

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E DE TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA

FERRAMENTA DE CONTROLE GLICÊMICO COM INTERFACE AUDITIVA,
ALERTAS E CONECTIVIDADE WI-FI PARA DIABÉTICOS COM DIFICULDADES
VISUAIS

VINICIUS AZEVEDO BORGES

São Carlos – SP

2018

VINICIUS AZEVEDO BORGES

FERRAMENTA DE CONTROLE GLICÊMICO COM INTERFACE AUDITIVA,
ALERTAS E CONECTIVIDADE WI-FI PARA DIABÉTICOS COM DIFICULDADES
VISUAIS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia da Universidade Federal de São Carlos como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Biotecnologia.

Área de Concentração: Biotecnologia.

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Ângela Merice de Oliveira Leal

Coorientador: Prof. Dr. Edilson Reis Rodrigues Kato

São Carlos – SP

2018



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia
Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia

Folha de Aprovação

Assinaturas dos membros da comissão examinadora que avaliou e aprovou a Defesa de Dissertação de Mestrado do candidato Vinicius Azevedo Borges, realizada em 16/07/2018:

Profa. Dra. Angela Merice de Oliveira Leal
UFSCar

Prof. Dr. Fernando Manuel Araujo Moreira
UFSCar

Prof. Dr. Jean Mimar Santa Cruz Yabarrera
IFSP

Dedico este trabalho a todos os diabéticos,
que serão beneficiados por ele.

AGRADECIMENTOS

A Deus por todas as bênçãos recebidas, pelo cuidado e provisão de todos os meios necessários para todas as realizações.

À minha esposa, minha companheira, Daianne, pelo apoio, compreensão, carinho e incentivo.

Aos meus pais Paulo e Neuza, pelo apoio e incentivo ao meu crescimento, pela educação e exemplo, e pelo suporte financeiro, bem como à minha avó Ana, ao meu irmão Renan, meus cunhados e cunhadas, sobrinhos e sobrinhas, enfim toda família extensa, pela estrutura e suporte familiar.

Aos funcionários e professores do Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia pelo suporte acadêmico, aprendizado, atenção e disposição.

Aos professores da banca, Prof. Dr. Glauco e Prof. Dr. Fernando pelos conselhos, sugestões, correções e pela disposição.

Aos meus orientadores Prof^a. Dr^a Ângela e Prof. Dr. Edilson pela oportunidade, apoio e direcionamento.

À CAPES (Coordenação de aperfeiçoamento de pessoal de nível superior) pelo auxílio financeiro.

RESUMO

O diabetes *mellitus* é uma doença crônica não transmissível que pode causar várias complicações quando não tratada, entre elas, a retinopatia diabética, maior causa de cegueira adquirida. O tratamento da doença consiste no controle do nível de glicemia, que só é possível através de uma rotina de monitoramento. Os monitores de glicemia, também conhecidos como glicosímetros, auxiliam no autocuidado com a doença, porém, a maioria dos modelos comercializados fornece apenas uma interface visual para o usuário, dificultando ou impossibilitando a utilização por indivíduos com a acuidade visual reduzida. O objetivo deste projeto foi desenvolver um instrumento de monitoramento da glicemia, que emitisse alertas e instruções claras a fim de facilitar o controle glicêmico com precisão, proporcionando autonomia e independência para pacientes diabéticos com dificuldades visuais. O dispositivo foi projetado utilizando a plataforma de desenvolvimento baseada em microcontrolador Arduino. Implementou-se uma interface auditiva com frases de alertas pré-definidas, uma interface web para configurações e acesso aos dados e estudou-se, através de engenharia reversa, o funcionamento de fitas biossensoras para uso no protótipo. Os resultados apresentaram um aparelho protótipo com uma interface auditiva funcional, com qualidade sonora testada e validada, precisão de medições muito similares ao aparelho comercial utilizado nas comparações, além de outros recursos esperados de um aparelho comercial. É prevista ainda a validação do instrumento por um grupo de controle com indivíduos diabéticos que apresentem dificuldades visuais, utilizando o questionário do Apêndice A – Questionário de validação do protótipo.

PALAVRAS-CHAVE: Autocuidado. Diabetes. Glicosímetro. Interface auditiva.

ABSTRACT

Diabetes mellitus is a non-transmissible chronic disease that can cause several complications when untreated, including diabetic retinopathy, the major cause of acquired blindness. The treatment of the disease consists of the control of the glycemia level, which is only possible through a monitoring routine. Glucose monitors, also known as glucometers, help in self-care with the disease, however, most of the commercialized models provide only a visual user interface, making it difficult or impossible to be used by individuals with reduced visual acuity. The objective of this project was to develop a blood glucose monitoring instrument that emitted clear warnings and instructions to facilitate glycemic control with precision, providing autonomy and independence for diabetic patients with visual difficulties. The device was designed using the Arduino microcontroller-based development platform. A speaker sound interface was implemented with predefined alert phrases, a web interface for configurations and data access, and reverse-engineering the operation of biosensor strips for use in the prototype. The results presented a prototype device with a functional speaker interface, with sound quality tested and validated, accuracy of measurements very similar to the commercial apparatus used in the comparisons, as well as other features expected from a commercial appliance. It is also planned to validate the instrument by a control group with diabetic individuals who present visual difficulties.

Keywords: Self-care. Diabetes. Glucometer. Speaker interface.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Dispositivo Ames Reflectance Meter (ARM)	28
Figura 2 - Placa de prototipagem com microcontrolador STM32F103C8T6	33
Figura 3 - Placa de prototipagem, modelo ESP-12F, com microcontrolador ESP8266.....	33
Figura 4 - Placa de prototipagem Arduino Mini com microcontrolador ATmega328	34
Figura 5 - Interfaces e periféricos do hardware.....	34
Figura 6 - Lógica de funcionamento do aparelho durante uma medição	37
Figura 7 - Arquivos de áudio gerados para a interface auditiva via software	38
Figura 8 - Rede de escada de resistores R-2R	39
Figura 9 - Módulo decodificador de áudio MP3 Catalex	39
Figura 10 - Interface web para configurações e acesso aos dados	41
Figura 11 - Monitor de glicemia e fitas sensoras da marca G-Tech®	41
Figura 12 - Esquema de um divisor de tensão com a fita sensora.....	42
Figura 13 - Potenciostato em arranjo com um amplificador operacional.....	43
Figura 14 - Potenciostato em arranjo com dois amplificadores operacionais	43
Figura 15 - Protótipo montado em configuração de testes para calibração.....	44
Figura 16 - Versão final do protótipo, com módulos conectados.....	49
Figura 17 - Display de LCD modelo PCD8544	50
Figura 18 - Display de OLED modelo SSD1306	50
Figura 19 - Versão do protótipo montado com microcontrolador ESP8266.....	51
Figura 20 - Display de LCD modelo ILI9340	52
Figura 21 - Simulação de uso do aparelho com a fita recém inserida	53
Figura 22 - Simulação de uso do aparelho aguardando a gota de sangue	54
Figura 23 - Simulação de uso do aparelho realizando a leitura da fita sensora.....	54
Figura 24 - Simulação de uso do aparelho com resultado dentro da faixa de normalidade	55
Figura 25 - Simulação de uso do aparelho com resultado fora da faixa de normalidade	55
Figura 26 - Simulação de uso do aparelho com a ocorrência de um erro.....	56
Figura 27 - Simulação de uso do aparelho com a função de acesso Wi-Fi habilitada	56
Figura 28 - Protótipo montado em sua versão final.....	57
Figura 29 - Teste de intensidade sonora no aplicativo Decibelímetro para Android	60
Figura 30 - Teste de intensidade sonora no aplicativo Sound Analyzer App para Android	60
Figura 31 - Teste de intensidade sonora no aplicativo Sound Meter para Android	61
Figura 32 - Validação da qualidade sonora pelo aplicativo Speech Texter para Android	62

Figura 33 - Interface web exibindo a página inicial	63
Figura 34 - Interface web exibindo a tabela de registros de medições.....	63
Figura 35 - Interface web exibindo o gráfico do registro de medições	64
Figura 36 - Análise de dispersão dos valores medidos pelo monitor de glicemia da G-Tech® para a solução com fator de diluição de 20%	66
Figura 37 - Análise de dispersão dos valores medidos pelo monitor de glicemia da G-Tech® para a solução com fator de diluição de 5%	67
Figura 38 - Análise de dispersão dos valores medidos pelo monitor de glicemia da G-Tech® para a solução com fator de diluição de 2%	68
Figura 39 - Sinais medidos com amostras de diferentes concentrações em arranjo de circuito do tipo divisor de tensão.....	70
Figura 40 - Sinais medidos com amostras de diferentes concentrações em arranjo de circuito do tipo potenciostato com um ADC e primeiro arranjo dos eletrodos	71
Figura 41 - Sinais medidos com amostras de diferentes concentrações em arranjo de circuito do tipo potenciostato com um ADC e segundo arranjo dos eletrodos.....	72
Figura 42 - Sinais medidos com amostras de diferentes concentrações em arranjo de circuito do tipo potenciostato com dois ADCs e resistência em 200 Ω	73
Figura 43 - Sinais medidos com várias amostras de diferentes concentrações em arranjo de circuito do tipo potenciostato com dois ADCs e resistência em 200 Ω	73
Figura 44 - Gráfico utilizado para análise de relações entre o sinal obtido de uma leitura e a concentração de glicose	74
Figura 45 - Relação entre a concentração de glicose e a reta de controle para o tempo de 7,5 s	75
Figura 46 - Relação entre a concentração de glicose e a reta de controle para o tempo de 10 s	76
Figura 47 - Relação entre a concentração de glicose e a reta de controle de 700 na leitura do ADC.....	76
Figura 48 - Relação entre a concentração de glicose e a reta de controle de 550 na leitura do ADC.....	77
Figura 49 - Relação entre a concentração de glicose e a reta de referência de 400 na leitura do ADC.....	77

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Critérios diagnósticos para DM recomendados pela American Diabetes Association e Sociedade Brasileira de Diabetes.....	19
Tabela 2 - Classificação da retinopatia diabética.	25
Tabela 3 - Classificação do edema macular.	25
Tabela 4 - Comparação da velocidade de atualização de tela para os displays de OLED (SSD1306) e LCD (ILI9340).....	52
Tabela 5 - Comparação dos níveis sonoros médios do aparelho protótipo e de um notebook, ambos com ajuste de 50% da intensidade total	61
Tabela 6 - Resultados obtidos com o monitor de glicemia da G-Tech [®] para medições da solução de testes com fator de diluição de 20%	65
Tabela 7 - Resultados obtidos com o monitor de glicemia da G-Tech [®] para medições da solução de testes com fator de diluição de 5%	67
Tabela 8 - Resultados obtidos com o monitor de glicemia da G-Tech [®] para medições da solução de testes com fator de diluição de 2%	67
Tabela 9 - Valores obtidos pelo monitor de glicemia da G-Tech [®] para amostras com fator de diluição de 2,5 %, 5 % e 10 %	71
Tabela 10 - Valores obtidos da intersecção das retas de controle com as curvas dos sinais....	75
Tabela 11 - Funções utilizadas pelo aparelho protótipo para leitura das fitas sensoras	78
Tabela 12 - Lista de componentes testados e/ou utilizados no projeto	78

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ADC	Conversor Analógico Digital (do inglês: <i>Analog-to-Digital Converter</i>)
AMGC	Auto Monitoramento da Glicemia Capilar
AmpOp	Amplificador Operacional
AP	Ponto de acesso sem fio (do inglês: <i>Access Point</i>)
ARM	Ames Reflectance Meter
CE	Contra-eletrodo ou eletrodo auxiliar (do inglês: <i>Counter Electrode</i>)
CSS	Folha de Estilo em Cascata (do inglês: <i>Cascading Style Sheets</i>)
DAC	Conversor Digital Analógico (do inglês: <i>Digital-to-Analog Converter</i>)
DM	Diabetes <i>Mellitus</i>
DM1	Diabetes <i>Mellitus</i> tipo 1
DM2	Diabetes <i>Mellitus</i> tipo 2
EMD	Edema Macular Diabético
GPIO	Portas programáveis de entrada e saída de dados (do inglês: <i>General Purpose Input/Output</i>)
HbA1C	Hemoglobina Glicada
HTML	Linguagem de Marcação de Hipertexto (do inglês: <i>HyperText Markup Language</i>)
I2C	Protocolo de comunicação serial (do inglês: <i>Inter-Integrated Circuit</i>)
IP	Protocolo da Internet (do inglês: <i>Internet Protocol</i>)
LCD	Display de Cristal Líquido (do inglês: <i>Liquid Crystal Display</i>)
LED	Diodo Emissor de Luz (do inglês: <i>Light-Emitting Diode</i>)
MP3	Formato de arquivo de áudio (do inglês: <i>MPEG-1/2 Audio Layer 3</i>)
NCA	Níveis de Critério de Avaliação
OLED	Diodo Emissor de Luz Orgânico (do inglês: <i>Organic Light-Emitting Diode</i>)
OMS	Organização Mundial da Saúde
Pixel	Elemento de imagem (do inglês: <i>Picture Element</i>)
PWM	Modulação de Largura de Pulso (do inglês: <i>Pulse Width Modulation</i>)
RD	Retinopatia Diabética
RE	Eletrodo de Referência (do inglês: <i>Reference Electrode</i>)
SD	Tipo de cartão de memória (do inglês: <i>Secure Digital</i>)
SMCG	Sistema de Monitoramento Contínuo da Glicose em líquido intersticial

SPI	Protocolo de comunicação serial (do inglês: <i>Serial Peripheral Interface</i>)
UFSCar	Universidade Federal de São Carlos
USB	Barramento para conexão de periféricos (do inglês: <i>Universal Serial Bus</i>)
WAV	Formato de arquivo de áudio (do inglês: <i>Waveform áudio format</i>)
WE	Eletrodo de Trabalho (do inglês: <i>Working Electrode</i>)
Wi-Fi	<i>Wireless Fidelity</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

US\$	dólar americano
mg/dl	miligramas por decilitro
g	gramas
kg	quilogramas
bit	dígito binário, a menor unidade de informação digital
MHz	megahertz
MB	megabytes
”	polegadas
byte	conjunto de oito bits
ms	milissegundos
kB	quilobytes
kHz	quilohertz
Ω	ohms
k Ω	quilo ohms
V	volts
mA	miliamperes
s	segundos
W	watts
cm	centímetros
dB	decibéis
ml	mililitros
%	percentagem

SUMÁRIO

1.	Introdução.....	18
1.1.	Diabetes Mellitus (DM)	18
1.1.1.	Diagnóstico.....	18
1.1.2.	Classificação.....	19
1.2.	Métodos de avaliação da glicemia	20
1.2.1.	Glicemia de jejum e pós-prandial.....	20
1.2.2.	Hemoglobina glicada (HbA1c).....	21
1.2.3.	Auto monitoramento da glicemia capilar (AMGC).....	22
1.2.4.	Sistema de monitoramento contínuo da glicose em líquido intersticial (SMCG) 22	
1.2.5.	Pâncreas artificial	23
1.2.6.	Novas tecnologias de monitoramento.....	23
1.3.	Alteração visual no DM – a retinopatia diabética.....	24
1.4.	Importância da autonomia do paciente diabético.....	26
1.5.	Monitor de Glicemia	27
2.	Justificativa.....	30
3.	Objetivos.....	31
3.1.	Objetivo Geral.....	31
3.2.	Objetivos Específicos.....	31
4.	Materiais e Métodos	32
4.1.	Projeto de um monitor de glicemia para pacientes com dificuldades visuais.....	32
4.1.1.	Microcontroladores.....	32
4.1.2.	Conversor Analógico Digital (ADC).....	35
4.1.3.	Slot de fitas sensoras.....	35
4.2.	Implementação da interface auditiva	35
4.3.	Implementação da interface web e conectividade Wi-fi.....	40

4.4.	Funcionamento das fitas sensoras de glicemia	41
5.	Resultados.....	47
5.1.	Protótipo do monitor de glicemia com interface auditiva.....	47
5.1.1.	Seleção de microcontroladores	47
5.1.2.	Display.....	49
5.1.3.	Montagem final do protótipo.....	56
5.2.	Interface auditiva	57
5.2.1.	Arquivos de áudio.....	57
5.2.2.	Amplificador de áudio e alto-falante	58
5.3.	Interface web.....	62
5.4.	Análise das fitas sensoras.....	64
5.4.1.	Testes da solução de glicose no monitor de glicemia da G-Tech®.....	64
5.4.2.	Testes das fitas sensoras com diferentes arranjos eletrônicos	69
5.4.3.	Implementação do método de análise do sinal	74
5.5.	Custo dos materiais utilizados	78
6.	Discussões	80
6.1.	Protótipo do monitor de glicemia com interface auditiva.....	80
6.2.	Interface auditiva	80
6.3.	Interface web.....	81
6.4.	Análise das fitas sensoras.....	81
7.	Conclusões.....	82
	Referências	84
	Apêndice A – Questionário de validação do protótipo.....	87

1. INTRODUÇÃO

1.1. DIABETES MELLITUS (DM)

O Diabetes Mellitus (DM) é uma doença metabólica crônica, não transmissível, que em suas diferentes formas se caracteriza pelo aumento da glicose sanguínea. O DM apresenta elevada prevalência e já afeta mais de 415 milhões de pessoas no mundo. Além disso, mais de 300 milhões de adultos possuem tolerância à glicose diminuída, o que os coloca em alto risco de desenvolver a doença. Até o final de 2015 essa doença custou à economia mundial em torno de 673 bilhões de dólares e acarretou 5 milhões de mortes (INTERNATIONAL DIABETES FEDERATION, 2017).

A doença, que acarreta importantes gastos com medicamentos para os portadores, representa também um impacto econômico relevante aos países e aos sistemas de saúde, por consequência da redução da capacidade produtiva e maior necessidade de utilização dos serviços de saúde no tratamento das complicações causadas, principalmente devido ao descontrole dos níveis glicêmicos (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017). A estimativa de gastos mundiais com o DM em 2015 foi entre US\$ 673 e US\$ 1,197 bilhão. Para o Brasil, o DM representou, no mesmo ano, um gasto de US\$ 22 bilhões. Estima-se também que indivíduos com diabetes gerem gastos com saúde duas a três vezes maior que aqueles sem a doença (BAHIA, ARAUJO, *et al.*, 2011).

A elevação persistente da glicemia leva ao desenvolvimento de complicações micro e vasculares, que são a neuropatia, nefropatia, retinopatia e doenças cardiovasculares (INTERNATIONAL DIABETES FEDERATION, 2017), tornando o DM associado a hipertensão arterial a principal causa de cegueira adquirida, insuficiência renal, amputação de membros inferiores, infarto do miocárdio e acidente vascular cerebral. Portanto, é fundamental o monitoramento frequente dos níveis glicêmicos pelo paciente diabético para adequar o esquema terapêutico e atingir a meta de controle estabelecida. Mais comumente, são utilizados pequenos aparelhos portáteis, os monitores de glicemia, ou glicosímetros, que medem a glicemia capilar na polpa digital. Quanto mais fáceis de utilizar, melhor é a adesão do paciente ao monitoramento glicêmico.

1.1.1. Diagnóstico

Para diagnóstico do DM são aceitos três critérios com a utilização da glicemia, mostrados na Tabela 1 (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017):

1. Sintomas clássicos de poliúria (eliminação de urina em grande quantidade num determinado período), polidipsia (sede excessiva) e perda ponderal (perda de peso) não explicada, acrescidos de glicemia casual (realizada em qualquer momento do dia) acima de 200 mg/dl;
2. Glicemia de jejum acima de 126 mg/dl (pequenas elevações requerem a confirmação do diagnóstico pela repetição do teste em outro dia);
3. Glicemia de 2 h após sobrecarga de 75 g de glicose acima de 200 mg/dl.

Tabela 1 - Critérios diagnósticos para DM recomendados pela American Diabetes Association e Sociedade Brasileira de Diabetes.

Exame	Normal	Pré-diabetes	Diabetes
Glicemia de jejum (mg/dl)	< 100	≥ 100 e < 126	≥ 126
Glicemia 2h após teste oral de tolerância à glicose com 75 g de glicose (mg/dl)	< 140	≥ 140 e < 200	≥ 200
Hemoglobina glicada (%)	< 5,7	≥ 5,7 e < 6,5	≥ 6,5

Fonte: (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017)

1.1.2. Classificação

O DM é classificado clinicamente de acordo com as causas, sendo reconhecidas pela Organização Mundial de Saúde (OMS) e pela American Diabetes Association (ADA) quatro classes: DM tipo 1 (DM1), DM tipo 2 (DM2), DM gestacional e outros tipos específicos de DM. Os casos onde a glicemia de jejum é alterada (100 a 126 mg/dl) ou a tolerância à glicose é diminuída são categorizados como pré-diabetes (AMERICAN DIABETES ASSOCIATION, 2017).

O DM1 é subdividido em tipos 1A, também denominado de autoimune, e 1B, designado também por idiopático, e caracteriza-se pela destruição das células beta-pancreáticas, causando a deficiência insulínica completa.

Na forma autoimune do DM, os linfócitos T auto-reativos do sistema imunológico ataca as células beta das ilhotas de Langerhans do pâncreas causando a deficiência de insulina. Esta classe responde por 5 a 10% de todos os casos de DM.

A forma idiopática é verificada na minoria dos casos de DM e ocorre quando não são encontrados marcadores de autoimunidade contra as células beta-pancreáticas. Como o nome sugere, este tipo de DM não possui origem conhecida.

O DM2 representa a maioria dos casos (entre 90 e 95%) e é causado por fatores genéticos e ambientais (INTERNATIONAL DIABETES FEDERATION, 2017). Esta forma é identificada por falhas na ação e secreção da insulina e na regulação da produção de glicose pelo fígado. Alguns fatores ambientais que favorecem o desenvolvimento do DM2 são sedentarismo, obesidade e envelhecimento.

Quando qualquer intolerância à glicose é diagnosticada no período gestacional é classificada como DM gestacional. Caso a gestante apresente alto risco e preencha critérios para DM fora da gestação, será classificada como DM2.

A hiperglicemia gestacional é verificada em cerca de 7% das gestações brasileiras. As pacientes diagnosticadas com esta forma de DM devem se submeter a uma reavaliação entre 4 a 6 semanas após o parto, sendo reclassificadas como apresentando DM, glicemia de jejum alterada, tolerância à glicose diminuída ou normoglicemia.

Os outros tipos específicos de DM abrangem formas menos comuns nas quais podem ser identificadas as causas. Nesta categoria estão incluídos os defeitos genéticos na função das células beta, defeitos genéticos na ação da insulina, doenças do pâncreas exócrino, endocrinopatias, induzidos por medicamentos ou agentes químicos, causados por infecções, formas autoimunes incomuns, como a síndrome de Stiff-Man e anticorpos anti-receptores de insulina e outras síndromes genéticas que podem ser associadas ao DM, como a síndrome de Down, síndrome de Klinefelter, síndrome de Turner, entre outras (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017).

