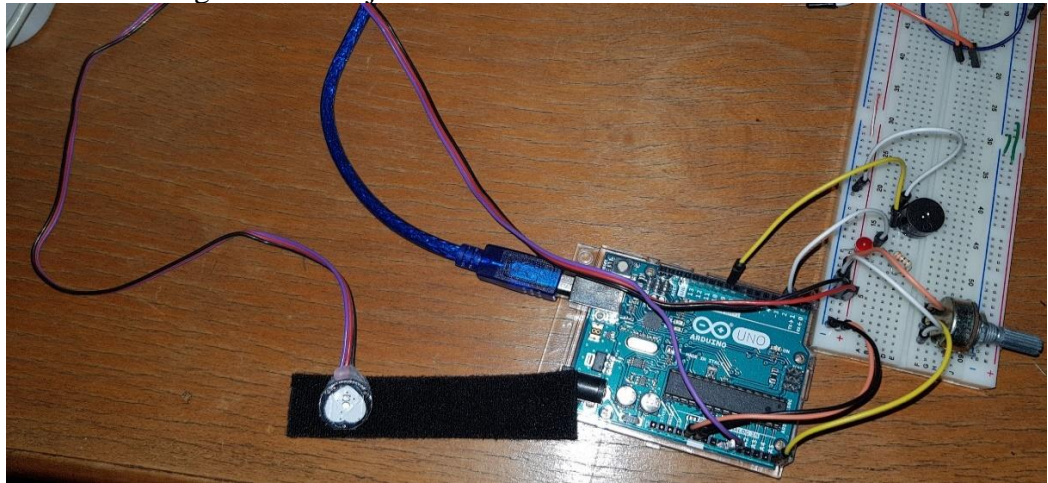


FONTE: DA AUTORA

Na Figura 25 é mostrado o circuito em protoboard completo, com o sistema de alerta e o *Pulse Sensor* conectados ao microcontrolador. O circuito de filtro do sinal, como explanado anteriormente no capítulo 3 (seção 3.4.1) é interno ao *Pulse Sensor*, não necessitando de filtro externo para filtragem e amplificação do sinal.

O circuito em protoboard foi utilizado para testes com o Arduino conectado por cabo USB a um computador com sistema operacional Windows 10, para recebimento de dados tanto no *Processing* quanto no Excel (com a ferramenta PLX-DAQ) e plotagem gráfica do sinal. O *Pulse Sensor* foi conectado ao dedo indicador da usuária, conforme previsto no item 4.2.

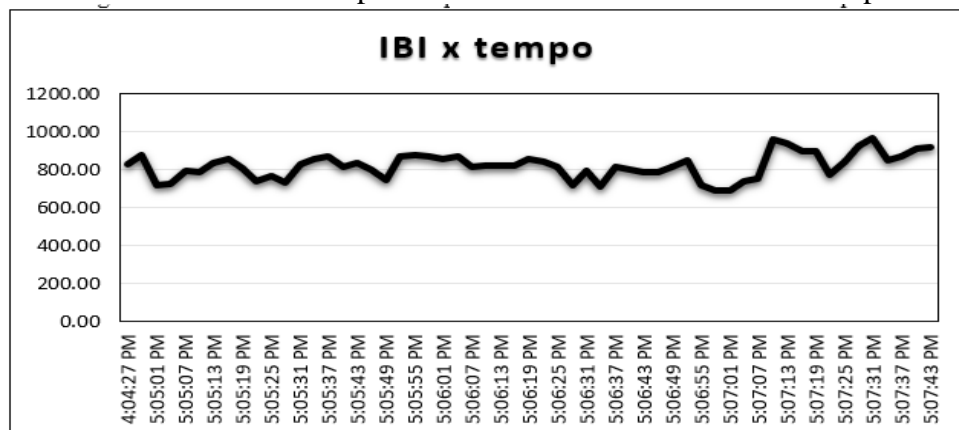
Figura 25 – Projeto montado em Protoboard



FONTE: DA AUTORA

O sinal de *Inter Beat Interval* (dado em milissegundos) foi medido e colocado em gráfico de reposta no tempo durante uma hora, permanecendo na faixa entre 650 ms e 1000 ms durante a avaliação, como pode ser visto graficamente nas Figuras 26 e 27. Tal comportamento corresponde ao esperado segundo o comportamento da variabilidade da frequência cardíaca vista anteriormente, no item 3.2, para um indivíduo em repouso e com condições cardíacas regulares. A análise foi feita em indivíduo do sexo feminino de 23 anos de idade, em repouso, e sem histórico de doenças cardíacas.

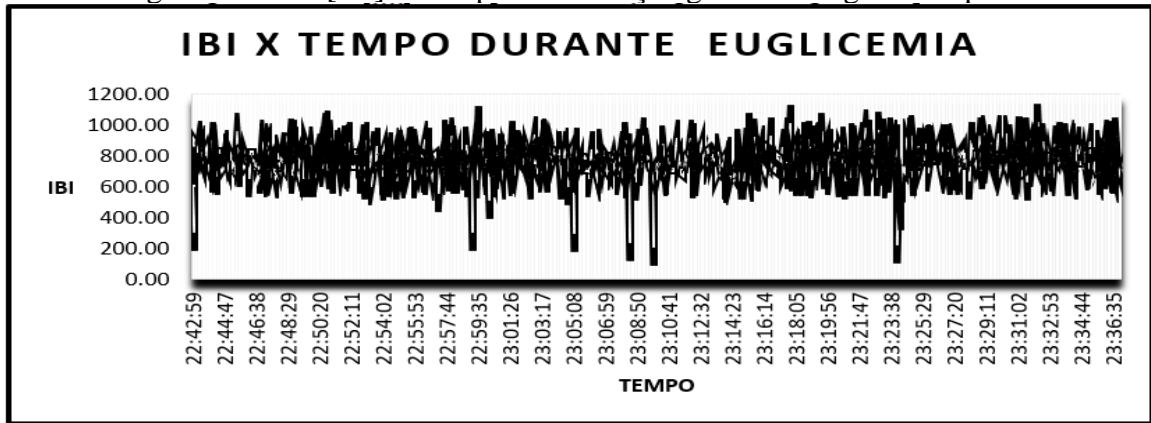
Figura 26 - Faixa média encontrada para IBI no decorrer de uma hora em repouso



FONTE: DA AUTORA

A Figura 27 mostra o comportamento dos pontos de medição durante uma euglicemia (condição normal glicêmica), com alguns pontos abaixo da faixa esperada. Esses pontos são causados por interferências externas e ruídos no sinal, podendo ser descartados na análise global do resultado

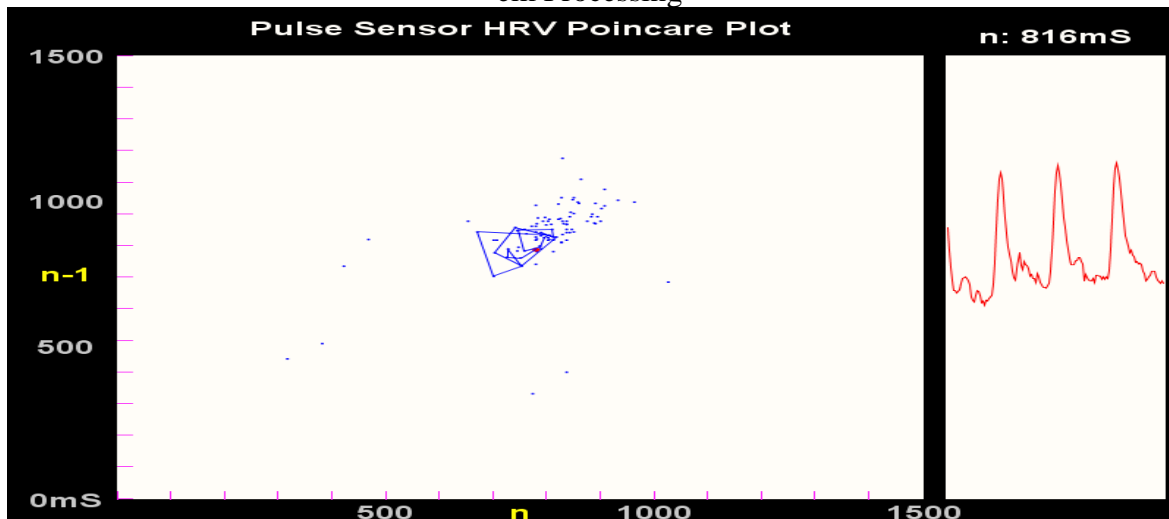
Figura 27 – IBI [ms] x Tempo em condição glicêmica regular e repouso



FONTE: DA AUTORA

Utilizando a plataforma *Processing* para testes iniciais, conectada ao microcontrolador, pode-se obter um gráfico de Poincaré também para condições de frequência cardíaca estável em euglicemia (Figura 28). A reta azul conectando os pontos foi inserida com propósitos didáticos, apenas para mostrar o formato praticamente oval formado pelos pontos de IBI medidos. Alguns pontos se distanciam mais dos outros, sendo estes, também, considerados como ruído.

