

UNIVERSIDADE DO EXTREMO SUL CATARINENSE - UNESC

CURSO DE CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO

SULIVAN BORGES BRASIL

**SENSORES NÃO INVASIVOS APLICADOS A VERIFICAÇÃO DO NÍVEL
GLICÊMICO**

CRICIÚMA

2017

SULIVAN BORGES BRASIL

**SENSORES NÃO INVASIVOS APLICADOS A VERIFICAÇÃO DO NÍVEL
GLICÊMICO**

Trabalho de Conclusão de Curso, apresentado para obtenção do Grau de Bacharel no curso de Ciência da Computação da Universidade do Extremo Sul Catarinense, UNESC.

Orientador: Prof. MSc. Gustavo Bisognin

CRICIÚMA

2017

SULIVAN BORGES BRASIL

**SENSORES NÃO INVASIVOS APLICADOS A VERIFICAÇÃO DO NÍVEL
GLICÊMICO**

Trabalho de Conclusão de Curso aprovado pela Banca Examinadora para obtenção do Grau de Bacharel no curso de Ciência da Computação da Universidade do Extremo Sul Catarinense, UNESC, com Linha de Pesquisa em Informática Aplicada à Saúde.

Criciúma, 19 de Junho de 2017.

BANCA EXAMINADORA


Prof. MSc. Gustavo Bisognin - Orientador


Prof. MSc. Rogério Antônio Casagrande - UNESC


Prof. Esp. Sérgio Coral - UNESC

Dedico este trabalho primeiramente a Deus, aos meus familiares, em especial aos meus pais e minha esposa, e por último e não menos importante, aos meus amigos e colegas de faculdade.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente ao meu grandioso Deus, por me manter vivo diariamente, me dar forças em fases difíceis, esperança e confiança em momentos incertos.

Aos meus pais Sullivan Aparecido Brasil e Lizete Borges Brasil, que sempre me apoiaram e me incentivaram a estudar. Mesmo com suas limitações, em todo o tempo ensinaram que o estudo seria essencial para minha vida, e hoje entendo e compreendo tudo que me foi dito. Obrigado pai e mãe, por todo carinho, educação, amor e correções, vocês são exemplos para mim.

A minha única irmã Sandy Brasil, pois você é sangue do meu sangue e pode ter certeza que você também foi um dos motivos para que eu nunca desistisse.

A minha esposa Ana Claudia Rabelo Brasil, que me acompanhou em toda essa trajetória e sabe que não foi nada fácil. Obrigado por me apoiar e entender que o tempo dedicado a este trabalho seria importante para minha vida profissional e para o futuro da nossa família.

Ao meu professor e orientador Gustavo Bisognin, pelo suporte, compreensão, correções e apoio em todo o tempo.

Ao professor Sérgio Coral, que disponibilizou-se a me auxiliar em determinadas etapas do trabalho.

Ao meu amigo Laudecir Martins Hasckel, que desde os tempos de escola, cursos, faculdade e hoje colegas de trabalho, sempre me ajudou e me apoiou. Se hoje este trabalho é uma realidade, com certeza você foi importante nessa etapa da minha vida.

Ao meu amigo e parceiro profissional Joel da Rosa, que independente do dia da semana sempre disponibilizou-se a me auxiliar quando necessário.

A todos os meus colegas de faculdade, que com certeza aprendi algo com vocês.

**"Alguns homens veem as coisas como são,
e dizem 'Por quê?' Eu sonho com as coisas
que nunca foram e digo 'Por que não?'"**

George Bernard Shaw

RESUMO

A confluência ágil entre a integração de circuitos eletrônicos e sensores sem fio têm proporcionado novos paradigmas computacionais, fundamentando de forma circunspecta a computação móvel e universalmente difusa. Isso só é permitido, uma vez que, os métodos computacionais através de suas características viabilizam independentemente da localização, a mobilidade do usuário. O elemento chave para isso, é fazer com que estes métodos tenham conformidade com às pessoas, ou seja, que vá de encontro com as suas necessidades, transformando procedimentos ineficazes em eficientes. O objetivo maior é que esses procedimentos possam interagir com os usuários, por meio de computadores, dispositivos móveis, sensores, entre outros, e que estes de forma integrada possam se comunicar entre si. Sendo assim, quando o assunto é informática na saúde, essas interações de usuários e comunicações entre tecnologias representam uma amplitude no quesito pesquisa, pois estão ligados diretamente a sistemas de monitoramento humano. Esses sistemas desempenham um papel significativo na área da saúde, visto que, conectam pacientes e profissionais da saúde para realização de gerenciamentos diários de monitoramento. Neste contexto, considera-se que o Diabetes Mellitus, por se tratar de uma doença crítica que pode sofrer variadas oscilações diárias, representa uma área da saúde que necessita de monitoramento diário.