1.2. MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA GLICEMIA

1.2.1. Glicemia de jejum e pós-prandial

O método de glicemia de jejum e pós-prandial utiliza geralmente o plasma ou soro do sangue colhido em jejum ou de 1 a 2 horas após o início da ingestão de alimentos (período pós-prandial) (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017). É ideal que o tubo de coleta do material contenha fluoreto, a fim de evitar o metabolismo da glicose pelas hemácias, que são capazes de captar glicose sem a necessidade de insulina. A amostra, caso armazenada, deve ser mantida em local refrigerado, onde a glicose permanece estável por algumas horas. Após a

centrifugação, ela é exposta ao processo enzimático com oxidase e hexoquinase (FOBKER, 2014).

Por apresentar um resultado pontual da glicemia no momento da coleta e necessitar de procedimentos laboratoriais, este método é insuficiente para acompanhamento do controle glicêmico de pacientes com DM. Pode ser utilizado, no entanto, a dosagem glicêmica laboratorial simultaneamente ao automonitoramento, para se testar a acurácia dos resultados deste. Neste caso, os testes são realizados preferencialmente em jejum, quando as concentrações de glicose no sangue venoso são semelhantes às dos capilares.

1.2.2. Hemoglobina glicada (HbA1c)

A Hemoglobina Glicada é a hemoglobina conjugada à glicose. Este processo não é enzimático, ocorre de forma lenta e é diretamente proporcional à glicose presente no ambiente (plasma sanguíneo). Como a membrana dos eritrócitos é permeável à glicose, a medida de HbA1c reflete o histórico da glicemia referente aos últimos 120 dias, que é o tempo médio de vida das hemácias, permitindo uma avaliação do controle glicêmico a longo prazo. A dosagem da HbA1c é recomendada a todos os pacientes com DM, entre 2 e 4 vezes ao ano.

O teste da hemoglobina glicada é reconhecido como critério para o diagnóstico de DM quando maior ou igual a 6,5% e pré-diabetes entre 5,7 e 6,4% (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017). Já existem no mercado monitores portáteis que realizam o exame em apenas 5 minutos.

O resultado deste exame fornece um valor composto por uma representatividade de cerca de 50% dos últimos 30 dias, 25% dos dias 30 a 60 e 25% dos 60 dias restantes. Desta forma, eventos mais recentes são mais significativos para o resultado. O controle do HbA1c em pacientes não gestantes a níveis inferiores a 7% reduz complicações microvasculares e pode reduzir também complicações macrovasculares futuras (AMERICAN DIABETES ASSOCIATION, 2017).

Apesar de ser um ótimo indicador de controle glicêmico, alguns fatores adversos à glicemia podem influenciar este parâmetro, mascarando os resultados. Em casos de discrepância entre a HbA1c e as glicemias capilares do período em questão, alguns destes fatores são suspeitados: anemias e hemoglobinopatias, uremias, dislipidemias, substâncias como o ácido acetil salicílico e o consumo abusivo de álcool (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017).

Este método isolado não é suficiente para o controle glicêmico (AMERICAN DIABETES ASSOCIATION, 2017), pois não é capaz de identificar picos de hiperglicemia ou hipoglicemia, além de seu resultado sofrer variações devidas a fatores adversos à glicemia.

1.2.3. Auto monitoramento da glicemia capilar (AMGC)

No método AMGC a glicemia capilar é mensurada em diversos momentos ao longo do dia, utilizando fitas biossensoras e reativas acopladas a aparelhos médicos conhecidos como glicosímetros (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017). É muito útil para a avaliação do controle glicêmico como complemento à dosagem de hemoglobina glicada, além de permitir que os próprios pacientes realizem o autoexame e corrijam eventuais picos de hiperglicemia ou hipoglicemia.

O exame é realizado a partir de uma gota de sangue capilar em contato com uma fita biossensora descartável acoplada ao dispositivo glicosímetro. A fita biossensora contém glicose desidrogenase ou glicose oxidase, que provoca ação enzimática sobre o plasma da gota de sangue e causa uma reação eletroquímica diretamente proporcional à concentração de glicose.

A todos os pacientes com DM é indicado o AMGC, pois, além de reduzir o risco de hipoglicemia, proporciona uma compreensão dos resultados da ingestão dos diversos alimentos e de situações de estresse, emoções e exercícios sobre a glicemia (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017). Para pacientes em uso de insulina, auxilia no ajuste das doses de insulina.

A maioria dos aparelhos glicosímetros oferecem ainda a facilidade de registrar um determinado número de resultados. Este registro pode ser acessado por programas específicos no computador e auxiliar os médicos na avaliação do controle glicêmico de semanas ou meses.

1.2.4. Sistema de monitoramento contínuo da glicose em líquido intersticial (SMCG)

O SMCG se utiliza de um sensor implantado no tecido subcutâneo que envia informações a um monitor e permite identificar tendências do perfil glicêmico (KEENAN, MASTROTOTARO, *et al.*, 2012). Ele atua de forma similar ao AMGC, proporcionando, porém, maior controle, pois podem ser realizadas verificações em curtos intervalos de tempo.

O sensor contém a enzima glicose oxidase. A glicose presente no líquido intersticial difunde-se por uma membrana semipermeável e entra em contato com a enzima. De maneira semelhante às fitas biossensoras, a reação da enzima com a glicose proporciona um sinal eletrônico diretamente proporcional à concentração de glicose.

Em 2016 foi lançado no Brasil um sensor com duração de até 14 dias implantado na pele. Além da glicose oxidase, ele utiliza ósmio para eliminar a necessidade de calibração pelo método da glicemia capilar (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017). Com uma acurácia próxima a 10%, é considerado pela Sociedade Brasileira de Diabetes como um sensor de excelente precisão.

Pode ser uma ferramenta útil para detectar hipoglicemias noturnas assintomáticas, mostrando-se, também, benéfico na redução da HbA1c, exigindo que o paciente utilize o sensor implantado pela maior parte do tempo (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017).

1.2.5. Pâncreas artificial

Trata-se do acoplamento de sensores de glicose às bombas de infusão através de software autônomo, com algoritmos de tomadas de decisão (O'GRADY, RETTERATH, *et al.*, 2012).

Este método se apresenta como um paliativo para o DM, uma vez que trabalha de maneira autônoma, não exigindo interferência humana em seu funcionamento. Ainda com poucos modelos disponíveis no mercado, é o atual estado da arte no que se refere ao controle glicêmico disponível em escala comercial.

1.2.6. Novas tecnologias de monitoramento

A maioria dos aparelhos de medição de glicemia utilizam biossensores eletroquímicos de baixo custo, com fácil produção em larga escala e que respondem rapidamente à detecção de glicose. Com o auxílio de uma lanceta, o diabético pica a polpa digital do dedo para colher uma pequena amostra de sangue. Este é um processo doloroso, e que deve ser repetido algumas vezes durante o dia.

Vários métodos vêm sendo estudados para minimizar o aspecto doloroso da avaliação de glicemia. Abordagens minimamente invasivas foram desenvolvidas, como a utilização de biossensores subcutâneos para determinar a concentração glicêmica no líquido intersticial. Apesar da redução da dor, os sensores fixados na pele ainda causam desconforto aos pacientes. A única maneira evidente de eliminar a dor é o desenvolvimento de métodos e aparelhos que realizem as leituras de glicemia de maneira não invasiva (VASHIST, 2012).

1.3. ALTERAÇÃO VISUAL NO DM – A RETINOPATIA DIABÉTICA

Uma das principais complicações do DM, a retinopatia diabética (RD) responde por 12% dos novos casos de diminuição da acuidade visual em grau de impedimento da execução de atividades laborais, sendo considerada a maior causa de cegueira em pessoas com idades entre 16 e 64 anos. Estima-se que mais de 90% dos diabéticos com DM1 e 60% com DM2 manifestarão algum grau de retinopatia após 20 anos da doença (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017).

A perda visual na RD é causada principalmente pelo edema macular diabético (EMD). Os casos de perda visual grave estão mais frequentemente relacionados à forma proliferativa (CHO e SOBRIN, 2014), que podem ser causados por isquemia retiniana difusa, incluindo a macular e o deslocamento tracional de retina (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017). Um controle glicêmico apropriado é fundamental para prevenir as complicações do DM.

Devido à alta probabilidade de desenvolvimento da RD, pacientes com DM devem ser orientados a manter um programa de acompanhamento oftalmológico a fim de evitar sequelas irreversíveis na visão, uma vez que até mesmo a forma proliferativa grave da RD pode não apresentar sintomas.

Para prevenir que os pacientes cheguem à forma grave da doença, recomenda-se um acompanhamento com intervalo não superior a um ano. No caso das pacientes gestantes que já apresentem RD, a recomendação é que o acompanhamento seja trimestral, devido à possibilidade de rápido avanço da doença durante a gestação (SOLOMON, CHEW, *et al.*, 2017). O mesmo não ocorre quando a diminuição da tolerância à glicose é detectada durante a gestação. Para este caso não há recomendação alguma de acompanhamento da diminuição da acuidade visual, apenas o controle dos níveis glicêmicos.

A classificação da RD e do edema macular é baseada na gravidade, com critérios fundamentados em dois estudos, o Diabetic Retinopathy Study (DRS – 1976 a 1979) e o Early Treatment Diabetic Retinopathy (ETDRS – 1985 a 1997), que analisaram também a utilização da panfotocoagulação e da fotocoagulação a laser como tratamento da doença (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017). A Tabela 2 e a Tabela 3 apresentam a classificação internacional para a RD e para o edema macular respectivamente.

Utilizada tanto para tratamento da RD proliferativa quanto como possibilidade terapêutica para o edema macular, a fotocoagulação a laser é o tratamento que proporciona os melhores resultados e mostra-se eficaz em 90% dos casos, impedindo a perda de visão, quando

iniciada no máximo até a fase proliferativa inicial da doença (SANDER, LARSEN, *et al.*, 2013).

Tabela 2 - Classificação da retinopatia diabética.

Gravidade da retinopatia	Achados à oftalmoscopia sob dilatação pupilar
Sem retinopatia aparente	Sem alterações
Retinopatia diabética não proliferativa leve	Microaneurismas apenas
Retinopatia diabética não proliferativa moderada	Achados mais abundantes que na retinopatia não proliferativa leve, e menos abundantes que na retinopatia não proliferativa grave
Retinopatia diabética não proliferativa grave	Presença de um dos seguintes achados: mais de 20 hemorragias retinianas em cada um dos quatro quadrantes retinianos, ensalsichamento venoso em dois quadrantes ou microanormalidades vasculares intraretinianas em um quadrante
Retinopatia diabética proliferativa	Presença de neovasos e/ou hemorragia vítrea ou pré-retiniana

Fonte: (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017)

Tabela 3 - Classificação do edema macular.

Gravidade do edema macular diabético	Achados à oftalmoscopia sob dilatação pupilar
Edema macular aparentemente ausente	Ausência de espessamento retiniano ou exsudatos duros no polo posterior
Edema macular aparentemente presente	Presença de espessamento retiniano ou exsudatos duros no polo posterior
Classificação do edema macular presente	
Edema macular leve	Algum grau de espessamento de retina ou exsudatos duros no polo posterior, porém distantes do centro foveal
Edema macular moderado	Espessamento de retina próximo ao centro da mácula, mas que ainda não atingiu seu centro
Edema macular grave	Espessamento de retina ou exsudatos duros atingindo o centro da mácula

Fonte: (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017)

Vários tratamentos farmacológicos já passaram por testes, porém com resultados pouco satisfatórios e aumento do risco de catarata e glaucoma. Um medicamento estudado recentemente, o aflibercepte, apresentou resultados superiores ao tratamento com laser,

colocando os antiangiogênicos também como referência no atual tratamento do edema macular diabético (AMERICAN DIABETES ASSOCIATION, 2017).

1.4. IMPORTÂNCIA DA AUTONOMIA DO PACIENTE DIABÉTICO

Há uma ênfase crescente na redução de procedimentos realizados em ambientes hospitalares e auxílio aos doentes crônicos no gerenciamento de suas condições em ambiente doméstico. Com a recente onda de dispositivos portáteis como smartphones e aparelhos usáveis, os wearables, além daqueles específicos como os oxímetros, os glicosímetros, entre outros, a facilidade de acesso a vários recursos de monitoramento da saúde têm se tornado realidade e possibilitado que o doente crônico se torne sujeito ativo na gestão da doença (CHIAUZZI, RODARTE e DASMAHAPATRA, 2015).

A teoria do autocuidado (OREM, 1991) baseia-se na ideia de que os indivíduos devem cuidar de si mesmos quando capazes. Para Orem (1991), a pessoa é um ser funcional e motivado a desempenhar atividades voltadas ao benefício próprio para manter a vida, a saúde e o bem-estar. Quando o autocuidado ocorre de maneira efetiva, auxilia na manutenção da integridade estrutural e funcionamento humano, colaborando para o desenvolvimento do indivíduo (ATAÍDE e DAMASCENO, 2010).

Manter uma rotina sistemática de autocuidado desde o diagnóstico possibilita um controle metabólico adequado, prevenindo as complicações provocadas pela doença e assegurando condições normais de integração na vida social, educacional e profissional (FLORA e GAMEIRO, 2016).

A Associação Americana de Educadores em Diabetes desenvolveu sete áreas-chave de autocuidado em DM. São elas: alimentação saudável (pode-se comer qualquer alimento, mas deve ser conhecido como os alimentos afetam a glicemia), atividade física (além de baixar o colesterol, regular a pressão sanguínea, controlar o estresse, a ansiedade e o humor, auxilia a manter a glicemia em níveis normais), monitoramento da glicemia (fornece informações importantes, permitindo ajustes na alimentação e nas atividades diárias), uso de medicamentos (realizado de maneira correta, reduzem o risco de complicações e melhoram o bem-estar), resolução de problemas (desenvolver estratégias para lidar com situações adversas ou inesperadas através de planejamento prévio), redução de riscos (compreender os riscos de desenvolver complicações causadas pelo diabetes e manter hábitos que minimizam esses riscos) e saúde emocional (reconhecer que as variações de humor são normais e buscar reduzir os

impactos que elas provocam) (AMERICAN ASSOCIATION OF DIABETES EDUCATORS, 2014).

Um estudo qualitativo, realizado em 2014 em um município da região norte do estado do Paraná com pessoas portadoras de DM2 e cadastradas nas Unidades Básicas de Saúde, mostrou que alguns indivíduos reconhecem a responsabilidade de desenvolver o autocuidado no controle do DM. Outros, apesar de mostrar o mesmo reconhecimento, não possuem comportamento proativo. Vários dos entrevistados apontaram como barreiras para o autocuidado a confusão das informações fornecidas pelos serviços de saúde, uma vez que o tratamento não era personalizado. Alguns relataram ainda a dificuldade de manter as orientações médicas, por serem financeiramente custosas, ou por pressões sofridas pelo ambiente familiar ou de trabalho (TESTON, SALES e MARCON, 2017).

Uma vez que o autocuidado reduz o risco de complicações, os métodos de avaliação da frequência e amplitude de picos de hiperglicemia são necessários no acompanhamento do DM, pois possibilitam adequações no tratamento (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017)

1.5. MONITOR DE GLICEMIA

Em 1964 Ernest Adams, pesquisador da Ames, produziu uma fita reagente, chamada de Dextrostix, com enzima glicose oxidase capaz de mensurar o valor da glicose presente em uma gota de sangue através de uma escala de cores. Este foi, possivelmente, o primeiro método de monitoramento da glicemia, ainda de forma semiquantitativa, não havendo precisão nos resultados e propiciando muitos erros de interpretação das cores (YOON, 2016).

No final dos anos 1960, Anton Clemens desenvolveu um instrumento para mensurar a glicose, com as fitas Dextrostix, de maneira qualitativa, e o primeiro modelo estava disponível em 1970, conhecido como *Ames Reflectance Meter* (ARM). O dispositivo, mostrado na Figura 1, pesava 1,2 kg e utilizava uma célula fotoelétrica para produzir um sinal a partir da luz refletida da superfície da fita reagente e fazer um ponteiro se mover através de uma escala equivalente à glicose sanguínea (CLARKE e FOSTER, 2012). Este equipamento apenas era disponível em clínicas médicas e hospitais. Apenas dois anos mais tarde, uma empresa japonesa lançou o *Eyestone*, que funcionava pelos mesmos princípios do ARM, porém era menor, mais barato e funcionava ligado à rede elétrica.

Já nos anos 80, com o advento dos microcontroladores e a rápida evolução da eletrônica digital, os glicosímetros ficaram ainda menores e mais fáceis de usar. Diferentes

funcionalidades foram incorporadas ao aparelho, como memória para armazenamento dos resultados e displays digitais. Pesquisas paralelas proporcionaram a redução da quantidade de sangue necessária nas fitas reagentes e a introdução da primeira fita que utilizava princípios eletroquímicos. Em 1987 foi lançado o primeiro sistema biossensor, com fitas impregnadas de glicose oxidase, e aparelhos glicosímetros capazes de realizar o exame e apresentar o resultado em 45 segundos, com um desvio de 15%, aceitável de acordo com a Associação Americana de Diabetes (ADA). Estas evoluções permitiram o acesso a estes aparelhos por alguns pacientes diabéticos, que agora já podiam realizar o exame em domicílio (CLARKE e FOSTER, 2012).

A partir de então os aparelhos diminuíram ainda mais de tamanho, ganharam maior precisão e agilidade nos resultados e se tornaram ainda mais acessíveis e fáceis de usar. Dependendo do tipo de aparelho, é possível se obter leituras em momentos específicos do dia ou contínuas, com sensores sem fio adesivos (GONDER-FREDERICK, SHEPARD, *et al.*, 2016).

Figura 1 - Dispositivo Ames Reflectance Meter (ARM)



Fonte: Beyond Type 1. Disponível em: <https://beyondtype1.org/the-evolution-of-t1d-technology/ames-reflectance-meter/>. Acessado em 10 de junho de 2018.

Dispositivos mais complexos também já estão disponíveis no mercado, chamados de pâncreas artificial, composto por um monitor contínuo de glicemia e uma bomba de infusão de insulina, que injeta o hormônio quando necessário.

Pesquisas mais recentes, relacionadas aos métodos de monitoramento de glicemia, têm sido realizadas com a finalidade de eliminar a necessidade de agulhas ou sensores subcutâneos.

Ainda não disponíveis comercialmente, estas tecnologias prometem a mesma acurácia dos métodos tradicionais (VASHIST, 2012).

A rápida evolução tecnológica dos últimos anos permite que hoje os pacientes carreguem em seus bolsos mais capacidade de computação do que havia há 10 anos na maioria dos consultórios médicos. A flexibilidade dos smartphones permite uma ampla gama de possibilidades para a área da saúde. Com o acoplamento de alguns periféricos, o smartphone pode se tornar um oftalmoscópio, otoscópio, monitor cardíaco, dermatoscópio, monitor de controle de asma, monitor de glicemia sanguínea, monitor de ultrassom, entre outros (YOUNG, 2016).

Além disso, milhares de aplicativos relacionados à saúde estão disponíveis nas lojas da Google e da Apple para seus dispositivos móveis. Com as mais variadas funções e utilizando apenas os sensores nativos dos smartphones ou tablets, os aplicativos são capazes de detectar alterações na qualidade vocal do usuário, predizer casos de insuficiência cardíaca, auxiliar no manejo de doenças pulmonares, asma e diabetes, somando ainda os aplicativos de consulta, que tem substituído muitas consultas médicas (YOUNG, 2016).

Apesar dos avanços tecnológicos na assistência à saúde, a acessibilidade e facilidade de uso dos aparelhos ainda é deficitária. Numa pesquisa realizada pelo Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia (INMETRO) foram avaliadas 15 marcas de glicosímetros quanto à clareza nas informações presentes nos manuais de instruções uso e descarte dos acessórios. Os testes contaram com 75 voluntários e 9 das 15 marcas tiveram resultados insatisfatórios, trazendo informações confusas ou incompletas nos manuais, dificuldade em abrir as embalagens, usar os acessórios ou ler os resultados. As demais marcas foram consideradas regulares (INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, QUALIDADE E TECNOLOGIA, 2014).

2. JUSTIFICATIVA

A maioria dos glicosímetros disponíveis no mercado possui um display como interface com o usuário, disponibilizando informações numéricas apenas de maneira visual, o que dificulta o acesso às informações fornecidas pelo aparelho por pessoas com deficiências visuais. A mesma dificuldade se refere aos pacientes idosos e de baixa escolaridade, conforme confirmado pelo relatório do INMETRO, 2014, que acabam dependendo de terceiros para auxiliá-los no procedimento.

Apesar de vários fabricantes de glicosímetros incorporarem a integração do aparelho com smartphones, possibilitando a análise do registro de dados coletados, a dificuldade na utilização persiste para os mesmos pacientes.

Considerando a importância em se manter um rigoroso controle dos níveis glicêmicos para se evitar as complicações decorrentes da doença, e que uma das complicações causadas pela doença é a perda ou diminuição da acuidade visual, faz-se necessária uma solução que torne as informações de monitoramento dos níveis glicêmicos acessíveis a pacientes com dificuldades visuais.

3. OBJETIVOS

3.1. OBJETIVO GERAL

Este projeto tem como objetivo geral produzir um instrumento de monitoramento da glicemia, que emita alertas e instruções claras a fim de facilitar o controle glicêmico com precisão, proporcionando autonomia e independência para pacientes diabéticos com dificuldades visuais.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para se atingir o objetivo geral, os objetivos específicos do presente projeto, necessários à sua realização, são:

- a. Projetar um monitor de glicemia para pacientes com dificuldades visuais;
- b. Implementar uma interface de áudio para o monitor de glicemia;
- c. Implementar uma interface web que permita configurações e acesso ao registro de dados via conexão Wi-Fi.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. PROJETO DE UM MONITOR DE GLICEMIA PARA PACIENTES COM DIFICULDADES VISUAIS

Para projetar e implementar o dispositivo foi utilizada a plataforma de desenvolvimento Arduino, baseada em microcontrolador, constituída de software e hardware de código aberto, que permite a prototipagem rápida, de fácil programação e montagem. O software foi obtido através do site <https://www.arduino.cc/en/Main/Software>, no dia 25 de outubro de 2017, em sua versão 1.8.5. Nesta primeira fase foram escolhidos também os itens de hardware, com foco em atender às especificações do projeto quanto à resolução de sensibilidade do sensor, volume e qualidade da interface sonora, tamanho da memória de armazenamento de dados e arquivos de áudio, tamanho do display, capacidade de processamento e interfaces de comunicação entre os componentes.

