CENTRO UNIVERSITÁRIO FEI

ESTEFERSON PAULO DIAS MOREIRA JUNIOR

IGOR RODRIGUES VIVE

MARCELO COELHO BEZERRA

MARCOS VITOR DA SILVA SANTOS

MATEUS CACCELLI

MONITOR HIPOGLICÊMICO

São Bernardo do Campo

2022

ESTEFERSON PAULO DIAS MOREIRA JUNIOR

IGOR RODRIGUES VIVE

MARCELO COELHO BEZERRA

MARCOS VITOR DA SILVA SANTOS

MATEUS CACCELLI

MONITOR HIPOGLICÊMICO

Trabalho de Conclusão de Curso, apresentado ao Centro Universitário FEI, como parte dos requisitos necessários para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica. Orientado pela Prof.ª Dra. Maria Claudia F. de Castro.

São Bernardo do Campo

2022

Monitor Hipoglicêmico / Esteferson Paulo Dias Moreira Junior...[et al.].
São Bernardo do Campo, 2022.
103 p. : il.

Trabalho de Conclusão de Curso - Centro Universitário FEI.
Orientadora: Prof.ª Dra. Maria Claudia Ferrari de Castro.

1. diabetes. 2. hipoglicemia. 3. pulsação. 4. temperatura. 5. alarme. I. Junior, Esteferson Paulo Dias Moreira. II. Vive, Igor Rodrigues. III. Bezerra, Marcelo Coelho. IV. Santos, Marcos Vitor da Silva. V. Caccelli, Mateus. VI. Castro, Maria Claudia Ferrari de, orient. VII. Título.

Elaborada pelo sistema de geração automática de ficha catalográfica da FEI com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Esteferson Paulo Dias Moreira Junior

Igor Rodrigues Vive

Marcelo Coelho Bezerra

Marcos Vitor da Silva Santos

Mateus Caccelli

MONITOR HIPOGLICÊMICO

Trabalho de Conclusão de Curso, apresentado ao Centro Universitário FEI, como parte dos requisitos necessários para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica. Orientado pela Profa. Dra. Maria Claudia F. de Castro.

Comissão julgadora

Maria Claudia Ferrari de Castro

Orientador e Presidente

Marcelo Antonio Pavanello

Examinador (1)

Maria Angélica Paiva

Examinador (2)

São Bernardo do Campo

2022

Dedicamos este trabalho a nossa família e nossos amigos que contribuíram muito em nossa caminhada. Sem vocês, nada disso seria possível.

AGRADECIMENTOS

Gostaríamos de agradecer primeiramente a Deus por nos ter dado força e saúde para realizar esse trabalho.

Agradecemos também a professora Maria Claudia Ferrari de Castro, por ter aceitado ser nossa orientadora e ter nos ajudado a finalizar esse trabalho, nos guiando e nos orientado para que atingíssemos nosso objetivo, se mostrando assim uma excelente orientadora.

Gostaríamos de agradecer a todo o pessoal do almoxarifado da elétrica, que nos acolheram, nos ajudaram e permitiram que desenvolvêssemos nosso projeto em seu local de trabalho, mesmo sem possuir obrigação nenhuma disso.

Por fim, mas não menos importante, gostaríamos de agradecer a nossa família por todo o suporte e incentivo dados durante o desenvolvimento desse projeto. Agradecemos a eles por se esforçarem muito para nos dar as condições necessárias para que fosse possível concluir esse trabalho e também a graduação.

"Se cheguei até aqui foi porque me apoiei no ombro dos gigantes."

(Isaac Newton)

RESUMO

A diabetes é uma doença que atinge milhões de pessoas em todo o mundo e estima-se que, ao passar dos anos, a taxa de diabéticos continuará a aumentar. Um dos métodos utilizados para controle dessa mazela é a aplicação de insulina; porém, uma dosagem não precisa pode gerar efeitos colaterais, como por exemplo a hipoglicemia, que, por sua vez causa sintomas que afetam a qualidade de vida e podem levar a morte. O objetivo deste projeto foi o desenvolvimento de um dispositivo não invasivo, para detecção indireta de hipoglicemia noturna, quando o usuário estiver em repouso, situação essa em que o mesmo estará inconsciente, sendo incapaz de tomar as medidas cabíveis. O dispositivo proposto realiza a aquisição de dados pertinentes, a temperatura cutânea e a pulsação cardíaca do usuário, que são alterados com o quadro em questão e, caso uma hipoglicemia seja detectada, o dispositivo emite um alarme, na tentativa de acordar o sujeito. Se o usuário não desativar esse alerta, o sistema deve enviar uma notificação a uma unidade de saúde e a uma pessoa próxima, com os dados do paciente, que foram cadastrados previamente. Vale citar que a localização do indivíduo também é fornecida nesse envio, facilitando o procedimento de atendimento de emergência. Espera-se que, com o uso desse dispositivo, seja possível detectar a hipoglicemia noturna e enviar alertas, evitando assim uma piora na qualidade de vida e em casos mais extremos, até mesmo a morte.

Projetado o dispositivo, iniciaram-se os testes por meio de análises da pulsação e temperatura cutânea do indivíduo, para que assim fosse possível parametrizar comportamentos normais desses parâmetros e também comportamentos resultantes de uma hipoglicemia. Os resultados obtidos confirmam que há uma correlação direta entre hipoglicemia, pulsação (como indicativo da frequência cardíaca) e temperatura cutânea, podendo este dispositivo ser utilizado para detectar e impedir que a hipoglicemia noturna avance para casos mais graves.

Palavras-chave: diabetes; hipoglicemia; pulsação; temperatura; alarme.

ABSTRACT

The Diabetes is a disease that affects millions of people around the world, and it is estimated that this rate will increase over the years. One of the control methods used for this issue treatment is the application of insulin; However, an inaccurate dosage of this hormone could cause side effects, such as, the hypoglycemia, and not only strong symptoms that could affect the life quality but also can lead to death. The purpose of this document is to introduce the development of a wearable and not-invasive device for indirect detection of nocturnal hypoglycemia when the user is at rest (a situation in which the user will be unconscious and might not be able of taking some appropriate measures in case of a hypoglycemia). The purposed device will perform relevant data acquisition from the skin's temperature and heart rate of the user. These parameters are changed with the person's condition. In a hypoglycemia case, the device will emit an alarm in an attempt to wake up the subject. If the person does not disable the alert, the system must send a notification to a health unit and also to a previously registered person with the patient data. Besides, the patient location will either be provided in this notification, becoming the emergency care procedure easier. It's expected that with this device use it can be possible to detect the hypoglycemia and send alerts avoiding a deterioration in life quality and in extremes cases, death.

Once the device was designed, the tests began by analyzing the individual's heart rate and skin temperature, so that it was possible to parameterize normal behaviors of these parameters and also behaviors resulting from hypoglycemia. The results obtained confirm that there is a direct correlation between hypoglycemia, pulse (as an indicator of heart rate) and temperature, and this device can be used to detect and prevent nocturnal hypoglycemia from advancing to more severe cases.

Keywords: diabetes; hypoglycemia; pulse; temperature; alarm.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação do modelo de teste Haemo-Glukotest.....25
Figura 2 - Automonitorização da glicemia capilar.....26
Figura 3 - Sistema Flash de Monitorização da Glicose. 27
Figura 4 - Leitura dos últimos 14 dias do índice glicêmico do paciente utilizando sistema SFMG. 27
Figura 5 - Descrição dos parâmetros ECG. 30
Figura 6 - Gráfico ECG x PPG.....31
Figura 7 - Modos de operação do oxímetro.....31
Figura 8 - Variação da temperatura em um evento de hipoglicemia- Caso 1.....35
Figura 9 - Variação da umidade relativa da pele em situação de hipoglicemia – Caso 1.....35
Figura 10 - Variação da temperatura em um evento de hipoglicemia- Caso 2.....36
Figura 11 - Variação da umidade relativa da pele em situação de hipoglicemia – Caso 2.....37
Figura 12 - Comparativo de frequência cardíaca em um período pré-hipoglicemia vs um período sem hipoglicemia.....38
Figura 13 - Comparativo de frequência cardíaca em um período pós-hipoglicemia vs um período sem hipoglicemia.....39
Figura 14 - Variabilidade Glicêmica.....40
Figura 15 - Diagrama de blocos do sistema.....42
Figura 16 - Diagrama de contexto 43
Figura 17 - Diagrama de casos de uso.....44
Figura 18 - Diagrama de classes.....47
Figura 19 - Diagrama de atividade do caso de uso ligar e desligar o monitor.....48
Figura 20 - Diagrama de atividade do caso de uso ligar e desligar o monitor.....48
Figura 21 - Diagrama de atividade do caso de uso ligar e desligar o monitor.....49
Figura 22 - Diagrama de atividade do caso de uso desativar o alarme 49
Figura 23 - Diagrama de atividade do caso de uso realizar cadastro 50
Figura 24 - Diagrama de componentes.....51
Figura 25 - Esquema elétrico do dispositivo.....52
Figura 26 - Sensor MLX90614 junto com seu módulo para uso do SMBus.....52
Figura 27 - Diagrama de blocos funcionais MLX90614 53
Figura 28 - Configuração SMBus para o MLX90614.....54
Figura 29 - Módulo MLX90614.....54
Figura 30 - Dimensões do MLX90614.....55

Figura 31 - Módulo MAX30100.....57
Figura 32 - ESP32 - WROOM - 32.....58
Figura 33 - Módulo TTGO ESP32.....59
Figura 34 - Esquema elétrico ESP32-WROOM-32 60
Figura 35 - Distribuição da pinagem ESP32 - WROOM-32.....61
Figura 36 - Encapsulamento impresso em ABS.....62
Figura 37 - Indicação dos cortes realizados no encapsulamento.....63
Figura 38 - Encapsulamento do MAX30100.....63
Figura 39 - Acoplamento da placa de circuito impresso ao módulo TTGO.....64
Figura 40 - Disposição do módulo e dos componentes no encapsulamento.....65
Figura 41 - Dispositivo finalizado 65
Figura 42 - Posição do dispositivo quando utilizado.....66
Figura 43 - Comparativo glicemia e pulsação em função do tempo (primeiro dia de testes).72
Figura 44 - Comparativo glicemia e temperatura em função do tempo (primeiro dia de testes) 73
Figura 45 - Comparativo glicemia e frequência cardíaca em função do tempo (Segundo dia de testes).....74
Figura 46 - Comparativo glicemia e temperatura cutânea em função do tempo (Segundo dia de testes).....74
Figura 47 - Comparativo glicemia e pulsação a em função do tempo (terceiro dia de testes).75
Figura 48 - Comparativo Glicemia e temperatura cutânea em função do tempo (terceiro dia de testes).....76
Figura 49 - Comparativo glicemia e pulsação em função do tempo (Quarto dia de testes).....77
Figura 50 - Comparativo Glicemia e temperatura em função do tempo (Quarto dia de testes) 77
Figura 51 - Pulsação x Temperatura (teste noturno) 78
Figura 52 - Tela Inicial do aplicativo e tela de cadastro de conta.....80
Figura 53 - Telas de cadastro: Paciente, Contato de emergência e Hospital 81
Figura 54 - Tela da plataforma Firebase que contêm os usuários cadastrados.....81
Figura 55 - Tela de login.....82
Figura 56 - Tela menu principal do Paciente e demonstração da opção Atualizar Localização 83
Figura 57 - Tela Atualizar Localização do Paciente.....84

Figura 58 - Tela para confirmação do CEP ao informar a localização manualmente e tela do Paciente com a localização atualizada 85
Figura 59 - Tela menu principal Contato de Emergência 86
Figura 60 - Tipos de notificação de alerta 86
Figura 61 - Tela com informações do paciente após clicar na notificação de alerta 87
Figura 62 - Tela de discagem com o número 192 já inserido 88
Figura 63 - Tela de ligação para o telefone do usuário Paciente 89
Figura 64 - Tela menu principal do usuário Hospital 90
Figura 65 - Tela com informações do paciente após clicar na notificação de alerta 91
Figura 66 - Dados do contato de Emergência e do Hospital armazenados no Firebase 92
Figura 67 - Dados do Paciente armazenados no Firebase 92
Figura 68 - Dados do Paciente armazenados no Firebase mostrando o Contato de Emergência vinculado 93
Figura 69 - Dados do Paciente armazenados no Firebase mostrando o Hospital vinculado 93
Figura 70 - Diagrama esquemático MAX30100 94
Figura 71 - Tentativa de realização de um jumper no MAX30100 95

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Comparativo do número de pessoas com diabetes em 2017 e 2045.....18
Tabela 2 - Níveis de hipoglicemia e hiperglicemia segundo dados de monitoramento de glicose. 24
Tabela 3 - Média de batimentos cardíacos para homens em repouso.....28
Tabela 4 - Média de batimentos cardíacos para mulheres em repouso.....29
Tabela 5 - Parâmetros de consumo de energia MLX90614.....55
Tabela 6 - Parâmetros para SMBus.....56
Tabela 7 - Parâmetros MAX30100.....57
Tabela 8 - Especificações ESP32-WROOM-32.....59
Tabela 9 - Informações do paciente diabético 66
Tabela 10 - Comparativo entre a frequência cardíaca do dispositivo em relação à um smartwatch.....69
Tabela 11 - Média dos dados coletados de frequência cardíaca no dispositivo e no smartwatch 70
Tabela 12 - Comparativo entre a temperatura do dispositivo e a temperatura do termômetro 70
Tabela 13 - Média dos dados coletados pelos sensores de temperatura e termômetro.....71

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Classificação etiológica do DM (DM: diabetes mellitus; MODY: maturity-onset diabetes of the young).....21
Quadro 2 - Especificação do caso de uso 1 44
Quadro 3 - Especificação do caso de uso 2 45
Quadro 4 - Especificação do caso de uso 3 45

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC Conversor Analógico Digital (Analog to Digital Converter)

AID-GM Plataforma web de monitoramento inteligente de glicose a distância

AMGC Automonitorização da glicemia capilar

BLE Tipo de Bluetooth com um menor consumo de energia (Bluetooth Low Energy)

BPM Batimentos por minuto

DAC Conversor Digital Analógico (Digital to Analog Converter)

DM Diabetes Mellitus

DM1 Diabetes Mellitus do tipo 1

DM1A Diabetes Mellitus do tipo 1A

DM1B Diabetes Mellitus do tipo 1B

DM2 Diabetes Mellitus do tipo 2

ECG Eletrocardiograma

FC Frequência cardíaca

FGM Monitor flash de glicose

GPIO Entrada / saída de uso geral (General Purpose Input/Output)

I2C Interface serial

I2S Padrão de interface Serial

IR Infravermelho

PPG Fotopletismografia (Photoplethysmography)

PWM Modulação por Largura de Pulso (Pulse Width Modulation)

SCL Clock Serial (Serial Clock)

SDA Dados seriais (Serial Data)

SDIO Entrada / Saida digital Segura (Secure Digital Input/Output)

SFGM Sistema flash de monitorização da glicose

SMCG Sistema de monitorização contínua de glicose

SMD Dispositivos produzidos com uso da técnica de montagem direta em superfície (Surface Mounted Device)

SPI Interface periférica Serial (Serial Peripheral Interface)

SpO2 Índice de oxigênio do sangue

TIA Amplificador de transimpedância

UART Receptor/Transmissor Universal Assíncrono (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter)

UC	Caso de uso
UML	Linguagem de Modelagem Simplificada (Unified Modeling Language)

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO 17
2. OBJETIVOS 19
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA 20
3.1 EXPLICANDO A DIABETES 20
3.2 GLICEMIA 21
3.3 DISPOSITIVOS PARA CONTROLE GLICÊMICO 25
3.4 PARÂMETROS IMPORTANTES 28
3.4.1 Frequência Cardíaca 28
3.4.2 Fotopletismografia (PPG) 30
3.4.3 Temperatura 32
4. ESTUDOS RELACIONADOS 34
5. DESCRIÇÃO DO PROJETO 41
5.1 ANÁLISE DE MODELAGEM DE SISTEMAS 42
5.1.1 Diagrama de Contexto 43
5.1.2 Diagrama de casos de uso 43
5.1.3 Diagrama de Classes 46
5.1.4 Diagrama de Atividade 47
5.2 CIRCUITO ELÉTRICO 50
5.2.1 Diagrama elétrico 51
5.2.2 Sensor de temperatura – IR MLX90614 52
5.2.3 Módulo sensor de batimento cardíaco e oxímetro – MAX30100 56
5.2.4 Microprocessador 57
6. RESULTADOS 69
6.1 TESTE DE COMPARAÇÃO DA PULSAÇÃO 69
6.2 TESTE DE COMPARAÇÃO DA TEMPERATURA 70
6.3 PARAMETRIZAÇÃO DOS PARÂMETROS DO INDÍVIDUO 71
6.4 APLICATIVO 79
6.5 CONSIDERAÇÕES DO PROTÓTIPO 94
7. CONCLUSÃO 97
REFERÊNCIAS 99

1. INTRODUÇÃO

A diabetes é uma doença muito conhecida e estima-se que existam 463 milhões de adultos com essa doença no mundo, sendo 1 em cada 11 pessoas. Além disso, essa doença está entre os 10 males que mais matam no mundo, principalmente devido ao descaso com ela. A não-aderência ao tratamento resulta em impactos gigantescos na saúde e na qualidade de vida dos indivíduos, já que uma taxa de glicose não controlada pode acarretar complicações nos órgãos, membros e levar ao óbito. Vale ressaltar que a diabetes é um mal que vem crescendo progressivamente na sociedade e estima-se que essa, até 2045, crescerá ainda mais se comparado a 2017, conforme a tabela 1 (IDF, 2019).

Um dos impactos mais perigosos dessa doença, que acomete principalmente os indivíduos com diabetes tipos 1 e 2, que realizam o tratamento com aplicação de insulina, é a hipoglicemia, mais precisamente a hipoglicemia noturna.

Estima-se que pacientes com diabetes tipo 1, sofrem de hipoglicemia moderada pelo menos 1 vez por semana e hipoglicemia grave pelo menos 1 vez ao ano. Desta forma, estima-se que de 2% a 4% das mortes de pacientes diabéticos tipo 1 tenham sido devido a hipoglicemia (CRYER, DAVIS e SHAMOON, 2003).

A hipoglicemia noturna, por sua vez, ocorre enquanto o indivíduo está dormindo. Quando moderada, o paciente é acometido por alguns sintomas, como tremores, sudorese fria, palpitações e aumento dos batimentos cardíacos, entre outros. Esses sintomas, por sua vez, podem ser revertidos com a ingestão de carboidratos de alto índice glicêmico. Contudo, caso não seja tratada, a hipoglicemia poderá avançar para o estado severo, onde o paciente pode entrar em coma ou até mesmo ir a óbito.

Atualmente, apesar das campanhas para alertar a necessidade de maior cuidado com a diabetes, como por exemplo a campanha Novembro Azul, a redução das taxas de morte não é significativa. Segundo a literatura consultada, além dos métodos tradicionais de aplicação, onde o próprio paciente faz o controle e aplicação das doses, existe apenas um único dispositivo capaz de aplicar a quantidade de insulina diária para o indivíduo (*Insulin Pump* ou Bomba de infusão de insulina) (BRASIL, 2018). Contudo, esse método ainda é caro, sendo viável para poucos.

Dessa forma, visando melhorar a qualidade de vida dessas pessoas, esse documento apresenta o projeto de um dispositivo que possibilite a detecção e alerta da condição de hipoglicemia noturna, de uma forma simples e acessível a todos que precisam.

Tabela 1 - Comparativo do número de pessoas com diabetes em 2017 e 2045.

Posição	País	2017 Número de pessoas com diabetes	Posição	País	2045 Número de pessoas com diabetes
1	China	114,4 milhões (104,1 a 146,3)	1	Índia	134,3 milhões (103,4 a 165,2)
2	Índia	72,7 milhões (55,5 a 90,2)	2	China	119,8 milhões (86,3 a 149,7)
3	Estados Unidos da América	30,2 milhões (28,8 a 31,8)	3	Estados Unidos da América	35,6 milhões (33,9 a 37,9)
4	Brasil	12,5 milhões (11,4 a 13,5)	4	México	31,8 milhões (11,0 a 22,6)
5	México	12,0 milhões (6,0 a 14,3)	5	Brasil	20,3 milhões (18,6 a 22,1)
6	Indonésia	10,3 milhões (8,9 a 11,1)	6	Egito	16,7 milhões (9,0 a 19,1)
7	Federação Russa	8,5 milhões (6,7 a 11,0)	7	Indonésia	16,7 milhões (14,6 a 18,2)
8	Egito	8,2 milhões (4,4 a 9,4)	8	Paquistão	16,1 milhões (11,5 a 23,2)
9	Alemanha	7,5 milhões (6,1 a 8,3)	9	Bangladesh	13,7 milhões (11,3 a 18,6)
10	Paquistão	7,5 milhões (5,3 a 10,9)	10	Turquia	11,2 milhões (10,1 a 13,3)

Fonte: IDF, 2019

2. OBJETIVOS

O objetivo geral do projeto é o desenvolvimento de um detector de hipoglicemia noturna, a partir do monitoramento e análise de parâmetros fisiológicos do usuário. Caso detectado, o sistema acionará um alarme, a fim de despertar o usuário. Após um período, caso o alarme não seja desligado, os dados do paciente deverão ser encaminhados a uma unidade de saúde e a uma pessoa cadastrada, pois, o sistema considerará que o paciente está em um estado crítico.

Para a elaboração desse projeto, são necessários conhecimentos sobre a diabetes e seu impacto sobre o organismo, além das tecnologias e métodos disponíveis para a detecção dos casos de alteração da euglicemia.

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 EXPLICANDO A DIABETES

Diabetes Mellitus (DM) é uma doença que afeta a concentração de glicose no sangue. Pode ocorrer devido a deficiência na produção de insulina ou na ação desse hormônio, o qual é produzido no pâncreas pelas chamadas células β (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2019). A insulina tem como função possibilitar a entrada de glicose nas células do organismo, fornecendo a energia para o funcionamento celular. Sua falta ocasiona o aumento de glicose no sangue, resultando no quadro de hiperglicemia (SOCIEDADE BRASILEIRA DE ENDOCRINOLOGIA E METABOLOGIA, 2021).

Existem diversos tipos de diabetes; entretanto, a grande concentração dos casos está dividida entre diabetes do tipo 1 (5 a 10% de todos os casos) e diabetes do tipo 2 (90% a 95% de todos os casos) (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2019).

Conforme já citado, as células β são responsáveis pela produção de insulina. No caso dos pacientes com DM do tipo 1A (DM1A), essas células são destruídas pelo próprio organismo e sem elas não há produção deste hormônio, levando ao acúmulo de glicose no sangue e, consequentemente, ao quadro de hiperglicemia. Como contramedida, torna-se necessário o tratamento com insulinização. Já no caso de pacientes com DM do tipo 1B (DM1B), a falta de insulina é originada por causa desconhecida e segue o mesmo tipo de tratamento da DM1A.

O desenvolvimento da DM do tipo 1 (DM1) é mais frequente em crianças e adolescentes, podendo também ser diagnosticada em adultos, não havendo discriminação entre os gêneros e etnias. Seu tratamento exige um controle rigoroso da insulina, visto que quando aplicada uma taxa descontrolada desse hormônio, a normalidade do nível de glicose (euglicemia) não é alcançada, gerando duas possibilidades, a hiperglicemia ou a hipoglicemia, que podem provocar complicações à saúde do paciente (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2019).

A DM do tipo 2 (DM2) não se trata de danos nas células β, mas sim sobre a resistência em relação a ação da insulina em permitir a entrada de glicose nas células do organismo. Essa resistência, por sua vez, está relacionada com a hereditariedade e hábitos de vida do indivíduo, tais como sedentarismo e obesidade. Esse quadro aumenta a produção de insulina na tentativa de alcançar a euglicemia. Porém, se medidas não forem tomadas, como por exemplo, mudança de hábitos alimentares e atividades físicas para quebrar essa resistência, o aumento demasiado

de produção, com o tempo, irá exaurir a produção do hormônio, elevando a taxa de glicose no sangue e resultando na DM2. A DM2, em sua maioria, acomete pessoas acima de 40 anos com sobrepeso, histórico familiar, sedentarismo e, além disso, por motivo desconhecido, pessoas negras, hispânicas ou índios Pima (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2019).

O tratamento inicial da DM2 não necessariamente se dá pela aplicação de insulina, mas sim por medicamentos via oral tais como a metformina, que é capaz de diminuir a produção de glicose pelo fígado e propiciar um aumento na sensibilidade do organismo à insulina. Vale citar que esse medicamento não estimula a produção desse hormônio, mas maximiza a ação dele (PINHEIRO, [s.d]). Contudo, ao passar dos anos, as medicações via oral perdem sua eficácia, demandando doses maiores, ou, em mais da metade dos casos, levando à necessidade de insulinização (SOCIEDADE BRASILEIRA DE ENDOCRINOLOGIA E METABOLOGIA e ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NUTROLOGIA, 2011).

Além desses tipos de diabetes, ainda existem outros de menor proporção conforme o quadro 1.

Quadro 1 - Classificação etiológica do DM (DM: diabetes mellitus; MODY: maturity-onset diabetes of the young).

	Tipos de diabetes
1	DM tipo 1: - Tipo 1A: deficiência de insulina por destruição autoimune das células β comprovada por exames laboratoriais; - Tipo 1B: deficiência de insulina de natureza idiopática.
2	DM tipo 2: perda progressiva de secreção insulínica combinada com resistência à insulina
3	DM gestacional: hiperglicemia de graus variados diagnosticada durante a gestação, na ausência de critérios de DM prévio
4	Outros tipos de DM:
	- Monogênicos (MODY); - Diabetes neonatal; - Secundário a endocrinopatias; - Secundário a doenças do pâncreas exócrino; - Secundário a infecções; - Secundário a medicamentos.

Fonte: SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2019

3.2 GLICEMIA

A glicemia é o nome dado à porcentagem de glicose no sangue, um tipo de açúcar utilizado pelo nosso organismo como fonte de energia. A quantidade de glicose no sangue é controlada por dois hormônios, sendo eles a insulina e o glucagon. A insulina é responsável por diminuir a taxa de açúcar no sangue e o glucagon, de forma contrária, aumentando o nível de glicose. A maior dificuldade dos diabéticos é manter o equilíbrio da glicose, principalmente os

indivíduos insulinodependentes, estando mais vulneráveis a hiperglicemia e a hipoglicemia (FREESZ e PINHEIRO, 2011).

Hiperglicemia é o termo utilizado quando os níveis de glicose no sangue estão elevados, devido a pouca ou nenhuma concentração de insulina no organismo. Essa alteração na glicemia, resulta em sintomas tais como:

- Dores de cabeça;
- Enjoo;
- Cansaço excessivo;
- Visão turva;
- Aumento de sede e fome;
- Vontade de urinar frequente, entre outros.

Quando o indivíduo permanece nesse quadro por um tempo prolongado, os sintomas podem evoluir para cetoacidose, que é a situação na qual os ácidos sanguíneos se acumulam no sangue, podendo levar a sintomas mais severos como:

- Dificuldade respiratória;
- Aceleração dos batimentos cardíacos;
- Perca de consciência cognitiva;
- Coma, entre outros.

A permanência do indivíduo nas circunstâncias de cetoacidose pode levar a óbito. A hiperglicemia constante pode ocasionar em danos nos nervos, podendo atingir os nervos oculares levando a cegueira, prejudicar os rins levando a nefropatia diabética (parada dos rins por conta da diabetes) e dificultar a regeneração de feridas. Além disso, pode causar danos nos vasos sanguíneos resultando em infarto do miocárdio e acidente vascular cerebral (CLEVELAND CLINIC, 2020). Os níveis de glicose que caracterizam a hiperglicemia estão descritos na tabela 2.

Diferentemente da hiperglicemia, a hipoglicemia trata-se de uma queda nos níveis de glicose no sangue, devido a altos níveis de insulina no organismo, fazendo com que as células absorvam a glicose mais do que deveriam, atrapalhando a euglicemia. Nesse estado, o indivíduo pode apresentar sintomas como:

- Fraqueza;
- Confusão;
- Visão turva;
- Fome;
- Ansiedade;
- Nervosismo;
- Sudorese fria;
- Tremor.

Conforme o quadro clínico do indivíduo se agrava, sintomas mais severos começam a surgir, sendo eles:

- Dificuldade em se concentrar;
- Dificuldade de falar;
- Dores de cabeça;
- Arritmia cardíaca;
- Convulsões;
- Coma.

A hipoglicemia, quando negligenciada, pode levar a danos cerebrais irreversíveis e, no pior dos casos, a morte (VALE, 2009). Outro fator sobre os quadros de hipoglicemia é que o corpo humano pode acabar se habituando com a baixa nas taxas de açúcar no sangue e deixar de emitir alertas. Com isso, o corpo passa a sofrer danos de maneira silenciosa, o que é muito perigoso. A situação mais perigosa para este acontecimento é durante a hipoglicemia noturna.

A hipoglicemia noturna é um fenômeno que ocorre quando o indivíduo está dormindo. Durante o período de sono, o organismo permanece muitas horas sem ingestão de alimentos, ou seja, sem receber energia. Entretanto, o mesmo não para de gastá-la, pois necessita manter os órgãos em funcionamento. Dessa forma, a taxa de glicose no organismo tende a diminuir. Os níveis de glicose que caracterizam a hipoglicemia estão descritos na tabela 2.

Tabela 2 - Níveis de hipoglicemia e hiperglicemia segundo dados de monitoramento de glicose.

Tempo no alvo	
Padrão	70 a 180 mg/dL
Secundário	70 a 140 mg/dL
Porcentagem do tempo em hiperglicemia	
Alerta elevado	> 180 mg/dL (nível 1)
Clinicamente significativo, ação imediata	> 250 mg/dL (nível 2)
Cetoacidose	Cetona, acidose, sintomas (nível 3)
Porcentagem do tempo em hipoglicemia	
Alerta hipoglicemia	54 a 70 mg/dL (nível 1)
Clinicamente significativo, ação imediata	< 54 mg/dL (nível 2)
Hipoglicemia grave	Ajuda de terceiros (nível 3)

Fonte: SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2019.