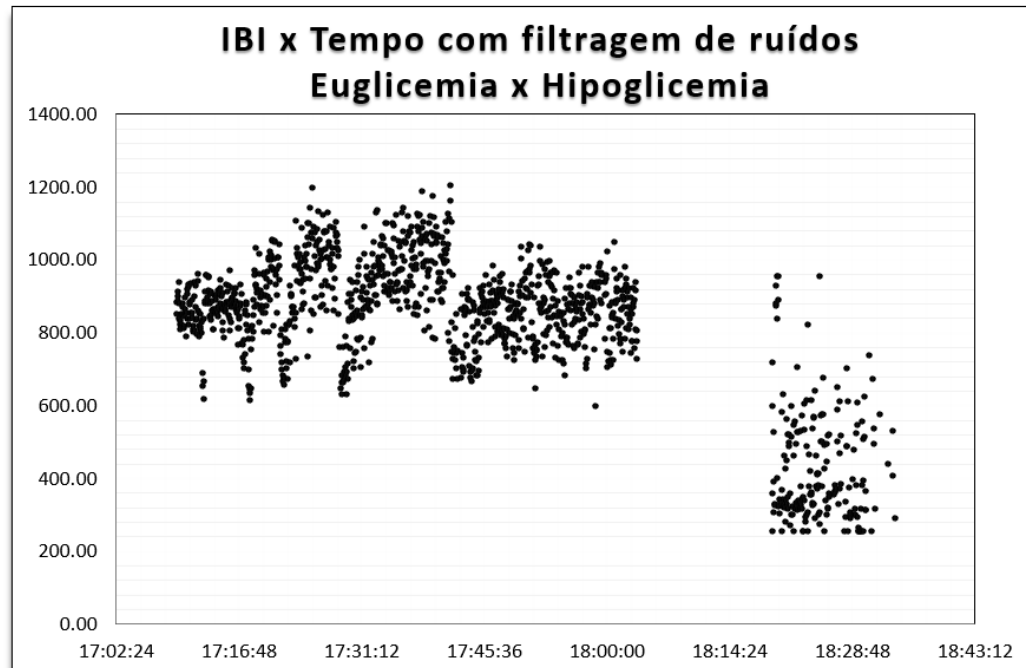
Figura 28 – Gráfico de Poincaré em condição glicêmica regular e durante período de repouso em Processing



FONTE: DA AUTORA

Para análise em hipoglicemia, obteve-se uma resposta facilmente visualizada graficamente de variação no comportamento do IBI em relação ao tempo. A Figura 29 mostra o gráfico de transição entre período de euglicemia (condição normal glicêmica) e hipoglicemia, com concentração de pontos em locais diferentes. Na euglicemia, como explicado anteriormente, os pontos de intervalo entre batimentos se concentram na faixa entre 650 ms e 1000 ms. Isso pode ser observado, no gráfico, no intervalo de tempo de aproximadamente 1 hora, entre 17h10 e 18h10. Já na hipoglicemia, os pontos caíram bruscamente, ficando na faixa de 250 ms a 650 ms, como pode ser observado, no intervalo de tempo entre as 18h20 e 18h35, aproximadamente. Isto mostra como o IBI, avaliado nos registros de HRV (*Heart Rate Variability*), varia de acordo com as condições de euglicemia e hipoglicemia.

Figura 29 – IBI x Tempo: comparação entre euglicemia e hipoglicemia



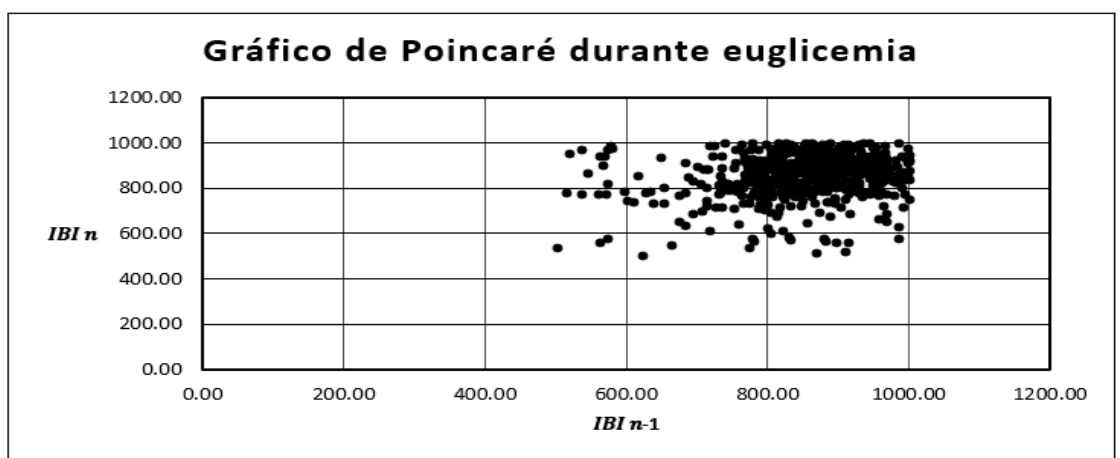
FONTE: DA AUTORA

Com auxílio da ferramenta PLX-DAQ, as medições de IBI no tempo foram tabeladas e plotadas graficamente em planilha no Excel. Foi possível, assim, plotar também o gráfico de Poincaré para episódio de euglicemia e hipoglicemia no Excel, representando-se a área de concentração de pontos com coordenadas dadas pelo ponto atual em relação ao ponto anterior obtido. As Figuras 30 e 31 mostram esses gráficos.

Considerando-se os gráficos como divididos em quatro quadrantes geométricos, sendo o primeiro na parte superior direita (pontos superiores a 600 em ambos os eixos do gráfico), o segundo na parte superior esquerda (pontos superiores a 600 no eixo vertical e

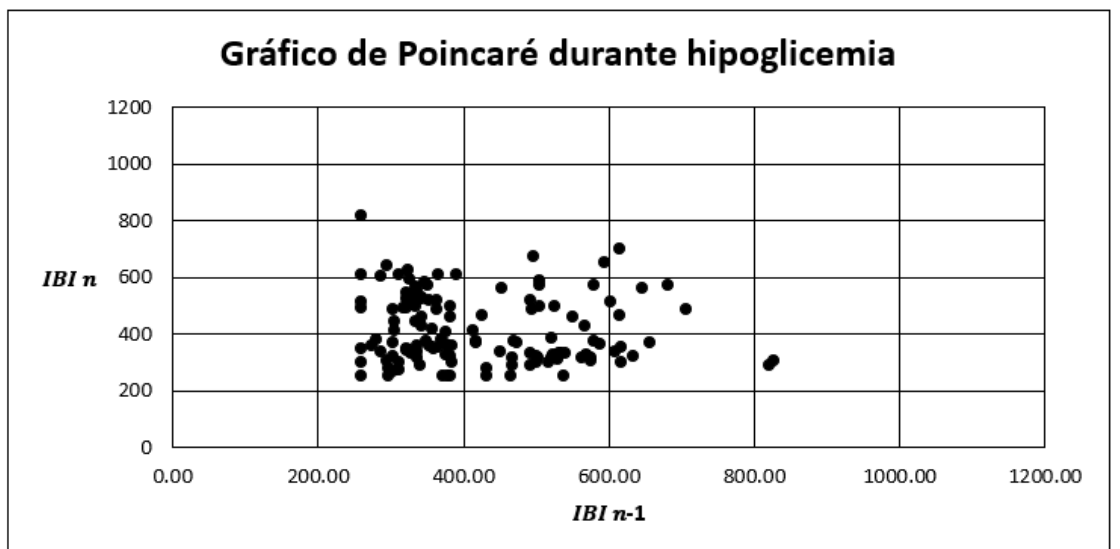
inferiores a 600 no eixo horizontal do gráfico), o terceiro na parte inferior esquerda (pontos inferiores a 600 em ambos os eixos) e o quarto quadrante na parte inferior direita (pontos inferiores a 600 no eixo vertical e superiores a 600 no eixo horizontal), nota-se que, em situação de euglicemia, os pontos tendem a se concentrar no primeiro quadrante, sendo esta a condição regular esperada. Na hipoglicemia, por sua vez, a tendência de concentração é no terceiro quadrante, indicando uma maior velocidade do batimento cardíaco (menor período entre batimentos).