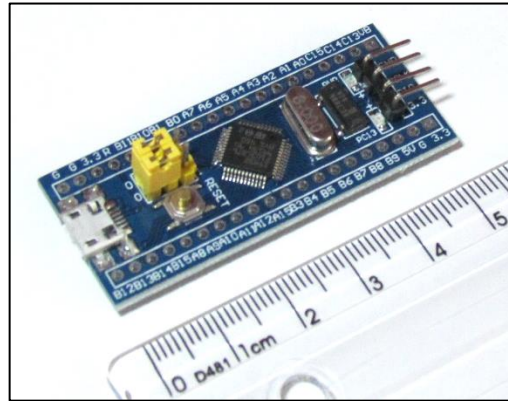
4.1.1. Microcontroladores

Para controle do aparelho, foram testados três microcontroladores diferentes, cada um com características específicas que simplificariam a montagem e programação. Ambos os três eram compatíveis e programáveis pela plataforma Arduino e possuíam bibliotecas abertas disponíveis online.

O funcionamento de cada componente que seria utilizado no projeto foi testado individualmente com cada microcontrolador. Utilizou-se, para configuração e controle de cada módulo, bibliotecas prontas, com o código aberto, disponíveis gratuitamente em repositórios on-line. Após o teste individual dos módulos, estes foram ligados e programados para funcionar em conjunto, em simulação de situações de uso do aparelho.

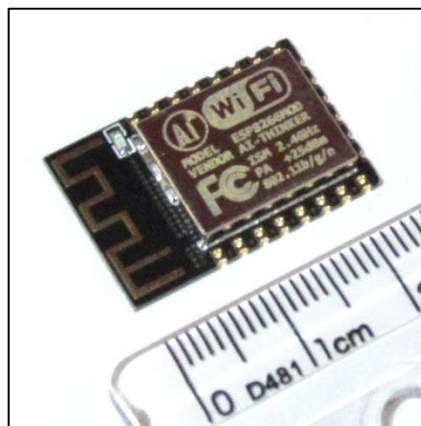
O primeiro microcontrolador testado foi o STM32F103C8T6, montado em uma placa de prototipagem genérica (Figura 2). Este microcontrolador tem como vantagens, para este projeto, o conversor analógico digital (ADC) de 12 bits integrado ao chip, a velocidade de processamento de 72MHz e a grande quantidade de entradas e saídas.

Figura 2 - Placa de prototipagem com microcontrolador STM32F103C8T6



O segundo microcontrolador foi o ESP8266, montado em na configuração conhecida como ESP-12F (Figura 3), que carrega um chip de memória flash de 4MB, velocidade de processamento de 80MHz e disponibiliza alguns pinos do microcontrolador para uso. As vantagens deste chip para o projeto são a memória flash suficiente para armazenar os arquivos de áudio do projeto, os dados do usuário, o registro das medições e a interface web para configurações; a conectividade Wi-Fi integrada ao chip, que permite a configuração de uma rede sem fio para acesso e manipulação de informações do microcontrolador ou presentes na memória.

Figura 3 - Placa de prototipagem, modelo ESP-12F, com microcontrolador ESP8266



O terceiro microcontrolador testado foi o ATmega328, montado em uma placa de prototipagem genérica do tipo Arduino Mini (Figura 4). As vantagens desse microcontrolador para este projeto são a estabilidade de funcionamento e compatibilidade com todos os periféricos testados sem gerar conflitos entre eles.

Figura 4 - Placa de prototipagem Arduino Mini com microcontrolador ATmega328

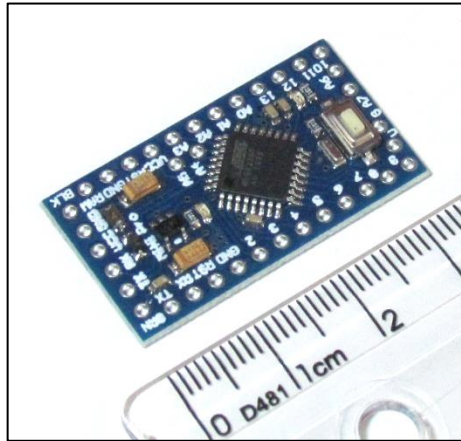
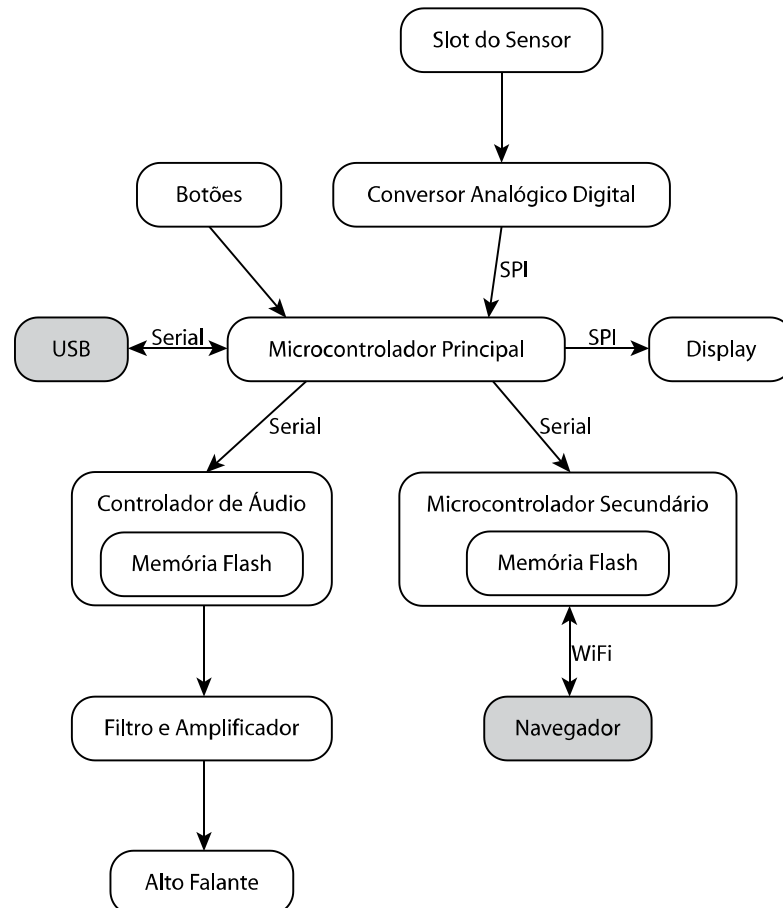


Figura 5 - Interfaces e periféricos do hardware.



O conceito do hardware do projeto, baseado na Figura 5, coloca o microcontrolador principal no controle de todo o dispositivo, incluindo os periféricos e o microcontrolador secundário. Ele é responsável por fazer a leitura do sensor, interpretar os valores, imprimir informações na tela LCD (*Liquid Crystal Display*), controlar a reprodução dos arquivos de áudio, detectar acionamento dos botões e ativar a conectividade Wi-Fi.

4.1.2. Conversor Analógico Digital (ADC)

O ADC utilizado foi o modelo MCP3201, de 12 bits de resolução e 1 canal. Ele se comunica com o microcontrolador através da interface SPI (*Serial Peripheral Interface*) e permite a configuração dos valores de referência de tensão. Entre o *slot* das fitas sensoras e o ADC, foi utilizado um amplificador operacional (AmpOp) duplo, modelo LM358, para controlar a reatividade da eletrólise ocorrida nas fitas sensoras e balancear as medições através do eletrodo de referência.

4.1.3. Slot de fitas sensoras

A melhor forma encontrada para leitura das fitas sensoras foi através do *slot* do próprio fabricante. Como se trata de um componente especificamente produzido para cada fabricante de aparelhos não é encontrado a venda separadamente.

No intuito de manter a integridade dos aparelhos emprestados do Departamento de Medicina da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), tentou-se produzir artesanalmente um *slot* que possibilitasse a leitura das fitas. Porém, como o aparelho protótipo deveria passar por testes exaustivos, este componente mostrou baixa robustez, apresentando mau contato após poucos testes.

Optou-se então por utilizar o *slot* de fitas de um dos aparelhos monitores tradicionais. Foi retirado com o auxílio de um soprador térmico e soldado a uma placa onde pudesse ser utilizado no protótipo. Todos os resultados de calibrações obtidos no desenvolvimento deste projeto são provenientes da montagem do protótipo com este *slot*, de um aparelho da marca G-Tech[®]. As fitas sensoras utilizadas nesta pesquisa são da mesma marca do aparelho. Este *slot* possui cinco conexões, sendo três para contato com os eletrodos da fita sensora e dois para detecção de inserção da fita.

4.2. IMPLEMENTAÇÃO DA INTERFACE AUDITIVA

O grande diferencial do aparelho desenvolvido neste projeto está na interface auditiva, responsável não apenas por fornecer os valores de glicemia de forma falada, mas também de orientar os usuários quando estes valores extrapolarem o intervalo de normalidade e orientar na utilização do próprio aparelho.

Para tanto, definiu-se quais seriam as frases de alerta que deveriam ser reproduzidas, além dos valores numéricos. As seguintes frases foram elaboradas, tendo em mente a clareza e objetividade das informações e pensando na lógica de funcionamento do aparelho:

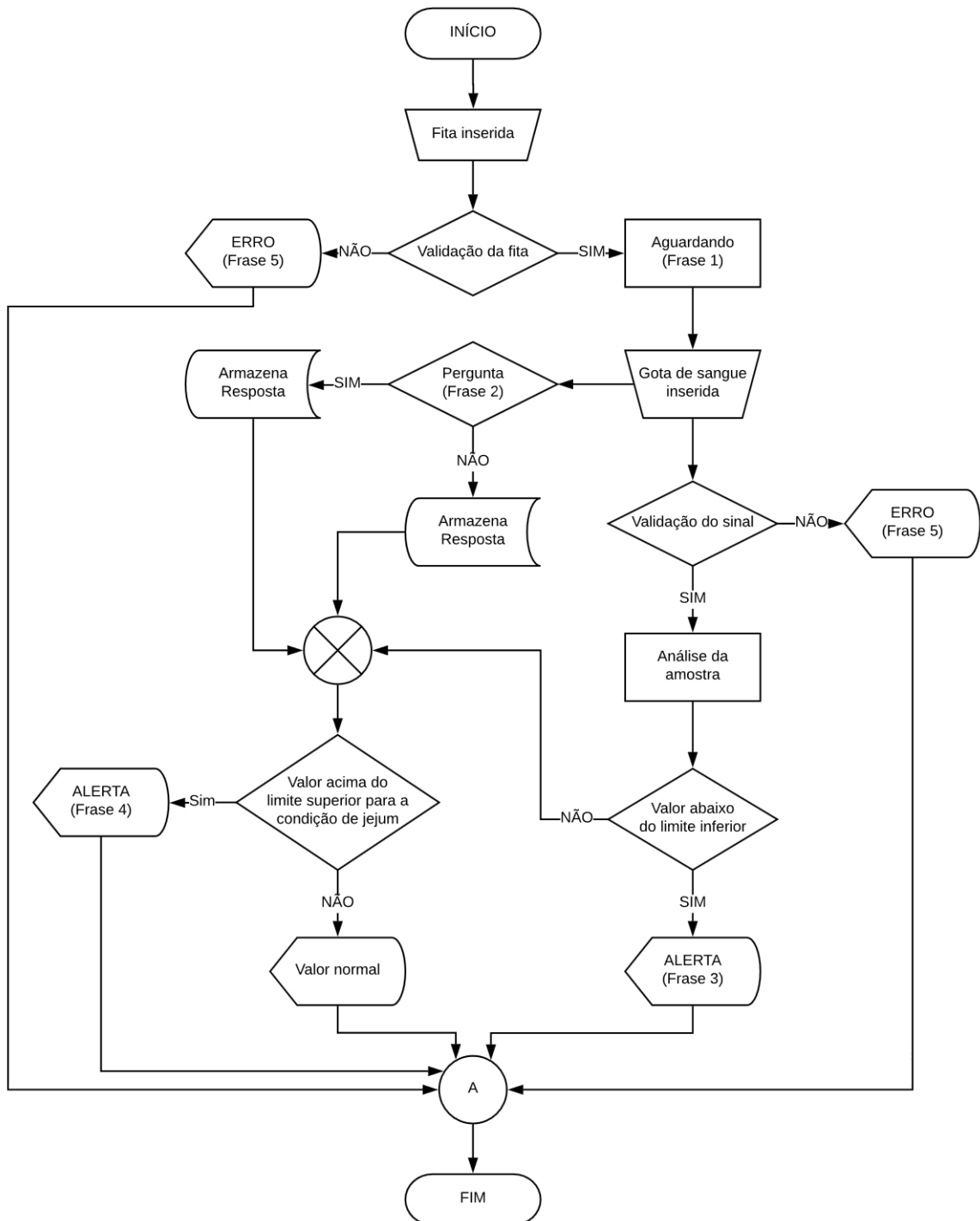
1. Aguardando a gota de sangue.
2. Se você está prestes a se alimentar, aperte qualquer botão.
3. Atenção! Seu açúcar está muito baixo! Procure ajuda!
4. Atenção! Seu açúcar está muito alto! Procure ajuda!
5. Erro na leitura! Troque a fita e repita o exame!

Conforme a Figura 6, a lógica de funcionamento do aparelho durante a realização de um exame prevê o uso de cada uma das frases de alerta. A primeira frase ocorre 500 milissegundos após a fita ser inserida, indicando que o aparelho está pronto para a realização do exame. A segunda frase é reproduzida durante a leitura da gota de sangue, permitindo que o usuário indique, em um intervalo aproximado de 4 segundos, sua condição de jejum ou não. A terceira frase é emitida apenas se o valor medido no exame for inferior ao valor de referência mínimo para uma glicemia normal. De forma análoga, a quarta frase apenas ocorrerá caso o valor medido no exame for superior ao valor de referência máximo para uma glicemia normal, dada a condição de jejum do usuário. A quinta frase pode ocorrer logo que a fita for inserida ou durante a leitura da gota de sangue, caso os valores medidos pelo aparelho sejam discrepantes dos valores esperados nessas condições. Como as fitas sensoras são descartáveis, o aparelho não prevê a reutilização da mesma fita.

Além destas frases, outras são previstas para o funcionamento do aparelho quando em fase final de produto, como alertas de bateria fraca e alarmes de horário para realização das leituras.

A interface auditiva foi, a princípio, desenvolvida para funcionar diretamente do microcontrolador. Uma função no programa era responsável por abrir os arquivos de áudio contidos no chip de memória flash e decodificá-los para o alto-falante com a assistência de um amplificador de áudio.

Figura 6 - Lógica de funcionamento do aparelho durante uma medição



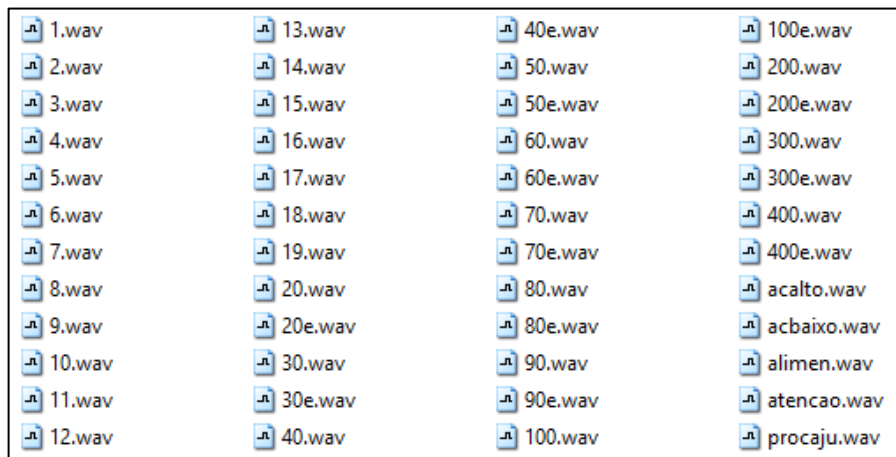
Para a implementação da interface via software, houve preocupação com o espaço de armazenamento para os arquivos, que eram 4 MB do chip de memória flash, e com a memória reservada para o programa, que variava para cada microcontrolador testado, sendo 64 kB para o STM32F103C8T6, 4MB para o ESP8266 e 32 kB para o ATmega328. Com exceção do ESP8266, a memória de programa dos microcontroladores eram muito pequenas para

comportar toda a lógica de funcionamento do aparelho e mais algum *codec* de áudio. Sem a possibilidade de usar *codecs*, os arquivos teriam que ser em formato WAV sem compactação, para que pudessem ser executados diretamente da maneira como eram lidos na memória.

Os arquivos foram gravados com o uso do software aberto Balabolka, obtido através do site <https://balabolka.br.uptodown.com/windows>, no dia 13 de junho de 2017, versão 2.11.0.623, que permite a conversão de textos em arquivos de áudio. Em seguida foram tratados e convertidos para uma taxa de amostragem de 22 KHz e 8 bits por amostra, através do software aberto Audacity, obtido através do site <https://www.audacityteam.org/download/windows>, no dia 13 de junho de 2017, versão 2.0.6.

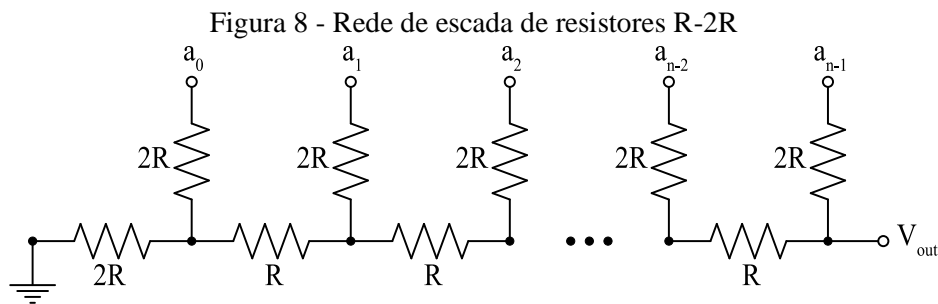
A não compactação implicou em arquivos maiores. Para que pudessem ser armazenados na memória flash, foi construído um programa para concatenar as mensagens e reduzir a quantidade e tamanho dos arquivos. Com o uso desse recurso, houve necessidade de geração dos arquivos de áudio apenas das frases de alerta e dos valores numéricos em suas unidades, dezenas e centenas, conforme mostra a Figura 7.

Figura 7 - Arquivos de áudio gerados para a interface auditiva via software



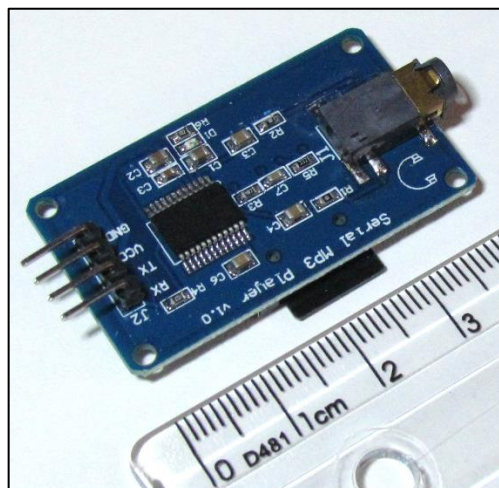
A reprodução dos arquivos foi testada de duas maneiras, ambas utilizando um amplificador e o alto-falante. Na primeira delas, a saída do áudio ocorria através de um pino do microcontrolador com função de modulação de largura de pulso (PWM). O valor da saída PWM era definido de acordo com o byte lido no arquivo WAV. A variação do valor da saída, ocorria na mesma frequência de amostragem do arquivo de áudio, neste caso, 22KHz. Nestes primeiros testes foi possível ouvir e compreender o que era falado nos arquivos de áudio, porém com qualidade mais baixa que a ouvida através do computador, e volume também muito baixo. Alguns ajustes no amplificador resolveram o problema do volume.

Para tentar resolver o problema da qualidade, foi testada uma alteração na saída de áudio, que deixou de ser por um pino com função PWM e passou a ser por uma porta de 8 bits, com 8 pinos ligados diretamente a um conversor digital analógico (DAC). Dois conversores DAC foram utilizados, o primeiro feito com o arranjo de resistores do tipo R-2R (Figura 8), e o segundo com um chip do modelo DAC0808. Em ambos os casos, a qualidade foi a mesma, porém não superior à solução que usava PWM.



Outra solução para a interface auditiva foi utilizar um módulo de controle de áudio, com *codec* MP3, que permitiu a compactação dos arquivos de áudio. O módulo selecionado foi o Catalex, da Figura 9, que faz uso de um controlador YX5300 e possui uma entrada para cartão de memória micros SD, podendo ser facilmente controlado por uma interface Serial do microcontrolador principal. Com esta alteração, a qualidade do áudio foi a mesma que quando reproduzido em um computador.

Figura 9 - Módulo decodificador de áudio MP3 Catalex



A validação da interface auditiva foi obtida em dois aspectos: o de volume e o de qualidade da reprodução do áudio. O volume do áudio reproduzido foi validado através de três

aplicativos de medição de intensidade sonora instalados em um smartphone Android. A qualidade do áudio foi validada através de um aplicativo de reconhecimento de fala, ao qual o aparelho foi submetido.

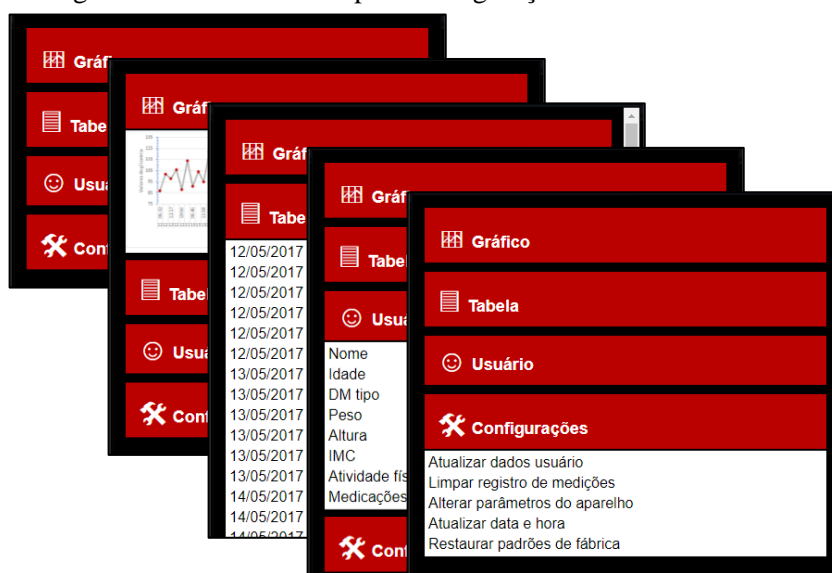
4.3. IMPLEMENTAÇÃO DA INTERFACE WEB E CONECTIVIDADE WI-FI

A interface web tem como objetivo fornecer um ambiente de configurações do aparelho e de acesso ao registro de medições e dados do usuário. Para isso, aproveitou-se as funcionalidades do microcontrolador ESP8266, que foi configurado para funcionar em modo Access Point (AP), fornecendo acesso a uma página formatada em HTML (*HyperText Markup Language*) com recurso responsivo, que permite que a página se ajuste ao tamanho da tela do dispositivo onde está sendo acessada, seja um computador, tablet ou smartphone.