Em pacientes insulinodependentes o caso pode ser mais frequente; afinal, como a insulina é administrada de forma manual, prever a quantidade necessária de aplicação é algo complexo. Quando o indivíduo excede o consumo de insulina, ou seja, aplica mais do que o necessário, para o organismo funcionar corretamente, esse excedente, em qualquer horário, atrapalha o funcionamento do organismo. Em situações nas quais o indivíduo está dormindo, agrava ainda mais o quadro, pois, como não há ingestão de alimentos nesse período, a insulina irá diminuir o nível de glicose do sangue. Estando o indivíduo dormindo, a situação torna-se ainda mais alarmante, devido à dificuldade do mesmo em identificar a hipoglicemia. Em pacientes em que o corpo já passou por diversos episódios de hipoglicemia, como já citado, o quadro passa a ser assintomático, podendo então ocorrer um fenômeno denominado Síndrome da Morte Súbita (*Dead in Bed syndrome*) em que a vítima sofre uma arritmia cardíaca e vai à óbito (GRAVELING e FRIER, 2017).

Estudos realizados na Noruega e no Japão demonstram que a hipoglicemia foi relatada como responsável pela morte de 3% a 5% de pacientes que identificaram a DM1 desde a infância e vieram a óbito no início da idade adulta. Contudo, estima-se que essa taxa pode alcançar até 10% (SKRIVARHAUG et al., 2005; MORIMOTO et al., 2013), porque o registro das mortes causadas por hipoglicemia noturna costuma ser subnotificada pela dificuldade de identificação, pois poucos quadros geram sintomas; o indivíduo é encontrado morto e a causa mortis é registrada somente como mal súbito (GRAVELING e FRIER, 2017).

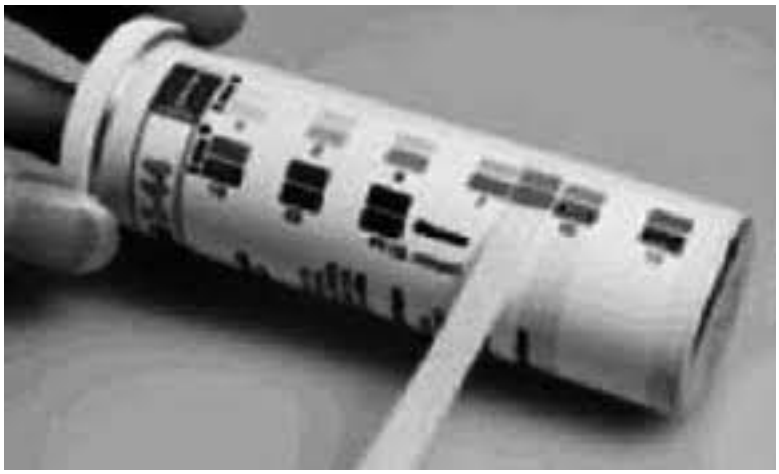
3.3 DISPOSITIVOS PARA CONTROLE GLICÊMICO

Ao longo da evolução da medicina e descobertas sobre a diabetes, alguns dispositivos foram criados para melhorar o controle glicêmico, sendo fundamentais para o bem-estar dos pacientes. Sua evolução trouxe precisão de controle cada vez melhor, facilitando o tratamento, tanto para o paciente quanto para os profissionais de saúde que o acompanham.

Os primeiros testes para medição da glicemia foram desenvolvidos em 1925, de maneira simples e caseira, necessitando de 8 gotas de urina do paciente, que eram misturadas em um tubo de ensaio com 6 ml de solução Benedict (IDF, 2019). Após a ocorrência da reação química, eram retornados três tipos de colorações, sendo elas verde, amarela e vermelha. Verde indicava um índice aceitável, amarelo moderado e vermelha índice grave, indicando alerta para o paciente.

Já em 1964, foi lançado um teste de glicemia mais evoluído, envolvendo uma reação com reagentes de oxidase numa membrana que, ao contato com o sangue do paciente, permitia somente a passagem da glicose através da membrana, e com isso a realização da medida de acordo com a coloração indicada no teste. Esse teste serviu como base para testes utilizados até hoje, como o Haemo-Glukotest demonstrado na figura 1.

Figura 1 - Representação do modelo de teste Haemo-Glukotest



Fonte: SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2019

Com a evolução das pesquisas, foi desenvolvido um método de monitoramento denominado Automonitorização da glicemia capilar (AMGC), que consiste na inserção de uma gota de sangue numa fita descartável contendo glicose oxidase, que é acoplada a um Glicosímetro, conforme figura 2. Após sofrer as reações químicas e enzimáticas, é possível

realizar a medição do índice glicêmico, variando de 10 a 600 mg/dl (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2019). Esse método é bastante popular no controle glicêmico do paciente, sendo prático e ágil, porém invasivo, uma vez que é necessária uma punção no dedo para a retirada do sangue. Com esse método, o paciente consegue controlar sua glicemia em diversos momentos do dia, podendo evitar picos de anormalidades do índice glicêmico.

Figura 2 - Automonitorização da glicemia capilar.

Fonte: CARVALHO, 2019

Em pacientes com intenso tratamento são necessárias medições ao menos quatro vezes ao dia (jejum, antes e depois das refeições e ao deitar-se), uma vez que essas medições são essenciais para a determinação da dose de insulina a ser inserida em cada situação.

Outro dispositivo, atualmente disponível no mercado, é o sistema de monitoramento contínua de glicose (SMCG). Esses aparelhos são mais invasivos e formados por um sensor subcutâneo, que registra o valor e a magnitude da variação do índice de glicemia do paciente. Esses dispositivos são capazes também de informar e prognosticar picos de hipoglicemia e hiperglicemia, auxiliando o paciente a evitar desconfortos e maiores distúrbios.

Os SMCGs são capazes de fornecer até 288 leituras de glicemia durante um período de 24 horas, realizando medições a cada 10 segundos e calculando a média de seus resultados que são indicados ao paciente a cada 5 minutos. Esses dados indicados são essenciais tanto para o paciente quanto para a própria calibração do dispositivo. As grandes dificuldades desses dispositivos são que possuem uma vida útil pequena, em torno de 1 semana, requerem calibrações diárias e, pela durabilidade, o custo é alto também.

No fim de 2014, foi lançada uma “terceira geração” de sensores pela Abbott que possui um sistema flash de monitorização da glicose (SFGM) conforme a figura 3. É formado por um

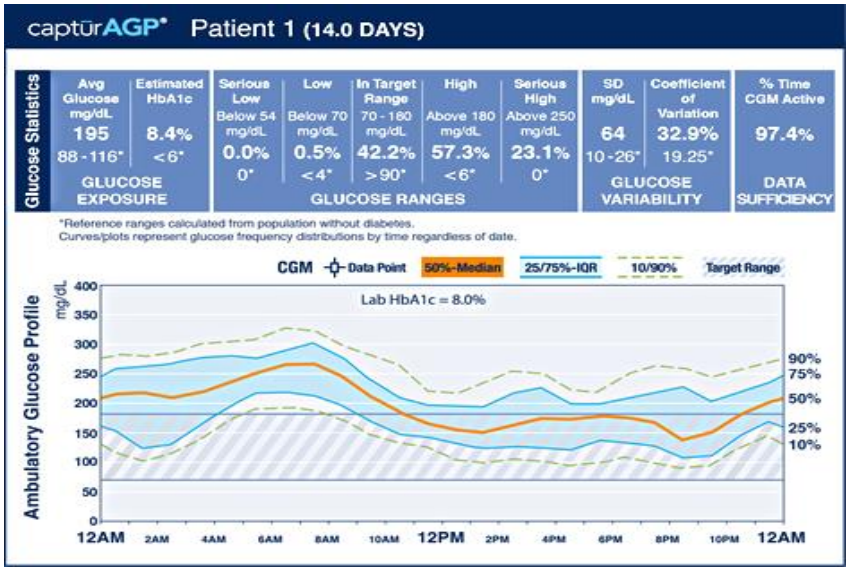
sensor de glicose que não possui a necessidade diária de punção do dedo para obtenção de gota de sangue do paciente. Por não utilizar oxigênio, esse dispositivo não necessita de calibrações diárias, garantindo ao menos 14 dias sem calibrações. Na figura 4 podemos observar a leitura do SFGM durante 14 dias (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2019).

Para obtenção do índice glicêmico, o paciente sobrepõe o leitor ao sensor inserido na região posterior do braço, obtendo os dados e exibindo-os ao usuário. O dispositivo possui um tempo de atraso em relação a situação atual do paciente de 4,5 minutos. Deve-se tomar o cuidado de realizar medições ao menos a cada 8 horas, pois a memória do sensor é perdida após esse período.

Figura 3 - Sistema Flash de Monitorização da Glicose.

Fonte: VIEIRA, 2019

Figura 4 - Leitura dos últimos 14 dias do índice glicêmico do paciente utilizando sistema SFMG.



Fonte: BECK, 2017

3.4 PARÂMETROS IMPORTANTES

3.4.1 Frequência Cardíaca

A frequência cardíaca (FC) é um indicador que mede a quantidade de vezes que ocorre as contrações do coração, geralmente expressa em batimentos por minuto (BPM). Muitos fatores cotidianos e de saúde podem afetar esse indicador, alguns deles são: idade, prática de exercícios físicos, genética, estresse, ansiedade, consumo excessivo de álcool ou cafeína, inserção de drogas e hipoglicemia (CÉSAR, 2007).

Estudos realizados por profissionais do Scripps Research Translational Institute, em La Jolla, Califórnia, apontou que a frequência cardíaca em repouso apresenta um valor médio de 70 BPM; para chegar nesse valor foram analisados os dados obtidos através de dispositivos *wearables*, utilizados por 92.457 pessoas nos Estados Unidos por aproximadamente 320 dias (QUER et al., 2020). A partir desse e outros estudos, foi possível mensurar a média de batimentos cardíacos de acordo com gênero e idade dos indivíduos, conforme é apresentado nas tabelas 3 e 4.

Tabela 3 - Média de batimentos cardíacos para homens em repouso.

Idade	**18-25 anos**	**26-35 anos**	**36-45 anos**	**46-55 anos**	**56-65 anos**	**+65 anos**
Excelente	56-61	55-61	57-62	58-63	57-61	56-61
Boa	62-65	62-65	63-66	64-67	62-67	62-65
Normal	70-73	71-74	71-75	72-76	72-75	70-73
Menos boa	74-81	75-81	76-82	77-83	76-81	74-79
Ruim	+82	+82	+83	+84	+82	+80

Fonte: LIMA, 2021

Tabela 4 - Média de batimentos cardíacos para mulheres em repouso.

Idade	18-25 anos	26-35 anos	36-45 anos	46-55 anos	56-65 anos	+65 anos
Excelente	61-65	60-64	60-64	61-65	60-64	60-64
Boa	66-69	65-68	65-69	66-69	65-68	65-68
Normal	74-78	73-76	74-78	74-77	74-77	73-76
Menos boa	79-84	77-82	79-84	78-83	78-83	77-84
Ruim	+85	+83	+85	+84	+84	+84

Fonte: LIMA, 2021

Embora o estudo apresente uma média da frequência cardíaca, a faixa considerada normal para uma pessoa em repouso está entre 60 e 100 BPM. Quando a frequência cardíaca de uma pessoa ultrapassa os 100 BPM, ela é diagnosticada com taquicardia, que é considerado um tipo de arritmia cardíaca, ou seja, o ritmo de batimentos do coração está muito acelerado. Existem diferentes tipos de taquicardia, e estão relacionados diretamente ao local onde ocorre o problema, podendo ser taquicardia atrial, taquicardia ventricular, taquicardia sinusal e taquicardia supraventricular.

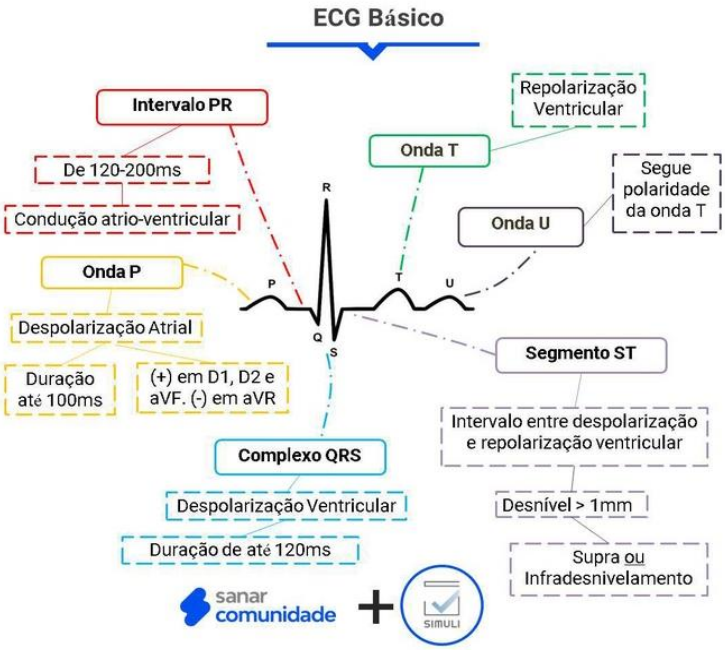
Já quando a frequência cardíaca apresenta uma média abaixo de 60 BPM, a pessoa é diagnosticada com bradicardia, considerada lenta, podendo afetar o bombeamento do sangue para o resto do corpo de forma suficiente durante exercícios físicos ou qualquer atividade típica. Os tipos de bradicardia são: bradicardia sinusal e bloqueios atrioventriculares.

O coração é um órgão constituído de músculos, e isso lhe dá a característica de contratilidade. Além disso, o sistema cardíaco possui o nódulo sinusal, que possui a característica de ritmicidade, de forma a definir a frequência natural do coração de maneira involuntária, para realizar o trabalho de bombear o sangue. As contrações são ativadas eletricamente, propagando-se de célula para célula através de um fluxo iônico. Assim, é possível se beneficiar dessa característica elétrica para captarmos as variações de potencial na

superfície do corpo e, fazer a medição da frequência cardíaca através do Eletrocardiograma (ECG).

O ECG é o registro gráfico da atividade elétrica do coração com auxílio de eletrodos fixados em pontos específicos do corpo, compondo as 12 derivações, a partir da diferença de potencial elétrico entre os eletrodos. Para analisar a frequência cardíaca, são utilizados os intervalos entre as ondas R do complexo QRS, conforme mostrado na figura 5, correspondentes a despolarização ventricular, que é a contração do coração.

Figura 5 - Descrição dos parâmetros ECG.

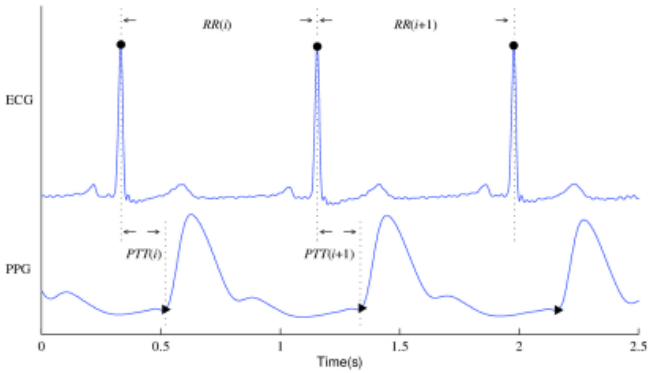


Fonte: BONICENHA, 2020

3.4.2 Fotopletismografia (PPG)

Enquanto os sensores de ECG utilizam diretamente os sinais elétricos produzidos pela atividade cardíaca, a PPG utiliza sinais elétricos derivados da assimetria de luz refletida após a ejeção de um volume de sangue decorrente da contração do coração, transformando essas medidas em leituras indiretas da frequência cardíaca (SOUZA, 2019). As curvas de ambos os sinais podem ser visualizadas na figura 6.

Figura 6 - Gráfico ECG x PPG

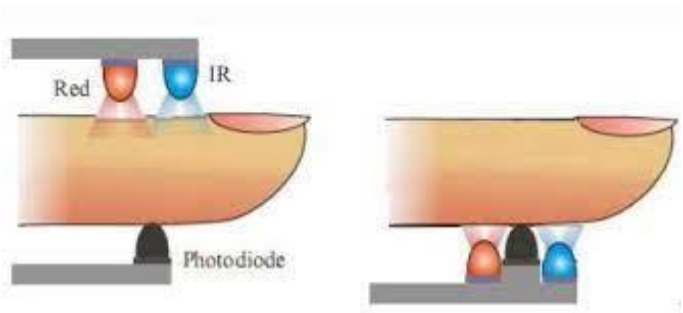


Fonte: GUANG, 2016

A PPG é obtida utilizando um oxímetro de pulso ou dedo, que utilizam LEDs geralmente vermelho, infravermelho e fotodiodos. Sua principal função é mensurar o índice de oxigênio do sangue (SpO2), mas este dispositivo também proporciona a leitura da pulsação que indiretamente é um indicativo da frequência cárdica.

Existem basicamente dois tipos de oxímetros: por reflexão e por transmissão, conforme ilustrado na figura 7. A configuração transmissiva utiliza a luz transmitida através de uma parte do corpo, sendo mais indicada para áreas como dedo e orelha. Neste caso, o emissor e o fotodetector ficam de lados opostos. Já a configuração reflexiva possui o emissor e o fotodiodo do mesmo lado, sendo utilizada a reflexão da luz emitida pelo LED para detectar e estimar o parâmetro. O método por reflexão pode ser usado em qualquer parte do corpo que tenha vasos superficiais, sendo na maior parte da vezes utilizado no punho (LIMA, 2009).

Figura 7 - Modos de operação do oxímetro.



Fonte: JÚNIOR, 2014

Ao passar pelo corpo, a luz emitida pelo LED é absorvida por diversos tipos de tecidos e pela hemoglobina do sangue, sendo que a absorção não é constante devido, principalmente, à

pulsação arterial. Durante a contração do coração ocorre o aumento do volume de sangue e da absorção de luz, pois existe uma maior quantidade de hemoglobina, agregada a dilatação dos vasos ocasionada pela pressão sanguínea. Já no período de relaxamento cardíaco, o volume e a pressão sanguínea diminuem, não ocorre a dilatação dos vasos e, consequentemente a quantidade de hemoglobina é menor. Com os episódios de oscilações das frequências reflexivas, os fotodiodos coletam esses sinais em forma de corrente elétrica proporcional à intensidade e em seguida passam por um amplificador de transimpedância (TIA), convertendo a corrente gerada em tensão; o processo continua com o condicionamento analógico do sinal, responsável por tratar e convertê-lo em um sinal digital. Após todo processo de condicionamento e conversão, os dados são armazenados em registradores onde ficam disponíveis para serem lidos e utilizados para se calcular a média das amostras coletadas, resultando como saída, nos valores correspondentes à média de pulsos pelo período escolhido.

3.4.3 Temperatura

A temperatura corporal é proveniente do calor produzido pelo conjunto de atividades que ocorrem no organismo. Os processos físicos e químicos promovem a produção ou perda de calor do corpo, mantendo o organismo com a temperatura constante, independente das variações do meio externo.

A termorregulação é o mecanismo de controle da temperatura que mantém o organismo na temperatura operacional regular, a qual afeta a taxa das reações químicas. De acordo com a Associação Médica Americana, a temperatura do corpo humano pode variar entre 36,5°C a 37,2°C, com possível oscilação de 0,6º durante o dia (PEREIRA, 2021).

A normotermia ou eutermia é a temperatura corporal normal em humanos, e é um conceito que depende do local do corpo no qual a temperatura é medida, hora do dia e nível de atividade do corpo. A menor temperatura corporal ocorre em torno de 2 horas antes de acordar ou em torno das 4:00 da manhã, e a maior, geralmente ocorre no final da tarde entre 16h e 18h (FONTES, 2009). Quando a temperatura do corpo está entre 37,3ºC e 37,8ºC é um caso de febrícula, ou seja, um pequeno aumento da temperatura, porém, sem repercussões importantes no organismo (PEREIRA, 2021).

A hipertermia acontece quando a temperatura está acima de 37,8°C, também conhecida como estado de febre. Durante esse estado, alguns sintomas como, calafrios, transpiração e mal-

estar, podem aparecer. No entanto, quando a temperatura corporal chega a 39ºC, pode causar confusão mental e delírios. Mas em casos extremos, acima de 40ºC, pode provocar convulsões.

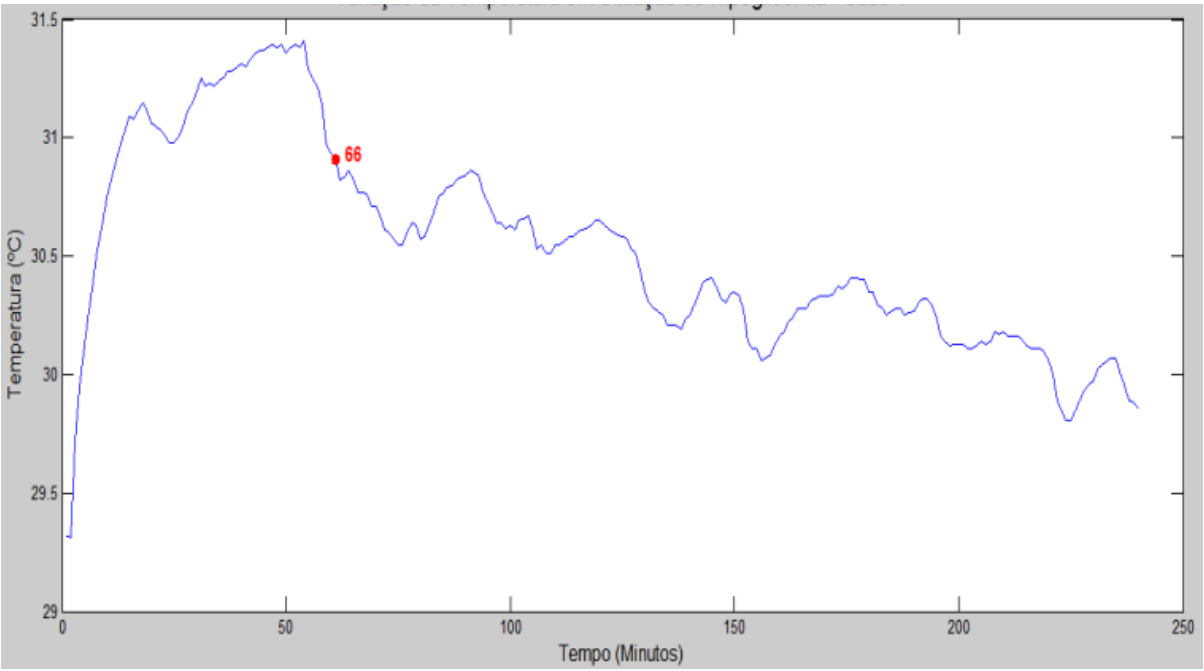
Em condições de temperatura corporal baixa (hipotermia), menores do que 35°C, as funções vitais do organismo ficam prejudicadas. Essa temperatura baixa geralmente é decorrente de exposição ao ar frio ou água gelada. A hipotermia pode ser desencadeada por diversos fatores relacionados à saúde da pessoa e também com a utilização de drogas/medicamentos (MIRANDA, 2013). Segundo Miranda (2013, p.28) "[...] pode-se inferir que pacientes portadores de DM1, quando submetidos a uma situação de hipoglicemia, terão significativa redução em suas temperaturas corporais [...]".

4. ESTUDOS RELACIONADOS

A Diabetes e seus impactos é um tema que já vem sendo inspiração para pesquisas há muitos anos, principalmente em países desenvolvidos e subdesenvolvidos. No Brasil, já possuímos algumas pesquisas relacionadas a hipoglicemia noturna, dentre elas, pode-se destacar o trabalho de Miranda (2013). Essa pesquisa, tinha como principal objetivo a predição não-invasiva de hipoglicemias em pacientes diabéticos tipo 1, por meio do monitoramento de dois sinais fisiológicos: temperatura e umidade da pele. Para isso, foi utilizado um único sensor, o SHT15, que realiza medições de temperatura e umidade relativa com uma boa resolução, excluindo assim a necessidade de acrescentar mais sensores ao projeto (MIRANDA, 2013).

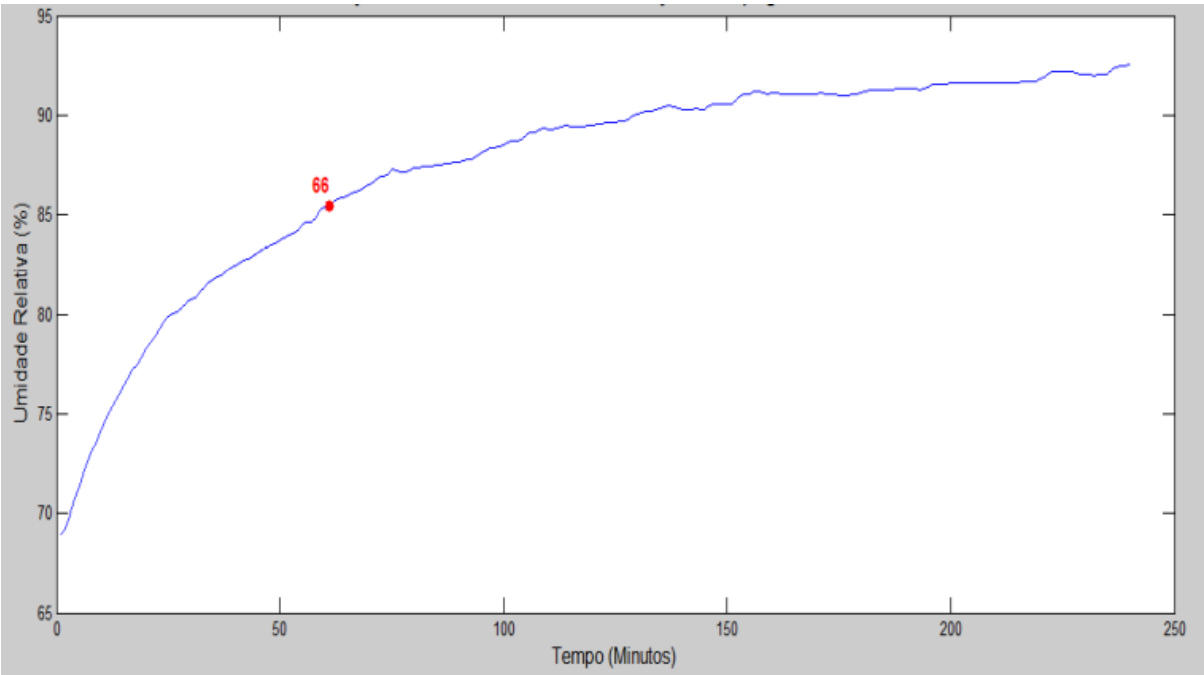
Para a realização de testes, o dispositivo ficou acoplado à perna do paciente, na altura do tornozelo, com a justificativa de ser uma região que apresenta variação de temperatura perceptível e ser mais robusta, possibilitando o uso de dispositivos sem um controle rigoroso de dimensionamento. Foram analisadas as reações fisiológicas do paciente durante um longo período, com o auxílio de um dispositivo de medição de glicemia capilar. Primeiramente, para iniciar os testes, a glicemia do paciente foi medida, resultando em uma glicemia de 130 mg/dl, índice no qual é considerado uma glicemia normal. Logo após, iniciaram-se as medições e, em certo momento, o paciente deu indícios de um estado hipoglicêmico. Mediu-se então a glicemia do paciente e, esta resultou em 66 mg/dl, índice considerado como hipoglicemia, evidenciando uma diminuição da temperatura e aumento da umidade da pele (MIRANDA, 2013). As aferições de temperatura e umidade estão demonstradas nas figuras 8 e 9.

Figura 8 - Variação da temperatura em um evento de hipoglicemia - Caso 1



Fonte: Miranda, 2013.

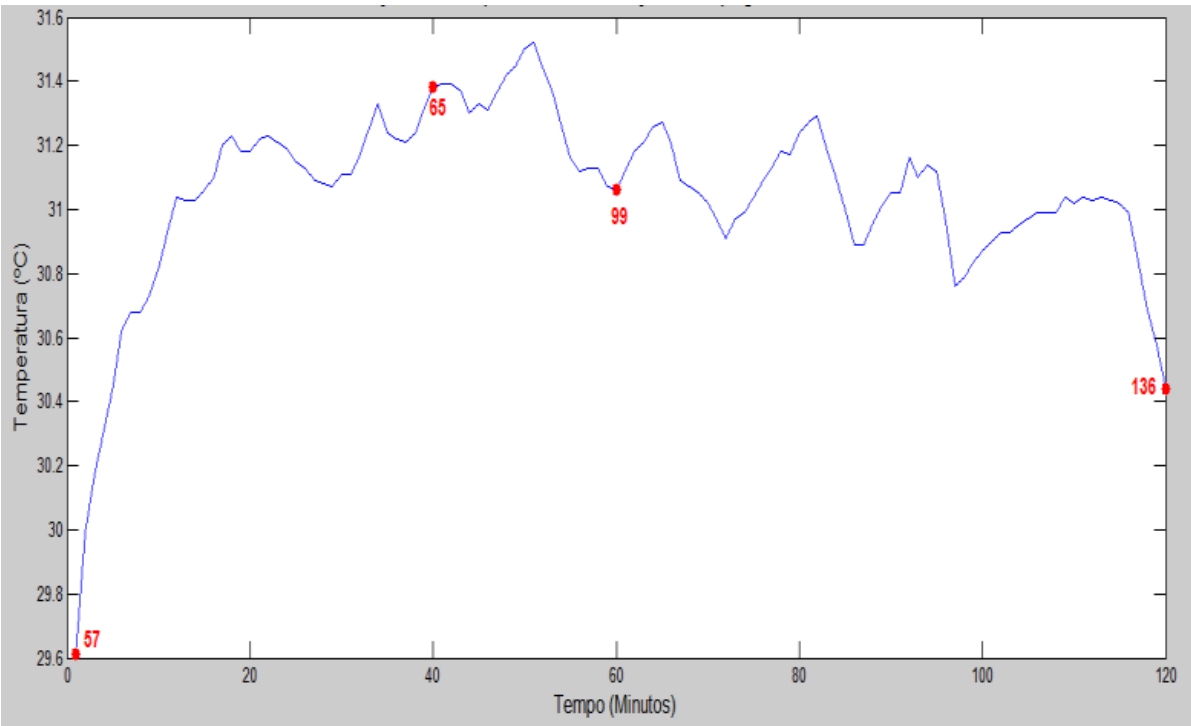
Figura 9 - Variação da umidade relativa da pele em situação de hipoglicemia – Caso 1



Fonte: Miranda, 2013.