Figura 30 – Poincaré Plot para estado regular glicêmico



FONTE: DA AUTORA

Figura 31 – Poincaré Plot para estado hipoglicêmico

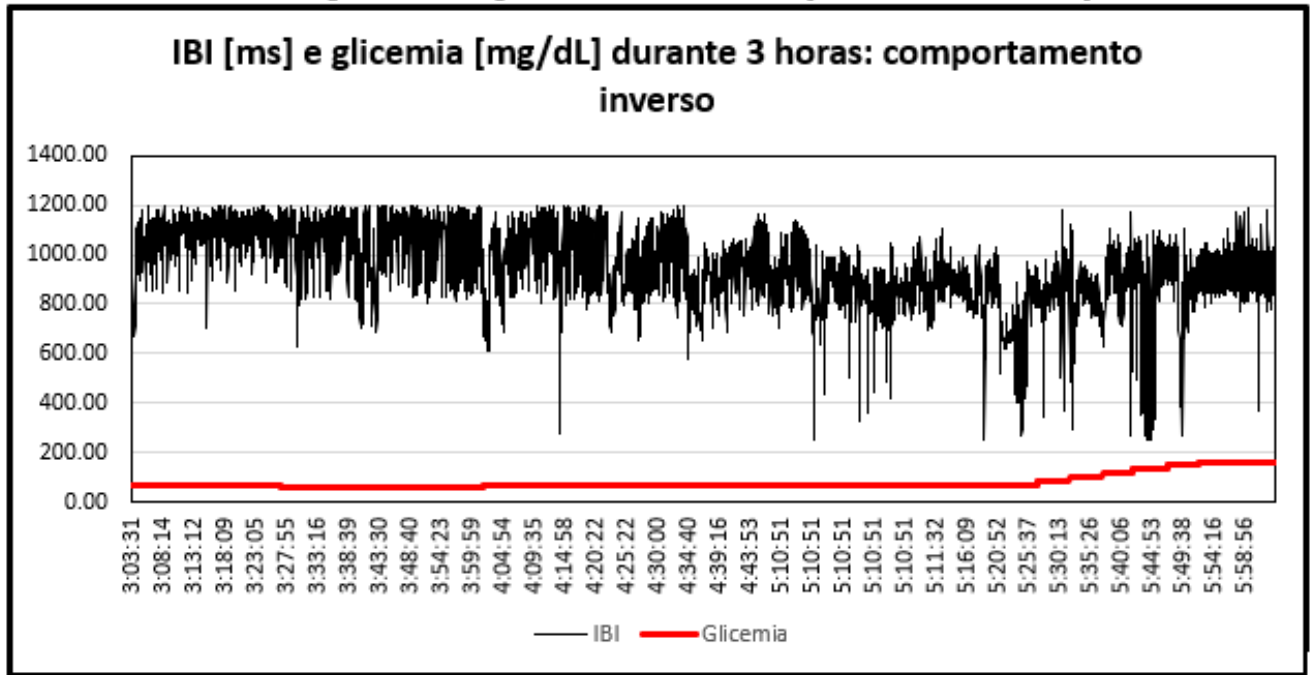


FONTE: DA AUTORA

Seguindo a estrutura de análise descrita na seção 4.3.1, para medições efetuadas durante a noite, em um período de 3 horas, com 40 medições de IBI por minuto, gerando em

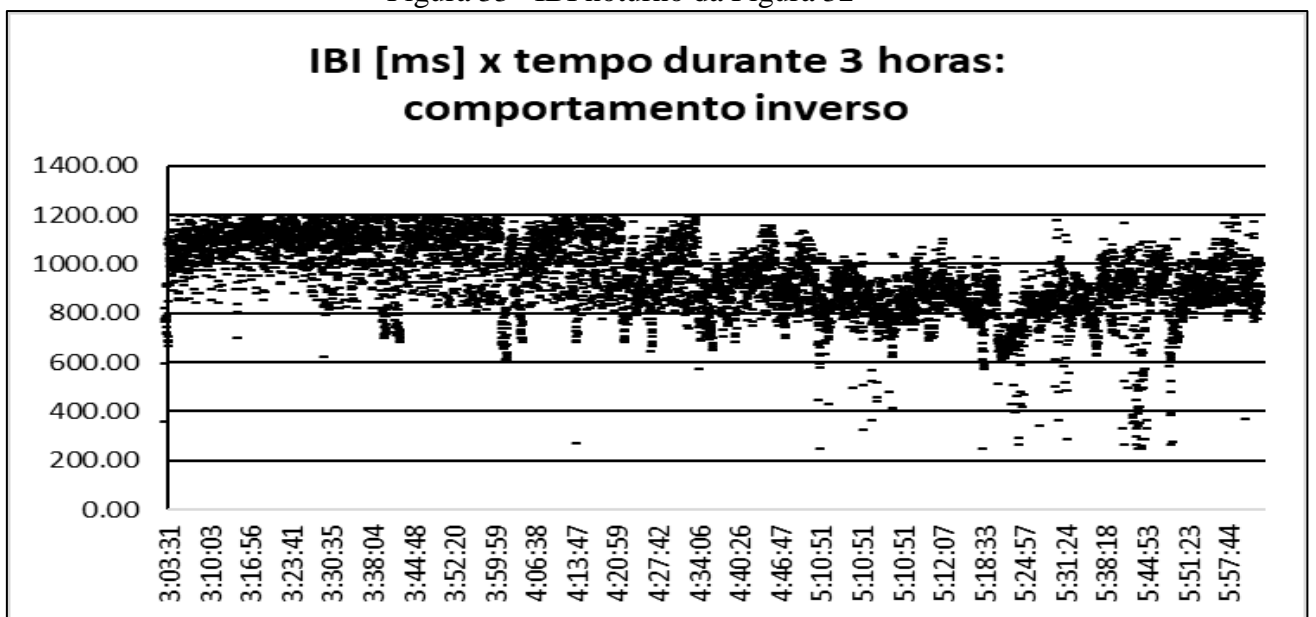
torno de 7200 valores de IBI no tempo, elaborou-se o gráfico mostrado na Figura 32 e decomposto nas Figuras 33 e 34. Neles, mostram-se os pontos de variação de IBI no tempo, iniciando-se as medições às 3 horas da manhã e encerrando-se às 6 horas da manhã, em comparação com o nível glicêmico da usuária, aferido por meio do CGM Enlite Sensor da Medtronic, que retorna valores de glicemia a cada 5 minutos.