A página web (Figura 10) foi criada para fornecer os dados de forma simples, clara e objetiva. Foi dividida em quatro seções:

1. Gráfico: que exibe o registro das últimas medições de forma gráfica, facilitando a análise de tendências ou picos de descontrole;
2. Tabela: onde é mostrado o mesmo registro de medições, porém com a possibilidade de identificar o valor exato de determinada medição;
3. Usuário: que apresenta os dados do usuário, como nome, idade, tipo de diabetes e informações importantes para um tratamento personalizado da doença;
4. Configurações: que podem ser alteradas e permitem o ajuste do aparelho ao usuário, fornecendo uma experiência adequada a cada caso.

Figura 10 - Interface web para configurações e acesso aos dados



Todos os recursos de responsividade e estilos CSS (*Cascading Style Sheets*) foram anexados no mesmo arquivo da página HTML. Os dados dinâmicos, referentes ao registro de medições, que são armazenados na memória flash, são acessados pelo microcontrolador no momento em que a página é solicitada pelo navegador.

4.4. FUNCIONAMENTO DAS FITAS SENSORAS DE GLICEMIA

As fitas sensoras de glicemia possuem um funcionamento específico para cada marca e modelo de aparelho para o qual são desenvolvidas. No caso deste projeto, utilizou-se dois aparelhos e fitas da marca G-Tech[®], modelo Free (Fabricado por SD Biosensor Inc., Republic of Korea), mostrado na Figura 11, disponibilizados pelo departamento de medicina da UFSCar.

Figura 11 - Monitor de glicemia e fitas sensoras da marca G-Tech[®]

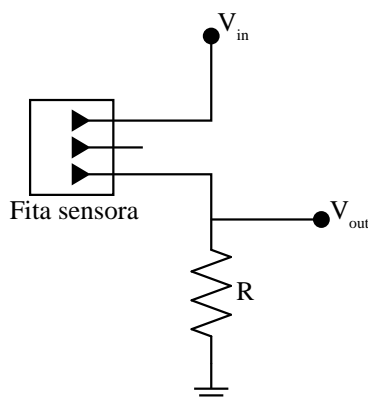


Um dos aparelhos foi desmontado, do qual se retirou o *slot* de fitas para ser utilizado no aparelho protótipo do projeto. O outro aparelho foi utilizado para realizar medições e comparações com os dados obtidos do protótipo, com finalidade de calibração.

Para que as fitas sensoras pudessem ser utilizadas no aparelho protótipo, houve necessidade de muita pesquisa sobre o funcionamento eletroquímico desse tipo de sensor e vários testes, para se definir quais eram as posições dos eletrodos nas fitas e como eles se comportavam na presença da glicose, uma vez que os fabricantes não fornecem esses dados técnicos nem dos aparelhos nem das fitas.

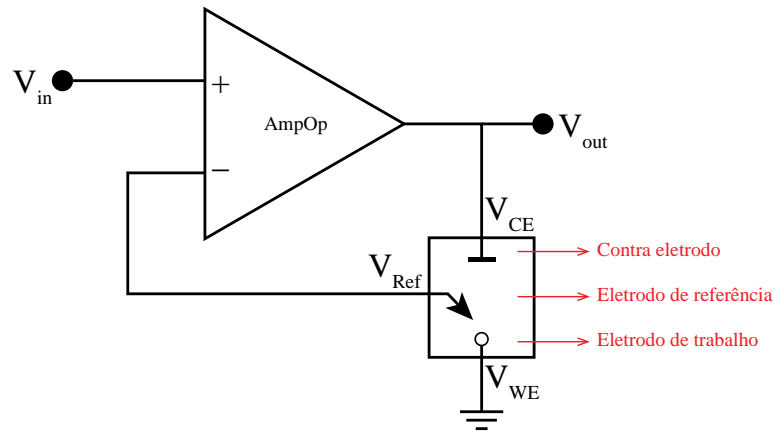
Os primeiros testes foram realizados com a fita sensora operando como uma simples resistência variável e o circuito para leitura foi montado conforme a Figura 12, um divisor de tensão que colocou a fita sensora como um dos resistores.

Figura 12 - Esquema de um divisor de tensão com a fita sensora



Esta montagem, porém, não foi suficiente para se obter leituras coerentes das fitas, então utilizou-se de amplificadores operacionais (AmpOp) para regular a eletrólise ocorrida na fita, com o uso do terceiro eletrodo. A reação de eletrólise da fita poderia ser observado por métodos de cronoamperometria ou voltametria cíclica. Para tanto montou-se um potenciostato simples, utilizando um AmpOp em arranjo eletrônico com os eletrodos da fita sensora, conforme a Figura 13.

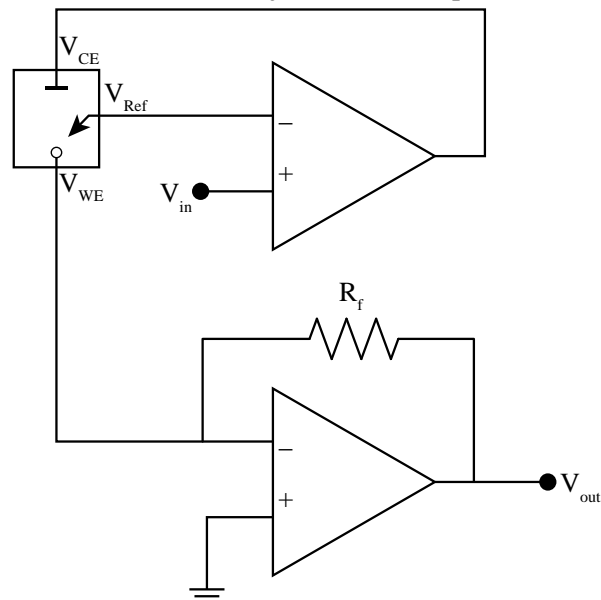
Figura 13 - Potenciostato em arranjo com um amplificador operacional



Uma série de variações no circuito eletrônico foi testada, inserindo resistores entre os eletrodos e os terminais do AmpOp, com a finalidade de tornar os sinais produzidos por concentrações diferentes da solução distinguíveis entre si. Também foram testados arranjos diferentes dos contatos dos eletrodos até que o sinal de saída fosse compatível com o esperado, onde ocorre um pico assim que a solução entra em contato com o reagente da fita, e em seguida o valor diminui gradativamente.

O melhor arranjo do potenciostato foi do tipo composto por dois amplificadores operacionais funcionando no modo inversor, organizado segundo a Figura 14, com o valor do resistor R_f ajustado em 33Ω . Neste arranjo foram testadas as posições dos eletrodos até se encontrar um sinal com formato próximo do esperado e que fosse discernível em diferentes concentrações da solução.

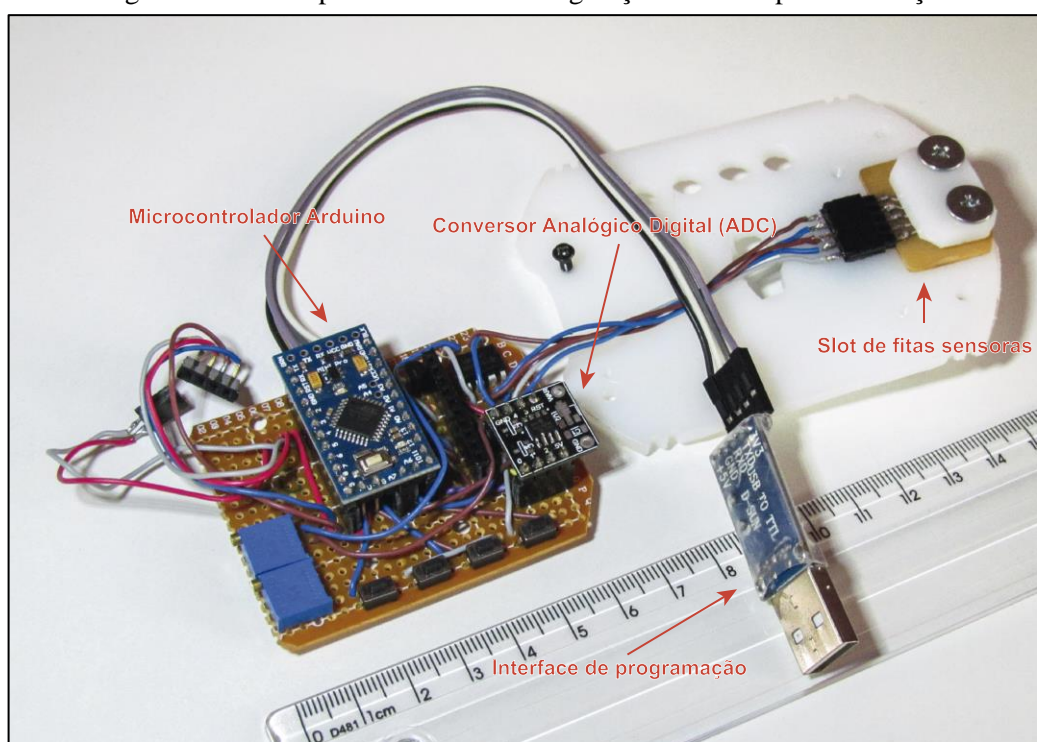
Figura 14 - Potenciostato em arranjo com dois amplificadores operacionais



Como solução de teste para comparação e calibração, utilizou-se uma mistura de água com glicose de milho, em concentração aproximada de 2200 mg/dl de glicose em água, a partir da qual foram obtidas as demais concentrações necessárias por diluição. Não foi necessário precisão na solução, pois os valores medidos pelo aparelho protótipo foram comparados com os valores medidos pelo monitor da G-Tech®.

Para realização dos testes com as fitas sensoras, foi necessário um arranjo de hardware e software trabalhando em conjunto para se obter o máximo de informações a cada tentativa. O protótipo foi montado (Figura 15) com os componentes necessários, o *slot* de fitas, o AmpOp, o ADC e uma interface USB-Serial, para que os dados fossem enviados para o computador em tempo real. O hardware foi programado para detectar a inserção da fita sensora no *slot*, aguardar 500 milissegundos para estabilizar o sinal e eliminar os ruídos iniciais, fazer uma série de leituras para determinar um valor médio específico daquela fita, e continuar realizando medições até que o valor de leitura estivesse fora dessa faixa específica. Ao inserir uma gota da solução de glicose na extremidade da fita, o sinal coletado sofria uma alteração brusca, fazendo com que o programa iniciasse a coleta de dados e executasse medições a cada 50 milissegundos por 12 segundos e meio, enviando esses dados através da porta serial.

Figura 15 - Protótipo montado em configuração de testes para calibração



No computador, utilizou-se o software aberto Processing, obtido através do site <https://processing.org/download>, no dia 3 de janeiro de 2018, versão 2.2.1, com recursos gráficos, que permitiram visualizar o sinal medido em tempo real. Foi programada uma interface gráfica, com conexão direta à porta serial, capaz de receber os dados, imprimi-los em um gráfico na tela e salvar em um arquivo de texto para posterior análise. Cada nova medição gerou um arquivo de dados. Estes dados foram analisados em conjunto no software OriginLab, a fim de se encontrar um padrão de comportamento do sinal proporcional à concentração de glicose da solução.

5. RESULTADOS

5.1. PROTÓTIPO DO MONITOR DE GLICEMIA COM INTERFACE AUDITIVA

5.1.1. Seleção de microcontroladores

5.1.1.1. STM32F103C8T6

Funcionaram corretamente, conforme previa o programa, um display OLED monocromático de 0,96”, um display LCD colorido de 2,2”, o ADC interno do microcontrolador (este sem a necessidade de bibliotecas adicionais), o ADC externo, modelo MCP3201, a memória flash de 4 MB, modelo W25Q32FV, botões e LEDs adicionais. Os ADC foram testados com o auxílio de um potenciômetro de 10 k Ω .

Houve necessidade de uso do ADC externo devido à presença de muitos ruídos percebidos no ADC interno. Como os sinais medidos despendem precisão, foi decidido pelo uso do componente externo.

Foi testado ainda o funcionamento da interface auditiva implementada por software, que realizava a leitura dos arquivos de áudio gravados na memória Flash e reproduziam através de um pino GPIO (*General Purpose Input/Output*) com função PWM. Foi possível compreender as falas dos arquivos de áudio, porém, com qualidade e volume muito baixos.

A necessidade de substituição do microcontrolador, porém, surgiu ao se realizar os testes com todos os módulos funcionando em conjunto. Os módulos ADC, memória flash e LCD, que utilizavam interface de comunicação SPI com o microcontrolador, apresentaram conflito em suas bibliotecas ao manipularem os registradores referentes a esta interface. Uma vez que houve necessidade de utilização do módulo ADC externo, as demais funcionalidades deste microcontrolador se tornaram irrelevantes para o projeto, e a utilização do mesmo foi descartada.

5.1.1.2. ESP8266

Nos testes dos módulos individuais, este microcontrolador foi capaz de se comunicar e controlar corretamente, com o auxílio de bibliotecas, o display de OLED, o display de LCD, o ADC, a memória flash interna e a interface de comunicação Wi-Fi, a partir da qual foi possível o acesso ao microcontrolador por meio do navegador do computador e do smartphone.

Também foi verificado o correto funcionamento com todos estes módulos operando em conjunto. Não foi verificado qualquer conflito entre eles. Apenas o display LCD não pode ser testado em conjunto com os outros módulos por falta de pinos GPIO para controle do mesmo. A pouca quantidade de pinos GPIO também afetou a implementação dos botões de operação do usuário. Para que fosse possível a utilização de botões, seria necessária a utilização de um multiplexador, e isso afetaria o uso de várias bibliotecas.

Com relação aos testes com a interface auditiva implementada por software, a mesma baixa qualidade sonora e volume que reproduzidos pelo primeiro microcontrolador foram verificados. A versão do protótipo onde este microcontrolador deveria controlar todas as funcionalidades do aparelho é mostrada na Figura 19.

Após vários testes de funcionamento do protótipo, com a lógica de funcionamento já rodando e fazendo uso de todos os módulos conectados, detectou-se uma instabilidade no funcionamento do microcontrolador, que reiniciava sozinho, sem motivo aparente, em momentos distintos na execução da lógica de funcionamento. Cogitou-se a possibilidade de a energia fornecida não ser suficiente, e a fonte de 5 V e 500 mA foi substituída por outra de 5V e 2000 mA, mesmo assim, a instabilidade persistiu.

Foi verificado ainda um conflito entre a interface auditiva e a conectividade Wi-Fi. Isso ocorreu devido o uso compartilhado do timer, que precisava ser configurado de maneiras diferentes para cada interface.

Considerando principalmente a instabilidade apresentada nos testes e a posterior necessidade de substituição do display de OLED pelo de LCD, este microcontrolador foi descartado para controle do protótipo. Porém, devido à conectividade Wi-Fi fornecida por ele a baixo custo, considerou-se seu uso como microcontrolador secundário, com a finalidade principal de fornecer a interface web para o usuário através da conectividade Wi-Fi.

5.1.1.3. ATMega328

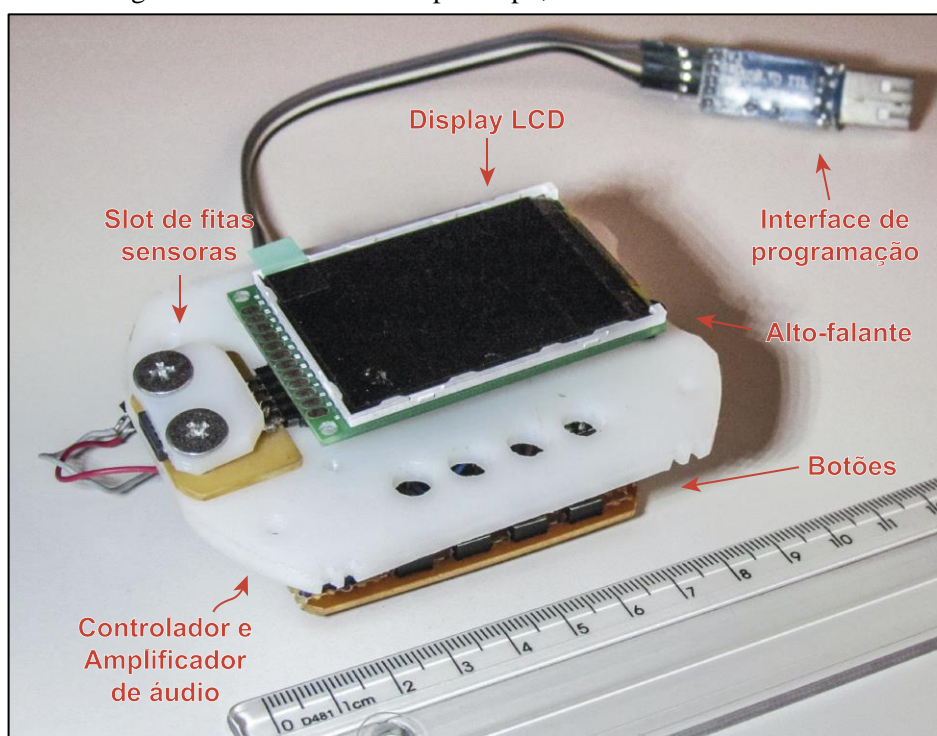
O funcionamento foi satisfatório com todos os módulos testados e utilizados no projeto. Assim como nos casos anteriores, fez-se uso de bibliotecas, algumas nativas da plataforma Arduino, outras de terceiros, porém todas com código aberto. Como o Arduino Mini provê mais pinos GPIO que o ESP-12F, foi possível a substituição do display de OLED pelo de LCD, bem como a utilização de botões para operação do usuário.

Os testes deste microcontrolador com a interface auditiva implementada por software mostrou os mesmos resultados de qualidade e volume apresentados até então.

Após todas as verificações realizadas com os três microcontroladores, considerando a estabilidade e compatibilidade mostrada pelo Arduino com todos os módulos periféricos e a interface Wi-Fi fornecida a baixo custo pelo ESP-12F, decidiu-se que o Arduino deveria operar como microcontrolador principal, controlando inclusive o funcionamento do secundário, ESP-12F.

Com o arranjo da Figura 16 montado, na versão final do protótipo deste projeto, testou-se várias alterações de software e hardware na interface auditiva e no aparato para leitura das fitas sensoras.

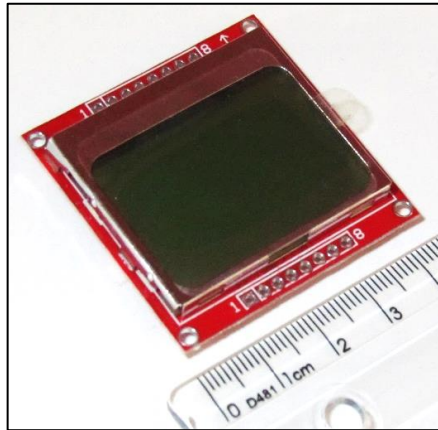
Figura 16 - Versão final do protótipo, com módulos conectados



5.1.2. Display

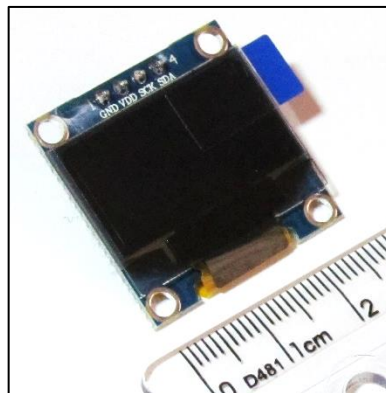
Durante o desenvolvimento do projeto, três tipos de display foram utilizados. Um deles não passou por todos os testes. Trata-se do modelo PCD8544 (Figura 17), um LCD gráfico monocromático com interface SPI. Este display deixou de ser considerado para o protótipo ao se ponderar que, uma vez que o aparelho deve atender a pessoas com dificuldades visuais, quanto maior e mais iluminada fosse a tela mais fácil seria para esses usuários visualizarem as informações ali contidas. Como o PCD8544 possui tamanho de apenas 1,6" e retro iluminação fraca, não é ideal para aplicação neste projeto.

Figura 17 - Display de LCD modelo PCD8544



Outro display testado foi o modelo SSD1306 (Figura 18), com uma tela de OLED (*Organic Light-Emitting Diode*) monocromática, com resolução de 128x64, tamanho de 0,96" e interface de comunicação I2C. Apesar do tamanho menor que o PCD8544, a iluminação deste display é consideravelmente maior, uma vez que, pela construção desse tipo de tela, cada pixel ativo emite sua própria luz. O funcionamento deste display foi testado e validado pelos três microcontroladores considerados para o projeto. Este módulo de display esteve presente na versão do protótipo mostrada na Figura 19 onde se pretendia utilizar o microcontrolador ESP-12F para controlar todo o circuito.

Figura 18 - Display de OLED modelo SSD1306



A partir desta versão do protótipo (Figura 19) verificou-se a necessidade de um display com tamanho maior. Apesar do correto funcionamento, facilidade de programação e alta velocidade de atualização da tela, o tamanho do display poderia ser um fator limitante para a clareza de leitura das informações impressas na tela.

Optou-se, portanto, por um display de LCD colorido com retro iluminação fornecida por 4 LEDs (*Light-Emitting Diode*), com resolução de 320x240 pixels, tamanho de 2,2”, controlador interno ILI9340 e interface de comunicação SPI, mostrado na Figura 20. Em comparação ao SSD1306, conforme apresentado na Tabela 4, este display possui uma velocidade de atualização da tela muito inferior. Essa baixa velocidade, porém, atende aos requisitos do projeto, que não exigem animações nem a impressão de figuras grandes e complexas na tela. Como o controlador interno deste display permite a manipulação dos pixels individualmente, a atualização da tela não precisa ocorrer na totalidade, sendo possível escrever textos ou exibir ícones com velocidades otimizadas.