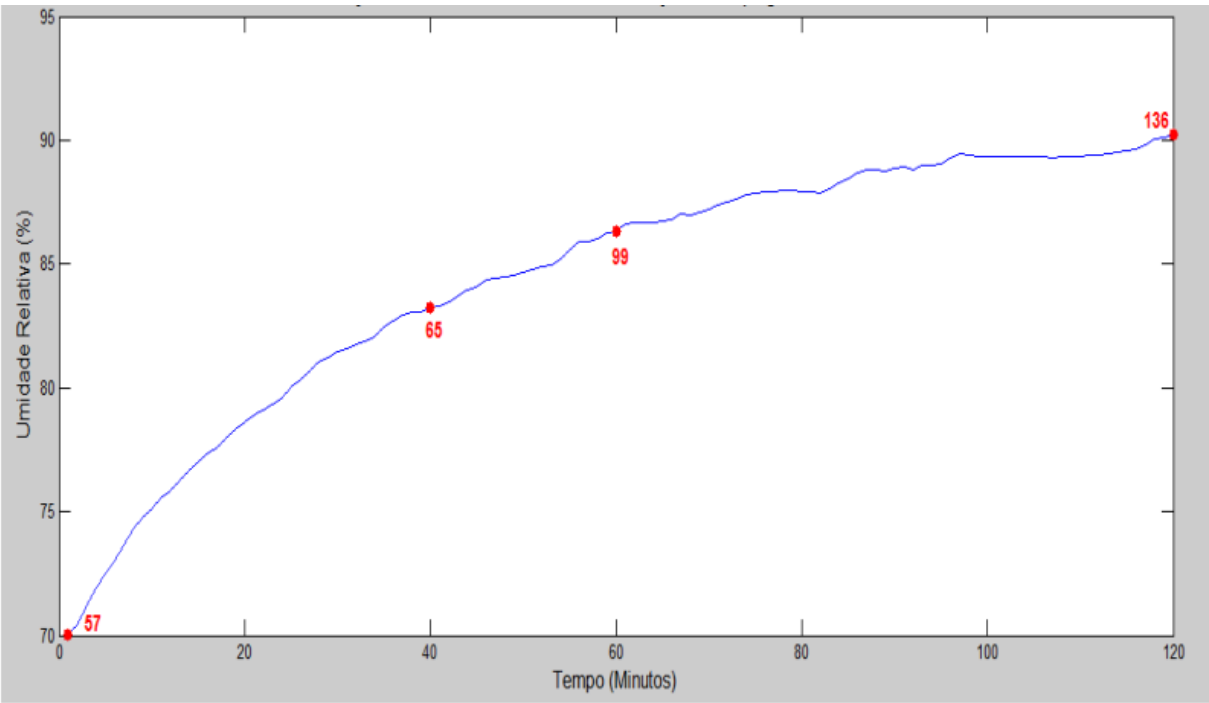
Outra coleta de dados, iniciou-se quando foi detectada uma glicemia capilar de 57 mg/dl, como primeira ação foi realizada uma ingestão de carboidratos pelo paciente e quarenta minutos depois uma nova aferição foi realizada, indicando agora um índice glicêmico de 65mg/dl. Uma nova dose de carboidratos foi ingerida e, decorridos mais 20 minutos foi realizada uma nova aferição da glicemia, desta vez indicando 99 mg/dl, valor considerado normal. A coleta de dados continuou por mais sessenta minutos, com o intuito de verificar as alterações dos fatores fisiológicos após uma hipoglicemia. Ao final desse intervalo, o paciente apresentou um índice glicêmico de 136 mg/dl (MIRANDA, 2013). Os dados coletados estão dispostos nas figuras 10 e 11, mostrando que a ingestão de carboidrato resultou no aumento da temperatura, à medida que o índice glicêmico aumentou e que mesmo após a normalização do índice, verifica-se uma oscilação da temperatura. Contudo, a umidade relativa da pele repetiu o comportamento anteriormente verificado.

Figura 10 - Variação da temperatura em um evento de hipoglicemia - Caso 2



Fonte: Miranda, 2013.

Figura 11 - Variação da umidade relativa da pele em situação de hipoglicemia – Caso 2



Fonte: Miranda, 2013.

Ao final, pôde-se concluir que, após a realização dos testes foi comprovado que há uma relação entre a temperatura e índice glicêmico em casos severos de hipoglicemia. Sendo essas variações mais plausíveis e perceptivas em casos mais graves desse evento. Contudo, por mais que esses resultados sejam significativos para detectar uma hipoglicemia, em um estado mais severo, eles não são suficientes para prever e evitar que o indivíduo seja acometido por uma, pois as variações nesses fatores são consequência da queda de seus índices glicêmicos. A autora sugere que o monitoramento de vários parâmetros fisiológicos deve permitir uma melhor caracterização do quadro (MIRANDA, 2013).

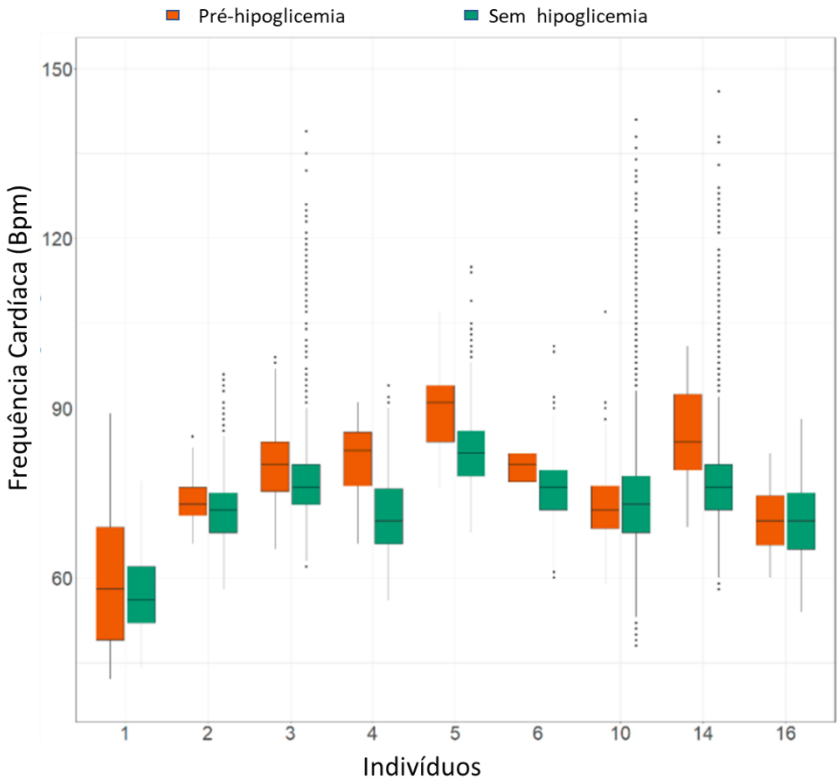
Outro estudo relacionado a hipoglicemia, foi apresentado por Calcaterra et al. (2021). Nesse estudo, foram coletados dados de 17 crianças e adolescentes com diabetes tipo 1, que realizavam diversas aplicações de insulina rápida e insulina basal, com o intuito de realizar medições de frequência cardíaca em episódios de hipoglicemia e, verificar alterações neste parâmetro para evitar a hipoglicemia noturna e seus impactos.

Os pacientes utilizam um monitor flash de glicose (FGM) e para o acompanhamento da frequência cardíaca utilizam um dispositivo *fitness* preso ao punho, ao qual se assemelhava a um relógio digital. Ambos os dispositivos estavam conectados a uma plataforma web de monitoramento inteligente de glicose a distância (AID-GM). O monitoramento da glicose

sanguínea dos indivíduos ocorreu por 68.560 horas e 15.392 horas de monitoramento da glicose sanguínea com a frequência cardíaca. Durante este período, foram medidos 773 intervalos de sono e foram detectados 170 episódios de hipoglicemia, situação esta, onde a glicose sanguínea está menor que 70 mg/dl. Para cada indivíduo, a duração média da hipoglicemia noturna foi de 57 minutos (Calcaterra et al., 2021).

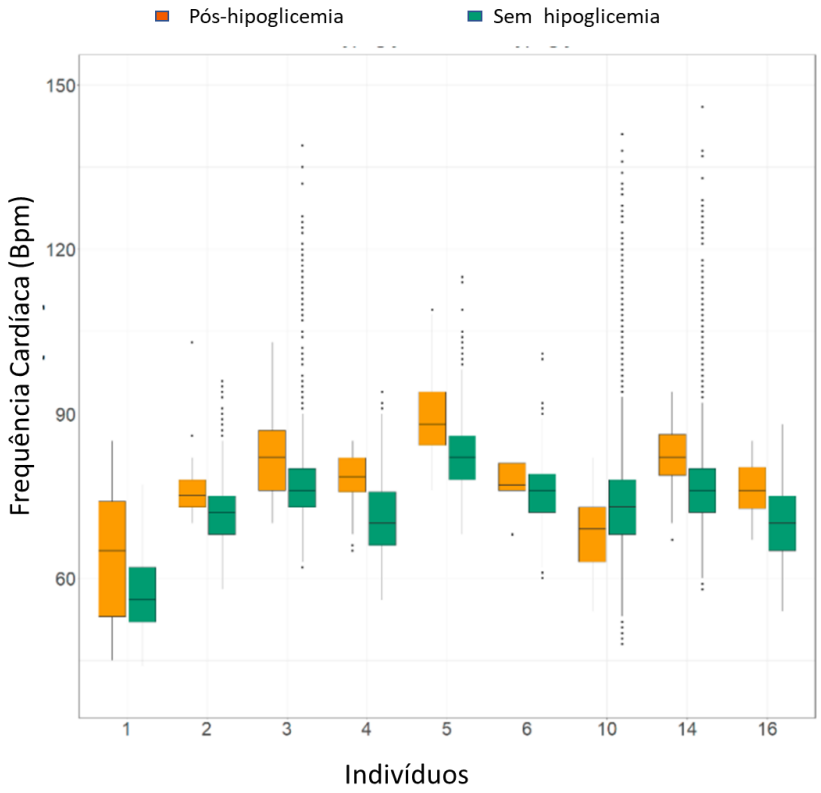
Durante a coleta de dados, nove dentre os dezessete participantes apresentaram pelo menos três episódios de hipoglicemia durante o sono e, a frequência cardíaca (FC) durante a hipoglicemia foi analisada comparando-a com a FC sem uma hipoglicemia. Todos os indivíduos, exceto três, apresentaram uma FC relativamente maior pré, durante e após uma hipoglicemia do que em situações de normalidade, como mostram as figuras 12 e 13 (Calcaterra et al., 2021).

Figura 12 - Comparativo de frequência cardíaca em um período pré-hipoglicemia vs um período sem hipoglicemia



Fonte: Calcaterra et al., 2021.

Figura 13 - Comparativo de frequência cardíaca em um período pós-hipoglicemia vs um período sem hipoglicemia



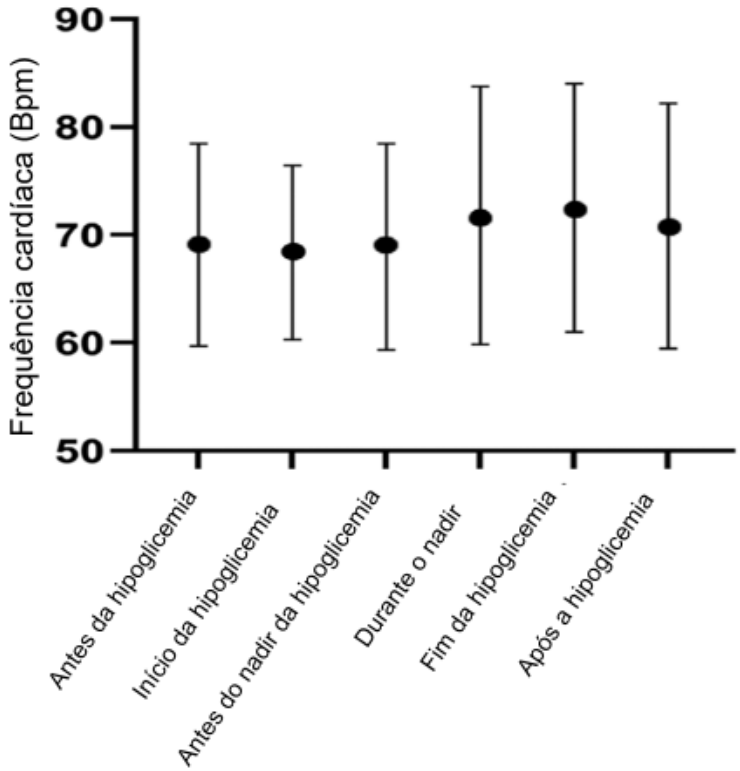
Fonte: Calcaterra et al., 2021.

Por fim, os autores também sugerem o monitoramento simultâneo de vários parâmetros, além da aplicação em um grupo de estudos maior para uma maior precisão dos resultados.

Analisando os resultados da pesquisa de Calcaterra et al. (2021), conclui-se que a frequência cardíaca, se medida e parametrizada de forma correta, é um importante fator de estudo para a detecção de episódios de hipoglicemia, visto que apenas três indivíduos não apresentaram uma frequência cardíaca maior em eventos hipoglicemicos. Dessa forma, em nosso monitor hipoglicêmico, ao juntarmos a temperatura e o monitoramento da frequência cardíaca possuiremos uma detecção mais completa e mais segura.

Outra pesquisa que relaciona a hipoglicemia noturna com a variação da frequência cardíaca foi realizada por Bachmann et al. (2021). Neste estudo, foram recrutados para a análise 25 pacientes com idade inferior a 18 anos e com diabetes tipo 1 há pelo menos 6 meses. Para o estudo, foi monitorada a glicemia dos pacientes durante cinco dias e cinco noites e também foi realizado o monitoramento da frequência cardíaca por meio de um holter eletrocardiograma (ECG) durante o período noturno. O demonstrativo dos resultados obtidos está disposto na figura 14.

Figura 14 - Variabilidade Glicêmica



Fonte: Bachmann et al. (2021) (tradução nossa).

Assim como o estudo de Calcaterra et al. (2021), após o monitoramento desses parâmetros, a autora afirma que a frequência cardíaca pode ser considerada um parâmetro em potencial no auxílio à detecção e predição de uma hipoglicemia, visto que as alterações nos batimentos ocorrem antes, durante e após este evento (BACHMANN et al., 2021).

5. DESCRIÇÃO DO PROJETO

Diante dos dispositivos existentes no mercado apresentados anteriormente, nota-se que nenhum deles utiliza outros parâmetros além da glicemia, e com exceção do sistema de monitoração contínua, os demais não são voltados ao alerta, seja de forma visual ou sonora, além de seu uso não ser confortável ao paciente, seja pela necessidade de punção regular do dedo ou pelo fato de ser invasivo ao paciente.

Visando combater os riscos da hipoglicemia noturna, foi desenvolvido um dispositivo "*Wearable*" não-invasivo e confortável, que é capaz de detectar uma situação de hipoglicemia de forma eficaz, evitando assim possíveis agravamentos do quadro, o que poderia colocar a vida do indivíduo em risco.

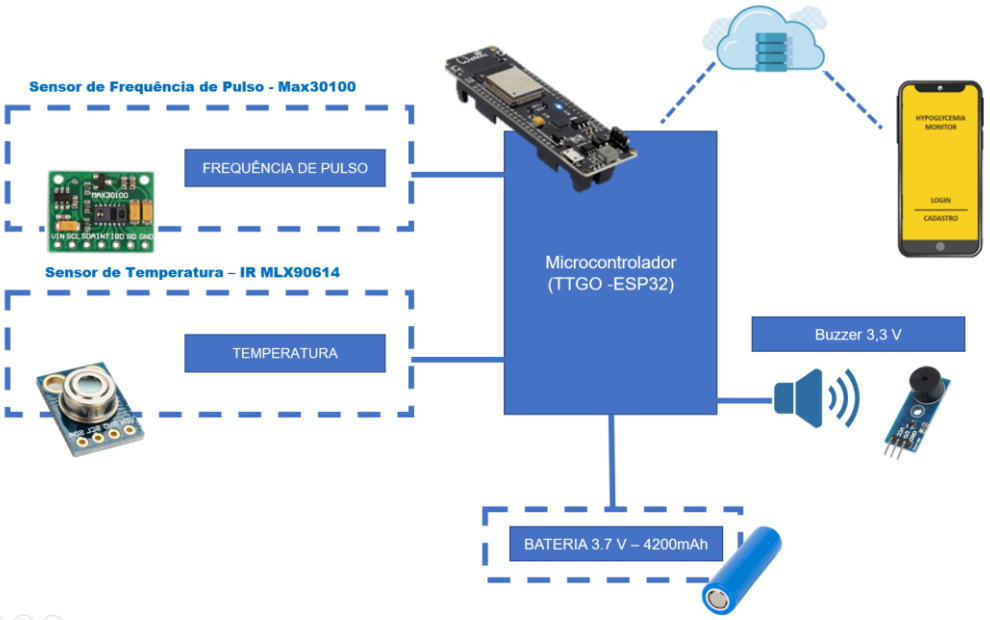
O projeto consistiu na elaboração de um monitor hipoglicêmico que, por meio da análise de alguns sinais fisiológicos do usuário, detecta uma situação de hipoglicemia durante o sono conforme a figura 15. Este dispositivo é capaz de monitorar a pulsação cardíaca, através do sinal da pulsação e da temperatura cutânea do indivíduo, parâmetros que são alterados em uma situação de baixa taxa de glicose no sangue. Dessa forma, com o uso do dispositivo durante o sono, quando detectadas alterações consistentes nesses sinais, um alarme sonoro é acionado na tentativa de alertar o indivíduo do seu estado de saúde e assim, possibilitá-lo de tomar providências. Caso o paciente não desperte, ou seja, caso ele não desative o alarme dentro de um o intervalo de 5 minutos, o dispositivo assumirá que a hipoglicemia já atingiu um estado mais severo, tendo a possibilidade do paciente ter entrado em estado de coma, e dessa forma o sistema envia as informações pessoais do paciente, assim como sua localização para uma unidade de saúde pré-cadastrada e também para seu contato de emergência para que assim seja prestado atendimento o mais rápido possível.

As informações pessoais do usuário são fornecidas por meio de um aplicativo, onde o indivíduo consegue inserir e alterar os seus dados pessoais. Além disso, esse aplicativo também possui a opção de receber notificação quando detectado um caso de hipoglicemia, simulando a integração entre o monitor hipoglicêmico e a unidade de saúde, o mesmo alerta pode ser enviado para um parente ou conhecido do usuário que também possua o aplicativo e esteja cadastrado pelo usuário como contato de emergência.

É importante ressaltar que o objetivo deste projeto é impedir que a hipoglicemia avance para estados mais severos durante o sono do usuário, diferentemente da pesquisa realizada por Miranda(2021) onde seu objetivo era prever a hipoglicemia utilizando a temperatura e a

umidade da pele. Em sua pesquisa, Miranda afirma que estes dois parâmetros possuem relação com este evento, assim como Calcaterra et al (2021) e Bachmann et al (2021) que reafirmam as alterações de frequência cardíaca durante uma hipoglicemia. Desta forma, visando aumentar a precisão do monitoramento, utilizamos a pulsação como indicativo da frequência cardíaca em conjunto com a temperatura cutânea.

Figura 15 - Diagrama de blocos do sistema



Fonte: Autores

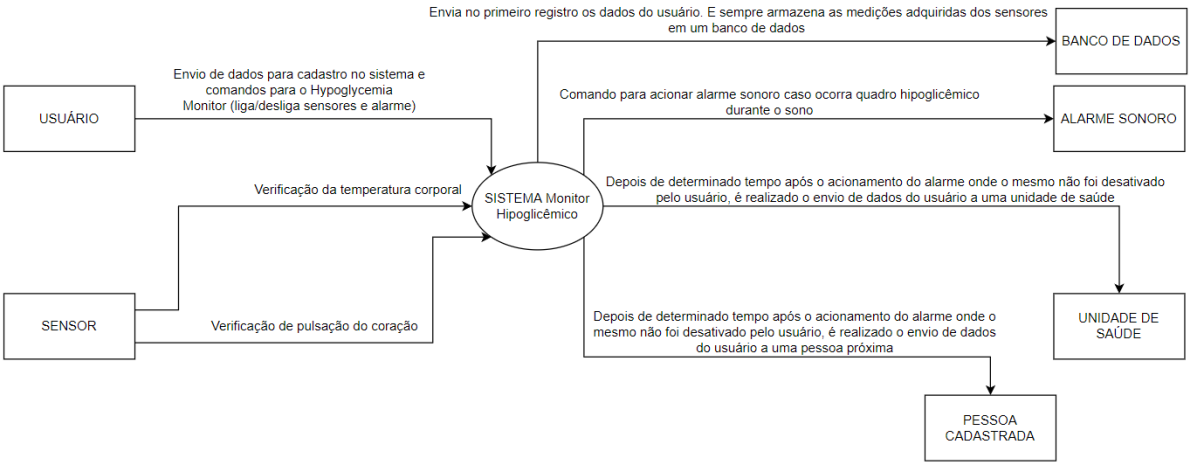
5.1 ANÁLISE DE MODELAGEM DE SISTEMAS

Para que o projeto alcance seu objetivo é necessário programar o microcontrolador criando rotinas para a verificação dos sinais obtidos pelos sensores de pulsação cardíaca e de temperatura e com esses dados tomar decisões de acordo com o estado clínico do usuário. Diante dessa necessidade, seguindo a teoria de engenharia de software (PRESSMAN, 2006; WAZLAWICK, 2013; GUEDES, 2012) apresenta-se a Linguagem de Modelagem Simplificada ou do inglês Unified Modeling Language (UML).

5.1.1 Diagrama **de Contexto**

O Diagrama de contexto, conforme a figura 16, serve para relacionar o sistema com o meio ambiente e mostrar o sistema como um todo.

Figura 16 - Diagrama de contexto

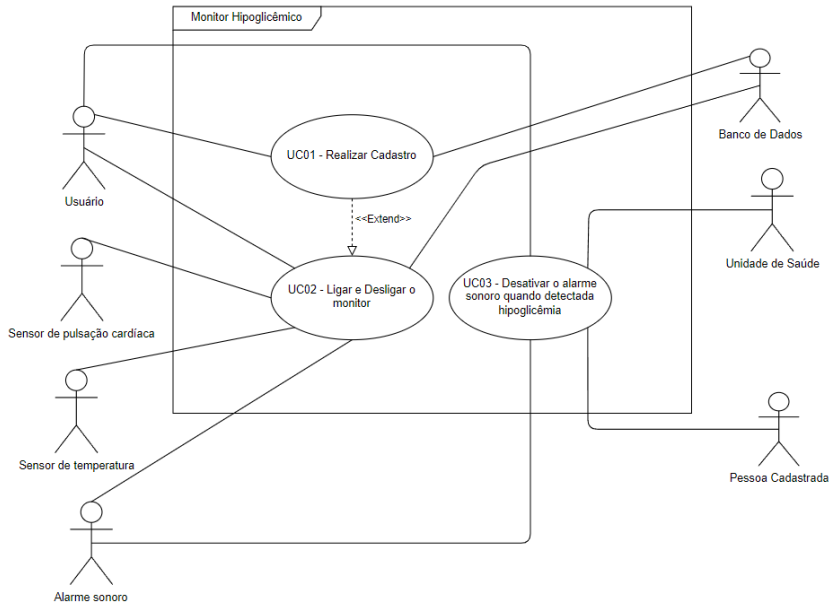


Fonte: Autores

5.1.2 **Diagrama de casos de uso**

O diagrama de casos de uso, de acordo com a figura 17, é utilizado para apresentar as funções e serviços do sistema, de forma externa e geral, definindo o que o mesmo faz sem se preocupar em como o sistema faz. Os bonecos do diagrama representam os atores e os balões os casos de uso.

Figura 17 - Diagrama de casos de uso



Fonte: Autores

A especificação do caso de uso, como o próprio nome sugere, tem como objetivo definir a função de cada caso de uso, a forma com que os atores interagem com ele e a sequência de etapas que serão executadas pelo ato. Além disso, também deve descrever as validações e restrições de cada caso de uso (Quadros 2, 3 e 4).

Quadro 2 - Especificação do caso de uso 1

Identificação	UC01 – Realizar Cadastro
Função	Este caso serve para que o cliente possa realizar o cadastro no aplicativo do dispositivo, esses dados posteriormente serão enviados para a um banco de dados, para que caso haja uma hipoglicemia, os dados do cliente sejam enviados para uma unidade de saúde e para um contato cadastrado.
Atores	Usuário e banco de dados
Pré-condição	Não estar cadastrado.
Pós-condição	Usuário cadastrado e liberação das funcionalidades do dispositivo.
Fluxo principal	1. O cliente informa os seus dados pessoais e o contato de emergência que também deve estar cadastrado no aplicativo; 2. O sistema armazena esses dados;

Fonte: Autores

Quadro 3 - Especificação do caso de uso 2

Identificação	UC02 – Ligar e desligar o monitor
Função	Este caso serve para que o cliente possa ligar e desligar o monitor, podendo usufruir de suas funcionalidades.
Atores	Usuário, sensor de pulsação cardíaca, sensor de temperatura e banco de dados.
Pré-condição	Estar cadastrado.
Pós-condição	Ligar ou desligar os sensores e o sistema de monitoramento.
Fluxo principal	1. Colocar o dispositivo; 2. Apertar o botão de ligar no horário de dormir; 3. Iniciar o monitoramento e os sensores de pulsação cardíaca e temperatura e enviar os dados obtidos para o aplicativo e posteriormente ao banco de dados. 4. Apertar o botão de desligar ao acordar; 5. Desativar o monitoramento e os sensores de pulsação cardíaca e temperatura.
Fluxo alternativo	1. Caso no passo 3 o monitoramento detecte alguma anomalia nos sinais fisiológicos do usuário que são captados pelos sensores então o alarme deverá ser acionado.

Fonte: Autores

Quadro 4 - Especificação do caso de uso 3

Identificação	UC03- Desativar o alarme quando detectada a hipoglicemia.
Função	Este caso serve para que o usuário possa desligar o alarme em caso de detecção da hipoglicemia.
Atores	Usuário, sensores de pulsação cardíaca e de temperatura e alarme.
Pré-condição	Estar cadastrado e apresentar quadro hipoglicêmico.
Pós-condição	Despertar e desligar o alarme sonoro.
Fluxo principal	1. Usuário desperta do sono após o acionamento do alarme. 2. Usuário desativa o alarme e toma as medidas cabíveis em relação ao quadro hipoglicêmico.

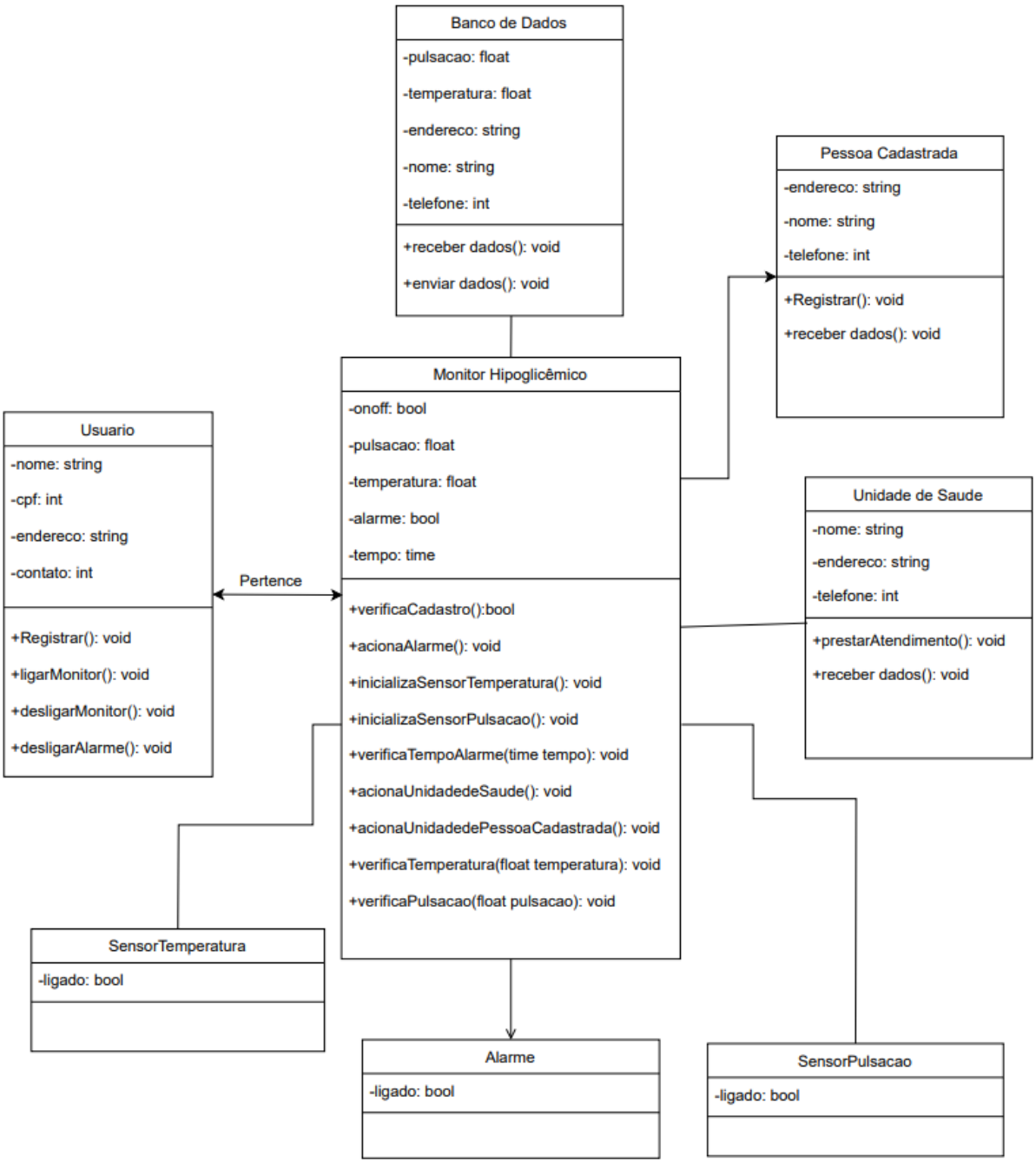
Fluxo alternativo	1. Caso o passo 2 do fluxo principal não ocorra dentro de 5 minutos. 2. O sistema enviará os dados do usuário para uma unidade de saúde e uma notificação a um contato cadastrado.