Figura 32 – IBI e glicemia noturnos, com comportamento inverso ao esperado



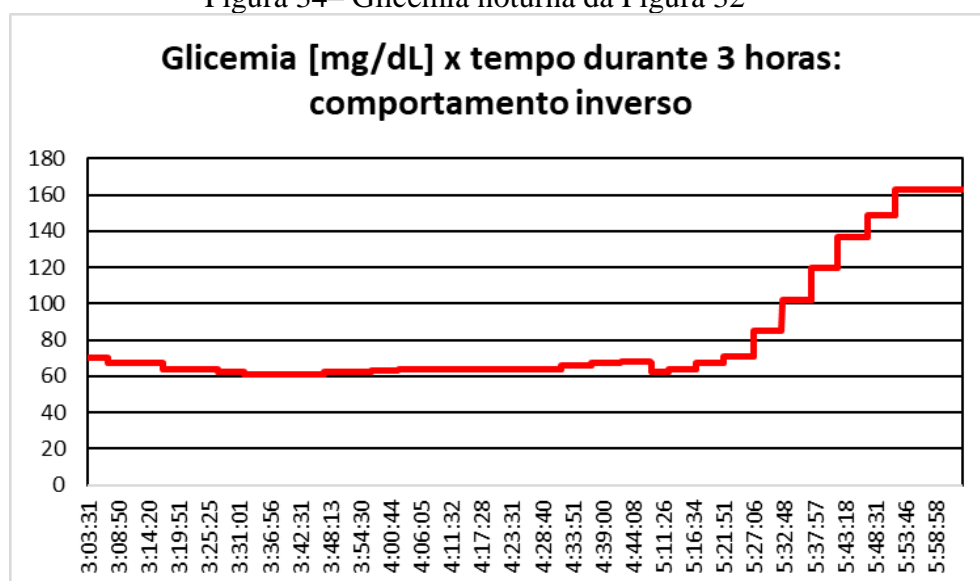
FONTE: DA AUTORA

Figura 33– IBI noturno da Figura 32



FONTE: DA AUTORA

Figura 34– Glicemia noturna da Figura 32



FONTE: DA AUTORA

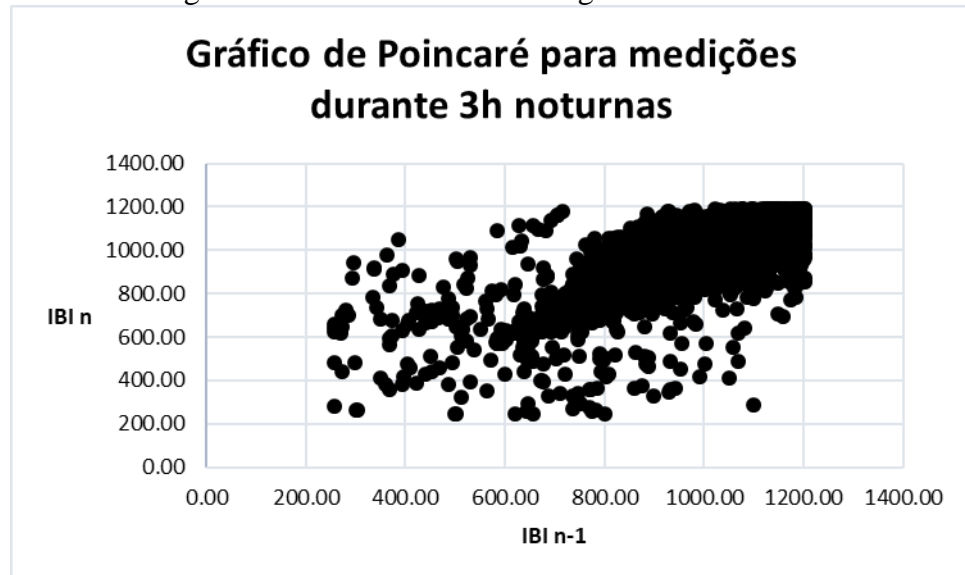
Os gráficos mostram um comportamento do intervalo entre batimentos contrário ao esperado se comparado às medições anteriores, feitas durante o dia. As aferições de IBI feitas durante o sono demonstram, primeiramente, uma faixa de IBI com valores mais altos, ou seja, um intervalo maior entre batimentos, na faixa de 800 ms a 1200 ms. Tal aumento, se comparado à faixa anterior de 650 ms a 1000 ms, pode ser explicado pela condição da usuária de estar dormindo, período no qual há maior relaxamento do corpo e consequente redução da frequência cardíaca, conforme esperado, conforme consta na seção 3.2 deste trabalho.

A linha vermelha na parte inferior do gráfico da Figura 34 representa o comportamento da glicemia aferida no mesmo período que o IBI. Nas primeiras horas, o nível glicêmico permaneceu entre 70 mg/dL e 80 mg/dL, com poucas variações. Uma queda do nível glicêmico ocorreu em torno das 5h horas da manhã, caindo para 60 mg/dL, visto também pelo comportamento do IBI, cujos valores reduziram (batimento cardíaco acelerou) nesse período. A usuária ingeriu, então, suco com 20 gramas de carboidrato para elevar o nível glicêmico.

Durante a espera pela elevação do índice glicêmico, uma série de espasmos corporais aconteceram na usuária, o que explica os valores de IBI reduzidos vistos entre as 5h25 e as 5h52 da manhã. Assim, apesar do aumento glicêmico, o comportamento do IBI foi inverso ao esperado para o nível glicêmico de 120 mg/dL a 160 mg/dL em que se encontrava. O gráfico ilustrado na Figura 35 é a representação das medições noturnas da Figura 32 em formato de Gráfico de Poincaré. Nele, é possível ver a maior concentração de pontos na faixa esperada para regularidade (650 ms a 1200 ms) e diversos pontos abaixo desta faixa esperada, representando o momento de aceleração cardíaca incitado pela crise hipoglicêmica e os espasmos musculares

na voluntária. Esses pontos são mais esparsos e inconstantes, o que se explica pela frequência cardíaca irregular gerada pela hipoglicemia.

Figura 35– Gráfico de Poincaré: glicemia noturna



FONTE: DA AUTORA

5.4 CUSTOS DO PROJETO PROPOSTO

A Tabela 3 diz respeito ao custo de *hardware* básico utilizado para desenvolvimento do protótipo, sem considerar gastos extras com materiais substitutos ou encapsulamento do protótipo final.

Tabela 3: Custo da arquitetura proposta

Materiais	Quantidade	Custo	Total
Protoboard	1	R\$ 14,90	R\$ 14,90
Arduino Uno Rev 3	1	R\$ 53,90	R\$ 53,90
Potenciômetro 5k	1	R\$ 1,10	R\$ 1,10
LED vermelho 5mm	1	R\$ 0,15	R\$ 0,15
Buzzer	1	R\$ 1,37	R\$ 1,37
Kit Pulse Sensor	1	R\$ 226,00	R\$ 226,00
 TOTAL			 R\$ 297,42

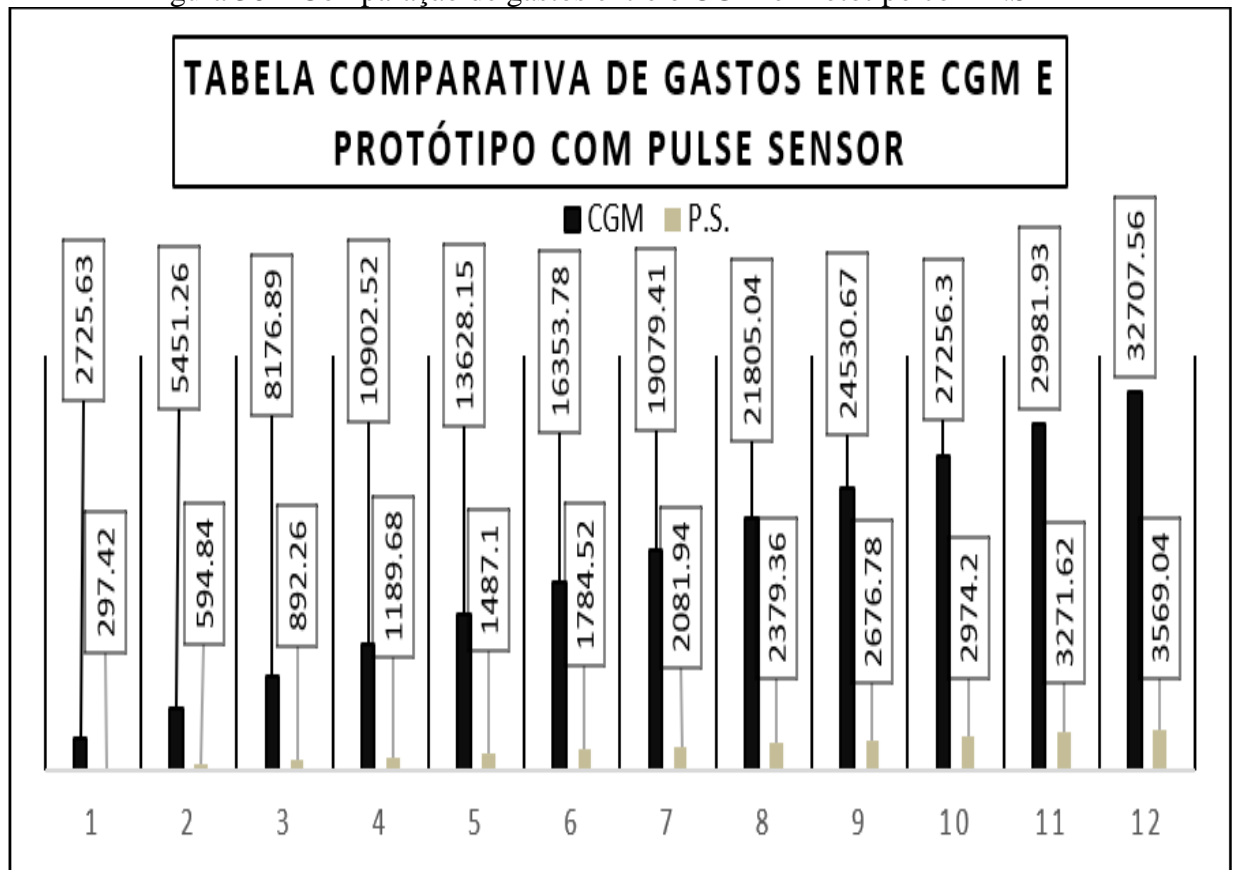
Fonte: Da autora

Considerando os custos apresentados na Tabela 1, relativos ao sensor de hipoglicemia (CGM), pode-se observar que o gasto com o projeto proposto neste trabalho é

notadamente inferior, além de não ser necessário efetuar a renovação mensal de insumos, apesar da limitação de uso devido à sensibilidade do batimento cardíaco a fenômenos internos e externos. O gráfico mostrado na Figura 35 projeta a diferença de gastos para um usuário do CGM e para um usuário do circuito proposto neste trabalho durante o período de um ano, mesmo considerando que seja necessário renovar o protótipo, caso ocorra algum sinistro. Ou seja, considera-se o pior caso possível, de necessidade de troca mensal de todo o *hardware* do sistema proposto, por queima de componentes ou danos irreparáveis (sendo esta uma situação de baixíssima probabilidade e utilizada apenas a fim de comparação com o CGM).