Figura 19 - Versão do protótipo montado com microcontrolador ESP8266

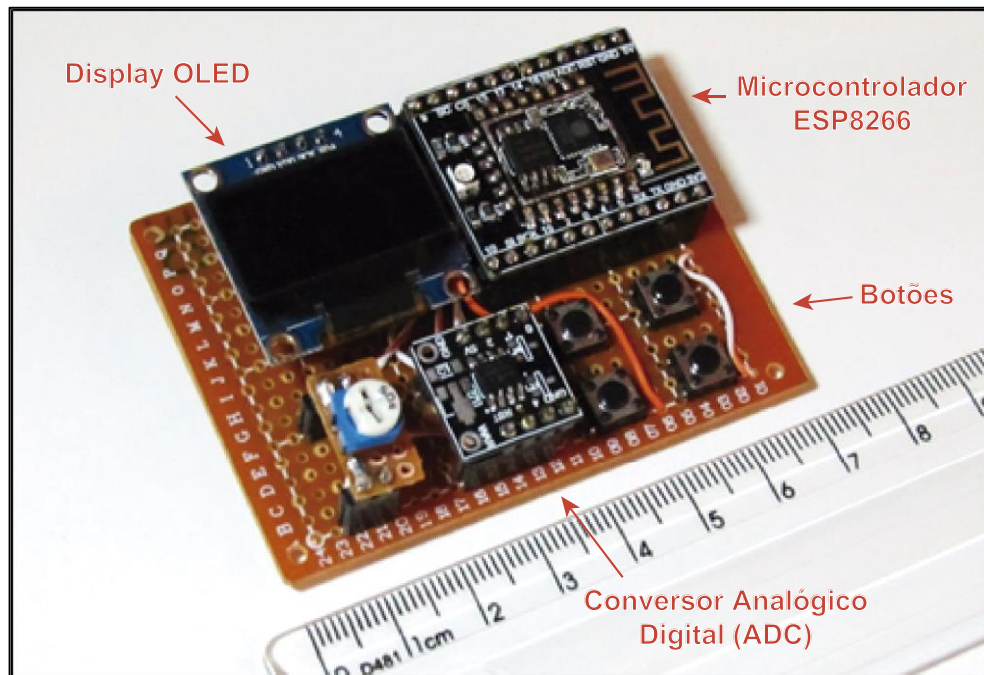
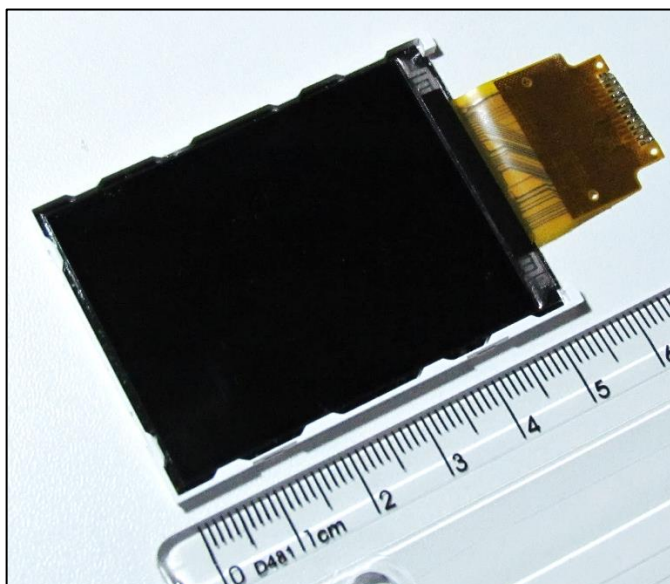


Figura 20 - Display de LCD modelo ILI9340



Como o aparelho desenvolvido neste projeto contempla uma interface web para configurações e acesso aos dados, as informações que exibidas neste display LCD são simplificadas, similares àquelas fornecidas por aparelhos monitores de glicemia tradicionais.

Tabela 4 - Comparação da velocidade de atualização de tela para os displays de OLED (SSD1306) e LCD (ILI9340)

	OLED (SSD1306)	LCD (ILI9340)
Bits por pixel	1	24
Bytes por pixel	1/8	3
Resolução da tela	128x64	320x240
Quantidade de pixels	8.192	76.800
Quantidade de bytes necessários para atualização de toda a tela	1.024	230.400
Quantidade de bits necessários para atualização de toda a tela	8.192	1.843.200
Frequência de clock padrão da interface I2C do Arduino	100 KHz	-
Frequência de clock padrão da interface SPI do Arduino	-	4 MHz

Tempo estimado para atualização de toda a tela	0,08192 s	0,4608 s
---	-----------	----------

Duas funções principais ocorrem na programação do aparelho: uma delas durante a leitura de uma fita sensora, e outra durante o acesso aos dados pela interface Wi-Fi. Quando o aparelho detecta a inserção de uma fita sensora, ele exibe instruções na tela para o usuário. Primeiramente mostra uma imagem de uma fita sensora (Figura 21). Após a estabilização do sinal (em torno de 500 ms após a inserção da fita), o ícone de uma gota aparece piscando na tela (Figura 22), indicando que o aparelho aguarda que seja depositada a gota de sangue para realização do exame. Ao ser detectada a gota de sangue, inicia na tela uma contagem regressiva de 5 segundos (Figura 23), que termina com a apresentação do resultado numérico do exame acompanhado por uma cor de fundo que identifica a normalidade, com fundo verde (Figura 24), ou anormalidade, com fundo vermelho (Figura 25), do resultado. Podem ocorrer erros na leitura da fita sensora durante todo o procedimento do exame, acarretando na exibição de uma tela de erro, com fundo amarelo (Figura 26). A função do aparelho que permite acesso à interface web ativa o microcontrolador secundário e apresenta na tela (Figura 27) as informações necessárias para acesso ao aparelho via rede Wi-Fi.

Figura 21 - Simulação de uso do aparelho com a fita recém inserida

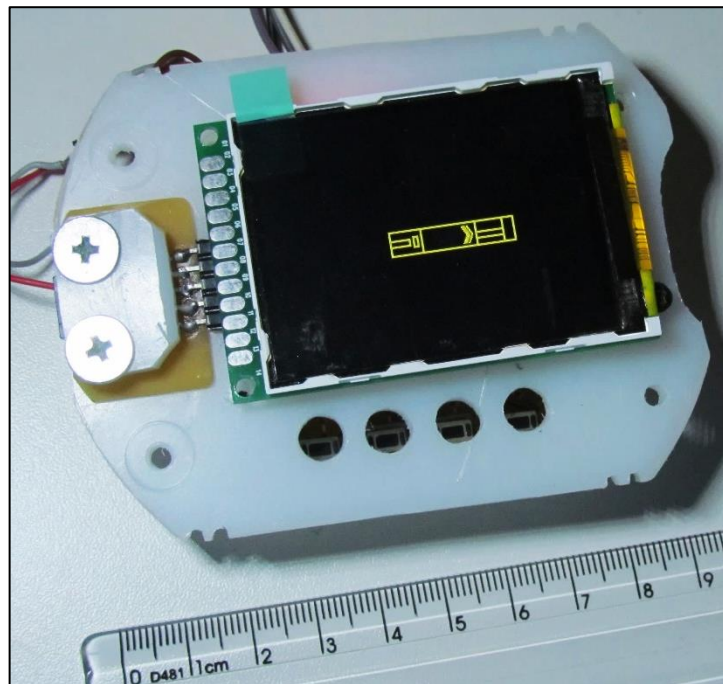


Figura 22 - Simulação de uso do aparelho aguardando a gota de sangue

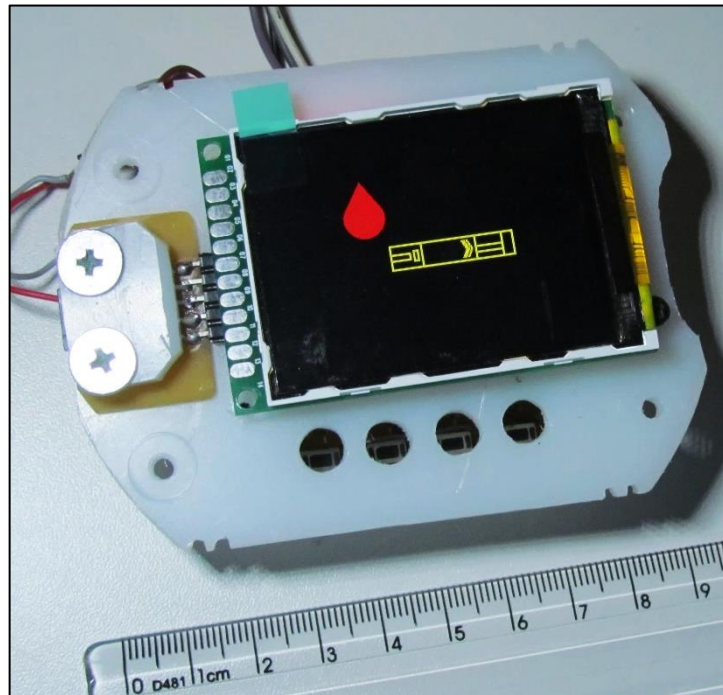


Figura 23 - Simulação de uso do aparelho realizando a leitura da fita sensora

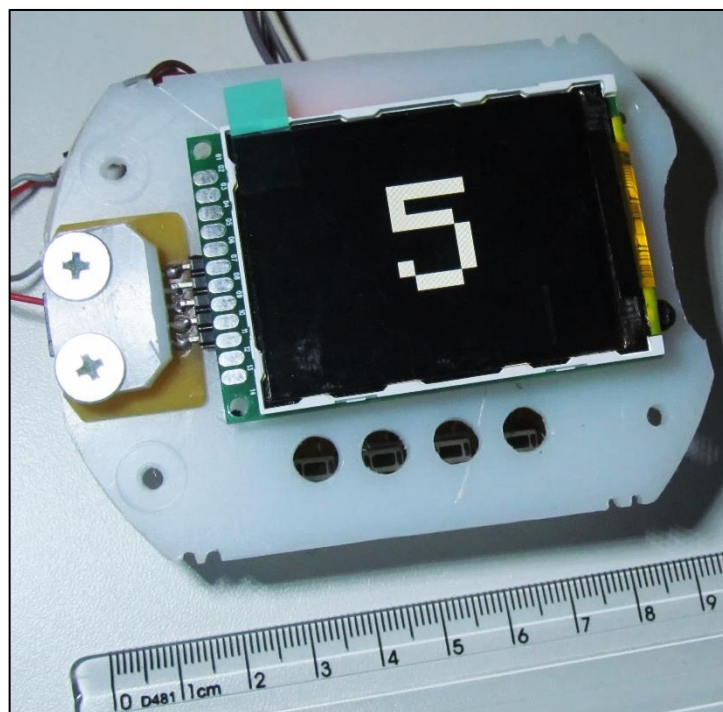


Figura 24 - Simulação de uso do aparelho com resultado dentro da faixa de normalidade

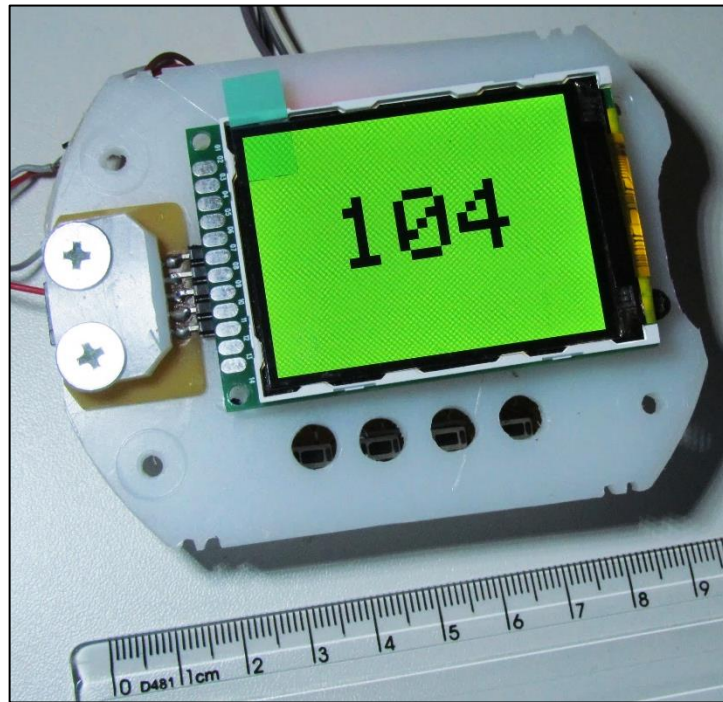


Figura 25 - Simulação de uso do aparelho com resultado fora da faixa de normalidade

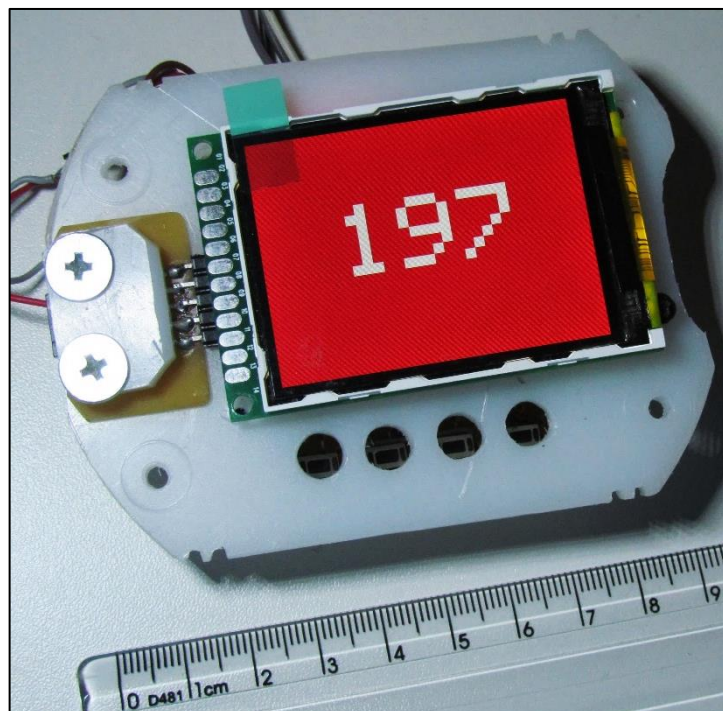


Figura 26 - Simulação de uso do aparelho com a ocorrência de um erro

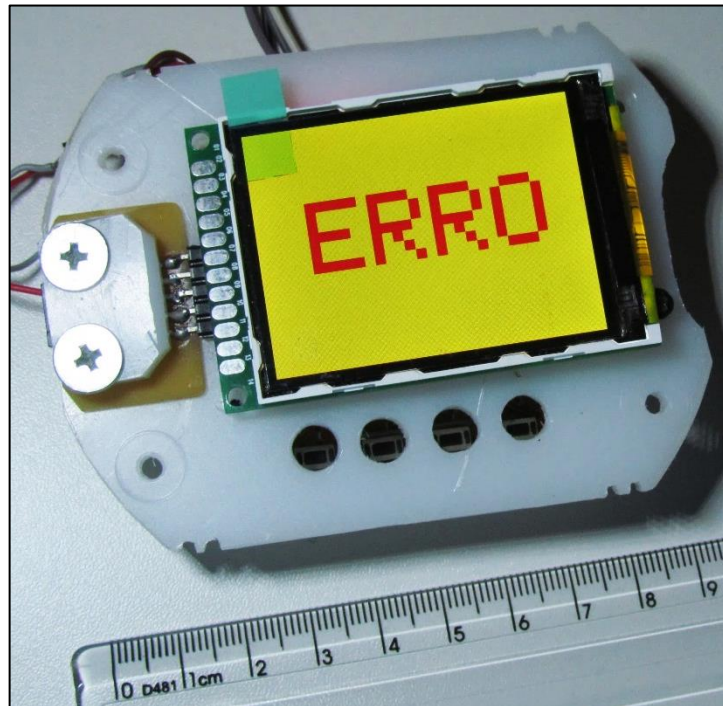
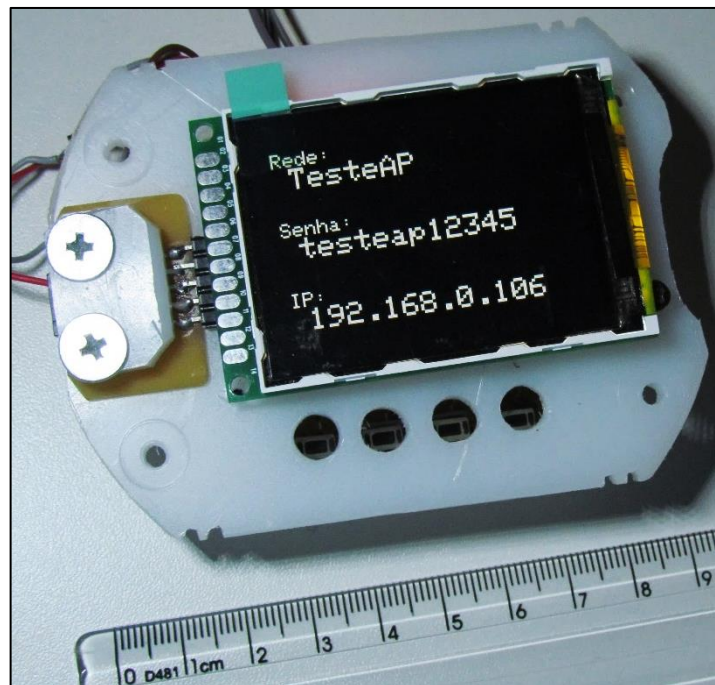


Figura 27 - Simulação de uso do aparelho com a função de acesso Wi-Fi habilitada



5.1.3. Montagem final do protótipo

O protótipo foi montado, com todos os seus periféricos, e programado para funcionar conforme a lógica estabelecida na Figura 6. Foi necessária a alteração do tempo de leitura da

fitas, de 5 s para 10 s, após se definir as funções utilizadas para análise do sinal, uma vez que uma das informações só é disponibilizada aos 10 s a partir do início da leitura.

Após montado, conforme a Figura 28, o protótipo foi testado e apresentou o comportamento esperado para o aparelho. Os resultados das leituras das fitas se encontram na mesma faixa de precisão do monitor de glicemia da G-Tech[®], a interface auditiva, item principal do projeto, teve o funcionamento esperado, reproduzindo clara e audivelmente os valores medidos e os alertas, quando necessários, o display LCD e os botões também funcionaram conforme a programação e a interface Wi-Fi apresentou o mesmo comportamento dos testes anteriores, exibindo as informações necessárias do registro de dados, informações do usuário e possibilidade de configurações do aparelho.

Figura 28 - Protótipo montado em sua versão final



5.2. INTERFACE AUDITIVA

5.2.1. Arquivos de áudio

Os arquivos de áudio criados para serem utilizados na implementação da interface auditiva via software possuíam menor qualidade sonora que os arquivos gerados posteriormente. Essa redução da qualidade foi necessária para se manter os arquivos de áudio descompactados com um tamanho de no máximo 200 kB para as frases maiores. Ao serem reproduzidos no computador, essa qualidade, mais baixa devido à baixa taxa de amostragem e

resolução das amostras, era suficiente para que as frases fossem claramente compreendidas, não sendo um fator determinante para que esta solução fosse descartada.

O programa de concatenação das mensagens se mostrou eficiente na reprodução dos áudios, formando as frases e reproduzindo os arquivos de maneira correta. Seria possível validar esta solução da interface auditiva, não fosse pela baixa qualidade do áudio quando reproduzido pelo microcontrolador.

Uma vez que a qualidade da reprodução dos áudios é um fator determinante para garantir a acessibilidade dos usuários com dificuldades visuais às informações e, conseqüentemente, garantir um efetivo controle da glicemia, foi necessária outra abordagem que garantisse a qualidade sonora. Para tanto, adotou-se um decodificador de áudio dedicado, externo aos microcontroladores, da marca Catalex, com compatibilidade a arquivos de áudio compactados em formato MP3.

Como o decodificador externo acessa os arquivos de áudio presentes em um cartão de memória micro SD, e considerando a compactação dos arquivos em MP3, a preocupação com a memória foi eliminada.

Este módulo apresentou, em todos os testes, um tempo de espera de alguns milissegundos para sinalizar o final da reprodução dos arquivos. Isso dificultou o uso dos mesmos arquivos de áudio preparados anteriormente, pois a concatenação das frases foi prejudicada. Novos arquivos foram gravados e tratados pelos mesmos softwares, porém formando as frases completas.

Foram gerados 505 arquivos de áudio, cada um com a fala de um valor numérico de um até quinhentos e mais cinco com as frases de alerta. Todos os arquivos ocuparam um total de 18 MB de memória. Não houve, neste caso, uso do programa de concatenação, mas as frases continuaram a ser solicitadas da mesma maneira. Em todas as várias simulações realizadas a qualidade do áudio foi muito similar à reproduzida pelo computador, atendendo satisfatoriamente à proposta de clareza no entendimento das frases.

5.2.2. Amplificador de áudio e alto-falante

A primeira tentativa de amplificação de áudio utilizou como elemento amplificador um transistor bipolar (2N2222), com a base ligada diretamente ao pino PWM do microcontrolador. Esta solução, porém não apresentou bons resultados de volume, devido à baixa corrente suportada entre coletor e emissor do transistor.

Uma substituição do transistor 2N2222 por outro do tipo MOSFET, modelo IRFZ44N resolveu o problema de baixa corrente e permitiu a amplificação do volume. Foi ainda testado e utilizado no projeto o chip amplificador de áudio, modelo PAM8403, com duas saídas de 3 W, que mostrou a mesma qualidade e extensão de volume dos testes realizados com o transistor MOSFET.

Foram testados alto-falantes com diferentes impedâncias (4Ω , 8Ω e 16Ω) e potências (0,5 W, 1 W, 3 W). O modelo selecionado para uso no protótipo foi o de 16Ω e 0,5 W, com tamanho ideal para o projeto e potência suficiente para o volume de áudio desejado.

Com este modelo de alto-falante foi possível ouvir com clareza os valores numéricos e as frases de alerta, com o volume do decodificador ajustado em 15, de um máximo de 30. Portanto, houve ainda uma margem para incremento de volume, caso necessário, de 100% do valor nominal utilizado nos testes.

Este alto-falante também atendeu à especificação da faixa de frequência, que neste caso, para a voz humana gravada nos arquivos de áudio, estava aproximadamente entre 200 Hz e 3000 Hz.

O volume de reprodução dos arquivos de áudio foi validado pelos seguintes aplicativos gratuitos para Android: Decibelímetro (Figura 29), Sound Analyzer App (Figura 30), Sound Meter (Figura 31), todos obtidos através do serviço Google Play, no dia 8 de junho de 2018. Os aplicativos analisaram o volume de reprodução do áudio no notebook, com o volume de reprodução configurado em 50%, e no aparelho, também em 50% do nível de volume máximo. Em todos os testes, manteve-se uma distância de 20 cm entre o alto-falante do dispositivo (notebook ou protótipo) e do microfone do smartphone onde os aplicativos são executados. Os resultados, apresentados na Tabela 5, mostram equivalência nos níveis de intensidade sonora do aparelho protótipo com os do notebook utilizado. O valor médio das médias encontradas, em torno de 50 dB, de acordo com valores preconizados pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) para determinação do nível de critério de avaliação (NCA), é comparável ao ruído produzido em uma área estritamente residencial urbana ou de hospitais ou de escolas. Já o valor médio das máximas encontradas, em torno de 70 dB, pelo mesmo critério, compara-se aos ruídos produzidos em uma área predominantemente industrial (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 2000).