Fonte: Autores

5.1.3 Diagrama de Classes

O Diagrama de classes, conforme ilustrado na figura 18, é utilizado para mostrar a estrutura estática de classes no sistema. Essas classes podem se relacionar entre si e possuem seus próprios atributos e métodos. Uma classe pode representar um item presente no mundo real, físico ou abstrato. Atributos são utilizados para guardar os dados de um objeto criado a partir de uma classe. Métodos são funções que esse objeto pode realizar de acordo com a instância de sua classe.

Figura 18 - Diagrama de classes

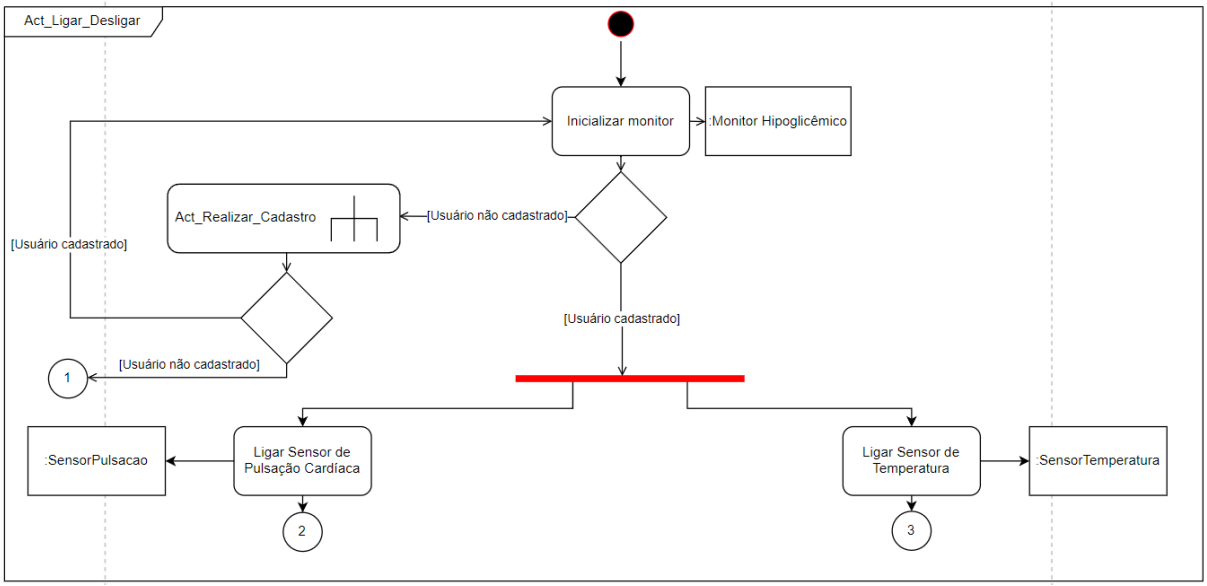


Fonte: Autores

5.1.4 Diagrama de Atividade

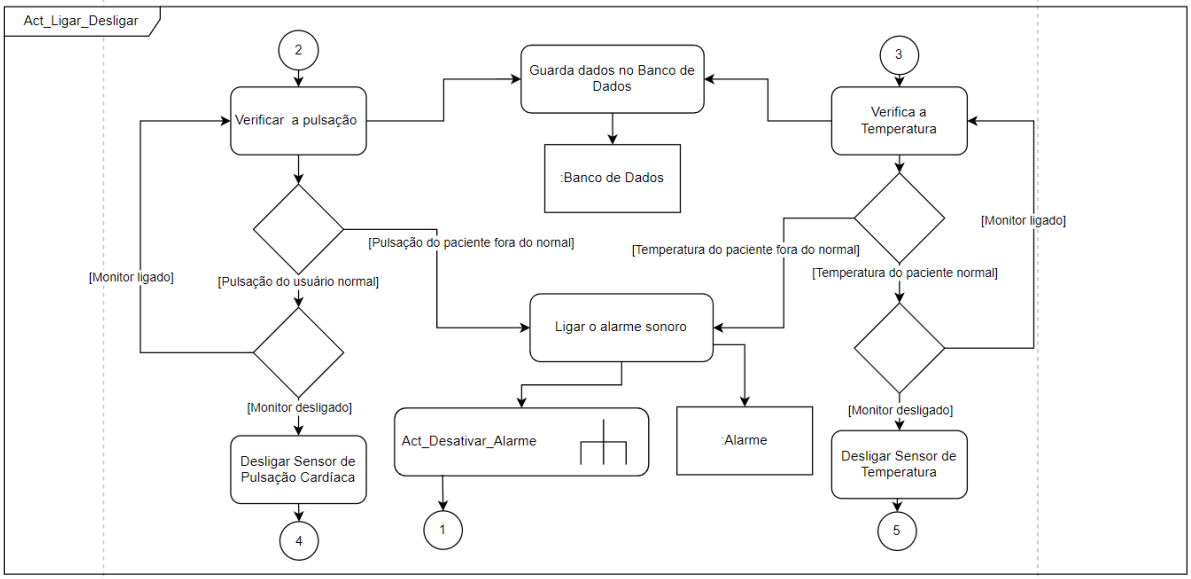
O diagrama de atividade conforme as figuras 19 a 23, tem como objetivo demonstrar a parte dinâmica do sistema. Esse diagrama é detalhista e dá foco no algoritmo. O diagrama de atividade exibe o fluxo dentro de um caso de uso e também o fluxo entre casos de uso distintos, mas que têm ligação.

Figura 19 - Diagrama de atividade do caso de uso ligar e desligar o monitor



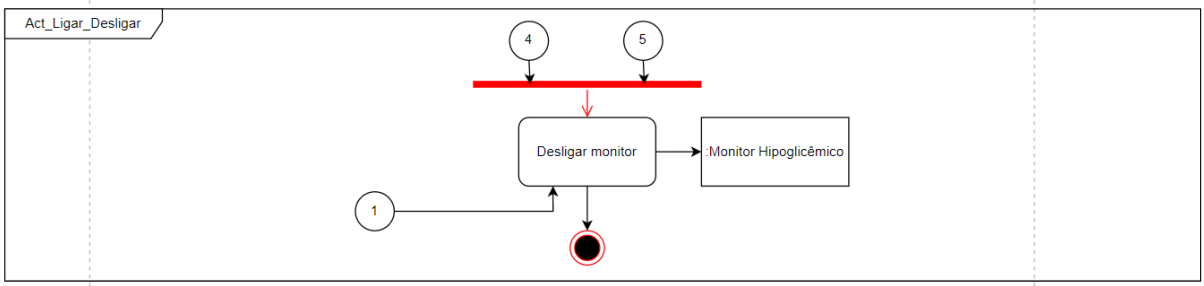
Fonte: Autores

Figura 20 - Diagrama de atividade do caso de uso ligar e desligar o monitor



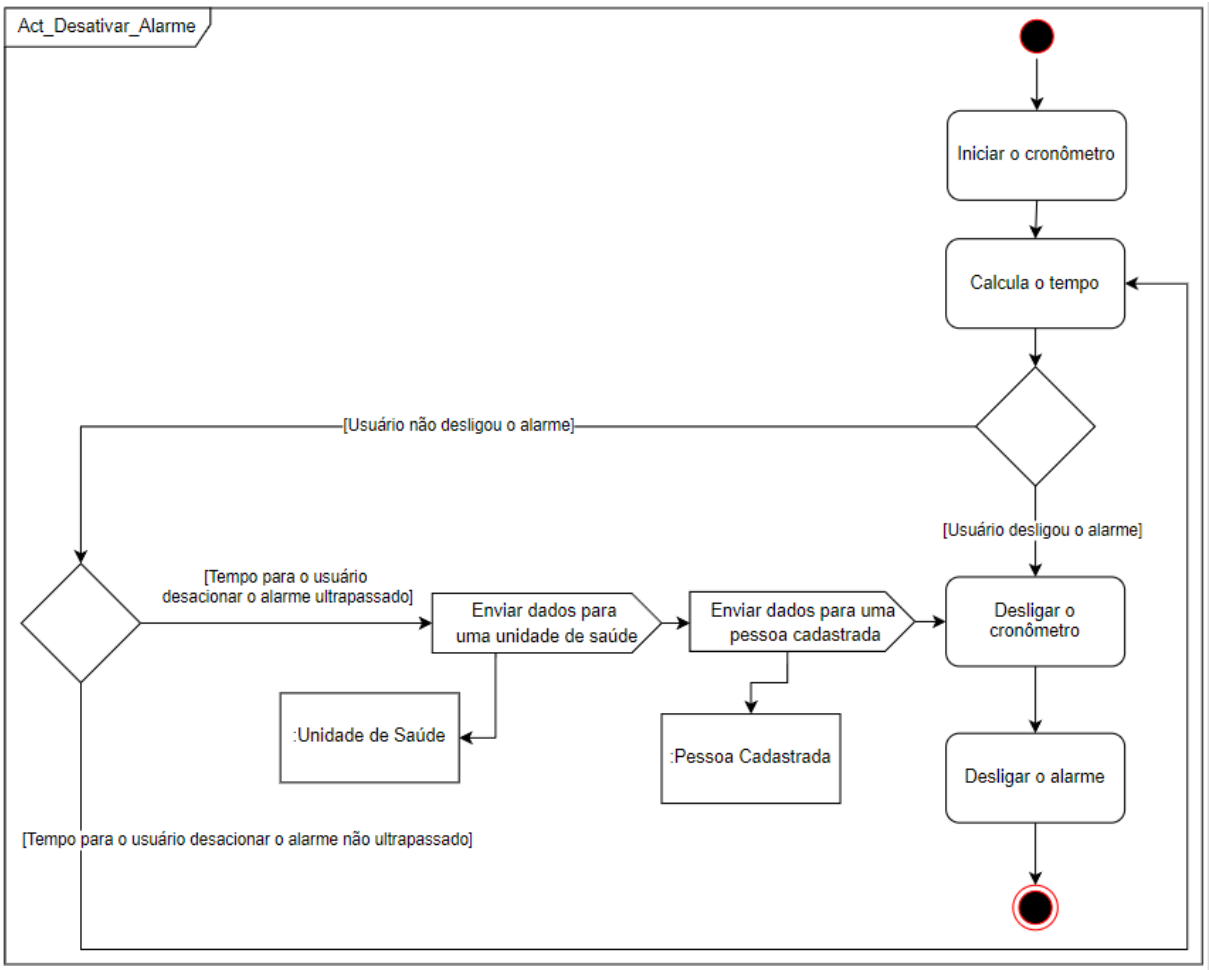
Fonte: Autores

Figura 21 - Diagrama de atividade do caso de uso ligar e desligar o monitor



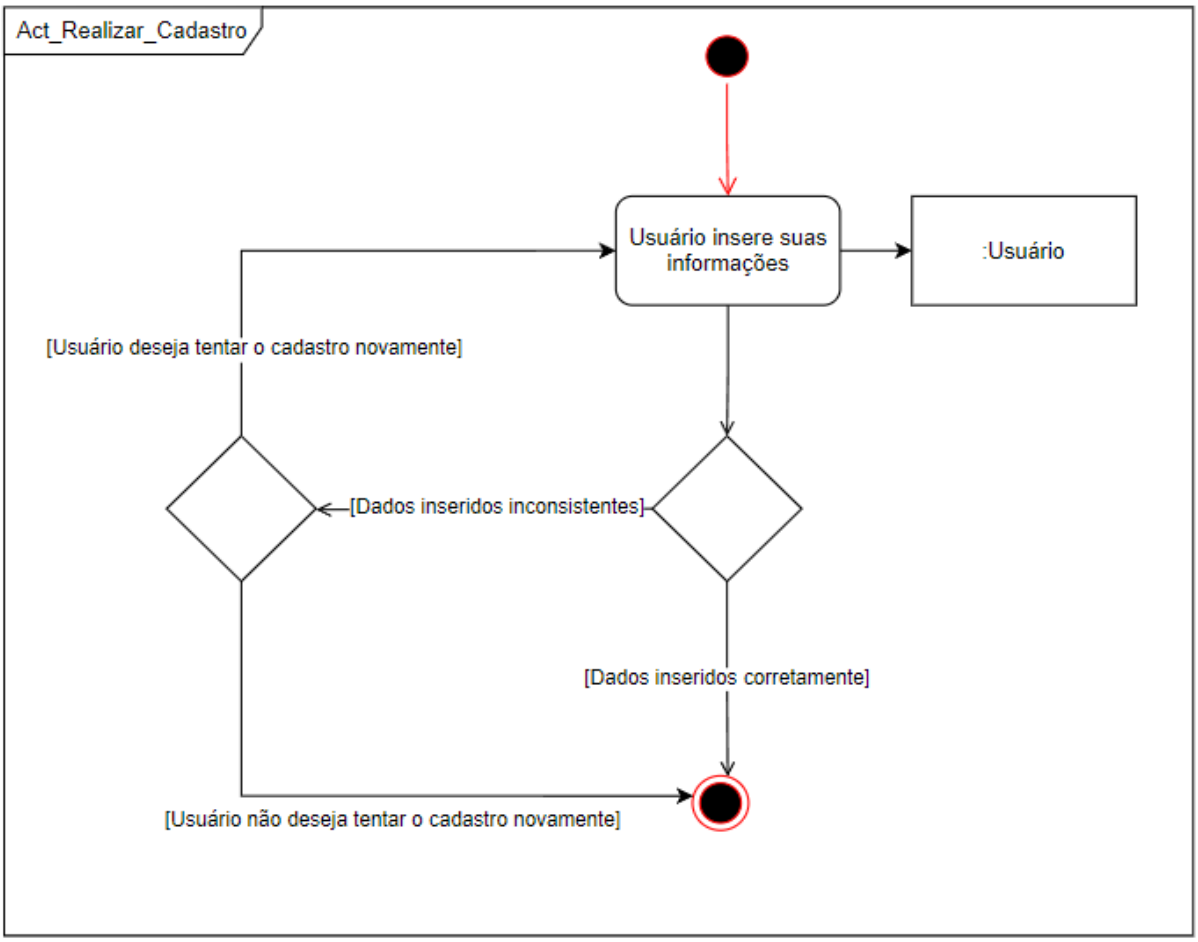
Fonte: Autores

Figura 22 - Diagrama de atividade do caso de uso desativar o alarme



Fonte: Autores

Figura 23 - Diagrama de atividade do caso de uso realizar cadastro

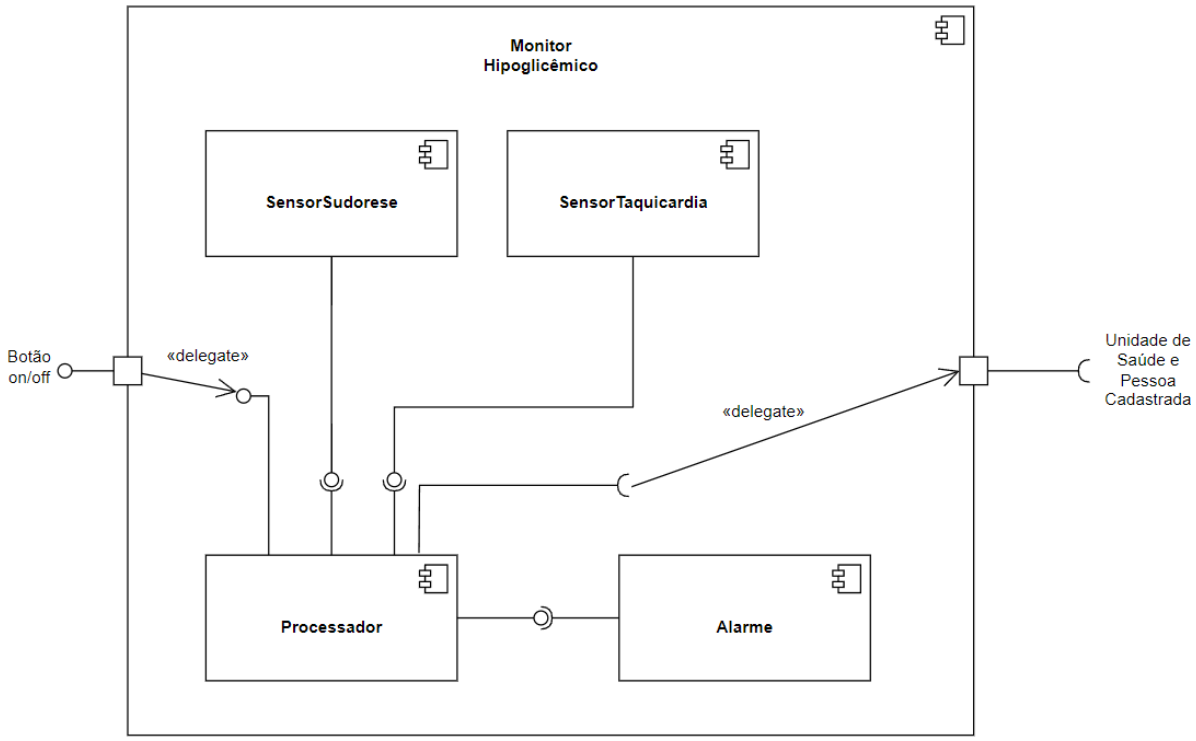


Fonte: Autores

5.2 CIRCUITO ELÉTRICO

O sistema proposto pode ser expresso de acordo com o diagrama da figura 24, que tem como função fornecer, de maneira visual, a organização dos componentes presentes no sistema e as relações entre eles.

Figura 24 - Diagrama de componentes

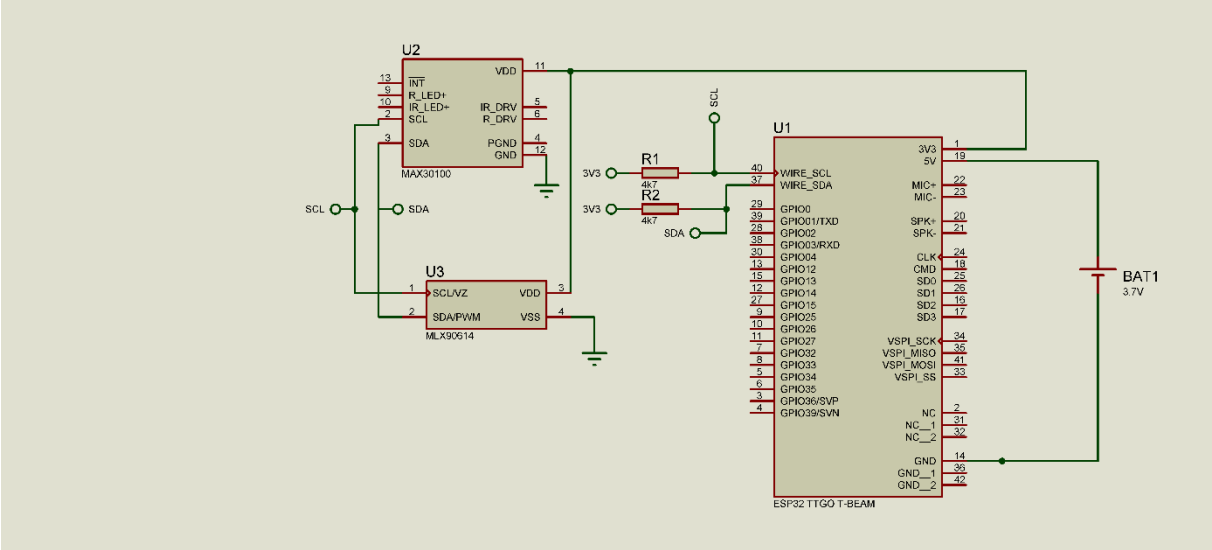


Fonte: Autores

5.2.1 Diagrama elétrico

O circuito elétrico implementado está representado na figura 25, onde é utilizada a comunicação Serial I2C para o sensor de temperatura (MLX90614) e também para o sensor de pulsação cardíaca (MAX30100), nas portas de entrada/saída de uso geral serão conectados o Clock Serial (SCL) e os dados seriais (SDA).

Figura 25 - Esquema elétrico do dispositivo



Fonte: Autores

5.2.2 Sensor de temperatura – IR MLX90614

O MLX90614, ilustrado na figura 26, é um CI desenvolvido pela MELEXIS que faz medições de temperatura sem contato através de infravermelho (IR). Ele é constituído por 2 chips, o detector de termopilha infravermelho MLX81101 e o chip de condicionamento de sinal MLX90302, sendo capaz de fornecer um termômetro infravermelho de alta precisão e alta resolução (MELEXIS, 2016).

Figura 26 - Sensor MLX90614 junto com seu módulo para uso do SMBus.

Fonte: MELEXIS, 2016

Utilizado para medição da temperatura sem contato e com alta precisão, esse sensor é implementado em medição da temperatura corporal, eletrodomésticos com controle de temperatura, e outras diversas aplicações (MELEXIS, 2016).

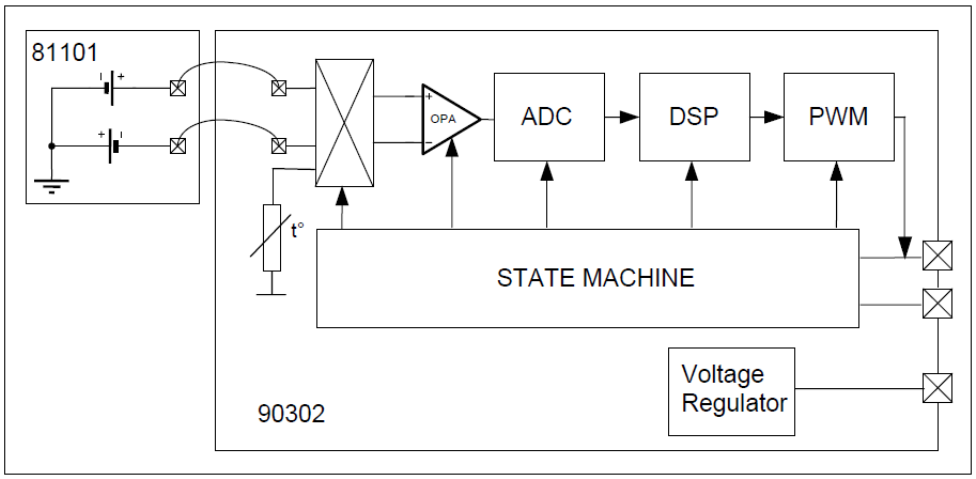
Definido por fábrica em faixas de temperatura padrão de: -40 a 125˚C para a temperatura ambiente e de -70 a 382,2˚C para a temperatura do objeto (MELEXIS, 2016).

Devido ao seu amplificador de baixo ruído e o conversor analógico digital (ADC) de 17 bits é possível alcançar alta precisão e resolução. Possui a acessibilidade com protocolo SMBus serial de 2 condutores com resolução de 0,02°C ou por meio de PWM (10-bits) para aquisição de valores (MELEXIS, 2016).

O MLX90614 possui versões de 3V e 5V (foi utilizada a versão de 3V, pois é específica para baterias). Além de possuir um filtro óptico que corta o fluxo visível e infravermelho, que acaba fornecendo imunidade ao ambiente e à luz solar (MELEXIS, 2016).

O funcionamento do MLX90614 é controlado por uma máquina de estado interna, que controla as medições e cálculos das temperaturas do objeto e faz o pós processamento das temperaturas para emiti-las através da saída PWM ou pela interface SMBus (MELEXIS, 2016), conforme o diagrama de blocos da figura 27.

Figura 27 - Diagrama de blocos funcionais MLX90614



Fonte: MELEXIS, 2016

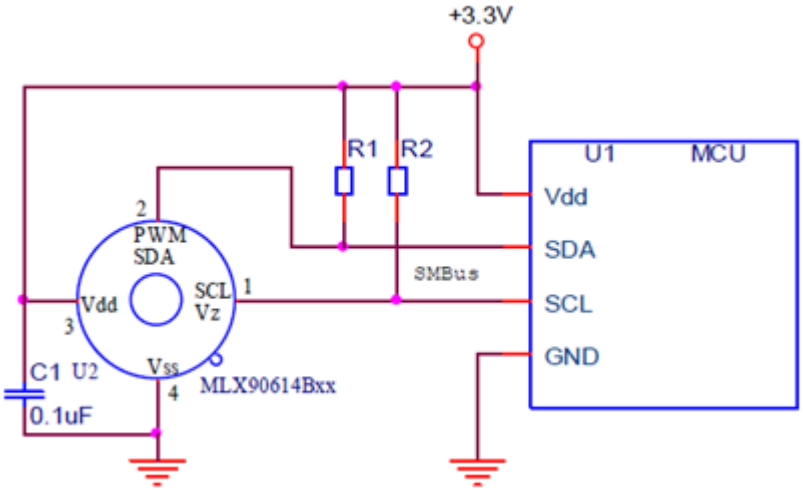
A saída do sensor IR é amplificada por um amplificador Chopper de baixo ruído, em seguida, convertido por um modulador que deixa em um único fluxo de bits e alimentado o DSP para processamento posterior (MELEXIS, 2016).

O sinal passa por um filtro Passa Baixas FIR e IIR para redução adicional da largura de banda de sinal de entrada para alcançar o desempenho de ruído e a taxa de atualização desejados (MELEXIS,2016).

A saída do filtro é o resultado da medição, e com base nos resultados das medições, a temperatura ambiente correspondente Ta e as temperaturas do objeto To são calculadas.

O MLX90614 utiliza a interface I2C para comunicação externa, que deixa relativamente simples para seu funcionamento determinado pelo fabricante. O esquema de montagem pode ser visto na figura 28 e suas respectivas dimensões (17 x 11,5 x 6 mm no módulo) nas figuras 29 e 30.

Figura 28 - Configuração SMBus para o MLX90614.

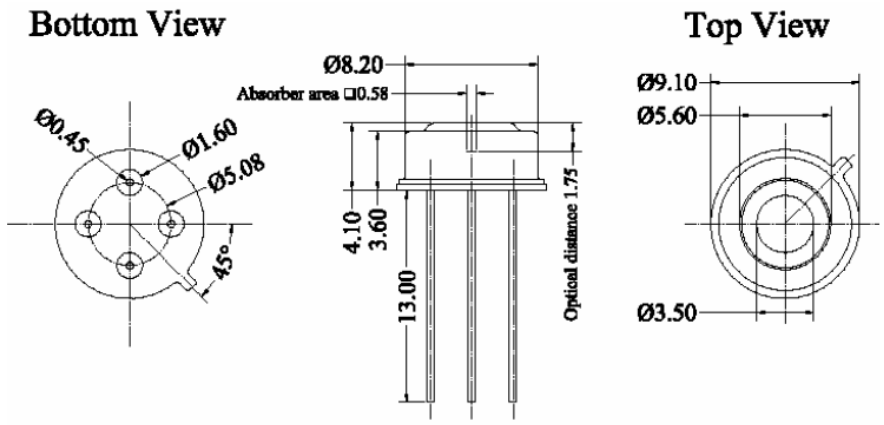


Fonte: MELEXIS, 2016

Figura 29 - Módulo MLX90614

Fonte: MELEXIS, 2016

Figura 30 - Dimensões do MLX90614.



Fonte: MELEXIS, 2016

Todos os parâmetros de características elétricas do MLX90614 presentes nas tabelas 5 e 6 estão com os valores predeterminados de Ta = 30°C e Vdd= 3V (MELEXIS, 2016).

Tabela 5 - Parâmetros de consumo de energia MLX90614.

Parameter	Symbol	Test Conditions	Min	Typ	Max	Units
Supplies						
External supply	V_{DD}		2.4	3	3.6	V
Supply current	I_{DD}	No load		1	2	mA
Supply current (programming)	I_{DDpr}	No load, erase/write EEPROM operations		1.5	2.5	mA
Power-down supply current	Isleep	no load	1	2.5	5	uA
Power-down supply current	Isleep	Full temperature range	1	2.5	6	uA
Power On Reset						
POR level	V_{POR}	Power-up, power-down and brown-out	1.6	1.85	2.1	V
V_{DD} rise time	T_{POR}	Ensure POR signal			1	ms
Output valid	Tvalid	After POR		0.15		s

Fonte: MELEXIS, 2016

Tabela 6 - Parâmetros para SMBus.

Parameter	Symbol	Test Conditions	Min	Typ	Max	Units
SMBus compatible 2-wire interface[2]						
Input high voltage	V_{IH}		1.6	2	2.4	V
Input high voltage	V_{IH}(Ta,V)	Over temperature and supply	1.2	2	2.8	V
Input low voltage	V_{IL}		0.7	1.0	1.3	V
Input low voltage	V_{IL}(Ta,V)	Over temperature and supply	0.5	1.0	1.5	V
Output low voltage	V_{OL}	SDA pin in open drain mode, over temperature and supply, Isink = 2mA			0.25	V
SCL leakage	I_{SCL},leak	V_{SCL}=3V, Ta=+85°C			20	uA
SDA leakage	I_{SDA},leak	V_{SDA}=3V, Ta=+85°C			0.25	uA
SCL capacitance	C_{SCL}				10	pF
SDA capacitance	C_{SDA}				10	pF
Slave address	SA	Factory default		5Ah		hex
SMBus Request	t_{REQ}	SCL low	1.024			ms
Timeout,low	$T_{imeout,L}$	SCL low			30	ms
Timeout, high	$T_{imeout,H}$	SCL high			50	us
Acknowledge setup	Tsuac(MD	8-th SCL falling edge, Master	0.5		1.5	us
Acknowledge hold	Thdac(MD	9-th SCL falling edge, Master	1.5		2.5	us
Acknowledge setup	Tsuac(SD)	8-th SCL falling edge, Slave	2.5			us
Acknowledge hold	Thdac(SD	9-th SCL falling edge, Slave	1.5			us

Fonte: MELEXIS, 2016

5.2.3 Módulo sensor de batimento cardíaco e oxímetro – MAX30100

O sensor de batimento cardíaco, é o componente responsável por captar a pulsação do usuário. A escolha desse dispositivo se deu, pois, sua comunicação é realizada por meio da comunicação I2C, característica que facilita a comunicação com o microprocessador e também porque, para a aplicação proposta, é inviável medir a frequência cardíaca através do ECG, devido aos eletrodos e cabos que poderiam gerar ruídos com os movimentos do indivíduo durante o sono. Desta forma, foi escolhido o módulo MAX30100, mostrado na figura 31.