Assim, o gasto total com o CGM em um ano, desconsiderando a compra inicial mencionada no tópico 2.5 de R\$ 18.259,00 (dezoito mil, duzentos e cinquenta e nove reais), seria aproximadamente de R\$ 32.700,00 (trinta e dois mil e setecentos reais). Já o gasto com o protótipo desenvolvido neste trabalho seria de apenas R\$ 3.569,04 (três mil, quinhentos e sessenta e nove reais e quatro centavos), valor obtido multiplicando-se os gastos constantes na Tabela 2, R \$ 297,42 (duzentos e noventa e sete reais e quarenta e dois centavos) por 12 (meses), o que equivale a, aproximadamente, 10% do valor gasto com o CGM em um ano.

Figura 36 – Comparação de gastos entre o CGM e Protótipo com P.S



FORTE: DA AUTORA

5.5 AVALIAÇÃO GLOBAL DO PROJETO PROPOSTO

Considerando-se os problemas e as propostas de solução levantados nos capítulos 1 e 2 deste trabalho, o protótipo desenvolvido atendeu ao seu propósito geral, sendo capaz de prever hipoglicemias em um paciente em estado de repouso a partir de sua frequência cardíaca. A implementação tem vantagens notáveis, no que diz respeito à plataforma aberta utilizada (podendo ser adaptada pelo usuário), à programação simples e ao baixo custo de implementação.

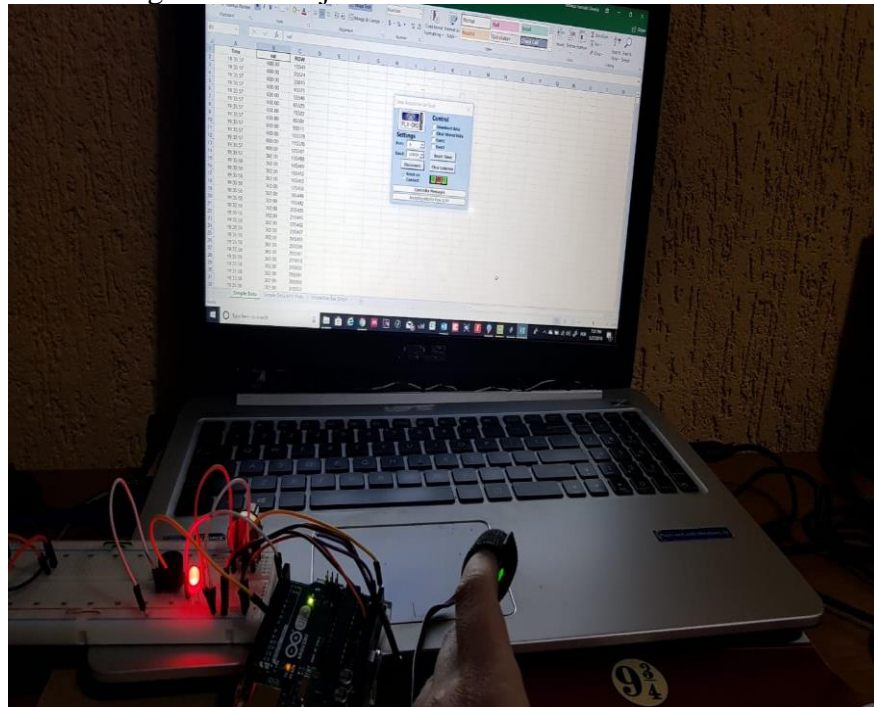
Há, contudo, restrição de uso do projeto, uma vez que o mesmo depende do batimento cardíaco e este está sujeito a variações por motivos diversos, independentemente do filtro utilizado. Entretanto, considerando que qualquer dispositivo recomendado para tais fins passa por uma recomendação médica, que o paciente teria suas taxas de glicemia e variação da frequência cardíaca, com análise da variação do IBI, devidamente observadas, e que a avaliação, a depender dos resultados medidos, alerta para um possível episódio hipoglicêmico, não haveria impedimento ao uso do projeto.

Outro problema do protótipo, no estado atual, é a necessidade de mantê-lo conectado por fios e cabos a um computador, para plotagem gráfica dos dados. Uma interface wireless seria, provavelmente, mais interessante para garantir maior conforto e mobilidade ao usuário, mas deverá acrescentar o módulo e interface wireless ao microcontrolador e contar com a existência de uma rede sem fio para a transmissão dos dados e plotagem do gráfico. Esse fato, atualmente, não chega a ser um grande limitador, principalmente tratando-se de medições no período noturno, uma vez que se conta atualmente com uma ampla cobertura das redes de celulares e das redes sem fios *Wi-Fi*.

Os aspectos positivos notados são, além de redução no custo, a praticidade do projeto, pela não intrusividade no corpo do usuário, facilidade de montagem (reprodutibilidade) e acessibilidade.

A Figura 36 apresenta o protótipo em funcionamento, conectado segundo explicado nas seções 4.2 e 5.3. O sinal luminoso refletido é captado pelo sensor no *Pulse Sensor*, e já passa por filtro ativo interno do mesmo, sendo, então, enviado para o microcontrolador para identificação de sinal e possível ativação do sistema de alerta.

Figura 37 – Projeto em funcionamento



FONTE: DA AUTORA

Com isto, fica demonstrada a aplicabilidade do uso de dispositivos com sensores não intrusivos, que meçam sinais de HRV, cuja interpretação permite associar os intervalos entre os batimentos cardíacos (IBI) com episódios hipoglicêmicos. Tudo isso a custo reduzido, se comparado a dispositivos existentes no mercado, o que aponta, ainda, para a necessidade de maior aprofundamento nos estudos integrados sobre o assunto entre as áreas médica, eletrônica e de tecnologia da informação.

6 CONCLUSÃO

Diabetes Mellitus é uma disfunção que atinge mais pessoas a cada ano no Brasil e no mundo. Dentre as diversas consequências provindas de um mau controle glicêmico, está a hipoglicemia, ou queda da taxa de glicose no sangue, que causa desde leves tonturas e sensação de fome até a morte, quando não tratada adequadamente. Durante o sono podem ocorrer, inadvertidamente, episódios de hipoglicemia que passam despercebidos por muitos diabéticos. Tal situação é preocupante, pois leva grande risco ao estado físico e mental do diabético. Vários aparelhos têm sido disponibilizados visando facilitar a vida desses indivíduos, contudo, esses instrumentos são pouco acessíveis devido ao seu alto custo, e, em sua maioria, são equipamentos intrusivos, que exigem trocas regulares e de alto valor financeiro dos kits utilizados.

Neste trabalho, propôs-se o desenvolvimento de um aparelho capaz de prever hipoglicemias noturnas a partir do batimento cardíaco, que fosse mais barato, mais acessível e mais ergonômico (retirando-se, para tal, a necessidade de se inserir sensores dentro do corpo do usuário). O protótipo foi desenvolvido, testado, e concluiu-se pela sua utilidade, uma vez que atendeu os objetivos gerais propostos inicialmente, constatando-se a relação entre hipoglicemias e aceleração do batimento cardíaco e mostrando-se adequado para o alerta em caso de hipoglicemias noturnas. Percebeu-se, em teste, que interferências externas, seja por consequências da hipoglicemia, como espasmos corporais, ou resultantes de sustos durante o período de análise afetam as medições, sendo o sistema, portanto, extremamente sensível.

Os objetivos específicos foram alcançados com o desenvolvimento do protótipo com hardware e software funcionais, que capta frequências cardíacas e, a partir de sua leitura, ativa o sistema de alerta quando o intervalo entre batimentos cai (coração acelera) abaixo de um nível pré-determinado. O sistema de filtro utilizado pelo *Pulse Sensor* (sensor escolhido neste trabalho) mostrou-se bom o suficiente para a captação do sinal cardíaco por luz, de modo que não houve necessidade de uso de filtro externo.

Testes efetuados com o uso de filtro externo (filtro de Sallen-Key) apenas prejudicaram a leitura do sinal pelo microcontrolador. Especula-se que a causa tenha sido o casamento de impedâncias entre o sistema de amplificação de sinal utilizado no filtro de Sallen-Key e o sistema de filtro interno do *Pulse Sensor*. Há possibilidade de reprodução, uma vez que a arquitetura utilizada é de livre acesso no site do fabricante, necessitando apenas da calibração do sistema de filtragem e da amplificação de sinais.

A programação do microcontrolador, para que houvesse a sua conexão entre o sensor e o sistema de alerta e a reprodução gráfica de dados pela ferramenta PLX-DAQ e pelo software *Processing* não se mostrou de grande complexidade, permitindo um processamento rápido de dados, conforme a necessidade do usuário. O programa permite também a definição do intervalo para checagem de dados pelo usuário, facilitando a análise conforme o desejado, alterando apenas uma função do código. Tanto o código para leitura do sensor com captação de dados quanto o código somente de ativação do sistema de alerta foram elaborados e funcionam conforme o idealizado inicialmente.