Figura 29 - Teste de intensidade sonora no aplicativo Decibelímetro para Android

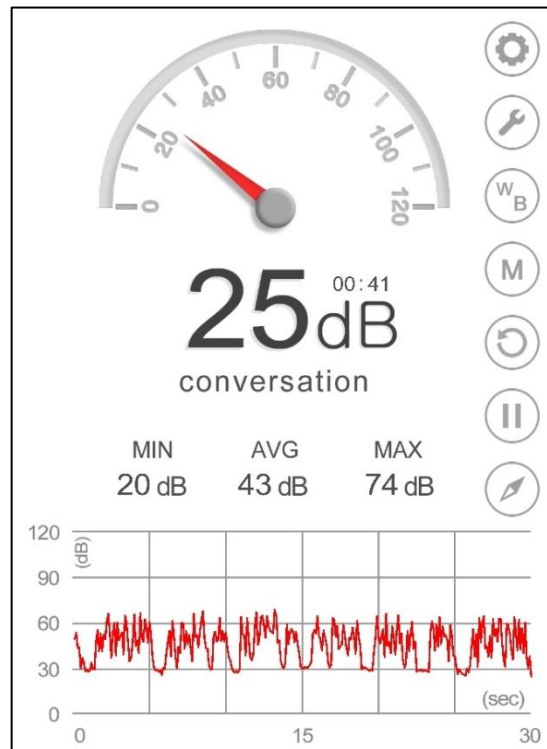


Figura 30 - Teste de intensidade sonora no aplicativo Sound Analyzer App para Android

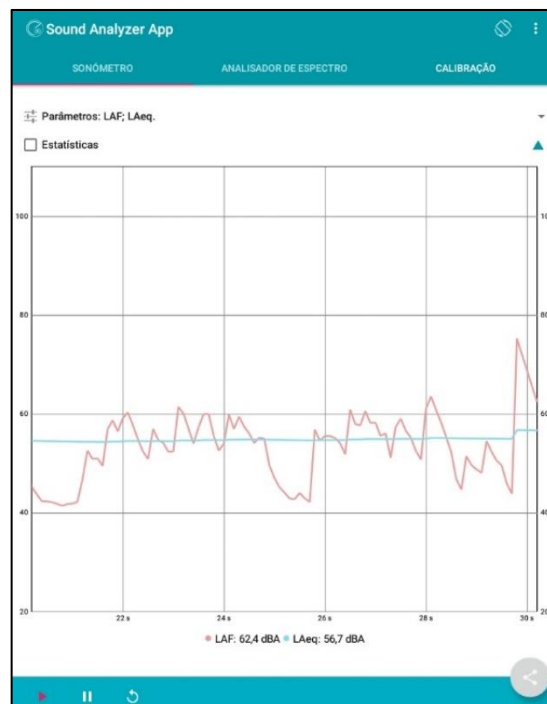


Figura 31 - Teste de intensidade sonora no aplicativo Sound Meter para Android

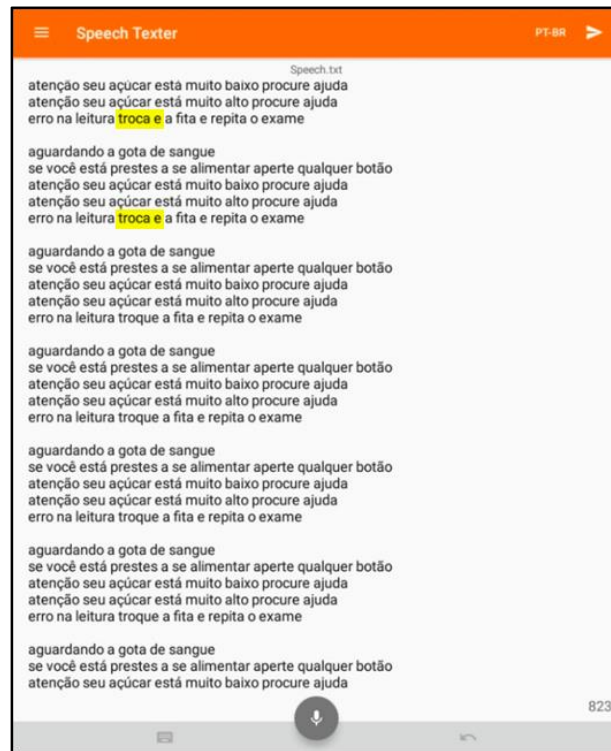


Tabela 5 - Comparação dos níveis sonoros médios do aparelho protótipo e de um notebook, ambos com ajuste de 50% da intensidade total

Software utilizado	Protótipo	Notebook
Decibelímetro	43 dB (máx. 74 dB)	42 dB (máx. 69 dB)
Sound Analyzer App	56,7 dB (máx. 75 dB)	58,2 dB (máx. 78 dB)
Sound Meter	53 dB (máx. 64 dB)	55 dB (máx. 63 dB)
Média	50,9 dB (máx. 71 dB)	51,7 dB (máx. 70 dB)

A qualidade sonora foi validada através do uso do aplicativo de reconhecimento de fala Speech Texter (Figura 32), gratuito para Android, obtido através do serviço Google Play, no dia 8 de junho de 2018. Com o aparelho protótipo a uma distância de 20 cm do smartphone onde o aplicativo era executado, foram reproduzidos os áudios das frases de alerta através da interface sonora do dispositivo. No total, foram reproduzidas 20 vezes todas as cinco frases, totalizando 100 frases reproduzidas e testadas. Nos resultados, o aplicativo não identifica pontuações, porém apresentou 94 frases compreendidas corretamente e apenas 6 com o mesmo erro, na frase de alerta número 5, onde deveria ser compreendido “troque a fita”, o aplicativo entendeu “troca e a fita”.

Figura 32 - Validação da qualidade sonora pelo aplicativo Speech Texter para Android



5.3. INTERFACE WEB

A interface web foi programada para ser acessível quando solicitada pelo usuário. Ao pressionar um dos botões do aparelho por mais de três segundos, o usuário é questionado se deseja habilitar o acesso via Wi-Fi. Caso positivo, outro botão é pressionado e o microcontrolador principal (ATMega328) liga e configura o microcontrolador secundário (ESP8266). Ao receber instruções para habilitar a interface web, o ESP8266 inicia uma rede Wi-Fi e o aparelho fornece na tela o nome da rede, senha e IP (*Internet Protocol*) para acesso via navegador.

Quando a página é solicitada pelo navegador, um arquivo HTML e um arquivo de texto são lidos na memória flash e a página web é fornecida (Figura 33), com a formatação definida pelo arquivo HTML e os dados do usuário e registro de medições provenientes do arquivo de texto.

Figura 33 - Interface web exibindo a página inicial



O funcionamento da interface web foi validado através de diversos acessos ao aparelho por meio dos navegadores Microsoft® Internet Explorer, Microsoft® Edge, Google Chrome e Opera no computador e Google Chrome no smartphone e tablet. Foi possível verificar todas as funcionalidades propostas a esta interface. O ajuste responsivo das páginas se mostrou útil em dispositivos móveis, adaptando-se ao tamanho da tela. Todos os dados armazenados na memória também foram corretamente apresentados, tanto em formato de tabela (Figura 34) quanto em formato de gráfico (Figura 35).

Figura 34 - Interface web exibindo a tabela de registros de medições

 A imagem mostra a interface web com a opção 'Tabela' selecionada. A tabela exibe os seguintes dados:

12/05/2017	06:32	87
12/05/2017	08:09	102
12/05/2017	12:17	98
12/05/2017	13:21	106
12/05/2017	19:56	88
12/05/2017	21:13	114
13/05/2017	06:46	91
13/05/2017	07:52	104
13/05/2017	11:58	95
13/05/2017	13:03	122
13/05/2017	20:14	101
13/05/2017	21:01	126
14/05/2017	06:29	108
14/05/2017	07:43	124
14/05/2017	12:04	102

Figura 35 - Interface web exibindo o gráfico do registro de medições



A área denominada Usuário neste interface exibe dados relevantes do paciente quanto ao tratamento da doença. A área denominada Configurações é composta por dois tipos de ajustes disponíveis. Um deles será para acesso do paciente, que poderá ajustar detalhes como horário e data, alarmes e volume. Outros tipos de ajustes serão habilitados apenas para os médicos, que poderão alterar padrões de calibração do aparelho, limites de normalidade, entre outros ajustes.

5.4. ANÁLISE DAS FITAS SENSORAS

5.4.1. Testes da solução de glicose no monitor de glicemia da G-Tech®

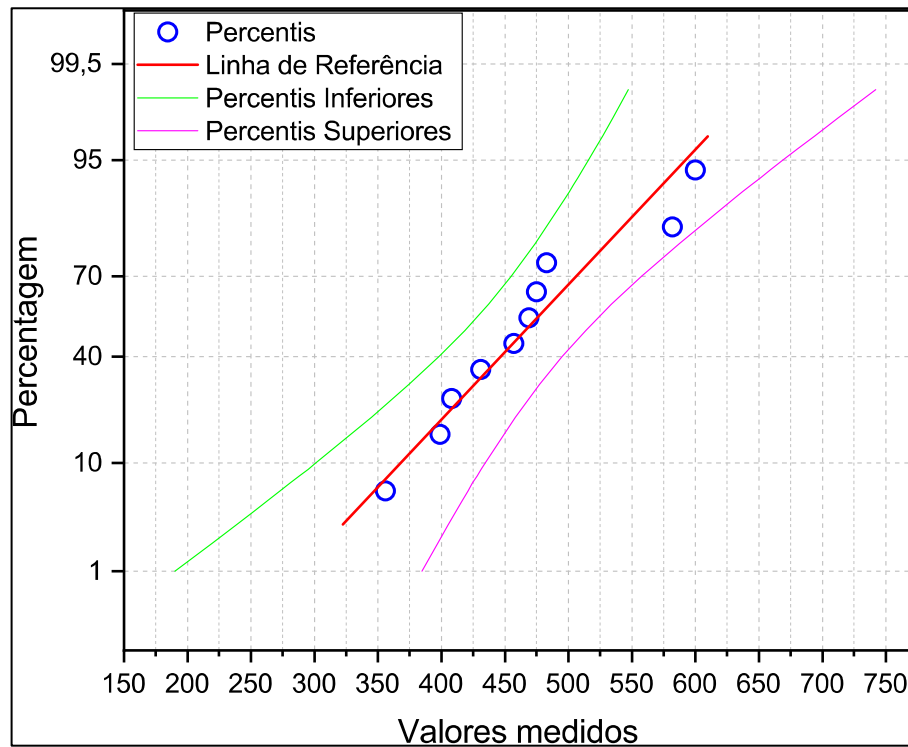
Os primeiros testes realizados com as fitas sensoras ocorreram no monitor de glicemia da G-Tech®, com a finalidade de se determinar a concentração de glicose na solução de testes. Após ser preparada, a solução permaneceu em repouso por cinco dias, para reduzir possíveis heterogeneidades. No momento dos testes, 2 ml da solução foram diluídos em 8 ml de água, um fator de diluição de 20%, considerando o fator de diluição igual à razão entre o volume da solução preparada e o volume da solução mais o solvente (água). A Tabela 6 mostra os valores medidos pelo monitor de glicemia em mg/dl. Desta tabela de dados, gerou-se o gráfico da Figura 36. A medida de índice 6 registrou o valor HI na tela do monitor de glicemia, indicando que o valor real é maior que o limite superior do intervalo de medição do aparelho, que é 600. Para tratamento dos dados considerou-se, para esta medida, o valor de 600. Foi ainda desconsiderada uma medida em que o aparelho indicou erro na fita sensora.

Tabela 6 - Resultados obtidos com o monitor de glicemia da G-Tech® para medições da solução de testes com fator de diluição de 20%

Índice do teste	Valor medido (mg/dl)
1	469
2	356
3	408
4	457
5	582
6	HI
7	475
8	399
9	483
10	431
Média	466
Desvio Padrão	76,78

A partir dos dados obtidos e do gráfico construído é possível inferir que, ao menos nesta faixa de concentração de glicose, a precisão do monitor da G-Tech® é baixa, considerando que a faixa de normalidade da glicemia é de 100 a 200 mg/dl (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2017), e que os valores obtidos nesta faixa de medição variaram entre 356 e 600, com uma diferença 244 entre o maior e o menor valor.

Figura 36 - Análise de dispersão dos valores medidos pelo monitor de glicemia da G-Tech® para a solução com fator de diluição de 20%



Uma segunda amostra foi produzida, desta vez, 2 ml de solução foram diluídos em 38 ml de água, fornecendo uma mistura com fator de diluição de 5%. Com esta amostra, realizou-se novas medições com o monitor de glicemia da G-Tech®. Os dados obtidos estão presentes na Tabela 7, a partir da qual foi gerado o gráfico da Figura 37.

Apesar do valor de desvio padrão ser menor para esta faixa de valores, ainda é alto, considerando que esta faixa de valores corresponde a valores que se encontram dentro ou muito próximos da faixa de normalidade da glicemia. Isto significa que, em exames rotineiros, são esperados resultados próximos aos obtidos desta amostra. Se o desvio padrão é próximo de 10 para esta faixa de valores, então o resultado do exame de um paciente que esteja com a glicemia próxima dessa faixa poderá apresentar um erro de 10 unidades para mais ou para menos. Este erro pode alterar o status de normalidade da glicemia do usuário.

Foi produzida ainda uma terceira amostra, com fator de diluição de 2%. A mesma quantidade de testes válidos foi realizada para esta amostra. Um teste foi descartado por erro na fita sensora. Os demais valores são mostrados na Tabela 8 e a análise de dispersão é apresentada no gráfico da Figura 38.

Tabela 7 - Resultados obtidos com o monitor de glicemia da G-Tech® para medições da solução de testes com fator de diluição de 5%

Índice do teste	Valor medido (mg/dl)
1	119
2	102
3	112
4	92
5	104
6	108
7	96
8	121
9	117
10	112
Média	108,3
Desvio Padrão	9,74

Figura 37 - Análise de dispersão dos valores medidos pelo monitor de glicemia da G-Tech® para a solução com fator de diluição de 5%

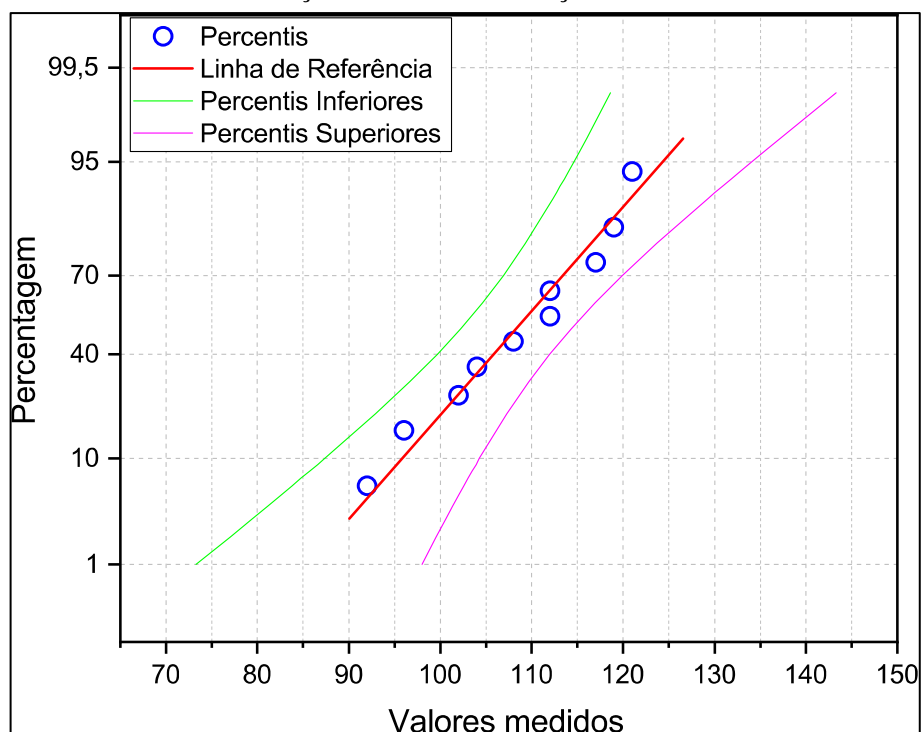
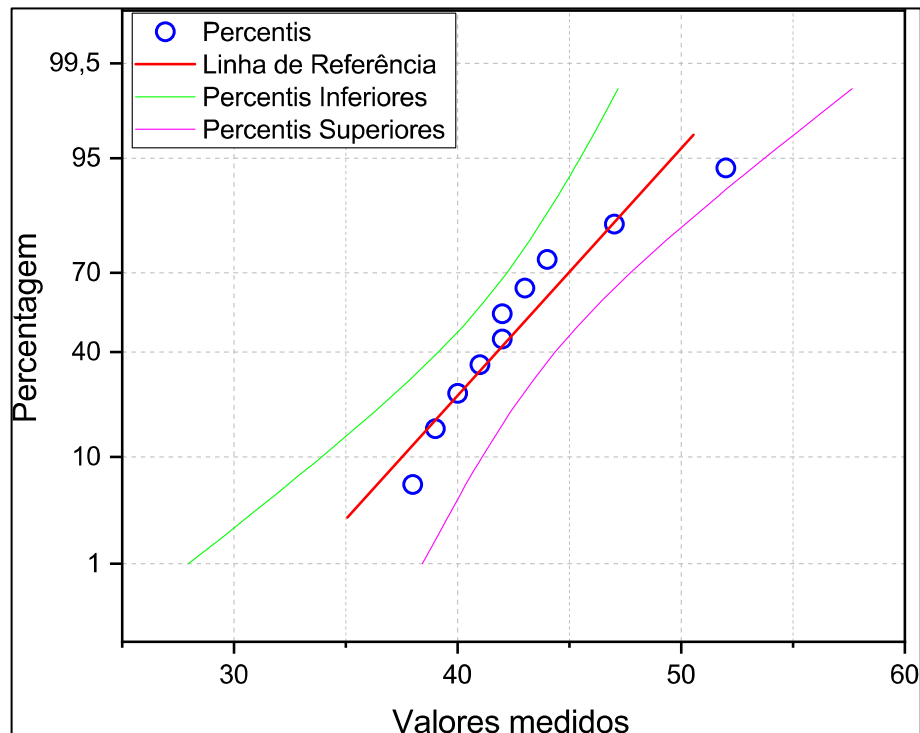


Tabela 8 - Resultados obtidos com o monitor de glicemia da G-Tech® para medições da solução de testes com fator de diluição de 2%

Índice do teste	Valor medido (mg/dl)
1	47

2	42
3	39
4	41
5	40
6	52
7	43
8	38
9	42
10	44
Média	42,8
Desvio Padrão	4,13

Figura 38 - Análise de dispersão dos valores medidos pelo monitor de glicemia da G-Tech® para a solução com fator de diluição de 2%



Nesta última faixa de valores o comportamento do gráfico de dispersões foi muito similar aos das amostras anteriores. É possível notar um valor de desvio padrão ainda menor. Comparando, porém, aos valores de desvio padrão encontrados nas outras amostras, percebe-se que há uma proporcionalidade entre eles e a faixa de concentração de glicose amostrada. Logo, o valor do desvio padrão deverá ser menor quanto menor for a concentração de glicose da amostra, que significa que a precisão dos resultados fornecidos por este monitor é proporcional à faixa de concentração da amostra.

Nos três casos testados anteriormente, foi utilizada a mesma amostra de solução de glicose para cada conjunto de dados coletados. Todos os dados de um mesmo conjunto foram coletados utilizando fitas sensoras do mesmo lote em um intervalo de aproximadamente 15 minutos, para evitar possíveis interferências do ambiente nas amostras.

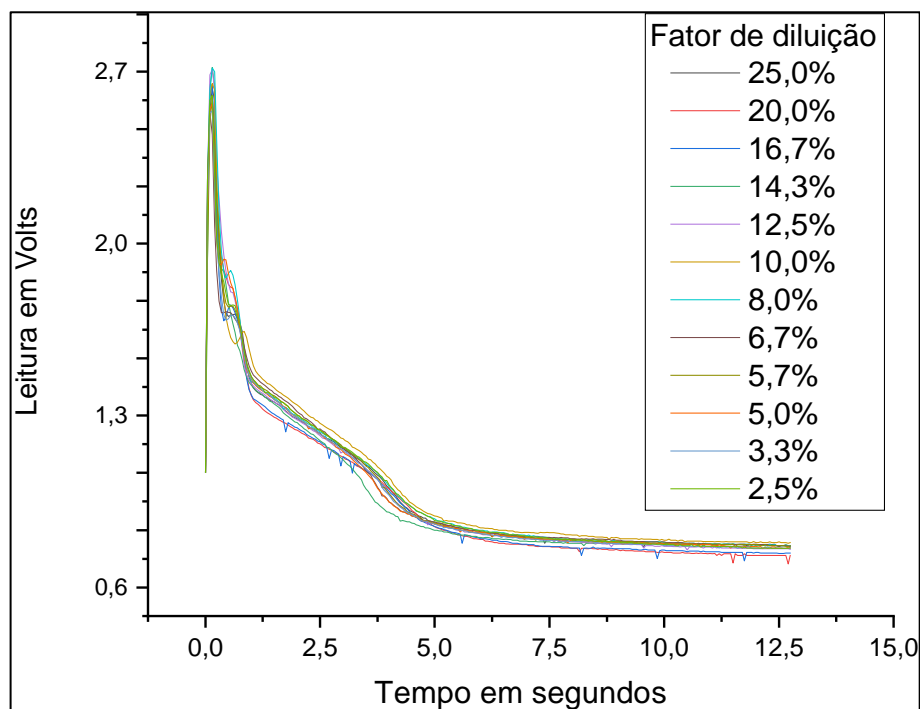
A partir dos dados coletados, utilizando média ponderada dos resultados, foi possível aproximar a concentração de glicose da solução de testes em 2212 mg/dl, com um desvio padrão de 279,4.

5.4.2. Testes das fitas sensoras com diferentes arranjos eletrônicos

Com o arranjo do circuito da Figura 12, para o sensor funcionando como um resistor em divisor de tensão, utilizando apenas dois dos três eletrodos presentes nas fitas, foi possível realizar a leitura da fita sensora, porém o sinal gerado por diferentes concentrações da solução de teste não fornecia dados suficientes para obtenção de uma relação de proporcionalidade entre a concentração de glicose e a curva do sinal. Como mostra a Figura 39, os testes realizados com 12 diferentes diluições da solução de glicose preparada em água, variando de 2,5% a 25%, apresentaram sinais muito similares, a partir dos quais não é possível inferir uma relação entre a forma do sinal, ou o valor da curva em determinado ponto, e a concentração de glicose em água.

Em busca de se obter sinais onde fosse possível distinguir a concentração de glicose da solução testada, substituiu-se o circuito do tipo divisor de tensão por um circuito de potenciostato, conforme indicado na Figura 13. Esta alteração possibilitou o uso do terceiro eletrodo das fitas sensoras. No caso das fitas utilizadas no projeto, da marca G-Tech[®], modelo Free (Fabricado por SD Biosensor Inc., Republic of Korea), o terceiro eletrodo, chamado de eletrodo de referência (RE), opera em conjunto aos outros dois, um eletrodo de trabalho (WE) e um contra eletrodo (CE), podendo regular a velocidade da reação de eletrólise. A identificação dos eletrodos não é fornecida pelo fabricante, e teve que ser encontrada através de vários testes com arranjos diferentes nas ligações do circuito.