O funcionamento do MAX30100 para a medição da pulsação cardíaca é baseado na fotopletismografia (PPG). Faz uso de dois LEDs, um com comprimento de onda de 660 nm (espectro vermelho) e outro com 880 nm (infravermelho), aliado a um fotodiodo. Conta com um circuito analógico capaz de processar e tratar o sinal convertendo sinais analógicos em digitais. Tem dimensões de 19 x 14 x 3mm (Largura x Profundidade x Altura), sendo compacto e funcional para aplicação (MAXIM INTEGRATED, 2022).

Um ponto positivo desse módulo é sua baixa corrente de consumo, possibilitando assim que sua fonte de energia (uma bateria, por exemplo) dure por mais tempo (MAXIM INTEGRATED, 2022). As especificações do MAX30100 estão dispostas na tabela 7.

O MAX30100 possui também o modo oxímetro, contudo, esta propriedade não será utilizada neste projeto.

Tabela 7 - Parâmetros MAX30100

Parâmetro	Símbolo	Min	Max	Unidade
Tensão de alimentação	Vdd	1,7	2,0	V
Tensão de alimentação – Leds	V_{led}	3,1	5	V
Corrente de alimentação – SP02 e sensor de batimento cardíaco ligados	Idd	----	1200	µA
Corrente de alimentação – Apenas o sensor de batimento cardíaco ligado	Idd	---	1200	µA
Características I2C				
Tensão de saída nível lógico baixo SDA,INT	V_{OL}	---	0,4	V
Tensão de entrada nível lógico Baixo	V_{iL_I2C}	---	0,4	V
Tensão de entrada nível lógico Alto	V_{iH_I2C}	1,4	----	V

Fonte: MAXIM INTEGRATED, 2022

Figura 31 - Módulo MAX30100

Fonte: Autores

5.2.4 Microprocessador

O microprocessador é o responsável por todo o monitoramento dos sinais provenientes dos sensores, assim como os cálculos para verificação da pulsação cardíaca, acionamento do alarme e comunicação com a unidade de saúde. Dessa forma, para nosso projeto escolhemos o

módulo ESP32 – WROOM-32 da empresa Espressif Systems, conforme a figura 32. Este modulo tem como base o chip ESP32-D0WDQ6 e suas especificações estão indicadas na tabela 8.

Essa escolha ocorreu, pois, necessitávamos de uma alta taxa de processamento e também de um baixo consumo de energia. Além disso, devido a comunicação com a unidade de saúde e aplicativo, é necessário também um módulo Wi-Fi e o módulo escolhido já o possui, dispensando o uso de periféricos externos para essa comunicação. Outro ponto a se destacar, é que o módulo de temperatura MLX90614 e o sensor de pulsação cardíaca trabalham com sinais do tipo I2C e essa interface está presente no módulo ESP32 – WROOM-32. Devido também a necessidade de envio de localização, escolheu-se trabalhar com a placa de desenvolvimento TTGO mostrada na figura 33, uma placa de desenvolvimento que possui o módulo de GPS NEO - 6M e o ESP32 – WROOM-32 integrados. Este módulo de GPS, por sua vez, é capaz de informar a localização exata do dispositivo em que foi instalado, fornecendo latitude, longitude, data, hora e velocidade de deslocamento, (VIDAL, 2018).

Figura 32 - ESP32 - WROOM - 32

Fonte : CURVELLO, 2018

Figura 33 - Módulo TTGO ESP32

Fonte: MÓDULO, 2021

Tabela 8 - Especificações ESP32-WROOM-32

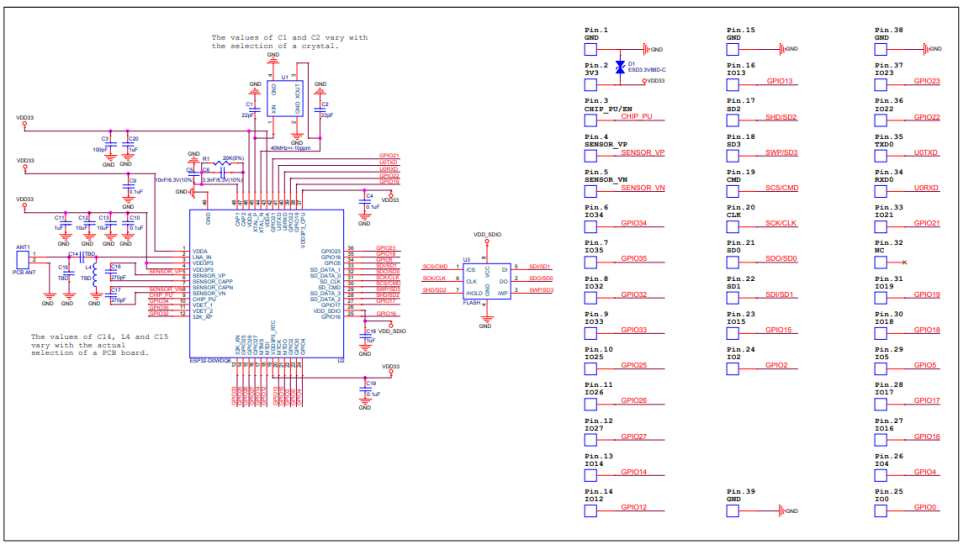
Alimentação:	2,7V ~ 3,6V DC
Tensão de nível lógico	3,3VDC
Corrente de Consumo (min):	Média de 80mA
Corrente de consumo (Max)	500mA
Temperatura de Operação:	-40°C ~ +85°C
Processador:	Xtensa® Dual-Core 32-bit LX6
Processador secundário:	ULP (Ultra Low Power coprocessor) 8MHz com consumo de 150uA.
Frequência de Operação:	80MHz ~ 240MHz
Memória FLASH:	4MB
Memória RAM:	520KB
Memoria ROM:	448KB
GPIOs (Entradas e Saídas):	34 GPIOS
Conversores ADC (Analógico para Digital):	18 ADC com 12-bit de resolução (4096 bits)
Conversores DAC (Digital para Analógico):	2 DAC com 8-bit de resolução (256 bits)
WiFi:	2,4 GHz, 802.11 b/g/n/e/i (802.11n até 150 Mbps)
Bluetooth:	Bluetooth Low Energy v4.2 (BLE)
Criptografia:	AES, RSA, SHA e ECC

Segurança:	WPA/WPA2/WPA2-Enterprise/WPS
Protocolos de Rede:	IPv4, IPv6, SSL, TCP/UDP/HTTP/FTP/MQTT
Temporizadores:	4 Timers de 64-bit.
Interfaces de Módulos:	Cartão SD, UART, SPI, SDIO, I2C, LED PWM, Motor PWM, I2S, I2C, IR
Sensores:	1 Sensor de temperatura interno. 1 Sensor de efeito Hall. 10 Sensores de Toque Capacitivo.
Recursos:	4 Watchdogs; Deep Sleep; Pré-amplificador analógico de baixo ruído; Três canais de temporizadores de 16 bits geram formas de onda PWM; Entrada e saída estéreo de/para o codec de áudio e saída de dados paralela do LCD; Oito canais de transmissor e receptor Infravermelho para várias formas de onda 4 interfaces virtuais de Wi-Fi 1 – Entrada micro USB para programação e energização

Fonte: Adaptado de: OLIVEIRA, 2018.

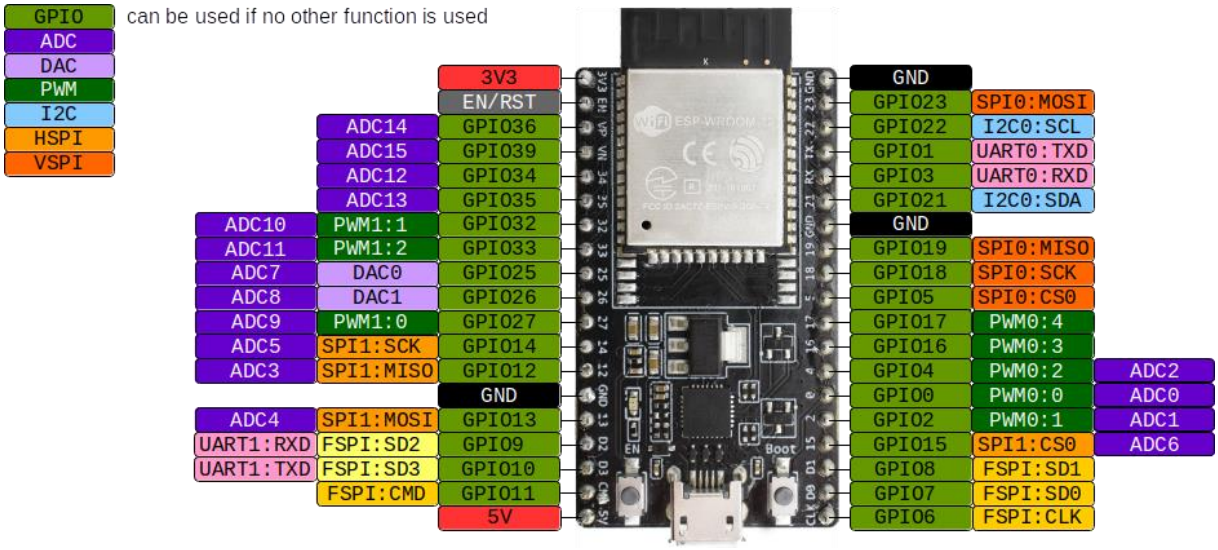
A figura 34 nos mostra o Diagrama de blocos funcional do Esp32 e a Figura 35 nos mostra a distribuição da pinagem.

Figura 34 - Esquema elétrico ESP32-WROOM-32



Fonte: ESPRESSIF, 2021

Figura 35 - Distribuição da pinagem ESP32 - WROOM-32



Fonte: SCHORCHT, 2021

5.2.5 Montagem do dispositivo

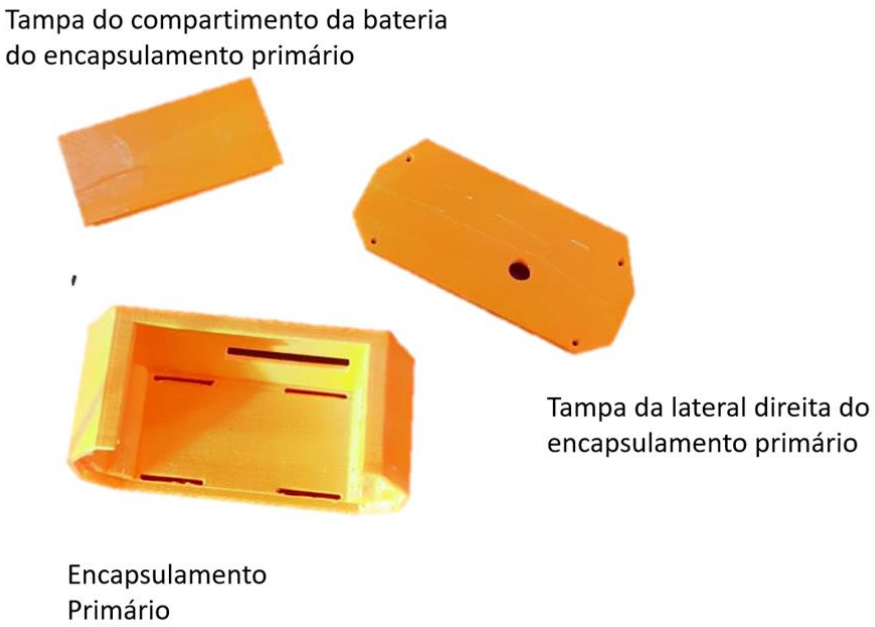
Para a elaboração do projeto, utilizou-se dois encapsulamentos feitos de ABS impressos na impressora 3D, sendo o encapsulamento primário divido em 3 partes: encapsulamento, tampa lateral direita e tampa do compartimento da bateria, conforme a figura 36. Este encapsulamento tem como papel principal a alocação e proteção do módulo TTGO, sensor de temperatura, buzzer e bateria. Por questões de performance e implementação, escolheu-se colocar o sensor de temperatura no punho do usuário e o sensor de pulsação no seu dedo indicador, pois, após alguns testes, percebeu-se que a sensibilidade do sensor de pulsação quando colocado no punho, devido à pulseira ficar a alguns milímetros distantes da região, foi comprometida. Já o sensor de temperatura foi colocado na parte inferior do encapsulamento, para que ficasse o mais próximo possível da pele do usuário, facilitando assim a medição da temperatura corporal.

No encapsulamento primário também foi preciso realizar alguns cortes para melhor posicionamento dos componentes. Esses cortes estão indicados na figura 37, onde temos: (1) um orifício para o posicionamento do sensor de temperatura, (2) quatro cortes destinados a passagem dos velcros de fixação, (3) um rasgo destinado ao acesso da entrada micro USB do módulo TTGO e seus botões de interface, (4) um corte destinado a passagem do cabeamento

de alimentação e comunicação do sensor de pulsação cardíaca e (5) um orifício destinado ao posicionamento da antena do módulo TTGO.

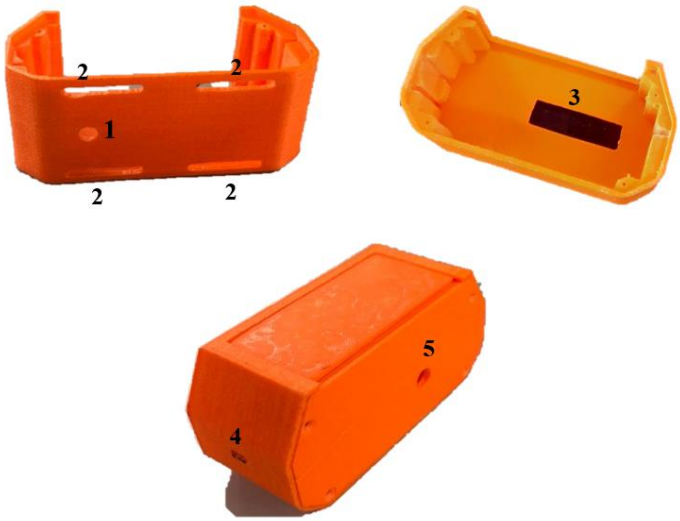
O segundo encapsulamento foi confeccionado para alocar e proteger o sensor de pulsação MAX30100, já que este sensor será colocado no dedo do usuário, fora do encapsulamento primário. Este encapsulamento foi divido em duas partes (inferior e superior) e a junção dessas partes foi feita por meio da inserção de dois parafusos. Necessitou-se também realizar um corte na parte inferior para a passagem dos condutores de alimentação e comunicação. O encapsulamento está disposto na figura 38.

Figura 36 - Encapsulamento impresso em ABS



Fonte: Autores

Figura 37 - Indicação dos cortes realizados no encapsulamento



Fonte: Autores

Figura 38 - Encapsulamento do MAX30100

Fonte: Autores

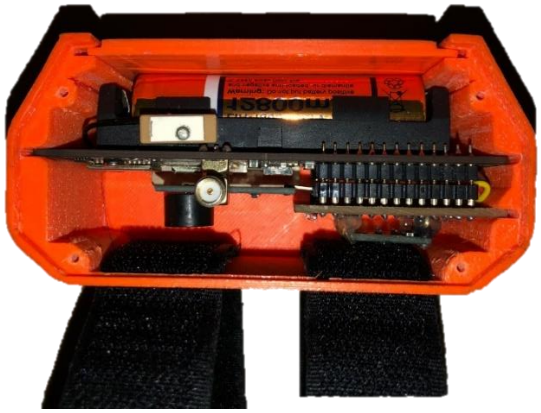
Para realizarmos as conexões dos componentes, foi confeccionada uma placa de circuito impresso (39mm x 30mm). Essa placa foi impressa no Centro Universitário FEI e nela foram feitas as ligações do buzzer, sensor de temperatura e também dos condutores de alimentação do MAX30100. Após confeccionada e realizada a soldagem dos componentes, utilizando conectores do tipo pino, essa placa foi acoplada ao módulo TTGO, conforme a figura 39.

Por fim, inseriu-se a placa e o módulo dentro do encapsulamento primário, posicionando o sensor de temperatura de forma correta, e logo após, passou-se os condutores do MAX30100 pelo orifício frontal (número 4 da figura 37) também do encapsulamento primário, acoplou-se o sensor de pulsação em seu encapsulamento e então soldou-se os fios de comunicação e alimentação. A disposição dos componentes na placa, módulo e encapsulamento estão dispostos nas figuras 39 a 42.

Figura 39 - Acoplamento da placa de circuito impresso ao módulo TTGO

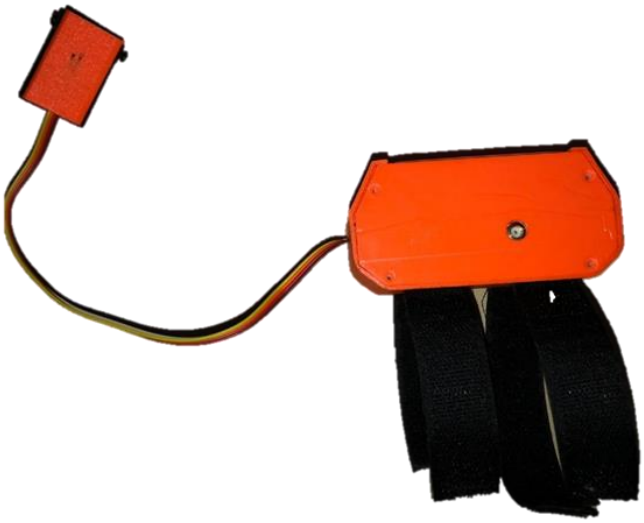
Fonte: Autores

Figura 40 - Disposição do módulo e dos componentes no encapsulamento



Fonte: Autores

Figura 41 - Dispositivo finalizado



Fonte: Autores

Figura 42 - Posição do dispositivo quando utilizado

Fonte: Autores

É necessário salientar que o dispositivo demonstrado anteriormente é um protótipo e foi projetado para a realização de testes e suas dimensões não sofreram um alto grau de otimização, apesar disso, para aplicação e demonstração de sua funcionalidade, suas dimensões não atrapalharam o processo.

5.2.6 Testes realizados

Após a montagem do dispositivo, foi necessário a realização de testes em um usuário diabético, para validarmos a aplicação e performance do dispositivo. Além disso, a parametrização da pulsação e temperatura cutânea, foi realizada com base em suas características específicas, podendo assim variar de pessoa para pessoa. O usuário escolhido convive com a diabetes há 6 anos e suas informações estão demonstradas na tabela 9.

Tabela 9 - Informações do paciente diabético

Idade	25 anos
Sexo	Masculino
Peso	84 Kg
Altura	1,81 m
Fuma?	Não
Bebe?	Não
Pratica esportes?	Não

Fonte: Autores

O primeiro teste realizado, foi a comparação das medidas de pulsação do indivíduo com um dispositivo conhecido no mercado. Para a realização deste, o paciente colocou a pulseira do lado esquerdo e seu dedo indicador no encapsulamento do sensor de pulsação e do lado direito, foi colocado um smartwatch da Xiaomi, cujo modelo era o Mi Band 4. Dessa forma, ao ligarmos os dois dispositivos (pulseira e smartwatch) simultaneamente, foi possível comparar se as medições estavam sendo precisas, já que o dispositivo de referência possui um alto grau de confiabilidade no mercado.

Em seguida, foi realizada a comparação das medidas de temperatura cutânea, com o auxílio de um termômetro infravermelho para conferência dos dados da pulseira usada pelo indivíduo. Dessa forma, apontando o termômetro para o punho do usuário (o mesmo que a pulseira estava alocada), foi possível realizar a comparação entre as duas temperaturas e assim verificar se os dados eram confiáveis.

Após realizar a validação das medições de temperatura e pulsação, foi necessário adquirir os parâmetros considerados dentro da normalidade para o indivíduo durante o repouso, isto é, sem um evento de hipoglicemia. Para isso, foi utilizado o programa OBS Studio para gravar a variação dos níveis de temperatura e pulsação do usuário que foram enviados ao banco de dados durante a noite, e dessa forma, foi possível parametrizar o dispositivo da forma correta e de acordo com a resposta fisiológica do usuário. Contudo, como a maior parte dos testes foi realizada no período diurno, realizou-se também o monitoramento dos parâmetros com o indivíduo consciente e em condições normais de glicemia.

Determinada a precisão do dispositivo e os parâmetros fisiológicos do indivíduo, iniciaram-se os testes de detecção da hipoglicemia. Foi definido que o dispositivo capta a pulsação e a temperatura a cada segundo e, para a frequência cardíaca, é realizada uma média dos batimentos a cada 4 amostras; caso a média seja maior do que os níveis considerados normais do indivíduo, o dispositivo considera este evento como um evento hipoglicêmico. O mesmo acontece caso a temperatura fique abaixo da medida considerada normal para o indivíduo.

Para a realização dos testes, foi necessário que o indivíduo estimulasse um evento hipoglicêmico, para que assim fosse possível a coleta dos dados. Vale ressaltar que por mais que o dispositivo proposto seja para detectar uma hipoglicemia noturna, devido aos riscos envolvendo o indivíduo e sua qualidade de vida, os testes foram realizados em sua maior parte durante o dia, com exceção de uma coleta especifica, em que foi necessário a ajuda dos parentes

do diabético para monitorar seu estado e o de sua glicemia durante o sono, diminuindo assim as chances de haverem falhas no dispositivo colocando a vida do paciente em risco.

Os testes possuem duração média de 100 minutos, com exceção do teste noturno que teve duração de 5h30 minutos e seus resultados são demonstrados no próximo capítulo.

6. RESULTADOS

Neste Capítulo são apresentados os resultados dos testes realizados para a validação deste projeto, assim como os dados coletados, seus respectivos gráficos e significados para o estudo.

6.1 TESTE DE COMPARAÇÃO DA PULSAÇÃO

Visando obter a melhor precisão possível para o dispositivo, utilizou-se para efeito comparativo de dados, um *smartwatch*. O teste foi realizado de maneira bem simples: o indivíduo usou a pulseira em seu punho esquerdo e o *smartwatch* no direito e logo após, coletaram-se dez amostras. A tabela 10 demonstra os resultados obtidos.

Tabela 10 - Comparativo entre a frequência cardíaca do dispositivo em relação à um *smartwatch*.

bpm. Dispositivo	**bpm. *Smartwatch***	**Variação(bpm)**	**%Variação**
66	67	1	1,5%
66	69	3	4,5%
74	76	2	2,7%
71	73	2	2,8%
69	72	3	4,3%
70	73	3	4,3%
63	66	3	4,8%
67	69	2	3,0%
71	74	3	4,2%
75	78	3	4,0%

Fonte: Autores

Com as medidas coletadas, foi possível calcular a média da variação entre os dois dispositivos conforme a tabela 11.

Tabela 11 - Média dos dados coletados de frequência cardíaca no dispositivo e no smartwatch

	bpm. Dispositivo	**bpm. Smartwatch**	**Variação(bpm)**	**%Variação**
Média	69,2	71,7	2,5	3,6%

Fonte: Autores

Como é possível observar nas tabelas 10 e 11, os valores de pulsação obtidos pelos dois dispositivos são bem próximos, possuindo uma diferença média de 2,5 bpm. Essa diferença é totalmente aceitável, visto que os dispositivos não estão totalmente sincronizados, que existe uma variabilidade inerente do parâmetro e que o nosso dispositivo calcula a média dos batimentos cardíacos utilizando apenas 4 amostras por vez. Talvez utilizando mais amostras fosse possível obter um número mais próximo ao do smartwatch. Dessa forma, tendo em vista a porcentagem de variação média, para nossa aplicação, essa divergência é totalmente aceitável.

6.2 TESTE DE COMPARAÇÃO DA TEMPERATURA

Com o intuito de verificar se o sensor de temperatura fornecia dados de forma coerente, utilizou-se um termômetro infravermelho para efeito comparativo. O teste funcionou da seguinte forma: o indivíduo colocou a pulseira em seu punho esquerdo, e logo após, apontou o termômetro para uma região próxima onde a pulseira estava alocada, realizando ambas as aferições. Os dados obtidos estão dispostos na Tabela 12.

Tabela 12 - Comparativo entre a temperatura do dispositivo e a temperatura do termômetro

Temp. Dispositivo (ºC)	Temp. Termômetro(ºC)	Variação(ºC)	%Variação
31,67	31,8	-0,13	-0,41%
31,8	31,6	0,2	0,63%
32	31,5	0,5	1,59%
31,97	31,9	0,07	0,22%
31,8	32	-0,2	-0,62%
31,27	31,6	-0,33	-1,04%
31,49	31,6	-0,11	-0,35%
31,42	31,6	-0,18	-0,57%
31,83	32,6	-0,77	-2,36%
32,089	32,8	-0,711	-2,17%
32,2	31,7	0,5	1,58%

Fonte: Autores

Com as medidas coletadas, foi possível calcular a média da variação entre os dois dispositivos conforme a tabela 13:

Tabela 13 - Média dos dados coletados pelos sensores de temperatura e termômetro

	Temp. Dispositivo (ºC)	Temp. Termômetro(ºC)	Variação(ºC)	%Variação
Média	**31,77**	**31,88**	**0,11**	**0,33%**

Fonte: Autores

Como pode-se visualizar nas tabelas 12 e 13, o sensor de temperatura apresenta uma variação média de 0,33% em relação ao termômetro infravermelho. Contudo, como parametrizamos a temperatura com base no sensor alocado na pulseira essa variação não afetou os testes da aplicação, pois, as variações de subida e descida da temperatura são detectadas pelo sensor de temperatura mesmo apresentando uma diferença em relação à temperatura real apresentada pelo termômetro comercial.

6.3 PARAMETRIZAÇÃO DOS PARÂMETROS DO INDÍVIDUO

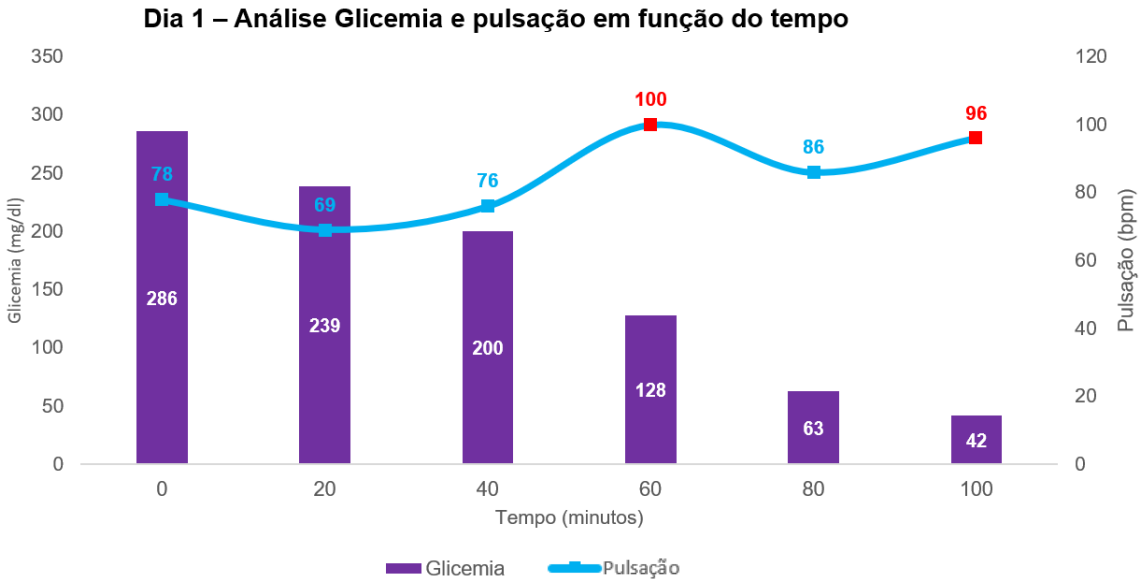
Conforme dito anteriormente, esse projeto foi realizado e parametrizado com respostas fisiológicas específicas para o indivíduo em questão. Dessa forma, para que o dispositivo pudesse detectar uma hipoglicemia de forma precisa, foi necessário fazê-lo detectar parâmetros considerados dentro e fora da normalidade. Com base nisso, o indivíduo utilizou a pulseira por 4 dias e 1 noite, sendo que os testes realizados no período vespertino tiveram duração de 100 minutos e o teste noturno teve uma duração de 5h30 minutos. Vale ressaltar que, para início dos testes, como ainda não possuíamos bases necessárias para apontar com qual pulsação ou temperatura cutânea o estado se caracterizava como uma hipoglicemia, adotou-se valores iniciais de 93 bpm e 30,5ºC, ou seja, caso a frequência cardíaca ultrapassasse esse valor, o estado seria considerado um evento anormal, assim como a temperatura, caso diminuísse além de 30,5ºC o dispositivo atuaria.

Antes do início dos testes, o indivíduo realizou medições da glicemia, isto pois, para que fosse traçado um comportamento real das reações fisiológicas, o indivíduo não poderia já estar em uma hipoglicemia. Após medir a glicemia, o indivíduo aplicou uma dose extra de insulina, com o intuito de abaixar a glicemia gradativamente, até caracterizar-se uma hipoglicemia. Com base nos dados obtidos ao longo dos dias, foi possível parametrizar uma margem de tolerância para a pulsação dentro de sua normalidade, assim como sua temperatura e glicemia. É necessário ressaltar que uma hipoglicemia se caracteriza com índices glicêmicos

abaixo de 70 mg/dl e uma hipoglicemia severa com índices abaixo de 54 mg/dl, conforme especificado na tabela 2. Os dados obtidos durante os dias de teste foram dispostos nos gráficos 1 a 9 para uma melhor visualização.