O uso do protótipo desenvolvido permite um melhor controle de risco hipoglicêmico durante a noite e é acessível, tendo custo consideravelmente inferior ao observado nos sensores que se encontram atualmente no mercado, é relativamente ergonômico, apesar de ainda não ser o ideal no quesito conforto, e sua plataforma aberta garante acessibilidade a todos os usuários.

6.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Avaliando-se o projeto, durante seu processo de produção e testes, outras ideias para melhorias foram notadas, como, por exemplo:

- a) Adaptação do projeto para funcionamento *wireless* (sem fio) por tecnologia *Bluetooth* ou *Wifi* (com módulo ESP8266) de maneira a se ampliar o grau de conforto do usuário. O único fio existente seria o que ligaria o sensor ao corpo do usuário. Possivelmente haveria a necessidade de uma adaptação na filtragem de sinais para evitar a leitura de ruídos;
- b) Comparação dos resultados obtidos no gráfico de Poincaré e de análise no tempo com o de um equipamento de HRV profissional, para verificação da acuracidade do protótipo;
- c) Estudo dos resultados obtidos pela análise dinâmica das séries temporais, por meio de espaço de estados ou cálculo do expoente de Lyapunov, para melhor entendimento da teoria por trás dos sinais obtidos e desenvolvimento de um sistema de controle melhor;
- d) Desenvolvimento de um protótipo com componentes SMD, em placa de circuito impresso, de modo a tornar o sistema menor e mais compacto, para protótipo com tecnologia *wearable* utilizando Arduino Lilypad preso ao dedo e ao pulso por meio de luva relógio, garantindo maior portabilidade e conforto.

REFERÊNCIAS

ABBOTT (Lake Bluff). **FreeStyle Libre**. 2016. Disponível em:

<<https://www.freestylelibre.com.br/index.html>>. Acesso em: 16 mar. 2018.

AHLQVIST, Emma et al. Novel subgroups of adult-onset diabetes and their association with outcomes: A data-driven cluster analysis of six variables. **The Lancet Diabetes & Endocrinology**. Amsterdã, p. 361-369. 1 mar. 2018. Disponível em:

<[https://www.thelancet.com/journals/landia/article/PIIS2213-8587\(18\)30051-2/references](https://www.thelancet.com/journals/landia/article/PIIS2213-8587(18)30051-2/references)>.

Acesso em: 16 mar. 2018.

AHMED, M. U.; BEGUM, S.; ISLAM, M. S. **Heart Rate and Inter-beat Interval Computation to Diagnose Stress**. Mälardalen University. Västerås. 2010.

ARDUINO (Itália). **About us**. 2018. Disponível em:

<<https://www.arduino.cc/en/Main/AboutUs>>. Acesso em: 04 abr. 2018.

ARDUINO (Itália). **Arduino Store**. 2018. Disponível em:

<<https://store.arduino.cc/usa/arduino/most-popular>>. Acesso em: 04 abr. 2018.

CHAVES, Gláucia. **Incidência de diabetes tipo 1 aumenta 3% ao ano**. 2013. Disponível

em: <<https://www.uai.com.br/app/noticia/saude/2013/07/22/noticias-saude,194233/incidencia-de-diabetes-tipo-1-aumenta-3-ao-ano.shtml>>.

Acesso em: 03 mar. 2018.

CICHOSZ, Simon Lebech et al. A Novel Algorithm for Prediction and Detection of Hypoglycemia Based on Continuous Glucose Monitoring and Heart Rate Variability in Patients With Type 1 Diabetes. **Journal Of Diabetes Science And Technology**, Aarhus, p. 731-737, mar. 2014.

FISIOTERAPIA PARA TODOS. **Batimento cardíaco normal (homem, idoso e bebê) - em repouso**. 2017. Disponível em: <<http://www.fisioterapiaparatodos.com/p/coracao/batimento-cardiaco-normal/>>. Acesso em: 25 maio 2018.

GARDIM, Camila Balsamo et al. Heart rate variability in children with type 1 diabetes mellitus. **Revista Paulista de Pediatria**, São Paulo, v. 32, n. 2, p.279-285, jun. 2014.

GUYTON, Arthur C.; HALL, John E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

HIRZEL, Timothy. **PWM**. 2018. Disponível em:

<<https://www.arduino.cc/en/Tutorial/PWM>>. Acesso em: 27 maio 2018.

HOSPITAL SÍRIO LIBANES. **PROTOCOLO DE CONTROLE GLICÊMICO INTRA-HOSPITALAR**. São Paulo: Hospital Sírio Libanes, 2016.

INTERNATIONAL DIABETES FEDERATION (Bruxelas). **IDF Diabetes Atlas**. 8. ed. Bruxelas: International Diabetes Federation, 2017.

KADISH, Arnold Henry. Automation Control of Blood Sugar: A servomechanism for glucose monitoring and control. **American Society For Artificial Internal Organs**. California, p. 363-366. out. 1963.

KOIVIKKO, Minna L. et al. Effects of Sustained Insulin-Induced Hypoglycemia on Cardiovascular Autonomic Regulation in Type 1 Diabetes. **Diabetes**. Oulu, p. 744-750. mar. 2005.

KUDAT, Hasan et al. Heart Rate Variability in Diabetes Patients. **The Journal Of International Medical Research**. Cambridge, p. 291-296. jan. 2006.

LAPA, Eduardo. **A frequência cardíaca normal fica entre 60 e 100 bpm, certo? Errado!** 2016. Disponível em: <<https://cardiopapers.com.br/a-frequencia-cardiaca-normal-fica-entre-60-e-100-bpm-certo-errado/>>. Acesso em: 18 maio 2018.

MAAHS, David M et al. Epidemiology of Type 1 Diabetes. **Endocrinology Metabolism Clinics Of North America**. Amsterdã, p. 481-497. set. 2010.

MEDTRONIC (Brasil). **O que é Bradicardia?** 2018. Disponível em: <<http://www.medtronic.com/br-pt/your-health/conditions/slow-heartbeat.html>>. Acesso em: 18 maio 2018.

MEDTRONIC (Brasil). **O que é taquicardia?** 2018. Disponível em: <<http://www.medtronic.com/br-pt/your-health/conditions/fast-heart-beat.html>>. Acesso em: 18 maio 2018.

MEDTRONIC. **Diabetes Shop**. 2018. Disponível em: <<https://www.diabetes.shop/>>. Acesso em: 17 mar. 2018.

MEDTRONIC. **MiniLink Real-Time transmitter**. Northridge: Medtronic, 2018.

MEDTRONIC. **Monitoração Contínua de Glicose**. 2011. Disponível em: <<http://www.medtronicdiabetes.com.br/acerca-do-produto/paradigm-veo/monitorizacao-continua-da-glicose.html>>. Acesso em: 17 mar. 2018.

MICROCHIP. **Low-Power Op Amp: MCP6001/1R/1U/2/4 1 MHz**. Chandler: Microchip Technology Inc., 2009.

MIKHAIL, Nasser. Safety of Technosphere Inhaled Insulin. **Current Drug Safety**. Melbourne, p. 27-31. mar. 2017.

MONK, Simon. **Programação com Arduino: começando com sketches**. 12. ed. Porto Alegre: Bookman, 2013.

MOORE, Jason; MOORE, Alyssa; MENON, Vivek. **Muscle Cramps**. 2018. Disponível em: <<https://www.diabetes.co.uk/diabetes-complications/muscle-cramp-and-diabetes.html>>. Acesso em: 18 maio 2018.

MOORE, Jason; MOORE, Alyssa; MENON, Vivek. **Normative Elite HRV Scores by Age and Gender**. 2018. Disponível em: <<https://elitehrv.com/normal-heart-rate-variability-age-gender>>. Acesso em: 18 maio 2018.

MURPHY, Joel.; GITMAN, Yuri. Open Hardware. **Pulse Sensor**, 2018. Disponível em: <<https://pulsesensor.com/pages/open-hardware>>. Acesso em: 06 abr. 2018.

PARALLAX. **Parallax Inc**. 2018. Disponível em: <<https://www.parallax.com/downloads/plx-daq>>. Acesso em: 08 abr. 2018.

PERTENCE JUNIOR, Antonio. **Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos**. 8. ed. Porto Alegre: Bookman, 2015. 328 p.

PISKORSKI, Jarosław; GUZIK, Przemysław. Filtering Poincaré plots. **Computational Methods In Science And Technology**. Poznań, p. 39-48. jun. 2005. Disponível em: <http://cmst.eu/wp-content/uploads/files/10.12921_cmst.2005.11.01.39-48_Piskorski.pdf>. Acesso em: 16 mar. 2018.

POWELL. A. **Feeling woozy? Time to check the tattoo**. 2017. Disponível em: <<https://news.harvard.edu/gazette/story/2017/09/harvard-researchers-help-develop-smart-tattoos>>. Acesso em: 16 mar. 2018.