Figura 39 - Sinais medidos com amostras de diferentes concentrações em arranjo de circuito do tipo divisor de tensão



Com o circuito eletrônico do sensor montado no tipo potenciostato com apenas um ADC, selecionada arbitrariamente uma configuração para os eletrodos, após vários testes com diferentes valores de resistência, fixou-se o valor de 600Ω e coletou-se amostras de três diferentes diluições da solução de teste, 2,5%, 5,0% e 10,0%. Os sinais obtidos estão registrados no gráfico da Figura 40.

Com este primeiro arranjo dos eletrodos é possível notar sinais mais distintos, que no caso anterior. Ainda assim, não é possível determinar uma relação entre os sinais e suas respectivas concentrações de glicose. A Figura 40 evidencia ainda que uma mesma concentração pode gerar sinais distinguíveis nesta configuração de eletrodos. Para efeito de comparação, os valores obtidos das mesmas amostras pelo monitor de glicemia da G-Tech[®] encontram-se na Tabela 9.

Figura 40 - Sinais medidos com amostras de diferentes concentrações em arranjo de circuito do tipo potenciostato com um ADC e primeiro arranjo dos eletrodos

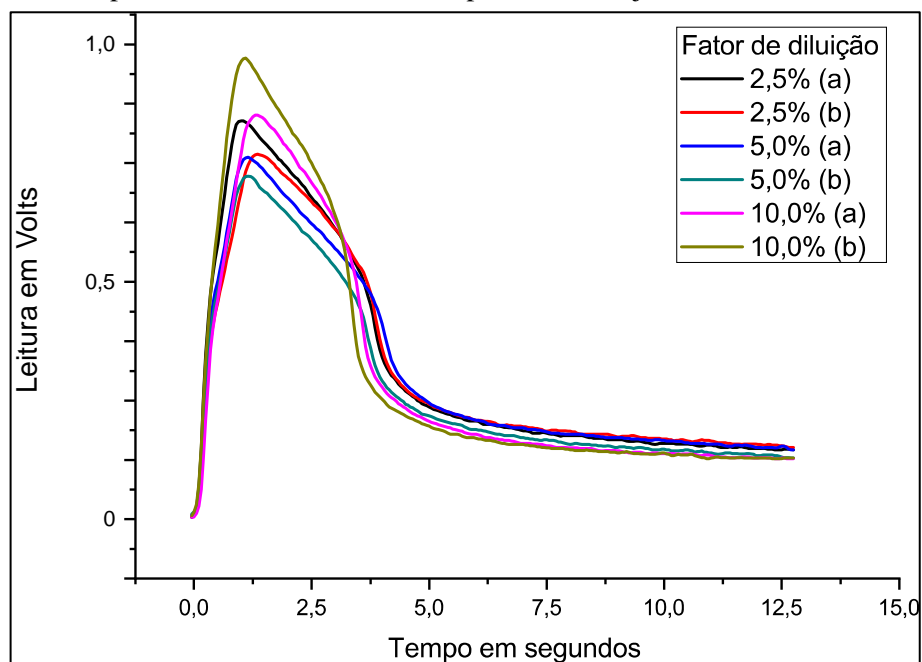
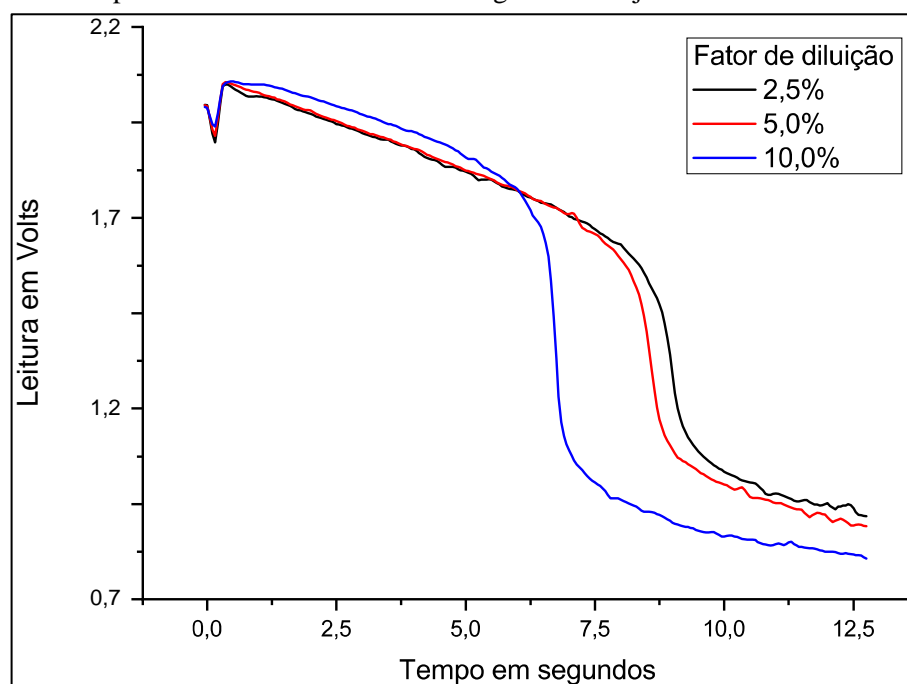


Tabela 9 - Valores obtidos pelo monitor de glicemia da G-Tech® para amostras com fator de diluição de 2,5 %, 5 % e 10 %

Fator de diluição	Valor obtido
2,5 %	58
	60
	54
5 %	143
	147
	152
10 %	341
	382
	368

A disposição dos eletrodos foi alterada e novos dados coletados a partir das mesmas amostras da solução de testes diluída. Após alguns testes com diferentes valores de resistências, o melhor resultado foi obtido com o ajuste da resistência em 33 Ω . O gráfico da Figura 41 apresenta apenas 3 amostras, cada uma com concentração diferente, conforme indicado.

Figura 41 - Sinais medidos com amostras de diferentes concentrações em arranjo de circuito do tipo potenciostato com um ADC e segundo arranjo dos eletrodos



Apesar de uma leve flutuação no sinal, foi possível distinguir claramente os resultados das três diferentes concentrações e é possível construir uma relação de proporcionalidade entre eles. Tentou-se também outras disposições dos eletrodos, porém em nenhuma delas o resultado foi melhor que o atingido nesta configuração.

Com intenção de aumentar a distinção entre os sinais e reduzir os ruídos, foi testada uma terceira configuração eletrônica, do tipo potenciostato, porém com uso de dois ADCs, conforme a Figura 14. Novamente, experimentou-se diferentes arranjos dos eletrodos e valores de resistências, com as mesmas amostras da solução de teste. Um resultado com boas perspectivas de utilização no protótipo foi alcançado com a resistência ajustada em 200Ω , conforme apresentado no gráfico da Figura 42.

A partir dos resultados obtidos neste gráfico é possível distinguir as curvas relativas às concentrações das amostras e traçar uma relação de proporcionalidade entre elas. Percebe-se que concentrações mais baixas de glicose levarão mais tempo para que o sinal decaia. Outras diluições foram testadas e plotadas no gráfico da Figura 43, onde se nota claramente uma relação entre as curvas e a concentração de glicose da solução.

Figura 42 - Sinais medidos com amostras de diferentes concentrações em arranjo de circuito do tipo potenciostato com dois ADCs e resistência em 200Ω

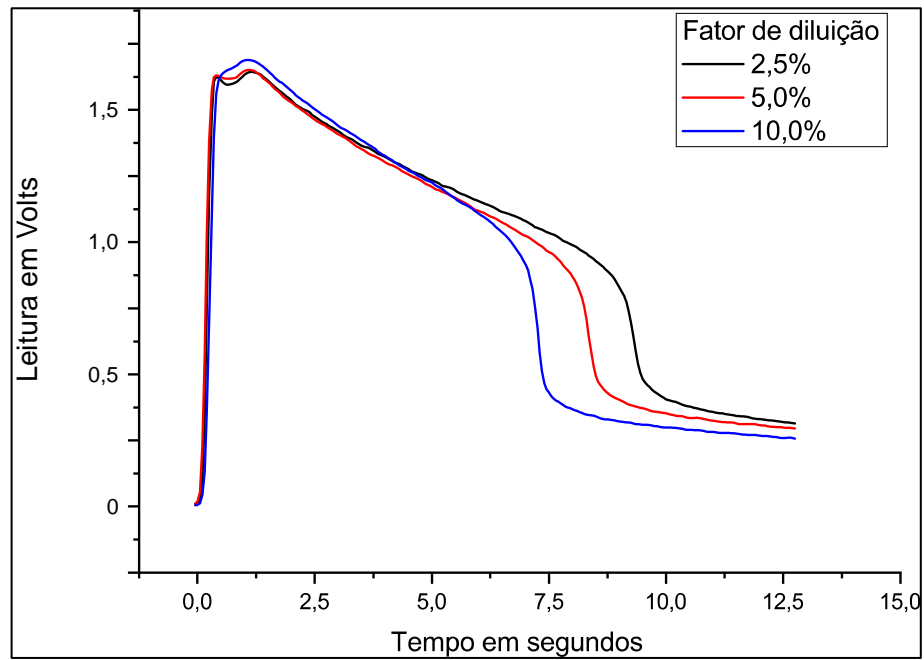
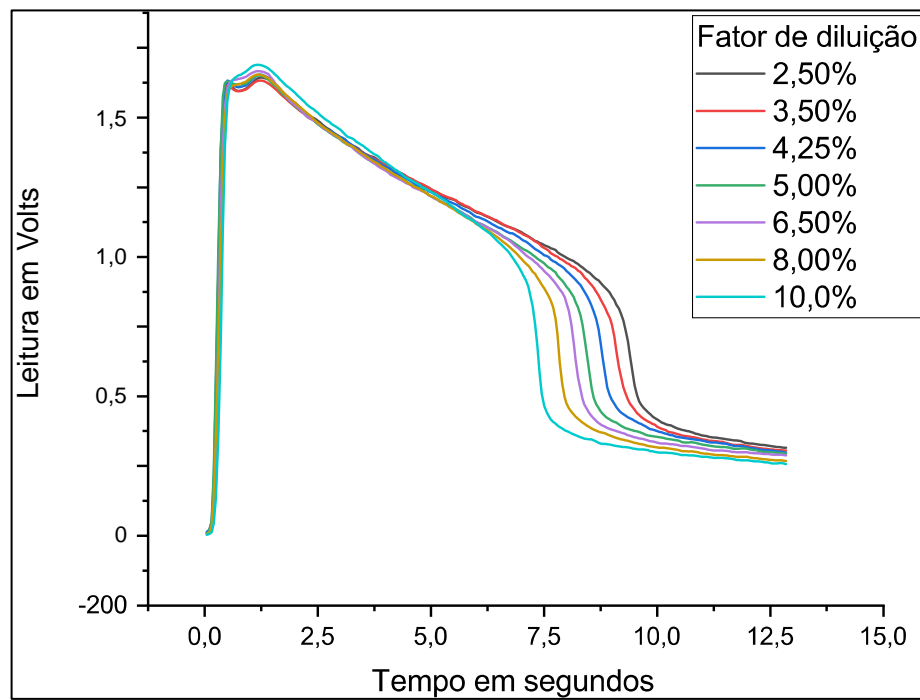


Figura 43 - Sinais medidos com várias amostras de diferentes concentrações em arranjo de circuito do tipo potenciostato com dois ADCs e resistência em 200Ω



5.4.3. Implementação do método de análise do sinal

O método de análise do sinal utilizado no aparelho protótipo foi baseado nos dados obtidos do gráfico da Figura 43. Para que o microcontrolador fosse capaz de realizar a análise, utilizou-se um método simples de otimização do problema. Primeiramente, traçou-se cinco retas de controle para referência no gráfico, como mostra a Figura 44. Este gráfico apresenta os valores diretos das leituras no ADC, a fim de evitar conversões desnecessárias para o microcontrolador. As duas retas de controle verticais interceptam as curvas do gráfico nos tempos 7,5 s e 10 s. As três retas de controle horizontais interceptam as curvas do gráfico quando os valores no ADC são iguais a 400, 550 e 700. Os valores obtidos destas intersecções estão indicados na Tabela 10. Com base nesses valores, construiu-se gráficos para avaliação da relação entre cada uma das retas de controle e o fator de diluição da solução de glicose encontrada na amostra. A Figura 45 avalia a relação com a reta de controle vertical de 7,5 s, a Figura 46 avalia a relação com a reta de controle vertical de 10 s, a Figura 47 avalia a relação com a reta de controle horizontal para o valor registrado no ADC igual a 700, a Figura 48 avalia a relação com a reta de controle horizontal para o valor registrado no ADC igual a 550 e a Figura 49 avalia a relação com a reta de controle horizontal para o valor registrado no ADC igual a 400.

Figura 44 - Gráfico utilizado para análise de relações entre o sinal obtido de uma leitura e a concentração de glicose

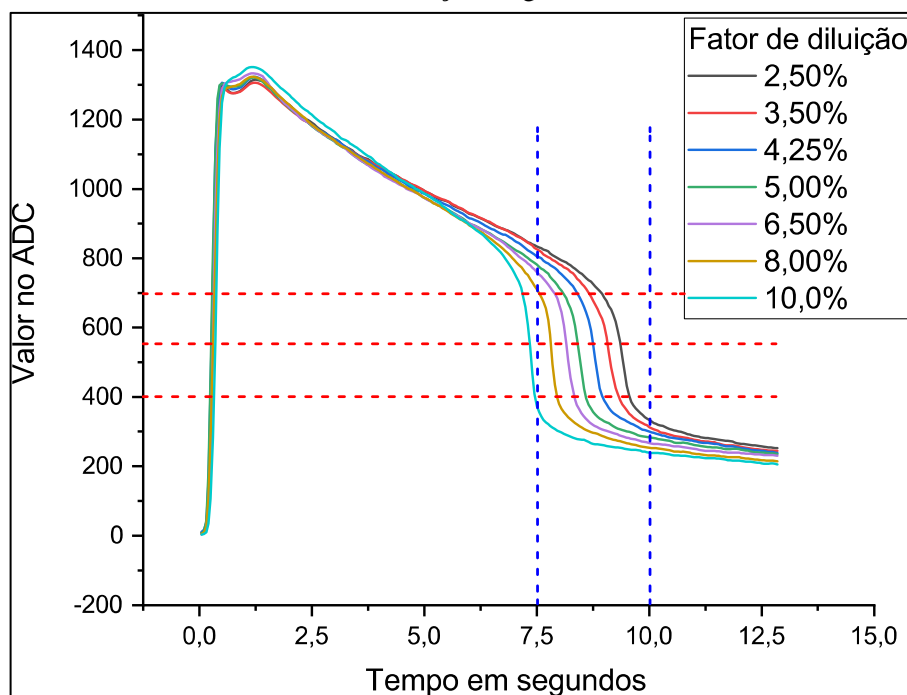


Tabela 10 - Valores obtidos da intersecção das retas de controle com as curvas dos sinais

Intersecção em	2,50%	3,50%	4,25%	5,00%	6,50%	8,00%	10,0%
7,5 s	834	826	804	781	754	707	374
10 s	334	314	300	284	263	251	240
700	8,95 s	8,55 s	8,35 s	8,1 s	7,9 s	7,55 s	7,2 s
550	9,4 s	9,05 s	8,75 s	8,45 s	8,15 s	7,8 s	7,35 s
400	9,6 s	9,3 s	8,95 s	8,6 s	8,3 s	7,9 s	7,5 s

Figura 45 - Relação entre a concentração de glicose e a reta de controle para o tempo de 7,5 s

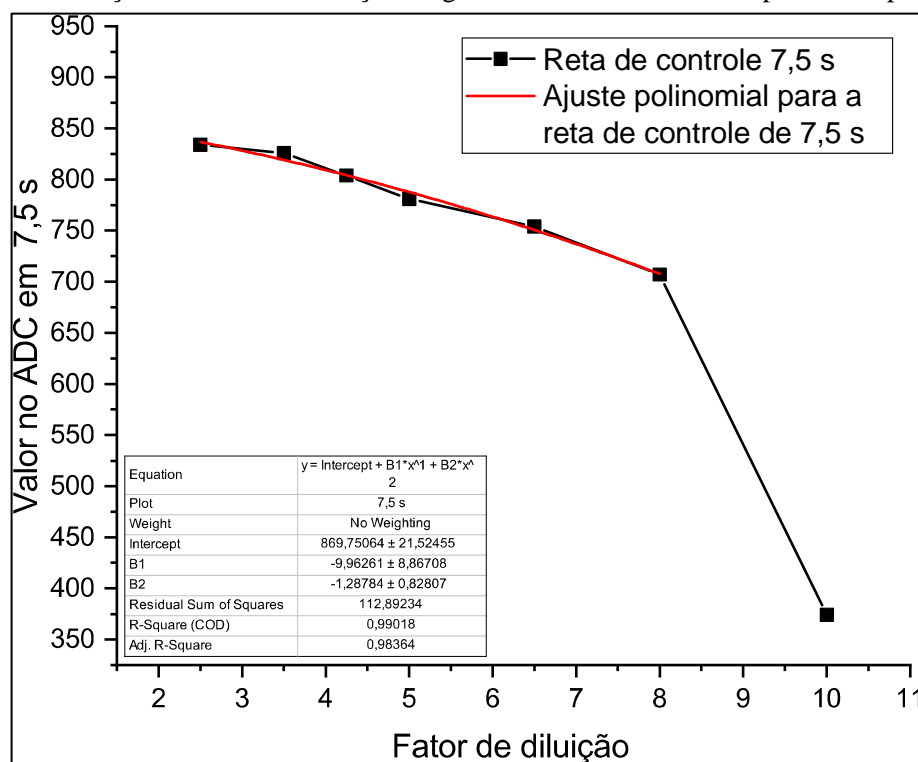


Figura 46 - Relação entre a concentração de glicose e a reta de controle para o tempo de 10 s

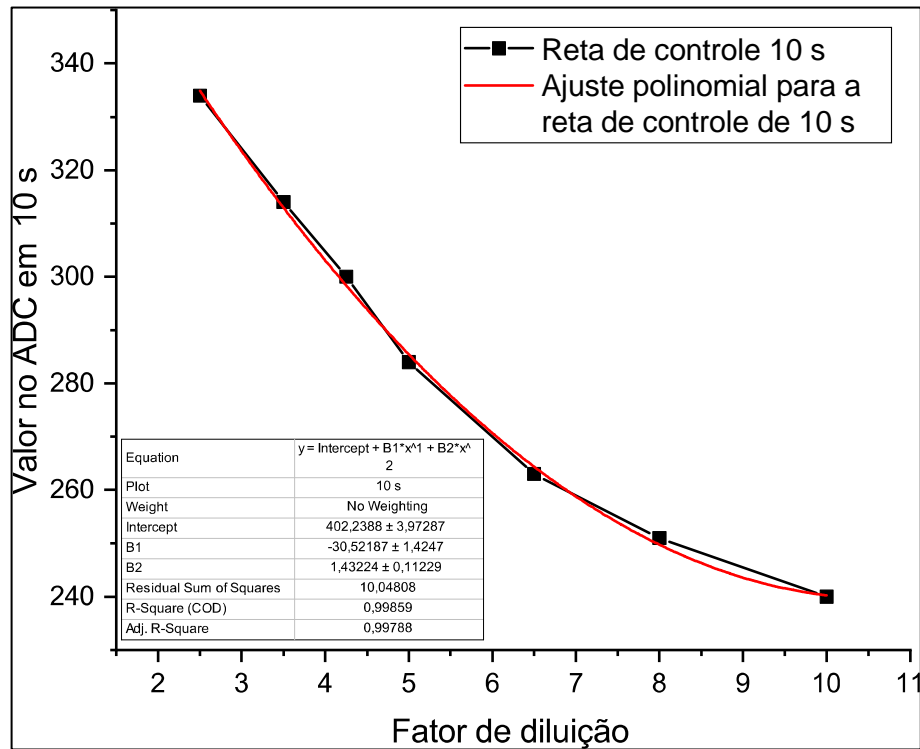


Figura 47 - Relação entre a concentração de glicose e a reta de controle de 700 na leitura do ADC

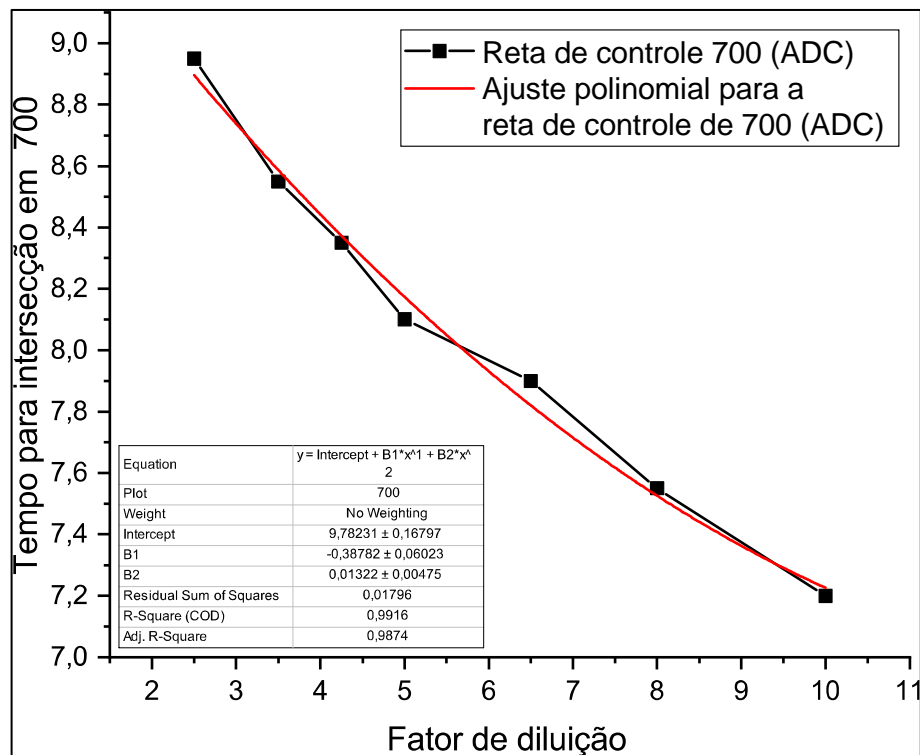


Figura 48 - Relação entre a concentração de glicose e a reta de controle de 550 na leitura do ADC