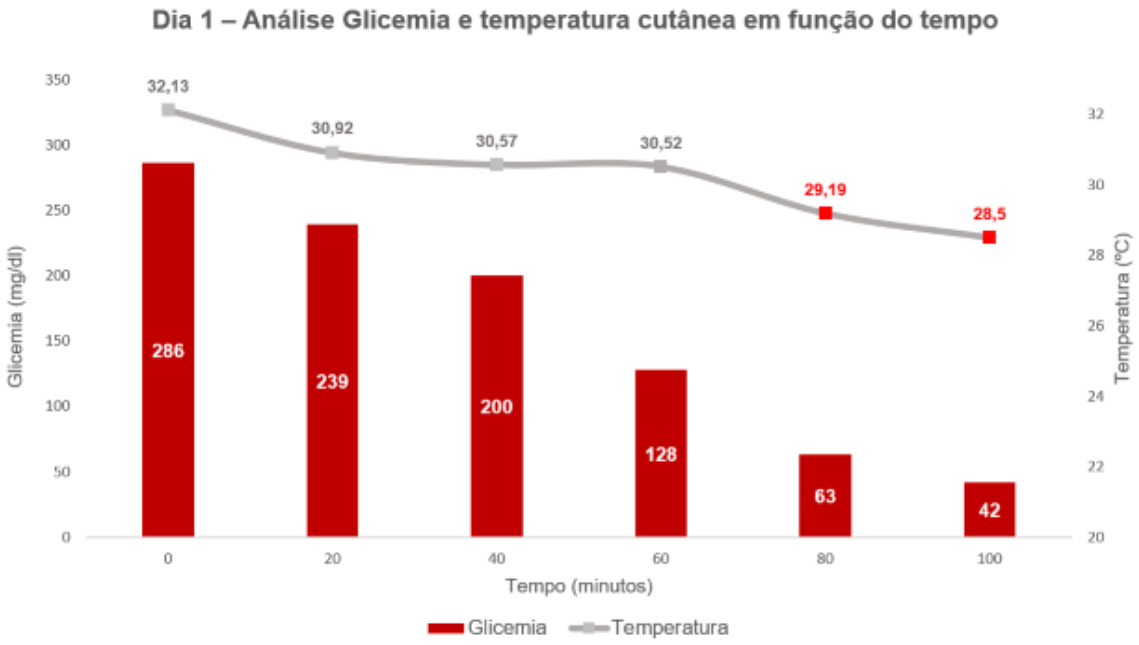
Como o dispositivo tem como objetivo principal a detecção de uma hipoglicemia severa ou não durante o sono, era imprescindível a realização de testes noturnos durante o sono do indivíduo para verificar se o dispositivo realmente estava sendo efetivo. Para isso, foi necessário utilizar a pulseira durante o período de sono do paciente para que pudesse ser realizada a análise de seus parâmetros fisiológicos, porém, dessa vez com o indivíduo inconsciente. Utilizando o software OBS Studio, programa no qual possibilita a gravação de tela do dispositivo em que está sendo utilizado, gravou-se a tela do banco de dados durante um período de 5 h e 30 minutos e com base nesses dados adquiridos, foi possível determinar quais parâmetros seriam considerados normais e quais não durante o período de repouso do paciente. Os dados obtidos ao longo do período noturno estão dispostos no gráfico 9.

Figura 43 - Comparativo glicemia e pulsação em função do tempo (primeiro dia de testes)



Fonte: Autores

Figura 44 - Comparativo glicemia e temperatura em função do tempo (primeiro dia de testes)



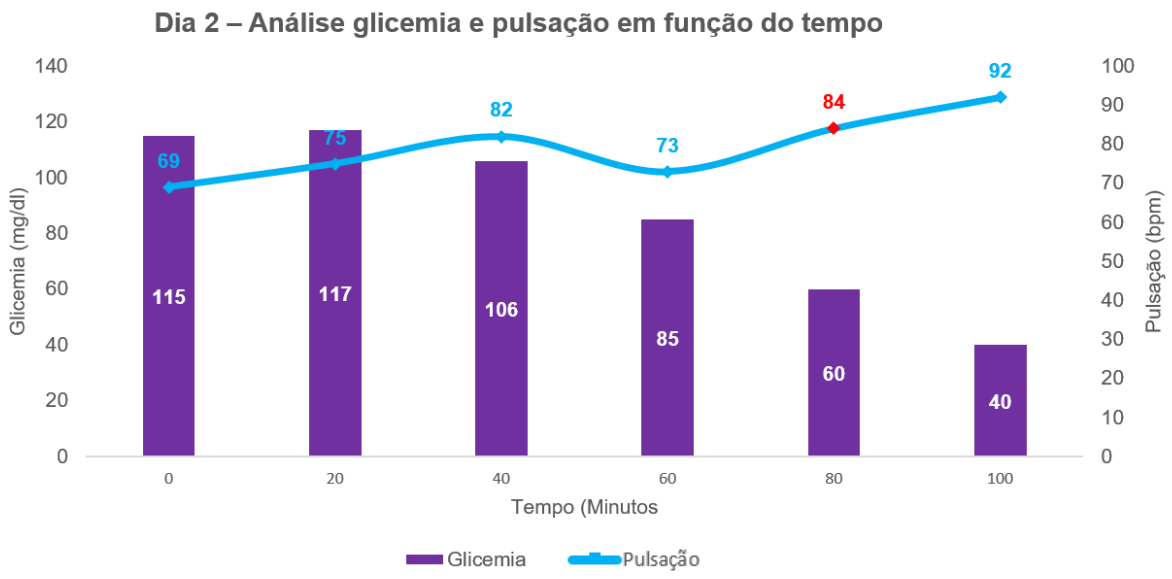
Fonte: Autores

Como pode-se visualizar no gráfico da figura 43, no primeiro teste realizado, a pulsação do indivíduo aumentou conforme sua glicemia diminuiu, exceto em um ponto específico, destacado em vermelho no gráfico, onde os batimentos do indivíduo aumentaram significativamente, fazendo com que o dispositivo atuasse sem que tenha havido uma hipoglicemia. Esse aumento nos batimentos do paciente, ocorreram pois o mesmo começou a conversar com pessoas de seu convívio, afetando assim as medições, o que não aconteceria durante o sono. Outro ponto importante, é que com a glicemia em 63 mg/dl, o dispositivo deveria ter atuado, por conta dos batimentos, porém não atuou por essa razão e sim por conta da temperatura que será analisada adiante. Isso ocorreu, pois, como dito anteriormente, parametrizou-se o limite de frequência cardíaca em 95 bpm. Com base nisso, para os testes seguintes, reduziu-se esse limite para 83 bpm. Por fim, observa-se que quando a glicemia atingiu um nível severo, ponto também indicado em vermelho no gráfico, os batimentos superaram 95 bpm e o dispositivo atuou.

Em relação à temperatura, pode-se observar que, pelo gráfico da figura 44, assim como a pulsação, seu comportamento se altera conforme a glicemia varia, contudo, de forma contrária aos batimentos cardíacos; ou seja, conforme a glicemia diminuiu, a temperatura também diminuiu, obtendo assim uma relação direta com a glicemia. Nota-se também que ao atingir o nível de 63 mg/dl, por mais que a frequência cardíaca não tenha atingido seu limite, a

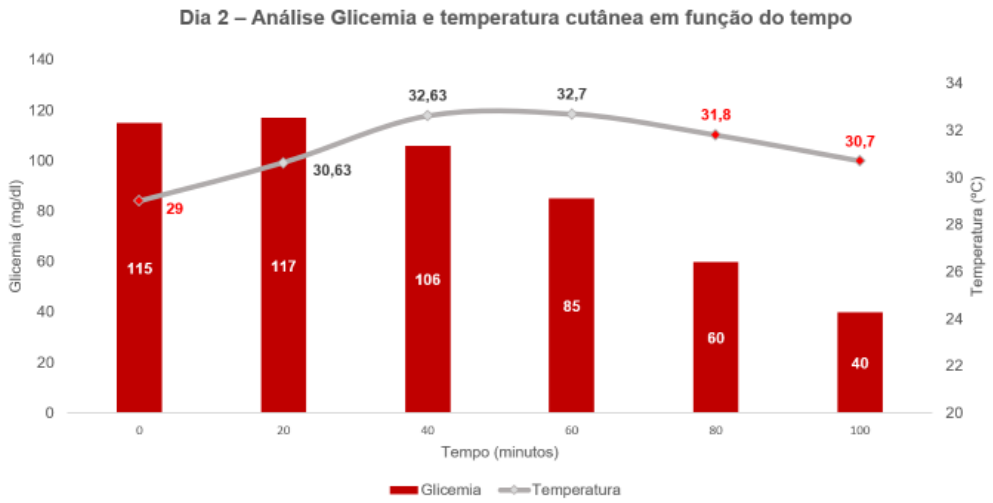
temperatura atingiu e o dispositivo atuou da forma correta, indicando dessa forma, que o valor inicial de 30,5ºC, adotado inicialmente para ser o limite inferior de temperatura, mostrou-se válido, não precisando realizar nenhum ajuste.

Figura 45 - Comparativo glicemia e frequência cardíaca em função do tempo (Segundo dia de testes)



Fonte: Autores

Figura 46 - Comparativo glicemia e temperatura cutânea em função do tempo (Segundo dia de testes)



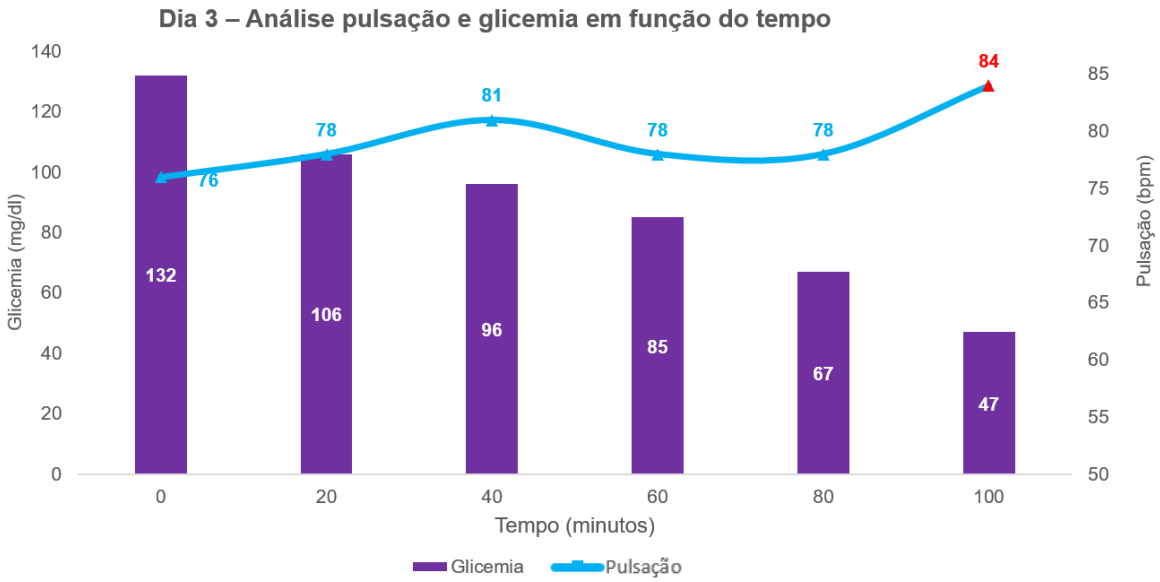
Fonte: Autores

O segundo teste, demonstrado no gráfico da figura 45 foi também realizado com o indivíduo consciente, e reforça a relação inversa da glicemia e pulsação. Pode-se visualizar que ao atingir um índice glicêmico de 60 mg/dl, índice já considerado como uma hipoglicemia, a pulsação superou o limiar determinado e o dispositivo atuou.

Analisando a temperatura com base no gráfico da figura 46, pode-se visualizar que no início da medição, a temperatura já apresentava um valor de 29 ºC, abaixo do limiar definido, e dessa forma o dispositivo atuou de forma errônea já que o paciente não estava em um evento hipoglicêmico. É notório também que, mesmo após atingir um evento hipoglicêmico, a temperatura não caiu suficientemente para que o dispositivo atuasse. Algumas razões são plausíveis para esse acontecimento, entre elas os fatores hormonais ou psicológicos do indivíduo que podem afetar a temperatura corporal no dia do teste e até mesmo a temperatura ambiente. Por fim, exceto pelo fato de a temperatura já estar com um valor abaixo do limiar no início do teste, nota-se que conforme a glicemia vai diminuindo, a temperatura também diminui.

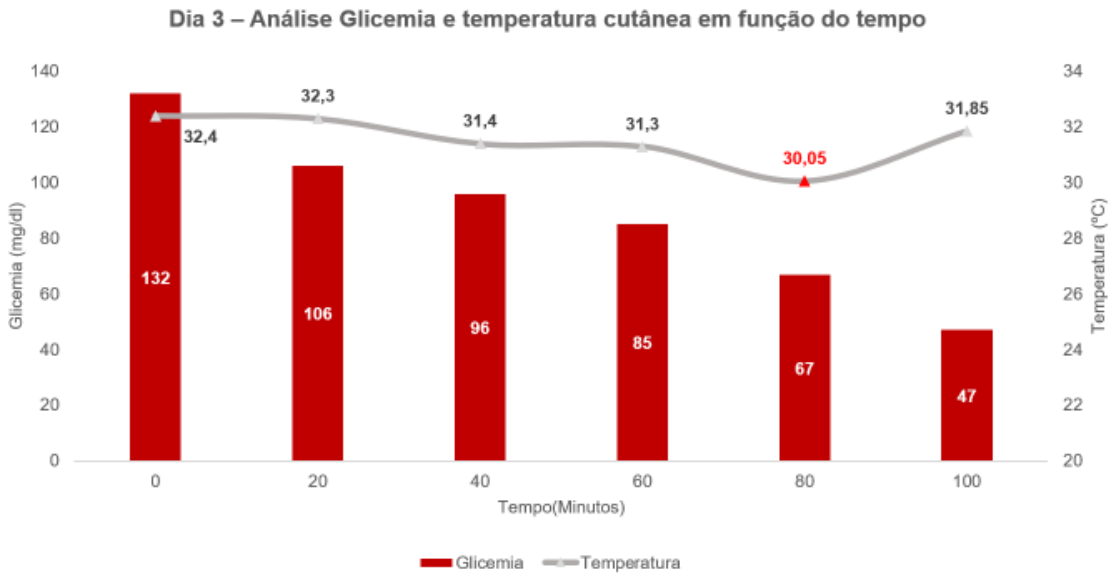
Como no primeiro teste realizado, o valor de 30,5 ºC foi suficiente para o correto acionamento do dispositivo, mas no segundo teste esse valor foi invalidado, não realizou-se nenhuma alteração nesse valor e decidiu-se esperar o próximo teste para uma melhor análise.

Figura 47 - Comparativo glicemia e pulsação a em função do tempo (terceiro dia de testes)



Fonte: Autores

Figura 48 - Comparativo Glicemia e temperatura cutânea em função do tempo (terceiro dia de testes)



Fonte: Autores

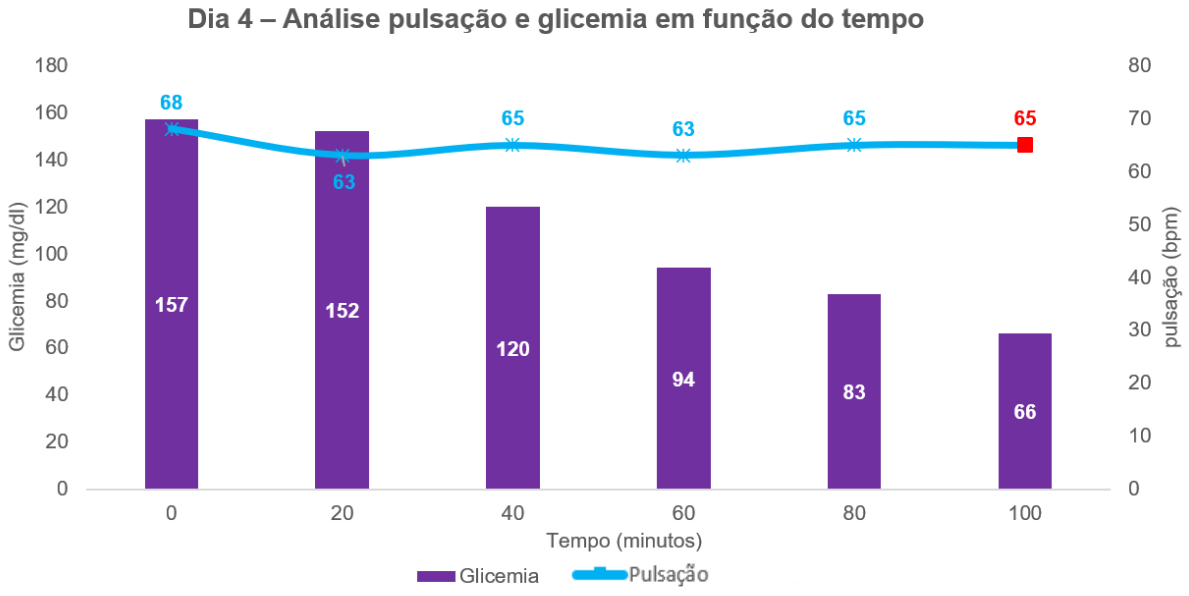
Pela análise da curva demonstrada no gráfico da figura 47, pode-se novamente visualizar a relação glicemia x pulsação, porém, de uma forma mais branda, onde percebe-se que os índices glicêmicos foram caindo em função do tempo e a pulsação também oscilou com base nas quedas de glicemia. Contudo, mesmo após o indivíduo entrar em um estado hipoglicêmico, com a glicemia abaixo de 70 mg/dl, a pulsação não subiu de forma a ultrapassar o limiar de 83 bpm, e desta forma o dispositivo não atuou, nesse momento, por conta da pulsação e sim por conta da temperatura cutânea do indivíduo, como mostra o gráfico da figura 48. É notório também que, os batimentos cardíacos do indivíduo só foram aumentar após o estado de sua glicemia se caracterizar como uma hipoglicemia severa.

Com base no gráfico da figura 48, é possível analisar novamente a variação da temperatura de forma direta ao comportamento da glicemia. Visualiza-se também que ao atingir o nível de 67 mg/dl, valor caracterizado como uma hipoglicemia branda, já que está muito próximo de 70 mg/dl, a temperatura fica abaixo de 30,5ºC, fazendo assim com que o dispositivo atue de forma correta e precisa. Contudo, ao atingir um estado mais severo de hipoglicemia, a temperatura corporal foi aumentada e o dispositivo não foi acionado por causa desse parâmetro e sim por conta da frequência cardíaca.

Um ponto que foi notado, é que grandes variações de temperatura não acontecem no mesmo momento que grandes variações de pulsação, conforme pôde-se visualizar nos gráficos

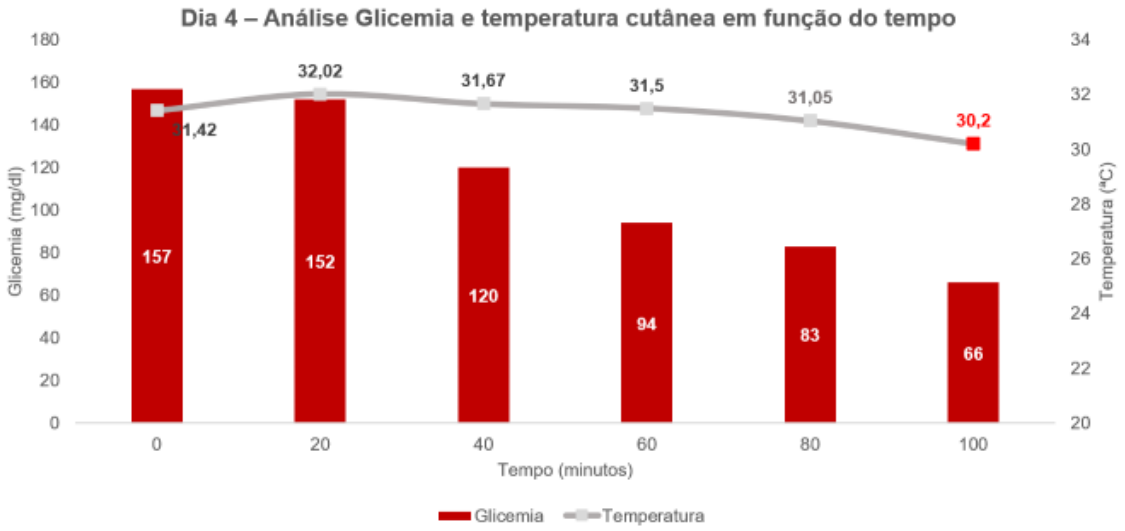
das figuras 47 e 48, onde a pulsação não atingiu o limiar proposto, mas a temperatura sim, podendo esse ser um indicador de que esses parâmetros separadamente não são precisos, porém, quando monitorados juntos, um complementa o outro aumentando a precisão da análise.

Figura 49 - Comparativo glicemia e pulsação em função do tempo (Quarto dia de testes)



Fonte: Autores

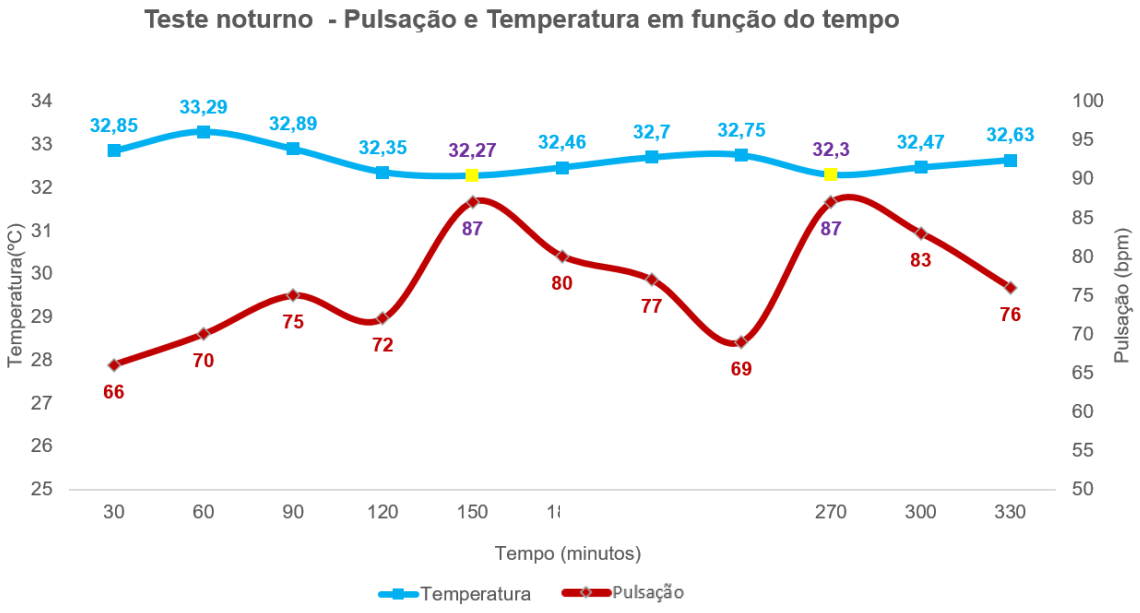
Figura 50 - Comparativo Glicemia e temperatura em função do tempo (Quarto dia de testes)



Fonte: Autores

Com base nos gráficos das figuras 49 e 50, novamente o comportamento entre pulsação e temperatura cutânea em um episódio de hipoglicemia se repetiu. Pode-se visualizar que a pulsação não apresentou grandes variações ao longo do tempo enquanto a glicemia diminuía e mesmo após entrar em um estado de hipoglicemia branda, determinado por 66 mg/dl, a frequência cardíaca estava em 65 bpm, valor muito abaixo do valor parametrizado, ficando subentendido que os batimentos apenas aumentariam para valores próximos a 83 bpm, após o indivíduo entrar em um estado de glicemia severa. No entanto, analisando o gráfico da figura 50 que demonstra a variação de temperatura, nota-se que seu limiar foi atingido de forma correta, ou seja, no ponto onde a hipoglicemia tinha iniciado, momento propício para que o indivíduo possa tomar as medidas cabíveis e evitar que sua saúde seja comprometida.

Figura 51 - Pulsação x Temperatura (teste noturno)



Fonte: Autores

A realização do teste noturno foi imprescindível para determinarmos se as reações fisiológicas do indivíduo variavam muito a noite podendo invalidar o projeto, e também para verificar os seus parâmetros médios durante o período em que o indivíduo estava inconsciente. Era esperado que o usuário apresentasse uma pulsação mais lenta, contudo, como pode-se ver no gráfico da figura 51, isso não ocorreu e sua pulsação acabou tendo comportamentos parecidos ao período desperto. Tal evento pode ter ocorrido, pois, o usuário não estava cem por

cento relaxado em seu sono, devido a ser a primeira noite dormindo com o dispositivo e a preocupação em danificar o dispositivo possa ter afetado seus parâmetros.

Analisando o gráfico da figura 51, o usuário entrou em estado de hipoglicemia duas vezes durante o período em que estava utilizando o dispositivo (pontos marcados em amarelo). O dispositivo atuou de forma correta nas duas ocasiões, sendo que na primeira, o indivíduo despertou e mediu seu nível de glicose e esta, por sua vez estava em 64 mg/dl. O usuário então ingeriu uma certa quantidade de carboidratos (essa quantidade não foi medida, pois, foi ministrada por componentes externos ao grupo de trabalho) e após a glicemia atingir um nível de 120 mg/dl, o paciente voltou a dormir e os testes continuaram.

Passados 120 minutos da primeira hipoglicemia, o paciente entrou em outra e novamente o dispositivo atuou, porém, ao levantar-se e medir a glicemia, esta se encontrava em 44 mg/dl, valor considerado uma hipoglicemia severa. Novamente, uma nova dose de carboidratos foi ingerida pelo indivíduo e após a glicemia atingir um valor de 80 mg/dl, o indivíduo voltou a dormir e os testes continuaram.

Analisando os resultados apresentados no gráfico da figura 51, pode-se visualizar a relação entre batimento cardíaco e temperatura, dessa vez, apresentando uma outra situação comparada com os dias 2 e 3, onde agora quem teve maior variação durante o tempo foi a pulsação e dessa forma, a temperatura cutânea não sofreu grandes variações ao ponto de atingir o limiar proposto.

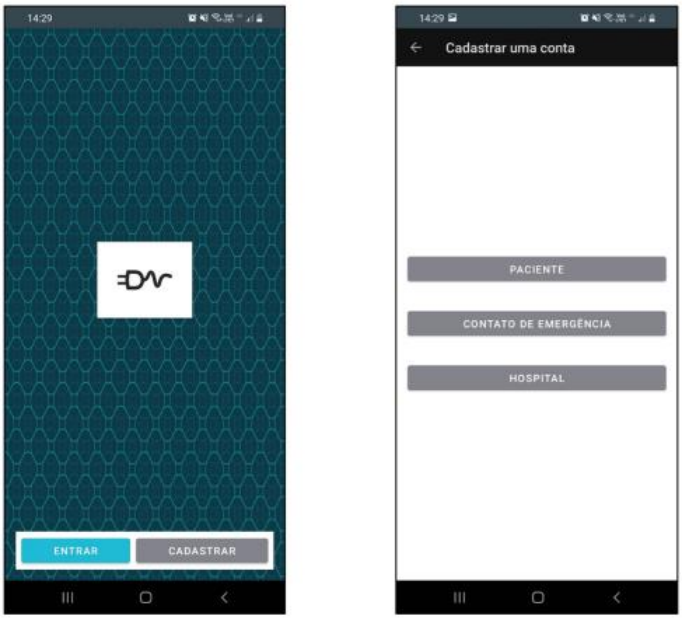
6.4 APLICATIVO

O aplicativo denominado como Hypoglycemia Monitor, disposto na figura 52, foi desenvolvido em um Ambiente de Desenvolvimento Integrado ou IDE do inglês Integrated Development Environment chamado Android Studio, o Hypoglycemia Monitor não pode ser utilizado nos *smartphones* da Apple pois os mesmos possuem o sistema iOS.

Toda a comunicação entre o ESP32 e o Hyplogycemia Monitor é realizada pela plataforma digital da Google chamada *Firebase*, que tem por objetivo facilitar o desenvolvimento de aplicativos móveis. Além disso, o *Firebase* oferece os serviços para guardar informações de usuários e montar bancos de dados permitindo armazenar dados que lhe sejam convenientes para sua aplicação.

Ao pressionar o botão Cadastrar aparecerá as opções Paciente, Contato de Emergência e Hospital. A tela de cadastro está disposta na figura 52.