REAS, C; FRY, B. . **Processing: A programming Handbook for Visual Designers and Artists: Filtering Poincaré plots**. 2. ed. Cambridge: Mit Press, 2014.

ROCHE (São Paulo). Accu-chek. **Tira Accu-Chek Active 50**. 2018. Disponível em: <<https://loja.accu-chek.com.br/paginas/detalhes/tiras/lancetas-de-glicemia/4015630064076/tira-accu-chek-active-50&id=35&idfilho=9>>. Acesso em: 17 mar. 2018.

ROSENFELD, Louis. Insulin: discovery and controversy. **Clinical Chemistry**. New York, p. 2270-2288. dez. 2002.

SANTOS FILHO, José Batista. **O Corpo Humano produz Energia Elétrica (Impulsos Elétricos)?** 2011. Disponível em: <<http://radiacoesnocivas.yolasite.com/reportagens/o-corpo-humano-produz-energia-elétrica-impulsos-elétricos->>. Acesso em: 13 abr. 2011.

SANTOS, Philipe. **HRT é referência no atendimento de pacientes com diabetes**. 2017. Disponível em: <<http://www.alo.com.br/noticias/hrt-e-referencia-no-atendimento-de-pacientes-com-diabetes-385508>>. Acesso em: 17 mar. 2018.

SHEA, Michael J.. **Eletrocardiograma ECG**. 2018. Disponível em: <<https://www.msmanuals.com/pt-br/casa/distúrbios-do-coração-e-dos-vasos-sanguíneos/diagnóstico-de-doenças-cardíacas-e-dos-vasos-sanguíneos/eletrocardiograma>>. Acesso em: 08 abr. 2018.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES (São Paulo). **Uso da insulina no tratamento do diabetes mellitus tipo 1**: Diretrizes SBD. São Paulo: Sbd, 2014. 8 p. Disponível em: <<http://www.diabetes.org.br/profissionais/images/pdf/diabetes-tipo-1/001-Diretrizes-SBD-Usos-Insulina-pg80.pdf>>. Acesso em: 13 mar. 2018.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES. **Insulina**. 2017. Disponível em: <<http://www.diabetes.org.br/publico/diabetes/insulina>>. Acesso em: 17 mar. 2018.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES. (São Paulo). **CONTRIBUIÇÃO TÉCNICO-CIENTÍFICA À CONSULTA PÚBLICA N ° 8/2018**. 2018. Disponível em: <<http://www.diabetes.org.br/publico/ultimas/1617-contribuicao-tecnico-cientifica-a-consulta-publica-n>>. Acesso em: 17 mar. 2018.

TARVAINEN, Mika P. et al. Heart Rate Variability During Cardiorespiratory Exercise Test in Type 1 Diabetes. In: THE JOINT CONFERENCE OF THE EUROPEAN MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING CONFERENCE(EMBE) AND THE NORDIC-BALTIC CONFERENCE ON BIOMEDICAL ENGINEERING AND MEDICAL PHYSICS (NBC), 1, 2017, Tampere. **Proceedings**. Tampere: Ifmbe, 2017. p. 181 - 184.

VENEMAN, Thiemo et al. Induction of Hypoglycemia Unawareness by Asymptomatic Nocturnal Hypoglycemia. **Diabetes**. Lajolla, p. 1233-1237. 1 set. 1993.

Vigitel. **Vigitel Brasil 2016**: Hábitos dos brasileiros impactam no crescimento da obesidade e aumenta prevalência de diabetes e hip. Humaitá: Sociedade Brasileira de Endocrinologia e Metabologia, 2016.

WENDLING, Marcelo. **Amplificadores Operacionais**. Guaratinguetá: Unesp, 2010. 44 p. Disponível em: <<http://www2.feg.unesp.br/Home/PaginasPessoais/ProfMarceloWendling/3---amplificadores-operacionais-v2.0.pdf>>. Acesso em: 17 mar. 2018.

WORLD FAMOUS ELECTRONICS LLC (New York). **Pulse Sensor**. 2018. Disponível em: <<https://pulsesensor.com/pages/open-hardware>>. Acesso em: 08 abr. 2018.

APÊNDICE A: Código fonte de captação de dados e envio para Excel

```

int LED = 3;
int BUZZER = 9;
int pulsePin = 0;
int blinkPin = 13;
int fadePin = 5;
int fadeRate = 0;
int fadeVal = 0;
int ROW = 0;
int LABEL = 1;
int val = 0;
volatile int BPM; //Declaradas como volatile por
serem usadas no ISR e em outras partes do código
volatile int Signal;
volatile int IBI = 600;
volatile boolean Pulse = false;
volatile boolean QS = false; volatile int rate[10];
volatile unsigned long sampleCounter = 0;
volatile unsigned long lastBeatTime = 0;
volatile int P =80; //valor de pico
volatile int T = 80; //valor through
volatile int thresh = 80; //tresh inicializado em 512 ms
(metade da amplitude analogica)
volatile int amp = 100;
volatile boolean firstBeat = true;
volatile boolean secondBeat = false;

void setup() {

    pinMode(LED, OUTPUT);
    pinMode(Buzzer, OUTPUT);
    pinMode(Pot, INPUT); // Por padrão porta analógica já é
INPUT

    pinMode(13,OUTPUT);
    pinMode(10,OUTPUT);
    Serial.begin(115000);
    interruptSetup();
    // analogReference(EXTERNAL); // usar se a fonte de tensão do
sensor for outra que não a do Arduino

    Serial.println("CLEARDATA");
    Serial.println("LABEL,Time,val,ROW");
}

void interruptSetup() { //seta Timer2 para gerar interrupção every other
ms.
    TCCR2A = 0x02; //assim se tem sample rate de 500 Hz
    TCCR2B = 0x06; //desabilita PWM no pino 3 e 11 e o comando tone()
    OCR2A = 0x7C; // timer2 em modo CTC, conta até 124 com Prescaler
de 124 (gasta 2ms para contar até 124).

    TIMSK2 = 0x02; //sempre q chega em 124, interrupt flag é setada e
a função Interrupt Service Routine (ISR) é rodada.

    sei(); //garante que interrupções globais estão ativadas.
}

```

```

ISR(TIMER2_COMPA_vect) { //função chamada a cada 2 ms
para ler sensor
  Signal = analogRead(pulsePin); // le sensor em porta analógica
  sampleCounter += 2; //incrementa variável
sampleCounter para acompanhar o tempo

  int N = sampleCounter - lastBeatTime; //variável N será usada para
evitar ruídos mais tarde //ACOMPANHANDO valores mais
altos e mais baixos da onda PPG para ter valor preciso d amplitude

  if(Signal < thresh && N > (IBI/5)*3){ //Para evitar ruídos e leituras
falsas, sinal deve ser >512(metade do total analogico e N deve ter passado
5/3 do valor de IBI

    if (Signal < T){ //Se sinal for menor que T (512)

      T = Signal; // faz T = Sinal, alterando
valor do through

    }

  }

  if(Signal > thresh && Signal > P){ //Se sinal > tresh e maior que
valor de pico (512)

    P = Signal; //atualize valor de pico para o
do sinal

  } //VERIFICANDO se há pulso
if (N > 250){ //Aguarde 250 ms para evitar
ruídos de alta frequencia //assim seta limite superior
em 240 bpm

if ( (Signal > thresh) && (Pulse == false) && (N > ((IBI/5)*3) )) { //se
forma de onda passa valor de tresh (512) e 3/5 de IBI passaram

  Pulse = true; //Ha pulso. Seta Pulse flag

  digitalWrite(pulsePin,HIGH); //liga led
  IBI = sampleCounter - lastBeatTime; //calcula tempo desde o ultimo
beat para ter o IBI

  lastBeatTime= SampleCounter; //atualiza lastBeatTime para
sampleCounter que iniciou em zero e foi incrementado de 2 em 2 para contar
tempo //Garantir valor inicial de
BPM realistico

  if(secondBeat){ // As condicionais de
secondBeat e firstBeat (inicializadas como true e false) fazem sair da ISR
(rotina de interrupção com return());

    secondBeat = false; // Para descartar primeiro
valor de IBI, ruidoso

    for(int i=0; i<=9; i++){ //BPM é tirado de uma média
dos ultimos 10 valores de IBI