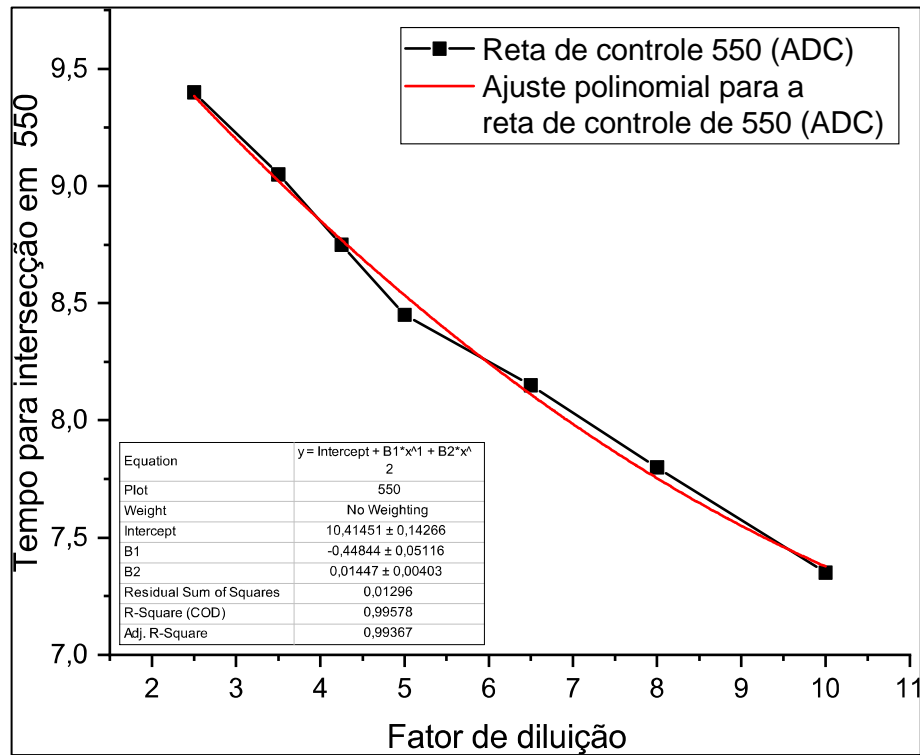
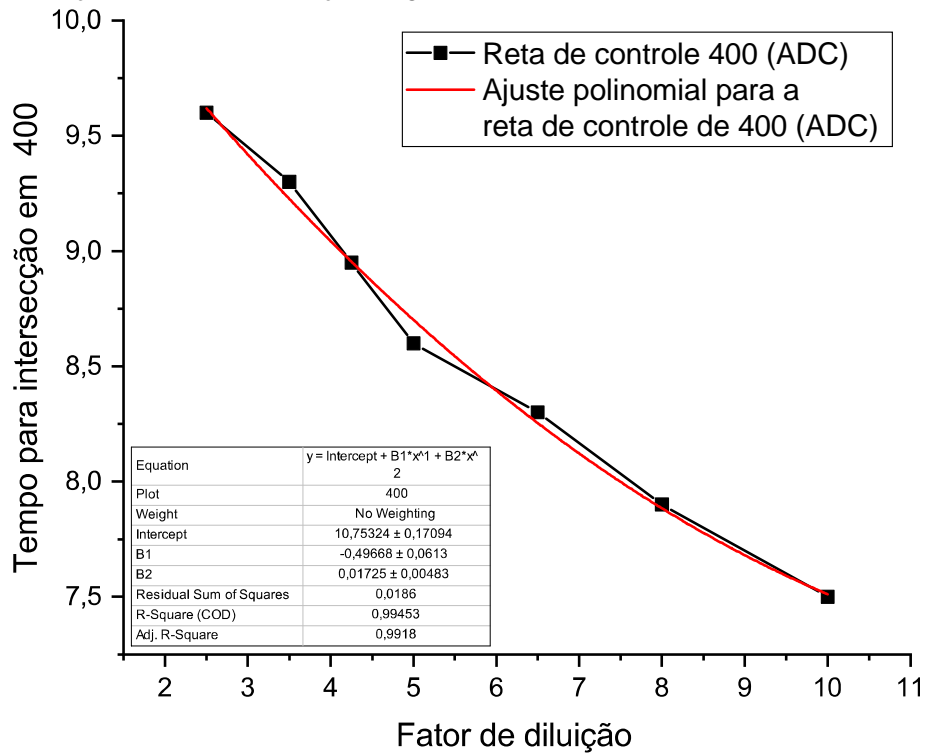


Figura 49 - Relação entre a concentração de glicose e a reta de referência de 400 na leitura do ADC



Para o ajuste polinomial dos valores provenientes da intersecção da reta de referência de tempo igual a 7,5 s foi excluído o último valor, referente ao fator de diluição de 10 %. Esta

decisão não afeta o funcionamento do aparelho, pois com este fator de diluição, a concentração de glicose já se encontra muito acima da faixa normal da glicemia, portanto os resultados para o paciente seriam equivalentes.

O aparelho protótipo utilizou as funções inversas daquelas obtidas nos ajustes dos gráficos, presentes na Tabela 11, para realizar as leituras das fitas sensoras. Como são realizadas cinco verificações, são calculados a média e o desvio padrão entre elas. Caso o desvio padrão seja maior que o valor de referência do programa, a leitura é descartada e considerada com erro.

Tabela 11 - Funções utilizadas pelo aparelho protótipo para leitura das fitas sensoras

Referência	Função de ajuste	Função inversa
7,5 s	$869,75 - 9,96 \cdot x - 1,29 \cdot x^2$	$\frac{996 + \sqrt{-51600 \cdot x + 45871116}}{258}$
10 s	$402,24 - 30,52 \cdot x + 1,43 \cdot x^2$	$\frac{2 \cdot (763 + \sqrt{3575 \cdot x - 855839})}{143}$
700 (ADC)	$9,78 - 0,39 \cdot x + 0,01 \cdot x^2$	$\frac{390 + \sqrt{52000 \cdot x - 356460}}{26}$
550 (ADC)	$10,41 - 0,45 \cdot x + 0,01 \cdot x^2$	$\frac{450 + \sqrt{56000 \cdot x - 380460}}{28}$
400 (ADC)	$10,75 - 0,50 \cdot x + 0,02 \cdot x^2$	$\frac{500 + \sqrt{68000 \cdot x - 481000}}{34}$

5.5. CUSTO DOS MATERIAIS UTILIZADOS

A Tabela 12 mostra uma lista com todos os componentes testados e/ou utilizados, suas quantidades adquiridas e preço no Brasil. Estes materiais foram prioritariamente comprados em eletrônicas ou lojas locais, visando a redução do tempo de espera. Não foram considerados, para os custos, as ferramentas utilizadas que não fariam parte do protótipo, como alicates, multímetro, notebook. Todas as ferramentas utilizadas neste projeto, com exceção dos monitores de glicemia da marca G-Tech, eram de uso pessoal do pesquisador.

Tabela 12 - Lista de componentes testados e/ou utilizados no projeto

Componente	Quantidade	Valor unitário	Subtotal
Microcontrolador STM32F103C8T6	1	R\$ 37,94	R\$ 37,94
Microcontrolador ESP8266	2	R\$ 90,00	R\$ 180,00

Microcontrolador ATmega328	2	R\$ 42,00	R\$ 84,00
Conversor Analógico Digital (ADC) MCP3201	2	R\$ 33,20	R\$ 66,40
Amplificador Operacional LM358	3	R\$ 0,98	R\$ 2,94
Display LCD PCD8544	1	R\$ 45,35	R\$ 45,35
Display Oled SSD1306	1	R\$ 51,68	R\$ 51,68
Display LCD ILI9340	2	R\$ 87,80	R\$ 175,60
Conversor USB Serial	1	R\$ 31,60	R\$ 31,60
Memória Flash W25Q32	2	R\$ 14,99	R\$ 29,98
Módulo MP3 Catalex	1	R\$ 36,00	R\$ 36,00
Fonte de alimentação de 5V e 500mA	1	R\$ 22,90	R\$ 22,90
Fonte de alimentação de 5V e 2000mA	1	R\$ 40,00	R\$ 40,00
Amplificador de áudio PAM8403	1	R\$ 22,00	R\$ 22,00
Fitas sensoras (caixa com 50 unidades)	6	R\$ 60,55	R\$ 363,30
Cartão de memória de 8GB	1	R\$ 31,80	R\$ 31,80
Caixa de contenção do circuito	1	R\$ 9,74	R\$ 9,74
Alto-falante 16 Ω e 0,5W	1	R\$ 27,59	R\$ 27,59
Alto-falante 8 Ω e 0,5W	1	R\$ 21,56	R\$ 21,56
Alto-falante 8 Ω e 1 W	1	R\$ 28,39	R\$ 28,39
Alto-falante 4 Ω e 3W	1	R\$ 25,80	R\$ 25,80
Transistor BJT 2N2222	4	R\$ 0,30	R\$ 1,20
Transistor MOSFET IRFZ44N	2	R\$ 3,20	R\$ 6,40
Potenciômetro de 10 k Ω	4	R\$ 1,91	R\$ 7,64
Switch táctil	20	R\$ 0,50	R\$ 10,00
Resistores (diversos valores)	40	R\$ 0,05	R\$ 2,00
Capacitores (diversos valores)	10	R\$ 0,26	R\$ 2,60
Barra de pinos (par)	6	R\$ 4,89	R\$ 29,34
Estanho para solda (tubo de 25 g)	1	R\$ 10,00	R\$ 10,00
Placa ilhada para prototipagem	4	R\$ 5,54	R\$ 22,16
Total			R\$ 1.425,91

O dispositivo desenvolvido ainda não apresenta sua forma final, não sendo possível, ainda, descrever valores de peso, tamanho, consumo energético ou custo final do aparelho. A Tabela 12 apenas identifica os valores dos componentes utilizados no desenvolvimento do dispositivo até a fase de protótipo.

6. DISCUSSÕES

6.1. PROTÓTIPO DO MONITOR DE GLICEMIA COM INTERFACE AUDITIVA

Os resultados obtidos dos testes realizados com os três microcontroladores mostraram que, apesar das decisões tomadas, todos eles seriam capazes de compor o protótipo, bastando algumas alterações no código ou configuração das bibliotecas para eliminar as instabilidades e/ou incompatibilidades. Para execução do projeto e cumprimento dos objetivos em tempo hábil, optou-se pelo caminho mais rápido, com alterações mínimas nas bibliotecas utilizadas.

Mais funcionalidades são previstas para este protótipo, e devem ser implementadas em desenvolvimentos futuros. Entre elas estão os alarmes, categorização dos tipos de medições (pré-jejum, pós-jejum), sistema de gerenciamento de bateria, entre outras.

Apesar de haver sido testado o funcionamento do protótipo e verificada suas características operacionais, é previsto ainda um teste experimental com um grupo de controle, composto por indivíduos diabéticos com dificuldades visuais em qualquer grau. Este teste deve ser composto por um ou mais exames de glicemia utilizando o aparelho protótipo e outro aparelho comercial, seguido da aplicação de um questionário (Apêndice A – Questionário de validação do protótipo) onde os participantes expressarão opiniões pessoais comparativas entre os dispositivos utilizados. Tem como objetivo avaliar a facilidade de uso do aparelho, a efetividade em transmitir as informações ao usuário de maneira clara e concisa, evidenciar possíveis falhas e possibilitar melhorias ainda em fase de protótipo.

6.2. INTERFACE AUDITIVA

A implementação da interface auditiva via software, apesar de demonstrar baixa qualidade na reprodução dos áudios, funcionou e, com alguns ajustes no programa, aumento da memória flash e fazendo uso dos timers do microcontrolador para sincronizar a leitura do arquivo de áudio com a taxa de amostragem, certamente será uma solução que aproxima o protótipo de sua finalização como produto.

Os resultados obtidos com o módulo Catalex ratificaram o comportamento esperado para a interface auditiva. Um sistema robusto, com qualidade sonora verificada e validada por aplicativo de reconhecimento de fala e intensidade sonora verificada por aplicativo de medição de nível de ruído e validada por comparação. Um aspecto negativo do módulo Catalex é o

feedback, que chega ao microcontrolador com um atraso expressivo, frente à dinâmica de execução do programa. Um atraso de poucos milissegundos que ocorrerem durante uma medição pode afetar negativamente a precisão da medida.

O módulo de amplificação utilizado no protótipo, o modelo PAM8403, pode facilmente ser substituído pelo transistor do tipo MOSFET utilizado em testes anteriores, pois os resultados sonoros não foram afetados por essa alteração.

Como o nível de volume do áudio utilizado nos testes foi sempre de 50%, há ainda a possibilidade de maior amplificação de volume sonoro, tornando as falas ainda mais audíveis, para casos onde o usuário presente, também, redução da sensibilidade auditiva.

6.3. INTERFACE WEB

A conectividade Wi-Fi proporciona uma ampla gama de aplicações que podem ser implementadas sem prejuízo da funcionalidade básica do aparelho glicosímetro. As informações do registro de medições, por exemplo, podem ser tratadas de várias maneiras, seja pelo próprio aparelho ou utilizando serviços de nuvem, e identificar tendências, realizar levantamentos estatísticos e reconhecer relações de dependência entre os níveis glicêmicos e fatores relacionados à saúde do usuário. Praticamente não há limite para as possibilidades de desenvolvimento e aperfeiçoamento nesta plataforma.

6.4. ANÁLISE DAS FITAS SENSORAS

Observando o funcionamento do aparelho da G-Tech[®], que realiza uma medição em cinco segundos, e comparando ao funcionamento do protótipo, que consome dez segundos para a mesma finalidade, fica claro que o método utilizado por ambos os aparelhos não é exatamente o mesmo, ou não estão em configurações iguais. Apesar de, aparentemente, isso não afetar o grau de precisão do dispositivo protótipo, conforme demonstrado, ele não deve ainda, neste estágio de desenvolvimento, ser utilizado como fonte de dados para monitoramento da glicemia. Como sugere a classificação de protótipo, os resultados produzidos pelo aparelho ainda carecem de tratamento e aprimoramento, por meio de testes exaustivos, coleta de um número maior de dados e análises mais minuciosas, para garantir a aplicação do dispositivo em situações reais de exames.

7. CONCLUSÕES

O desenvolvimento deste projeto resultou em um aparelho protótipo de monitor de glicemia com interface auditiva, que pode ser utilizado por pacientes diabéticos, mesmo que tenham dificuldades visuais. Este aparelho emite frases de alerta com instruções claras, que facilitam o monitoramento da glicemia, favorecendo a acessibilidade às informações do aparelho e proporcionando autonomia e independência ao usuário.

A implementação deste dispositivo, tanto hardware quanto de software, foi baseada no funcionamento de monitores tradicionais, e os testes demonstraram a similaridade funcional, além dos requisitos extras, concebidos como elementos diferenciais e essenciais para atender um público alvo maior que aquele já assistido pelos outros aparelhos.

O maior diferencial do projeto, a interface auditiva, apresentou os resultados esperados, de qualidade sonora, conferindo clareza na transmissão das informações, de volume e de simplicidade na linguagem, permitindo que os usuários sejam capazes de utilizar o aparelho e compreender os resultados. Os alertas deverão passar por avaliação de um grupo controle de pacientes diabéticos e médicos para refinamento, modificação, inclusão e/ou exclusão de alguma frase.

A interface Wi-Fi também demonstrou desempenho, sendo capaz de acessar os dados gravados na memória do aparelho e exibi-los no navegador web de outros dispositivos conectados. A implementação desta interface coloca o protótipo em conformidade com novas tecnologias, permitindo uma ampla gama de funcionalidades e a interação deste aparelho com vários outros.

Os resultados obtidos das análises das fitas sensoras pelo aparelho protótipo evidenciaram um arranjo para estas medições, com grau de precisão muito similar ao monitor de glicemia convencional. Apesar de se encontrar em estágio de protótipo, o método utilizado para análise se mostrou funcional.

Com isso, todos os objetivos, tanto geral quanto específicos, foram alcançados com êxito. O resultado deste projeto trata-se de um protótipo com funcionamento tão eficaz quanto o de outros aparelhos com a mesma funcionalidade, mas que tem, como perspectivas e desdobramentos futuros, a necessidade de alterações e novas implementações, como relógio interno, alarmes, *design* do produto, entre outros aspectos.

Uma limitação desse estudo foi a falta de informações técnicas sobre o comportamento eletroquímico das fitas sensoras. Devido à necessidade de uso desse material, muito tempo foi dispensado à compreensão do funcionamento desse componente. Outro fator limitante é a falta

de alguns componentes necessários no Brasil, os quais tiveram de ser importados e estiveram sujeitos a atraso na entrega.

Por se tratar de um dispositivo a ser usado por pacientes diabéticos, torna-se essencial uma pesquisa de caráter social, voltada à experiência do usuário com o aparelho, visando o aprimoramento, principalmente da interface auditiva, no que se refere à simplicidade de comunicação entre o usuário e o aparelho. Esta pesquisa faz parte de desenvolvimentos futuros deste projeto, e depende da aprovação do Conselho de Ética em Pesquisas (CEP). O questionário a ser utilizado nesta pesquisa está disponível no Apêndice A – Questionário de validação do protótipo.

Um importante passo a ser desenvolvido é a produção de fitas sensoras próprias, com um funcionamento muito bem conhecido, e que torne o aparelho deste projeto independente de outras marcas. Outras implementações previstas incluem melhorias na interface web, para proporcionar análises de tendências e permitir ajustes autônomos ao aparelho, recurso que deverá funcionar apenas como auxílio no controle da glicemia.

Este projeto foi aprovado pela Agência de Inovação da UFSCar e encaminhado ao Instituto Nacional de Propriedade Industrial, onde aguarda os trâmites necessários para o registro de patente.

REFERÊNCIAS

- AMERICAN ASSOCIATION OF DIABETES EDUCATORS. **AADE7™ Self-Care Behaviors**. American Association of Diabetes Educators. [S.l.], p. 7. 2014.
- AMERICAN DIABETES ASSOCIATION. **Standards of Medical Care in Diabetes**. [S.l.]: [s.n.], 2017. 142 p. ISBN 1935-5548. Disponível em: <http://care.diabetesjournals.org/content/diacare/suppl/2016/12/15/40.Supplement_1.DC1/DC_40_S1_final.pdf>. Acesso em: 20 maio 2018.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Acústica - Avaliação do ruído em áreas habitadas, visando o conforto da comunidade - Procedimento**. Associação Brasileira de Normas Técnicas. Rio de Janeiro, p. 4. 2000.
- ATAÍDE, M. B.; DAMASCENO, M. M. Fatores que interferem na adesão ao autocuidado em diabetes. **Revista Enfermagem UERJ**, 2010. 6.
- BAHIA, L. R. et al. The Costs of Type 2 Diabetes Mellitus Outpatient Care in the Brazilian Public Health System. **Value Health**, 2011. 4.
- CHIAUZZI, E.; RODARTE, C.; DASMAHAPATRA, P. Patient-centered activity monitoring in the self-management of chronic health conditions. **BMC Medicine**, Cambridge, 2015. 6. Disponível em: <<https://bmcmmedicine.biomedcentral.com/track/pdf/10.1186/s12916-015-0319-2>>. Acesso em: 21 Maio 2018.
- CHO, H.; SOBRIN, L. Genetics of Diabetic Retinopathy. **Current Diabetes Reports**, 2014. 11.
- CLARKE, S. F.; FOSTER, J. R. A history of blood glucose meters and their role in self-monitoring of diabetes mellitus. **British Journal of Biomedical Science**, 2012. 11.
- FLORA, M. C.; GAMEIRO, M. G. H. Autocuidado dos Adolescentes com Diabetes Mellitus Tipo 1: Conhecimento acerca da Doença. **Revista Enfermagem Referência**, 2016. 10.
- FOBKER, M. Stability of glucose in plasma with different anticoagulants. **Clinical Chemistry and Laboratory Medicine**, 2014. 4.
- GONDER-FREDERICK, L. A. et al. Psychology, Technology, and Diabetes Management. **American Psychologist**, 2016. 13.
- INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, QUALIDADE E TECNOLOGIA. **Relatório Sobre a Análise em Manuais de Instrução de Uso de Glicosímetros e Seus Acessórios**. Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia. Rio de Janeiro, p. 146. 2014.

INTERNATIONAL DIABETES FEDERATION. **IDF Diabetes Atlas**. 8^a. ed. [S.l.]: [s.n.], 2017. 147 p. ISBN 978-2-930229-87-4. Disponível em: <<http://www.diabetesatlas.org>>. Acesso em: 18 Maio 2018.

KEENAN, D. B. et al. Accuracy of the Enlite 6-Day Glucose Sensor with Guardian and Veo Calibration Algorithms. **Diabetes Technology & Therapeutics**, Nova Iorque, EUA, 14, 3 Novembro 2012. 7.

O'GRADY, M. J. et al. The use of an automated, portable glucose control system for overnight glucose control in adolescents and young adults with type 1 diabetes. **Diabetes Care**, Perth, Austrália, 2012. 6. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3476913/pdf/2182.pdf>>. Acesso em: 20 Maio 2018.

OREM, D. **Nursing: Concepts of practice**. 4^a. ed. Saint Louis (USA): Mosby Year Book Inc., 1991.

SANDER, B. et al. Impact of changes in metabolic control on progression to photocoagulation for clinically significant macular edema: a 20 year study of type 1 diabetes. **Diabetologia**, 2013. 8.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES. **Diretrizes da Sociedade Brasileira de Diabetes**. São Paulo/SP: Clannad, 2017. 383 p. ISBN 978-85-93746-02-4. Disponível em: <<http://www.diabetes.org.br/profissionais/images/2017/diretrizes/diretrizes-sbd-2017-2018.pdf>>. Acesso em: 18 Maio 2018.

SOLOMON, S. D. et al. Diabetic Retinopathy: A Position Statement by the American Diabetes Association. **Diabetics Care**, 40, 2017. 7.

TESTON, E. F.; SALES, C. A.; MARCON, S. S. Perspectivas de indivíduos com diabetes sobre autocuidado: contribuições para assistência. **Escola Anna Nery**, 2017. 8. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/ean/v21n2/1414-8145-ean-21-02-e20170043.pdf>>. Acesso em: 21 Maio 2018.

VASHIST, S. K. Non-invasive glucose monitoring technology in diabetes management: A review. **Analytica Chimica Acta**, Singapura, 2012. 12.

YOON, J. **Introduction to Biosensors**. [S.l.]: Springer International Publishing Switzerland, 2016.

YOUNG, A. J. New technologies and general practice. **British Journal of General Practice**, 2016. 2. Disponível em: <<http://bjgp.org/content/66/653/601/tab-pdf>>. Acesso em: 21 Maio 2018.

APÊNDICE A – QUESTIONÁRIO DE VALIDAÇÃO DO PROTÓTIPO

Idade: _____

1. Com que frequência você faz a medição da glicemia em casa?
2. Você sabe interpretar os valores fornecidos pelo aparelho 1?
3. Quem manuseia o aparelho ao fazer as medições de glicemia?
4. A sua dificuldade visual atrapalha a utilização dos aparelhos comerciais?
5. Se você não tivesse dificuldade visual, você faria a medição com mais frequência?
6. Numa escala de zero a dez, como você avalia o aparelho 1?
7. Numa escala de zero a dez, como você avalia o aparelho 2?
8. Se você tivesse o aparelho 2, realizaria as medições com mais frequência?
9. Os valores fornecidos na tela dos aparelhos auxiliam no controle do diabetes?
10. Os alertas emitidos pelo aparelho 2 auxiliam no controle do diabetes?
11. Você acha que o controle do diabetes melhora a sua vida?
12. Se o aparelho 2 tivesse o mesmo preço ou fosse doado pelo governo, qual seria a sua preferência?