Figura 52 - Tela Inicial do aplicativo e tela de cadastro de conta



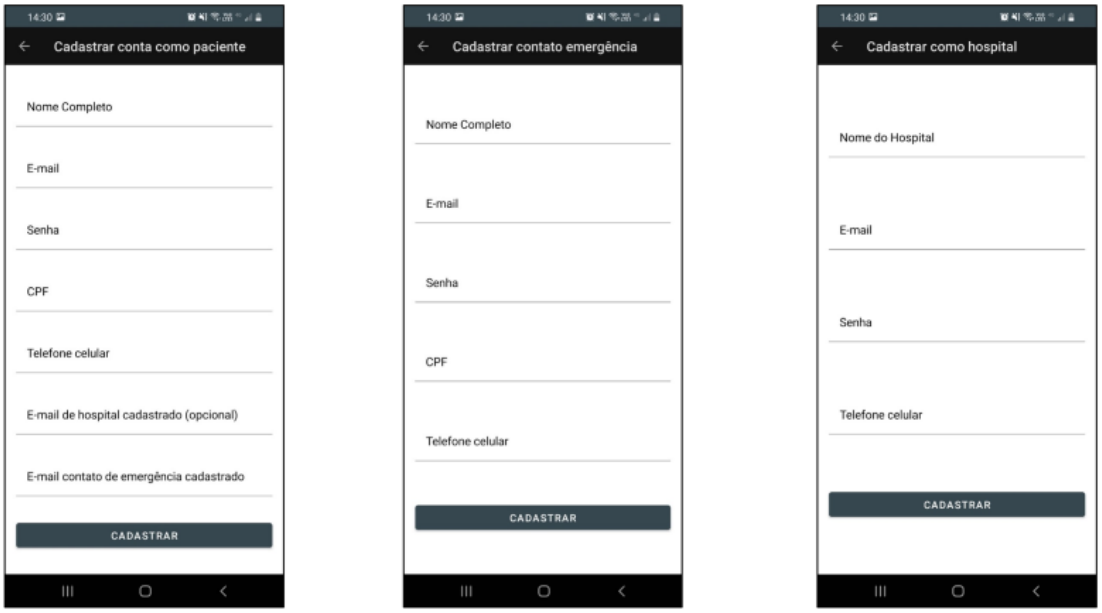
Fonte: Autores

Caso o usuário deseje criar uma conta como Paciente é necessário haver um Contato de Emergência pré-cadastrado e sua relação é de um para um, ou seja, para cada Paciente haverá um Contato de Emergência responsável e vice-versa. Em relação ao cadastro de contas de Hospital, o Paciente não é obrigado a possuir vínculo e uma conta Hospital pode possuir mais de um Paciente cadastrado para ser responsável.

Todas as contas devem possuir uma senha considerada forte pelo sistema, os e-mails devem ser distintos, assim como em todo cadastro (para cada e-mail apenas uma conta), o CPF deve seguir a regra matemática para sua criação, ou seja, não basta ser um conjunto de números aleatórios e o mesmo vale para o telefone celular.

Ao pressionar o botão Paciente, uma tela de cadastro paciente será exibida, caso pressione o botão Contato de Emergência, uma tela de cadastro Contato de emergência será mostrada e por fim, se for pressionado o botão Hospital surgirá uma tela de Cadastro Hospital. As 3 telas estão demonstradas na figura 53.

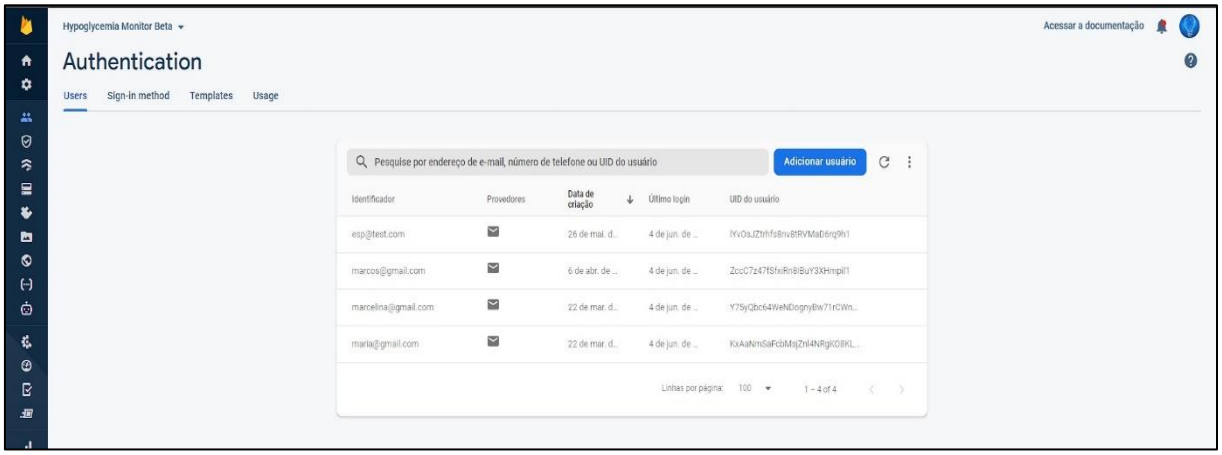
Figura 53 - Telas de cadastro: Paciente, Contato de emergência e Hospital



Fonte: Autores

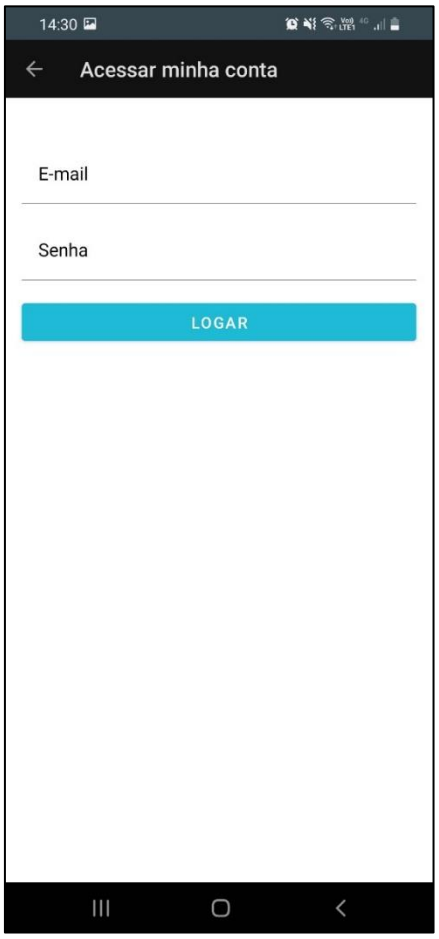
Após realizar esse cadastro, dentro do Firebase os usuários estão armazenados conforme a figura 54.

Figura 54 - Tela da plataforma Firebase que contêm os usuários cadastrados



Após realizar o cadastro é possível prosseguir para a tela de login da figura 55. Essa etapa possui todas as verificações de segurança para permitir que somente usuários já cadastrados possam acessar o aplicativo.

Figura 55 - Tela de login

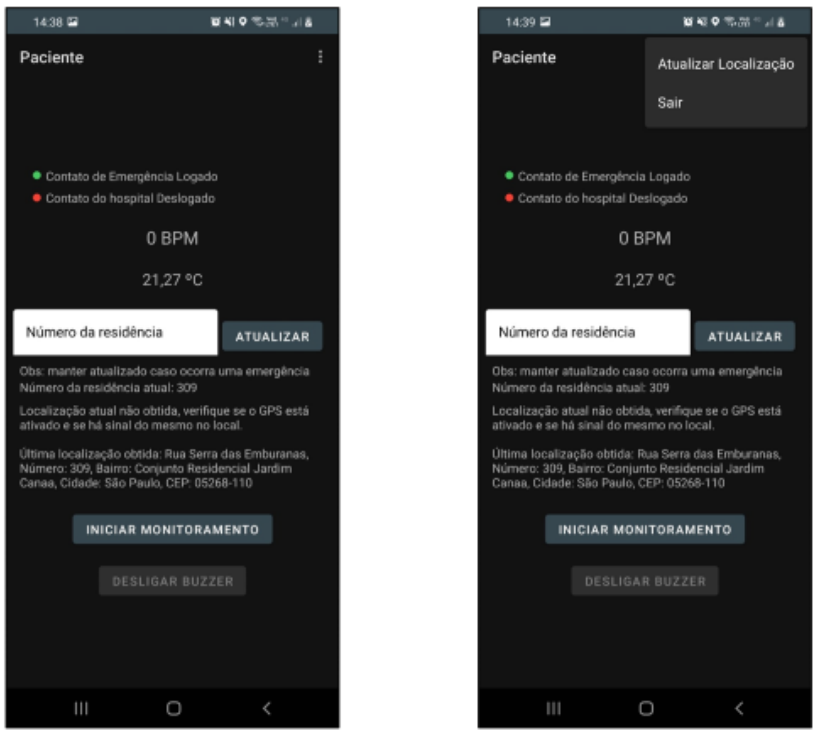


Fonte: Autores

Primeiramente vamos entrar na conta pertencente ao Paciente demonstrada na figura 56. Dentro desse menu, o Paciente poderá se informar se os contatos responsáveis vinculados a ele estão logados no aplicativo para receber a notificação de alerta, caso ele entre em estado de hipoglicemia severa e não desligue o alarme dentro de 5 minutos. Além disso, o aplicativo exibe a localização que o GPS do celular está obtendo, e caso o mesmo não possua sinal, a última localização obtida será exibida. Diante de testes, foi possível notar que a localização do GPS por muitas vezes é imprecisa e para nosso projeto saber exatamente o local do paciente é fundamental, e por isso deixamos um campo chamado Número da Residência e ao lado desse campo um botão denominado Atualizar para que o usuário informe e atualize o número exato do lugar onde irá repousar. Caso não haja sinal de GPS ou até haja, mas forneça uma localização não real sobre o usuário, é possível verificar, como mostrado na figura 56, a opção de Atualizar Localização manualmente. Ao utilizar o monitor hipoglicêmico também serão fornecidas na tela do aplicativo informações de batimentos por minuto e temperatura do usuário. Nessa tela ainda há dois botões, a ideia é que o botão Iniciar Monitoramento seja pressionado após o

usuário acoplar o monitor hipoglicêmico e verificar se os batimentos por minuto e a temperatura que estão sendo exibidas no aplicativo estão coerentes, evitando que o alarme seja acionado, por exemplo, por motivos de mal posicionamento do dispositivo, resultando em um alarme falso. O outro botão denominado Desligar Buzzer, em seu estado normal, está desabilitado e só é habilitado para desativar o alarme que é ativado no monitor hipoglicêmico quando ele detecta um quadro hipoglicêmico.

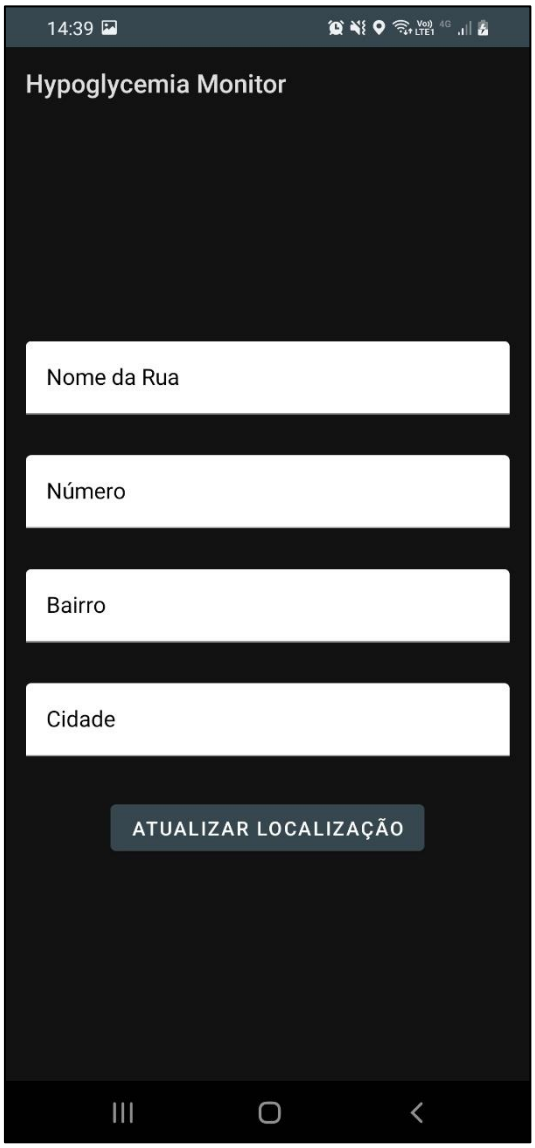
Figura 56 - Tela menu principal do Paciente e demonstração da opção Atualizar Localização



Fonte: Autores

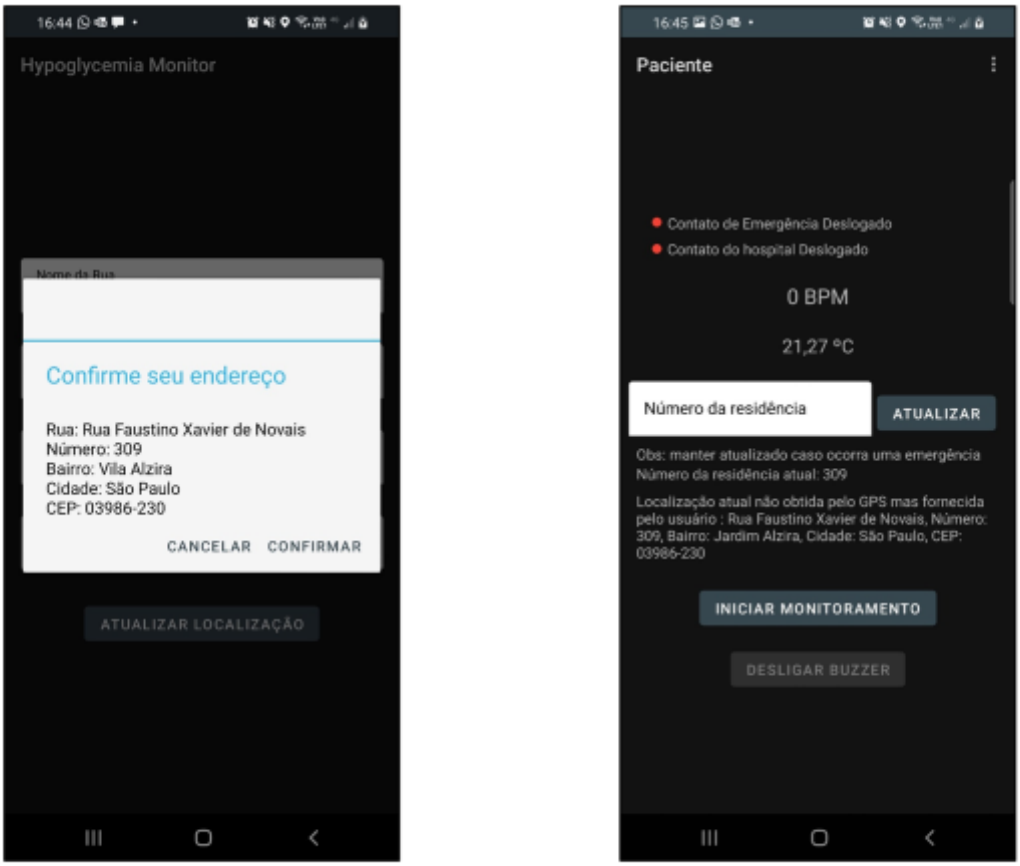
Ao selecionar a opção Atualizar Localização a tela da figura 57 é exibida, permitindo que o usuário informe sua localização. Ao preencher esses campos, uma solicitação para confirmação do CEP, que é devolvido da requisição, é exibida ao usuário conforme figura 58. Ao confirmar que o CEP da localização atual é o mesmo que foi retornado, o endereço é atualizado na tela do menu principal conforme figura 58.

Figura 57 - Tela Atualizar Localização do Paciente



Fonte: Autores

Figura 58 - Tela para confirmação do CEP ao informar a localização manualmente e tela do Paciente com a localização atualizada



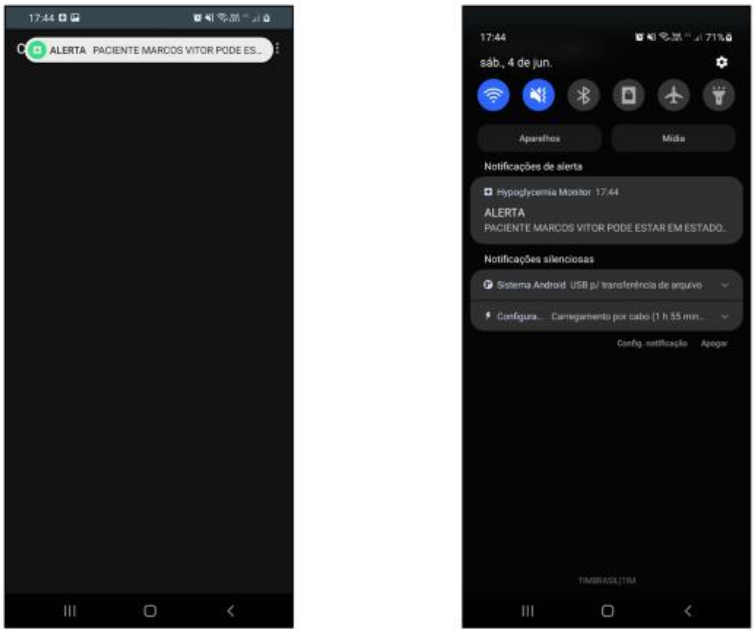
Fonte: Autores

Entrando agora na conta, como Contato de Emergência a tela que irá ser exibida é a da figura 59. Não há nada de informação nessa tela, mas é importante que esse usuário se mantenha sempre logado, pois somente dessa forma poderá receber as notificações de alerta sobre o usuário Paciente vinculado, se por algum motivo o mesmo não desativar o alarme do monitor hipoglicêmico dentro dos 5 minutos previstos. As notificações que são enviadas podem variar de acordo com a versão de cada Android, mas de modo geral seguem o padrão do que está disposto na figura 60. Vale citar que, se o usuário não estiver com o aplicativo aberto ao receber as notificações, deverá clicar duas vezes na mesma, uma para abrir o aplicativo e outra para exibir a tela que mostra as informações básicas do paciente como nome, CPF e localização.

Figura 59 - Tela menu principal Contato de Emergência

Fonte: Autores

Figura 60 - Tipos de notificação de alerta



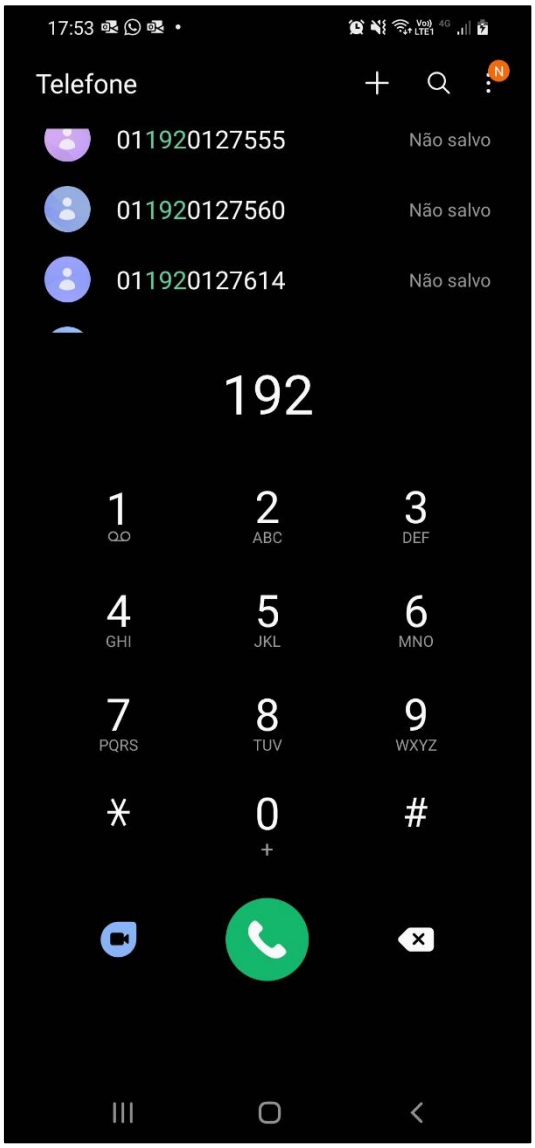
Fonte: Autores

Ao clicar na notificação de alerta, a tela da figura 61 irá aparecer. Nessa tela, como já dito anteriormente, há informações do paciente como nome, CPF e localização, e além disso visando facilitar a comunicação entre o Contato de emergência e Paciente e também entre Contato de Emergência e hospital, há dois botões; um denominado Chamar Emergência que, ao ser pressionado direciona o celular para a tela de discagem do número 192 já inserido, conforme figura 62, e o outro botão é o Ligar ao Paciente que liga diretamente para o Paciente após ser pressionado, conforme figura 63.

Figura 61 - Tela com informações do paciente após clicar na notificação de alerta

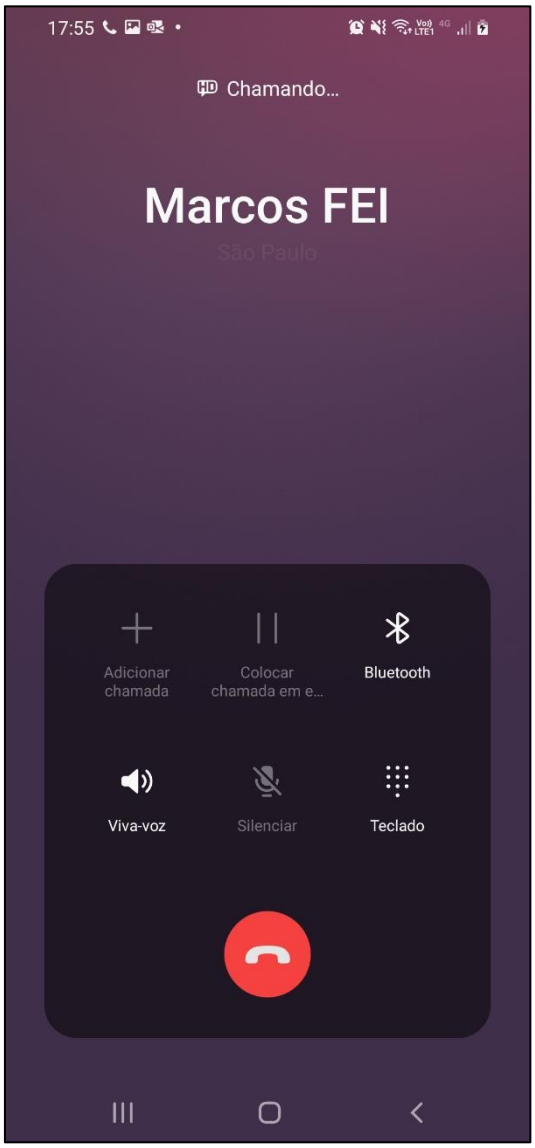
Fonte: Autores

Figura 62 - Tela de discagem com o número 192 já inserido



Fonte: Autores

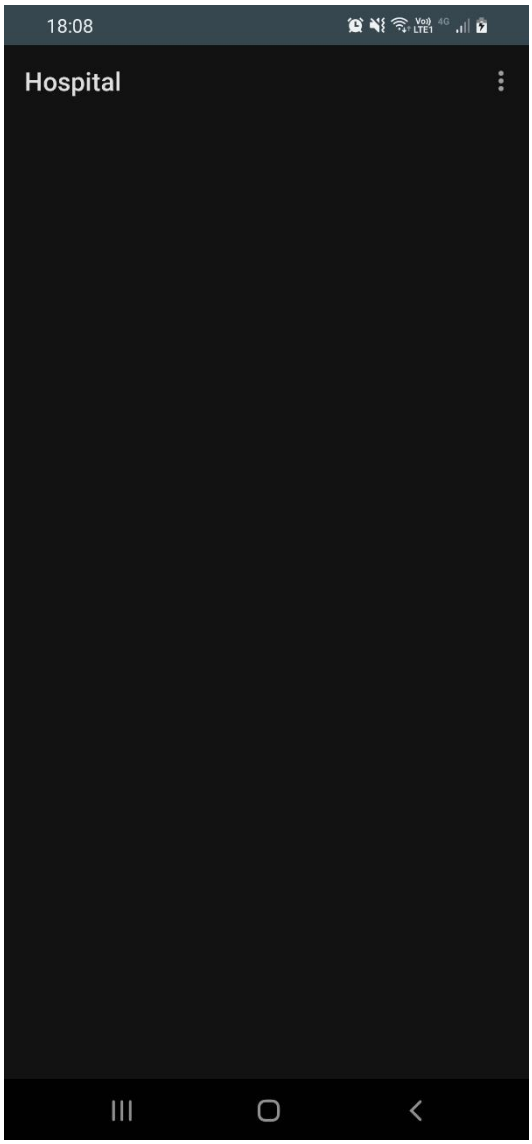
Figura 63 - Tela de ligação para o telefone do usuário Paciente



Fonte: Autores

Explicando sobre a tela de menu principal do usuário Hospital, é a mesma que do Contato Emergência, conforme figura 64, e as notificações quando recebidas são as mesmas em relação ao Contato de Emergência mostrada na figura 60. Entretanto há uma mudança na tela com informações do paciente após clicar na notificação de alerta conforme a figura 65, na qual o botão Chamar Emergência não existe, pois, essa notificação já está sendo enviada a um hospital. Vale citar que o botão Ligar ao Paciente ainda está presente e tem o mesmo propósito que tem para o Contato de Emergência, levando a tela da figura 63.

Figura 64 - Tela menu principal do usuário Hospital



Fonte: Autores

Figura 65 - Tela com informações do paciente após clicar na notificação de alerta

Fonte: Autores

Vale observar que somente um *smartphone* pode estar logado à um usuário Contato de Emergência, isso também vale para o contato Hospital. Esse mecanismo foi desenvolvido para que a notificação não se perca, pois, o envio dela é realizado por meio de um token identificador para cada dispositivo. Sendo assim, caso fosse permitido o acesso de uma mesma conta em diversos dispositivos, acabaria por afetar a rastreabilidade de qual dispositivo vai receber as notificações. Ou seja, para que a conta possa ser acessada a mesma não pode estar logada em outro *smartphone*.

Todas essas informações são armazenadas e podem ser consultadas e alteradas conforme a necessidade na plataforma do *Firebase*. As figuras 66 a 69 mostram como são estruturados os dados.

Figura 66 - Dados do contato de Emergência e do Hospital armazenados no *Firebase*

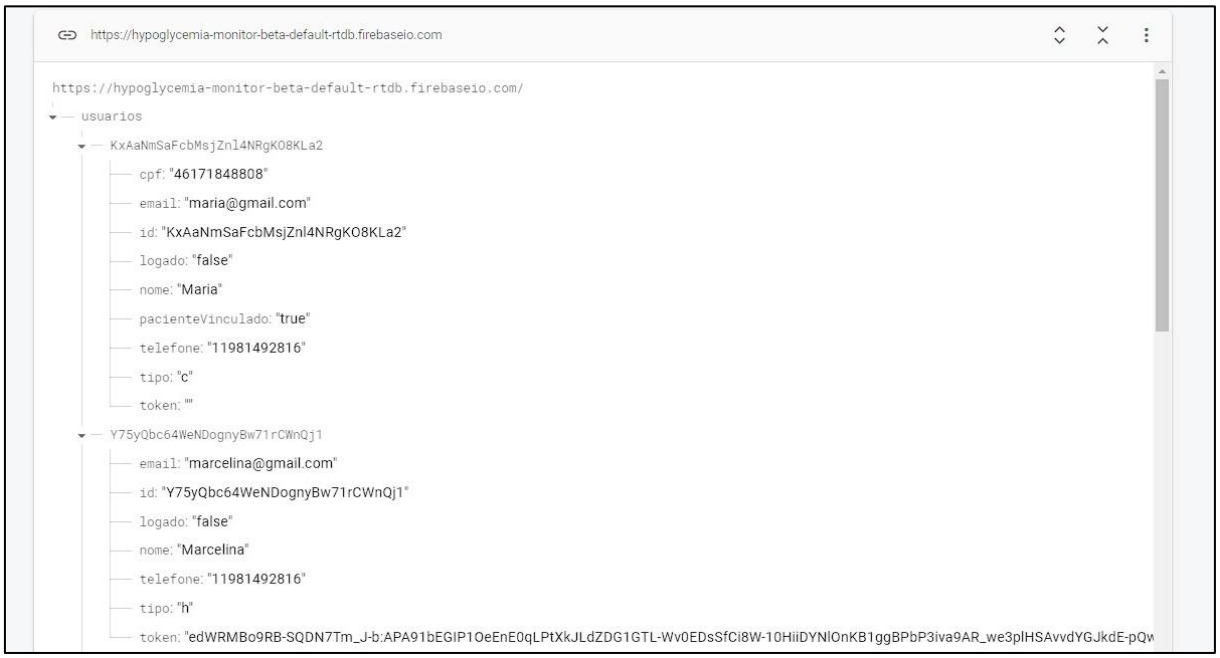


Figura 67 - Dados do Paciente armazenados no *Firebase*

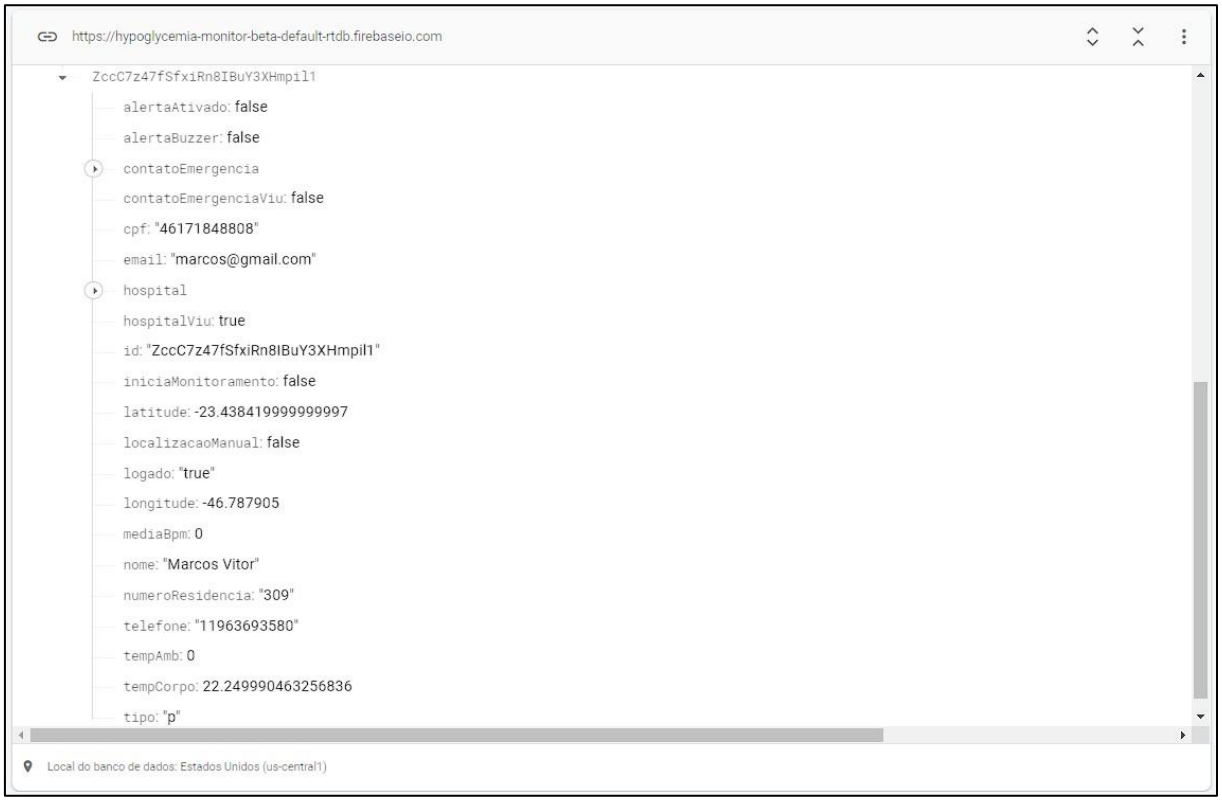


Figura 68 - Dados do Paciente armazenados no *Firebase* mostrando o Contato de Emergência vinculado