```

```

        rate[i] = IBI; //Na segunda vez, IBI +
correto. Usado como seed para a array rate para ter BPM mais preciso;

    }

}

if(firstBeat){
    firstBeat = false;

    secondBeat = true;

    sei();
    return;
}

word runningTotal = 0; //CALCULANDO BPM
//variável grande usada para
coletar IBIs.

    for(int i=0; i<=8; i++){
        rate[i] = rate[i+1];
        runningTotal += rate[i]; //contents de rate são passados
e adicionados em runningTotal
    }
    rate[9] = IBI; //IBI mais antigo sai da
posição 0
    runningTotal += rate[9]; //IBI mais recente vai para
posição 9
    runningTotal /= 10; //runningTotal = runningTotal/10
    BPM = 60000/runningTotal; //Tira-se média de IBIs para
calcular BPM

    QS = true; //seta flag Quantified Self
}

}

if (Signal < thresh && Pulse == true){ //DEFINIR NÃO BEATS
    tresh descendo, pulso está encerrado //Quando sinal passa pelo valor

    digitalWrite(13,LOW); //desliga led
    Pulse = false; //Pulso encerrado
    amp = P - T; //amplitude da ultima onda é
medida
    thresh = amp/2 + T; //tresh é atualizada com a nova
marca de 50%

    P = thresh; //P e T são atualizadas com o novo
valor de thresh

    T = thresh;
}
if (N > 2500){ // Caso Não haja beats por 2,5s
    thresh = 510; //variaveis são reiniciadas para
valor inicial

    P = 510;
    T = 510;
    firstBeat = true;
    secondBeat = false;
}

```

```

    lastBeatTime = sampleCounter;           //Timer2 permite que o algoritmo
de achar beats esteja sempre ativo no background, subindo novos valores.
    }

}
void loop(){

    //sendDataToProcessing('S', Signal);
    sendDataToExcel();
    if (QS == true){
        sendDataToProcessing('B',BPM);
        sendDataToProcessing('Q',IBI);
        fadeVal = 255;
        QS = false;
    }
    delay(1500); //4 amostras por minuto com 15000, 2 amostras por minuto;
3000 USADO
    }
void sendDataToExcel(){
    val = IBI;
    ROW++;

    Serial.print("DATA,TIME,");
    Serial.print(val);
    Serial.print(",");
    Serial.print(ROW);
}

```


APÊNDICE B: Código de ativação do sistema de controle e envio de dados para plataforma Processing

```

const int Pot = A5; //
Indica a porta analógica ligada ao potenciômetro como A5
const int Buzzer = 9; //
Indica a porta digital ligada ao buzzer (PWM) como D9
int LED = 3;

int PIN_INPUT = 0;
int val = 0;
volatile int
BPM; //Declaradas como
volatile por serem usadas no ISR e em outras partes do código
volatile int Signal;
volatile int IBI = 600;
volatile boolean Pulse = false;
volatile boolean QS = false; volatile int rate[10];
volatile unsigned long sampleCounter = 0;
volatile unsigned long lastBeatTime = 0;
volatile int P =
510; //valor de pico
volatile int T =
510; //valor through
volatile int THRESHOLD =
510; //tresh inicializado em 512 ms
(metade da amplitude analogica)
volatile int amp = 100;
volatile boolean firstBeat = true;
volatile boolean secondBeat = false;

void setup() {

  pinMode(LED, OUTPUT);
  pinMode(Buzzer, OUTPUT);
  pinMode(Pot, INPUT); //
  Por padrão porta analógica já é INPUT

  Serial.begin(115000);
  interruptSetup();
  // analogReference(EXTERNAL); //
  usar se a fonte de tensão do sensor for outra que não a do Arduino
}

void interruptSetup()
{ //seta Timer2 para gerar
  interrupção every other ms.
  TCCR2A =
0x02; //assim se tem
sample rate de 500 Hz
  TCCR2B =
0x06; //desabilita
PWM no pino 3 e 11 e o comando tone()
  OCR2A = 0x7C; //
  timer2 em modo CTC, conta até 124 com Prescaler de 124 (gasta 2ms para
  contar até 124).

```

```

TIMSK2 =
0x02; //sempre q
chega em 124, interrupt flag é setada e a função Interrupt Service Routine
(ISR) é rodada.
sei(); //ga
rante que interrupções globais estão ativadas.
}

ISR(TIMER2_COMPA_vect) { //fu
nção chamada a cada 2 ms para ler sensor
Signal = analogRead(PIN_INPUT); //
le sensor em porta analógica
sampleCounter +=
2; //incrementa variável
sampleCounter para acompanhar o tempo
int N = sampleCounter -
lastBeatTime; //variável N será usada para
evitar ruídos mais tarde
//ACOMPANHANDO valores mais altos e mais baixos da onda PPG para ter
valor preciso d amplitude
if (Signal < THRESHOLD && N > (IBI / 5) * 3)
{ //Para evitar ruídos e leituras falsas, sinal deve
ser >512(metade do total analogico e N deve ter passado 5/3 do valor de IBI

if (Signal < T) { //Se
sinal for menor que T (512)

T = Signal; //
faz T = Sinal, alterando valor do through

}

}

if (Signal > THRESHOLD && Signal > P)
{ //Se sinal > tresh e maior que valor de
pico (512)

P =
Signal; //atualize
valor de pico para o do sinal

} //V
ERIFICANDO se há pulso
if (N > 250) //Aguarde 250 ms
para evitar ruídos de alta frecuencia
//assim seta limite superior em 240 bpm
if ( (Signal > THRESHOLD) && (Pulse == false) && (N > ((IBI / 5) * 3)
)) { //se forma de onda passa valor de tresh (512) e 3/5 de IBI passaram
Pulse =
true; //Ha pulso. Seta
Pulse flag
digitalWrite(PIN_INPUT,
HIGH); //liga led
IBI = sampleCounter -
lastBeatTime; //calcula tempo desde o ultimo
beat para ter o IBI
lastBeatTime =
sampleCounter; //atualiza lastBeatTime

```

```

para sampleCounter que iniciou em zero e foi incrementado de 2 em 2 para
contar tempo
    //Garantir valor inicial de BPM realistico
    if (secondBeat) { // As condicionais de
secondBeat e firstBeat (inicializadas como true e false) fazem
    //sair da ISR (rotina de interrupção com return());
    secondBeat = false; //
Para descartar primeir valor de IBI, ruidoso

    for (int i = 0; i <= 9; i++)
{ //BPM é tirado de uma média dos ultimos
10 valores de IBI

    rate[i] =
IBI; //Na segunda vez, IBI +
correto. Usado como seed para a array rate

} //
Para ter BPM mais preciso.

}

if (firstBeat) {
    firstBeat = false;

    secondBeat = true;

    sei();
    return;
}
//CALCULANDO BPM
word runningTotal =
0; //variável grande usada para
coletar IBIs.
for (int i = 0; i <= 8; i++) {
    rate[i] = rate[i + 1];
    runningTotal +=
rate[i]; //contents de rate são
passados e adicionados em runningTotal
}
rate[9] =
IBI; //IBI mais antigo
sai da posição 0
runningTotal +=
rate[9]; //IBI mais recente vai
para posição 9
runningTotal /=
10; //runningTotal =
runningTotal/10
BPM = 60000 /
runningTotal; //Tira-se média de
IBIs para calcular BPM
QS =
true; //seta flag
Quantified Self
}

}
//DEFINIR NÃO BEATS

```

```

    if (Signal < THRESHOLD && Pulse == true)
    {
        //Quando sinal passa pelo valor tresh
        descendo, pulso está encerrado
        digitalWrite(13,
LOW); //desliga led
        Pulse =
false; //Pulso
        encerrado
        amp = P -
T; //amplitude da
        ultima onda é medida
        THRESHOLD = amp / 2 +
T; //tresh é atualizada com a
        nova marca de 50%
        P =
THRESHOLD; //P e T
        são atualizadas com o novo valor de THRESHOLD
        T = THRESHOLD;
    }
    if (N > 2500) { //
Caso Não haja beats por 2,5s
        THRESHOLD =
510; //variaveis são
        reiniciadas para valor inicial
        P = 510;
        T = 510;
        firstBeat = true;
        secondBeat = false;
        lastBeatTime =
sampleCounter; //Timer2 permite que
        o algoritmo de achar beats esteja sempre
    } //
        ativo no background, subindo novos valores.

}
void loop() {

    sendDataToProcessing('S', Signal);
    //sendDataToExcel();
    if (QS == true) {

        checkforalert();
        sendDataToProcessing('B', BPM);
        sendDataToProcessing('Q', IBI);
        //fadeVal = 255;
        QS = false;
    }
    delay(20); /
/4 amostras por minuto com 15000, 2 amostras por minuto;

}
void checkforalert() {
    if (IBI < 650) {

        int potValue =
analogRead(Pot); // le valores do
        potenciometro
        int pwm = map(potValue, 0, 1024, 0,
255); // define valores pwm de 0 a 255
        float volt = potValue * (5.00 /
1023.0); //Valores da tensão no circuito
    }
}

```

```
    analogWrite(Buzzer, pwm);

    digitalWrite(LED, HIGH);
    delay(100);
    digitalWrite(Buzzer, LOW);
    digitalWrite(LED, LOW);
}
else {
    digitalWrite(Buzzer, LOW);
    digitalWrite(LED, LOW);
}
}

void sendDataToProcessing(char symbol, int data ) {
    Serial.print(symbol);
    Serial.println(data);
}
```