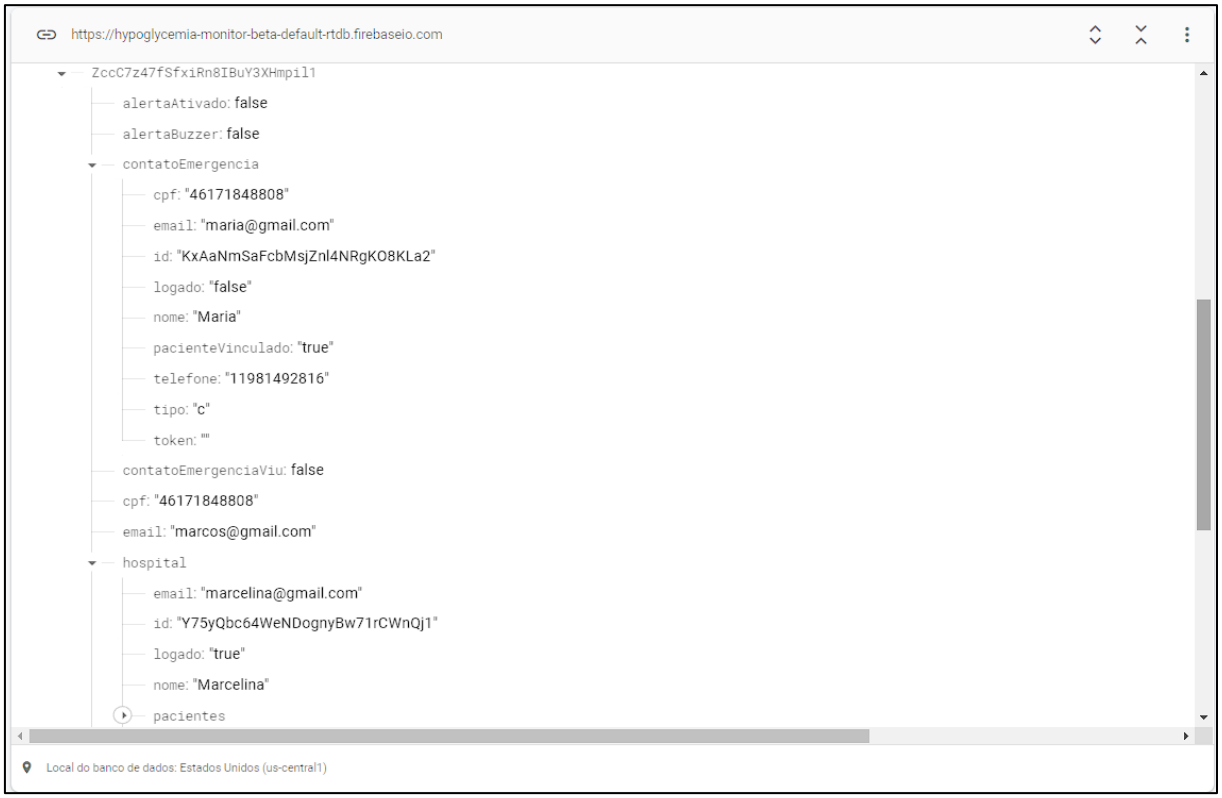
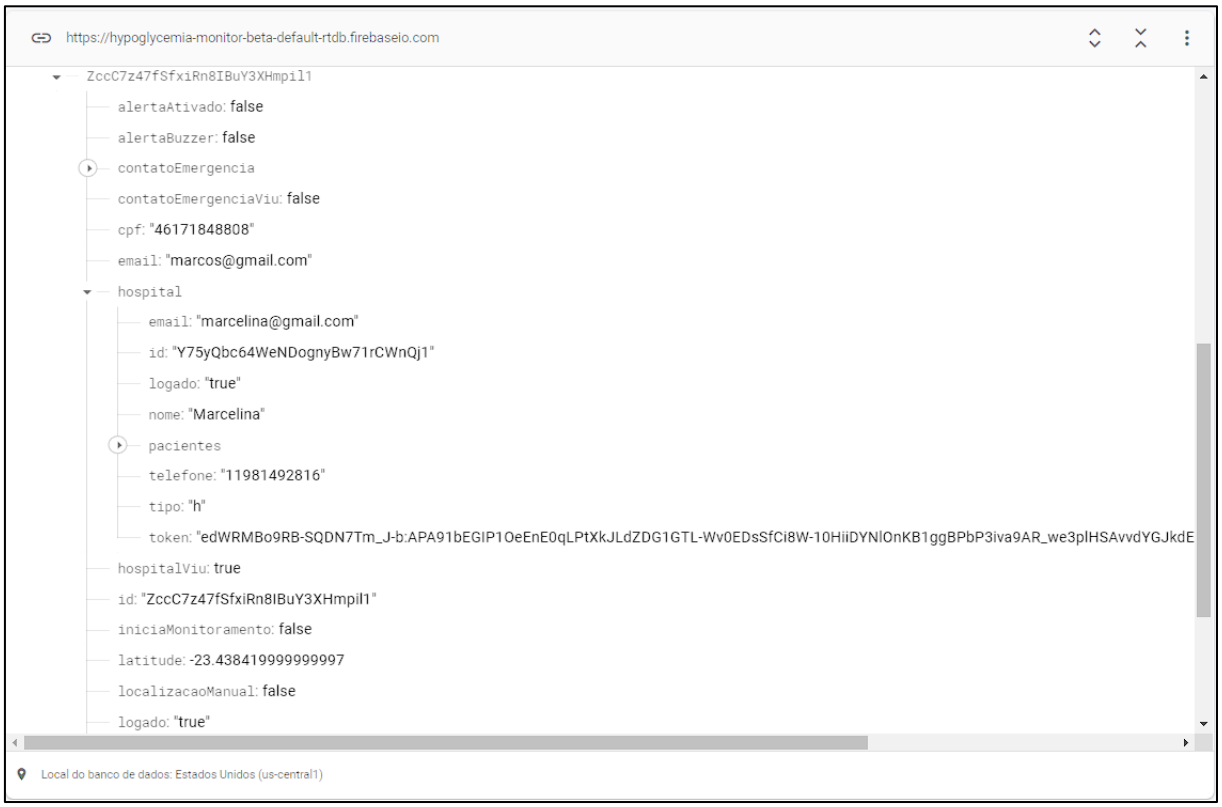


Figura 69 - Dados do Paciente armazenados no *Firebase* mostrando o Hospital vinculado



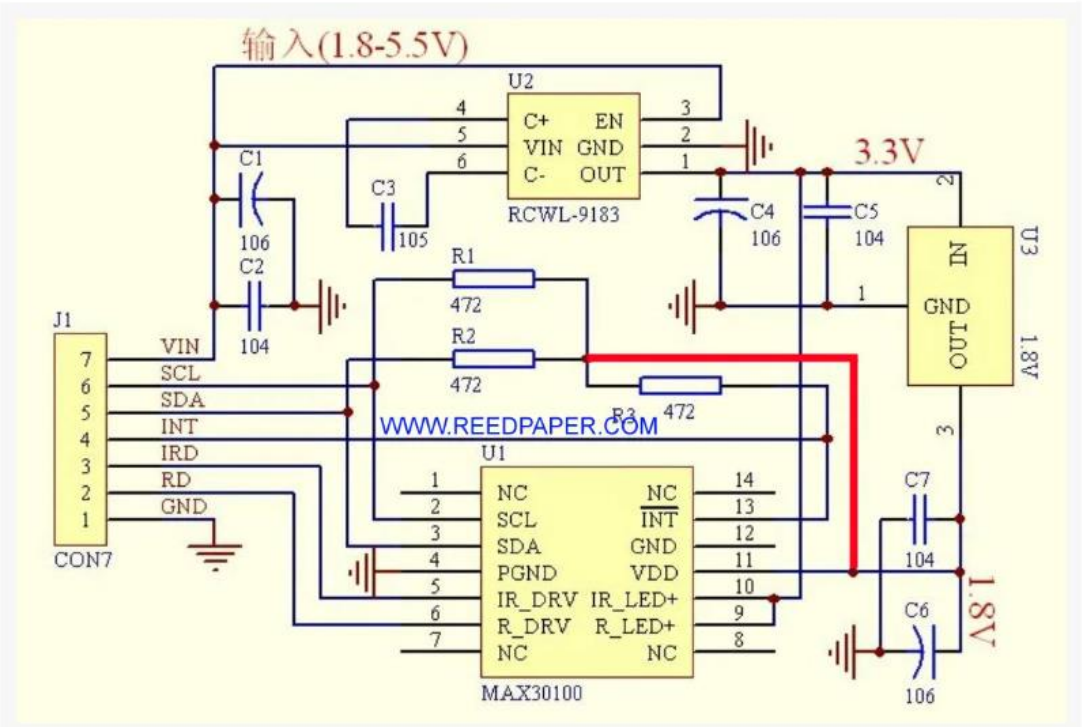
6.5 CONSIDERAÇÕES DO PROTÓTIPO

Algumas considerações sobre o dispositivo devem ser salientadas. Durante o desenvolvimento do projeto, foi verificado que o sensor de pulsação MAX30100 possui um erro de projeto que afeta sua comunicação I2C, e este erro está relacionado com os resistores internos de pull-up do próprio módulo.

O módulo MAX 30100 demanda duas tensões de alimentação: uma de 1,8 V para o conversor ADC e os sensores e também uma tensão de 3,3 V para os leds e para o sensor infravermelho. Este dispositivo também possui dois reguladores de tensão, conforme a figura 70. Um regulador é responsável por manter a tensão em 3,3 V a partir de uma tensão de 5 V e o segundo é responsável por manter a tensão de 1,8 V a partir de uma tensão de 3,3 V, logo a saída do primeiro regulador está ligada na entrada do segundo (YATSENKOV, 2018).

Analisando os resistores de pull-up que estão conectados as entradas de sinal SCL, SDA e INT (representado com uma linha vermelha na figura 70), nota-se que eles estão conectados a saída de 1,8 V, e dessa forma, ao alimentarmos o módulo com uma entrada de 5 V ou até mesmo 3,3 V, o nível lógico fica muito baixo e não sendo detectado na porta I2C, não conseguindo assim uma comunicação por essa porta.

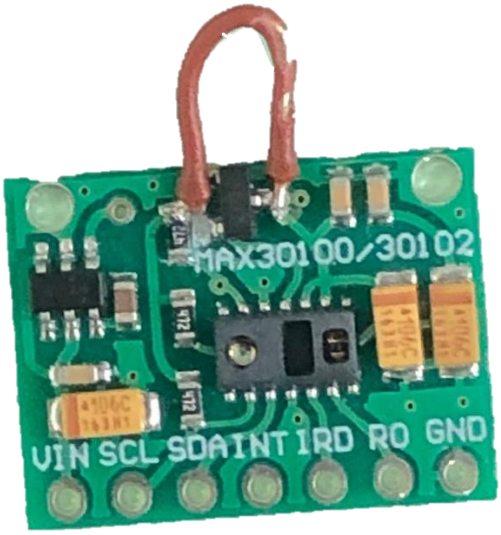
Figura 70 - Diagrama esquemático MAX30100



Fonte: (YATSENKOV, 2018).

Como medida primaria para solucionarmos o problema, tentou-se romper a trilha que liga os resistores de pull-up na saída do regulador de 1,8V, tentando-se conectá-los no segundo regulador, conforme a figura 71. No entanto, por não possuirmos as ferramentas e equipamentos ideais para soldagem de componentes SMD, acabou não dando certo e o sensor parou de funcionar. Como contra medida, decidiu-se remover os três resistores smds internos do dispositivo e inseriu-se 2 resistores de pull up com valores de 4k7Ω na saída do regulador de 3,3 V de forma externa, fazendo com que assim o sinal na porta I2C seja grande o suficiente para ser reconhecido pelo microcontrolador.

Figura 71 - Tentativa de realização de um jumper no MAX30100



Fonte: Autores

Além disso, o módulo MAX30100 possui uma frequência de operação de 400KHz, frequência diferente do sensor de temperatura MLX90614 que opera na frequência de 100KHz. Dessa forma, tivemos problemas, pois, como o ESP32 possui apenas uma entrada I2C, para realizarmos a comunicação dos dois dispositivos na mesma entrada, ambos necessitam possuir a mesma frequência de operação. Uma solução encontrada foi de realizar uma alteração na biblioteca do MAX30100, alterando sua frequência para 100KHz, conseguindo assim realizar a comunicação dos dois dispositivos ao mesmo tempo.

Durante o projeto, notou-se que a utilização do GPS via aplicativo do celular era mais eficiente do que o GPS do módulo TTGO, devido a otimização do uso da bateria em relação ao módulo e a própria programação e espaço de memória, cuja qual é mais abundante em *smartphones*. Dessa forma, utilizou-se o GPS proveniente do celular.

Como ponto de melhoria no design e otimização do projeto, um ponto que afetou o tamanho do dispositivo foi a utilização do módulo TTGO – ESP32, pois, percebemos que esse microcontrolador estava superestimado para nosso projeto e não necessitaríamos de um modulo tão poderoso para nossa aplicação. Dessa forma, caso, utilizássemos um módulo um pouco mais compacto, o dispositivo ficaria menor e mais prático ao indivíduo. Assim como a utilização dos módulos TTGO, a utilização dos módulos de temperatura e pulsação também afetaram a compactação do nosso dispositivo. Dessa forma, caso fosse utilizada uma solução específica e customizada para esse dispositivo, ao invés de módulos prontos, conseguiríamos um encapsulamento bem menor. Porém, devido ao tempo para montagem, elaboração e validação, optou-se pela utilização de módulos à fim de viabilizar o desenvolvimento do projeto e obtenção do protótipo.

7. CONCLUSÃO

O objetivo deste projeto foi desenvolver um dispositivo para detectar casos de hipoglicemia em diabéticos, principalmente aqueles com diabetes tipo 1 (pacientes insulinodependentes).

A motivação para esse projeto veio com o intuito de melhorar a qualidade de vida dessas pessoas, porque muitas delas ainda sofrem com hipoglicemias, principalmente as hipoglicemias noturnas, podendo sofrer graves danos à saúde e até mesmo ir à óbito. Dessa forma, esse dispositivo deve auxiliar diretamente na detecção da hipoglicemia, desde os seus sintomas mais brandos até os mais severos. Acreditamos então, que esse dispositivo possa ser de grande relevância para a sociedade.

Para conseguir detectar a hipoglicemia noturna de uma forma precisa, foram utilizados dois parâmetros fisiológicos: a pulsação arterial e a temperatura cutânea. A escolha desses parâmetros se deu, pois, indivíduos em estado de hipoglicemia, dentre os sintomas fisiológicos mais frequentes, apresentam uma diminuição na temperatura do corpo e também um aumento da frequência cardíaca. Para a medição desses parâmetros foram utilizados um sensor de temperatura, um sensor de pulsação arterial, um *buzzer* de alerta, duas baterias e um microprocessador, este último responsável por realizar os cálculos de verificação da temperatura e pulsação arterial (utilizada como indicativo da frequência cardíaca), assim como enviar sinais de alerta para o contato de emergência e unidade de saúde e fornecer também a localização exata do usuário.

O dispositivo ficou acoplado no punho do usuário durante as medições com o auxílio de velcros que mantinham a pulseira fixa à pele do indivíduo. O dispositivo respondeu bem aos testes, cumprindo com suas funcionalidades esperadas, coletando as informações de temperatura e pulsação e, com base nesses dados, indicando eventos de hipoglicemias de forma não-invasiva ao usuário.

Com relação aos testes realizados, foi utilizado o dispositivo por um período total de 400 minutos com o usuário consciente e 330 minutos no período noturno, onde o indivíduo encontrava-se dormindo. Após uma análise profunda dos resultados, conclui-se que os parâmetros escolhidos são fortemente afetados por eventos de hipoglicemia, onde a frequência cardíaca é mais afetada quando o indivíduo está em uma situação de hipoglicemia severa e a temperatura cutânea, com base nas amostragens que obtivemos, é mais sensível a situações onde a glicemia está em seu início, tornando-se um parâmetro importante para a detecção de

uma hipoglicemia branda. Contudo, sabe-se que a medição da temperatura corporal é afetada por diversos fatores, logo, se utilizada isoladamente pode não ser a melhor opção para essa finalidade.

Conclusivamente, ao utilizarmos ambos os parâmetros para a detecção de uma hipoglicemia, obtivemos resultados animadores e precisos, onde todas as hipoglicemias que o usuário possuiu, foram detectadas da forma correta, validando assim o objetivo principal do projeto.

Contudo, o estudo sobre a diabetes necessitam de continuidade para que assim possa-se amenizar seus impactos. Com base nisso, espera-se que em projetos posteriores sobre a hipoglicemia noturna seja possível a realização de um estudo mais aprofundado sobre a temperatura cutânea durante essas situações, seja por meio da criação de um grupo de estudo para a coleta dos dados da temperatura, pois, dessa forma seria possível a parametrização dessa variável para todos os usuários, não necessitando assim da elaboração de um dispositivo com parâmetros próprios para cada indivíduo e, também indica-se essa coleta de dados em pacientes portadores e não portadores de Diabetes, para que assim seja possível criar relações entre as alterações corporais dos indivíduos, assim como a proporção de suas alterações.

Para um melhor produto a integração entre o monitor hipoglicêmico e o aplicativo poderia ser melhor desenvolvida utilizando Bluetooth por exemplo, assim os dados da rede para que o dispositivo acesse a internet poderiam ser fornecidos pelo próprio usuário e com isso haveria um maior dinamismo possibilitando ao usuário trocar de rede sem problemas, pois na forma atual a conexão de rede é realizada passando os dados dentro do código fonte do microprocessador, o que é uma maneira nada dinâmica, pois, a cada mudança de rede o código fonte precisa ser alterado. Além disso, no processo de login o ID do usuário poderia ser fornecido ao ESP32, assim o mesmo poderia basear as alterações e consultas que realiza no banco de dados em função do ID recebido, o que tornaria possível a utilização do monitor hipoglicêmico baseado no usuário logado, não em um ID pré-estabelecido em sua configuração.

REFERÊNCIAS

BACHMANN, S. et al. Autonomic cardiac regulation during spontaneous nocturnal hypoglycemia in children with type 1 diabetes. **Pediatric Diabetes**, v. 22(7), p. 1023-1030, 2021. DOI: 10.1111/pedi.13262.

BECK, Roy W. et al. **The Fallacy of Average: How Using HbA1c Alone to Assess Glycemic Control Can Be Misleading.** Diabetes Care, v. 40(8), p. 994-999, 2017. DOI:10.2337/dc17-0636.

BONICENHA, Raquel. Resumo: ECG básico | Ligas. **Sanarmed**, 2020. Disponível em: https://www.sanarmed.com/resumo-ecg-basico-ligas. Acesso em: 29 de Nov. de 2021.

BRASIL. Ministério da Saúde. **Bomba de infusão de insulina como adjuvante no tratamento de segunda linha de pacientes com diabetes mellitus tipo 1**. Brasília, 2018. Disponível em: http://conitec.gov.br/images/Relatorios/2018/Relatorio_BombaInfusaoInsulina_DiabetesI.pdf. Acesso em: 21 de Set. de 2021.

CALCATERRA, V. et al. **Continuous Glucose and Heart Rate Monitoring in Young People with Type 1 Diabetes: An Exploratory Study about Perspectives in Nocturnal Hypoglycemia Detection**. Metabolites,v. 11(1), 2021. DOI: 10.3390/metabo11010005.

CARVALHO, Gabriela Batman. Como registrar glicosímetro na Anvisa. **StoneOkamont**, 2019. Disponível em: https://www.stoneokamont.com.br/como-registrar-glicosimetro-na-anvisa. Acesso em: 29 de Nov. de 2021

CÉSAR, Luiz Antonio Machado; **Frequência cardíaca e risco cardiovascular,** Revista da Associação Médica Brasileira, v. 53(5), p. 456-459, 2007. DOI:10.1590/S0104-42302007000500024 .

CLEVELAND CLINIC. **Hyperglycemia (High Blood Sugar)**, 2020. Disponível em: https://my.clevelandclinic.org/health/diseases/9815-hyperglycemia-high-blood-sugar. Acesso em: 12 de out. de 2021.

CRYER, Philip E. ; DAVIS, Stephen N. ; SHAMOON, Harry. **Diabetes Care**, v. 26(6), p. 1902-1912, 2003. DOI: 10.2337/diacare.26.6.1902.

CURVELLO, André. ESP32 – **Um grande aliado para o Maker IoT**. FILIPEFLOP,2018. Disponível em : https://www.filipeflop.com/blog/esp32-um-grande-aliado-para-o-maker-iot/ Acesso em : 27 de Nov. de 2021.

ESPRESSIF, **ESP32 SERIES DATASHEET**. Shanghai, 2021. Disponível em https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf. Acesso em 06 de Nov. de 2021.

FONTES, Hélio Augusto Ferreira. Temperatura corporal – Baixa, normal, febre e hipertermia. **Copacabana Runners**, 2009. Disponível em: https://www.copacabanarunners.net/temperatura-corporal.html. Acesso em: 28 nov. 2021.

FREESZ, Larissa; PINHEIRO, Paula; **GLICEMIA: BUSCANDO UM EQUILÍBRIO**. Minas Gerais: Editora [s.n.], 2011. Disponível em: https://www.ufmg.br/cienciaparatodos/wp-content/uploads/2013/12/pag13-Ciencia.pdf. Acesso em: 12 de out. de 2021.

GRAVELING, Alex J.; FRIER, Brian N.; **The risks of nocturnal hypoglycaemia in insulin-treated diabetes**. diabetes research and clinical practice, v. 133, p. 30-39, 2017. DOI: 10.1016/j.diabres.2017.08.012.

GUANG et. al. Effect of a Percutaneous Coronary Intervention Procedure on Heart Rate Variability and Pulse Transit Time Variability: A Comparison Study Based on Fuzzy Measure Entropy. Entropy, v. 18(7), 2016. DOI: 10.3390/e18070246.

GUEDES, Gilleanes T. A. **UML 2: uma abordagem prática**. 2. ed. Novatec, 2012.

IDF - INTERNATIONAL DIABETES FEDERATION. **IDF Diabetes Atlas**. 9. ed.,2019. Disponível em: https://diabetesatlas.org/idfawp/resource-files/2019/07/IDF_diabetes_atlas_ninth_edition_en.pdf. Acesso em 20 de Set. de 2021

JÚNIOR. Irani Elias Pereira. **Projeto de um Oxímetro de Pulso.** Orientador: Adson Ferreira da Rocha. 2014. 66 f. TCC (Graduação) – Curso de engenharia eletrônica, Universidade de Brasília, Brasília. 2014 . Disponível em https://fga.unb.br/articles/0000/7788/texto_tcc2.pdf>. Acesso em: 4 de Nov. de 2021.

LIMA, Ana Luiza. Frequência cardíaca normal: batimento cardíaco por idade. **Tua Saúde**, 2021. Disponível em : https://www.tuasaude.com/frequencia-cardiaca/. Acesso em: 29 de Nov. de 2021.

LIMA, Daniel Wagner de Castro; **Oxímetro de Pulso com Transmissão de Sinal sem Fios**. Orientador: Valner João Brusamello. 2009. 79 f. TCC (Graduação) – Curso de engenharia Elétrica, Universidade Federal do Rio Grande Do Sul, Porto Alegre. 2009.Disponível em: https://www.lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/24302/000736259.pdf. Acesso em: 4 de nov. de 2021.

MAXIM INTEGRATED; Datasheet MAX30100, 2014 Disponível em: https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf. Acesso em: 03 de Jun. de 2022.

MELEXIS; Datasheet MLX90614, 2016. Disponível em: https://www.filipeflop.com/img/files/download/Datasheet_MLX90614.pdf. Acesso em: 25 de nov. de 2021.

MIRANDA, Flavia Monteiro. **Dispositivo Para Detecção de Hipoglicemia em Diabéticos Tipo I a partir de Variações de Temperatura e Umidade.** Orientador: Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa. 2013. 78 f. TCC (Graduação) – Curso de Engenheira de Controle e

Automação, Universidade de Brasília, Brasília. 2013. Disponível em: https://bdm.unb.br/bitstream/10483/15876/1/2013_FlaviaMonteiroMiranda_tcc.pdf. Acesso em: 29 de Nov. de 2021.

MÓDULO WiFi ESP32 com Suporte de Bateria, GPS e LORA 915MHZ . **FilipeFlop**,2021 . Disponível em: https://www.filipeflop.com/produto/modulo-wifi-esp32-com-suporte-de-bateria-gps-e-lora-915mhz/ Acesso em: 29 de Nov. de 2021.

MORIMOTO, A. et al. **Cause-specific mortality trends in a nationwide population-based cohort of childhood-onset type 1 diabetes in Japan during 35 years of follow-up: the DERI Mortality Study**. Diabetologia, v. 56, p. 2171–2175, 2013. DOI: 10.1007/s00125-013-3001-2.

OLIVEIRA, Jailson. ESP32-Especificação Técnica. **XProjetos.net**, 2018. Disponível em: https://xprojetos.net/esp32-especificacao-tecnica/ Acesso em 27 de Nov. de 2021.

PEREIRA, Renata Gonçalves. 2021. Temperatura do corpo humano, qual é o número ideal?. **Segredos do Mundo**, 2021. Disponível em: https://segredosdomundo.r7.com/temperatura-do-corpo-humano/. Acesso em: 28 nov. 2021.

PINHEIRO, Pedro. Metformina: Como tomar e efeitos colaterais. **MD.Saúde**,[s.d.] . Disponível em: https://www.mdsaude.com/bulas/metformina/ Acesso em: 21 de Set. de 2021.

PRESSMAN, Roger S. **Engenharia de software**. 6. ed. McGraw-Hill, 2006.

QUER, G. et al. **Inter- and intraindividual variability in daily resting heart rate and its associations with age, sex, sleep, BMI, and time of year: Retrospective, longitudinal cohort study of 92,457 adults**. PLOS ONE, v. 15(2): e0227709, 2020. DOI: 10.1371/journal.pone.0227709.

SCHORCHT, Gunar .Generic ESP32-WROOM-32 boards. **Riot**, 2021. Disponível em: https://doc.riot-os.org/group__boards__esp32__wroom-32.html. Acesso em: 29 de Nov. de 2021.

SKRIVARHAUG, T. et al**. Long-term mortality in a nationwide cohort of childhood-onset type 1 diabetic patients in Norway**. Diabetologia, v. 49, p. 298–305, 2006. DOI: 10.1007/s00125-005-0082-6.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES. **Diretrizes Sociedade Brasileira de Diabetes** 2019-2020. Clannad, 2019 , Disponível em http://www.saude.ba.gov.br/wp-content/uploads/2020/02/Diretrizes-Sociedade-Brasileira-de-Diabetes-2019-2020.pdf. Acesso em : 21 de Set. de 2021.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE ENDOCRINOLOGIA E METABOLOGIA E ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NUTROLOGIA. **Diabetes Mellitus tipo 2: insulinização**, 2011. Disponível em https://amb.org.br/files/_BibliotecaAntiga/diabetes_mellitus_tipo_2_insulinizacao.pdf. Acesso em : 22 de Set. de 2021.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE ENDOCRINOLOGIA E METABOLOGIA. **O que é Diabetes**, 2021. Disponível em https://www.endocrino.org.br/o-que-e-diabetes/. Acesso em: 21 de Set. de 2021.

SOUZA, Pedro Henrique de Brito. **Método para estimação da frequência cardíaca e variabilidade cardíaca com base em fotopletismografia por vídeo**. Dissertação de Mestrado. Universidade de Brasília. Brasília. 2019. Disponível em: https://repositorio.unb.br/handle/10482/36789 Acesso em: 4 de nov. de 2021.

VALE, Bruno Manuel do; **Hipoglicemias. Causas, diagnóstico e abordagem terapêutica**. Porto: Editora [s.n.], 2009. Disponível em: https://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/52846/2/Hipoglicemias.pdf. Acesso em: 12 de out. de 2021.

VIDAL, Vitor. Introdução - Como funciona o módulo GPS? . **Blog EletroGate**, 2018 . Disponível em: https://blog.eletrogate.com/gps-neo-6m-com-arduino-aprenda-usar/. Acesso em: 29 de Nov. de 2021.

VIEIRA, Suzana . Monitorização contínua da glicose – sistema Flash: tempo no alvo e outras informações, 2019. Disponível em : https://drasuzanavieira.med.br/2017/06/16/monitorizacao-continua-da-glicose-tempo-no-alvo/. Acesso em : 29 de Nov. de 2021.

WAZLAWICK, Raul Sidnei. **Engenharia de software: conceitos e práticas**. 1. ed. Elsevier, 2013.

YATSENKOV, Valery. **Pulse Oximeter MAX30100/MAX30102 – how to fix wrong board.** ReedPaper, 2018. Disponível em: https://reedpaper.wordpress.com/2018/08/22/pulse-oximeter-max30100-max30102-how-to-fix-wrong-board/. Acesso em: 07 de Mai. De 2022.