Palavras-chave: Diabetes, Sensores Ópticos, PCI, Android, AngularJS, REST.

ABSTRACT

The agile confluence between the integration of electronic circuits and the wireless sensors have provided new computational paradigms, circumstantially building a computing mobile and universally diffuse. This is only allowed, since, the computational methods through their characteristics make feasible regardless of the location and the mobility of the user. The key to this is to make these methods conform to people, that is, to meet their needs, turning ineffective procedures into efficient. The main goal is that these procedures can interact with users, through computers, mobile devices, sensors, among others, and that these in an integrated way can communicate with each other. Thus, when the subject is information technology in health, these interactions of users and communications between technologies represent an amplitude in the research question, since they are linked directly to human monitoring systems. These systems play a significant role in health as they connect patients and health professionals to daily monitoring management. In this context, it is considered that Diabetes Mellitus, because it is a critical illness that can lead to suffer several daily oscillations, represents a health area that needs daily monitoring.

Keywords: Diabetes, Optical Sensors, PCI, Android, AngularJS, REST.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Tecnologias de Medição de Glicose no Sangue	26
Figura 2 – Monitoramento da glicose com medidor portátil HGT	27
Figura 3 – GlucoWatch® Biographer.....	32
Figura 4 – WBSN utilizada no monitoramento da saúde humana	39
Figura 5 – Esquema do sensor de oxímetro de pulso	41
Figura 6 – Estrutura de sensores	46
Figura 7 – Layout PCI, camada superior.....	49
Figura 8 – Layout PCI, camada inferior.....	50
Figura 9 – Fotelito de furação do projeto final	51
Figura 10 – PCI fabricada no projeto final	52
Figura 11 – Componentes soldados na PCI do projeto final	53
Figura 12 – Solda finalizada na PCI do projeto final.....	53
Figura 13 – Placa de desenvolvimento STM32F4DISCOVERY	54
Figura 14 – Configuração das portas e pinos.....	55
Figura 15 – Configurações para acender o LED	56
Figura 16 – Fluxo de interação do protótipo da aplicação Web.....	57
Figura 17 – Fluxo de interação do protótipo da aplicação Mobile	57
Figura 18 – Modelo relacional do protótipo da aplicação Web e Mobile	58
Figura 19 – Fluxo de comunicação entre <i>client side</i> e <i>server side</i>	60
Figura 20 – Estrutura de arquivos SQL e REST.....	61
Figura 21 – Rota de consulta padrão da aplicação	61
Figura 22 – Controlador da página de <i>login</i>	63
Figura 23 – Tela de <i>login</i> da aplicação Web	63
Figura 24 – Tela inicial da aplicação Web quando usuário for do tipo médico	64
Figura 25 – Tela inicial da aplicação Web quando usuário for do tipo paciente	64
Figura 26 – Tela de cadastro de usuários Web.....	65
Figura 27 – Tela de lançamentos de glicose Web.....	66
Figura 28 – Tela do gráfico da Evolução da Glicose Capilar.....	67
Figura 29 – Tela do gráfico de Glicose Em Jejum.....	67
Figura 30 – Tela de <i>login</i> Mobile	69
Figura 31 – Tela inicial Mobile para usuários do tipo médico	69
Figura 32 – Tela inicial Mobile para usuários do tipo paciente	70

Figura 33 – Tela de cadastro de usuários Mobile.....	70
Figura 34 – Tela de lançamentos de glicose Mobile	71
Figura 35 – Tela de parâmetros Mobile.....	72
Figura 36 – Primeiro teste protótipo de sensores.....	73
Figura 37 – Terceiro teste protótipo de sensores	74
Figura 38 – Gráfico de Glicose em Jejum do cenário de teste de pessoa saudável .	77
Figura 39 – Gráfico de Evolução de Glicose do cenário de teste de pessoa saudável	78
Figura 40 – Gráfico de Glicose em Jejum do cenário de teste de pessoa com hipoglicemia	78
Figura 41 – Gráfico de Evolução de Glicose do cenário de teste de pessoa com hipoglicemia	79
Figura 42 – Gráfico de Glicose em Jejum do cenário de teste de pessoa com hiperglicemia	79
Figura 43 – Gráfico de Evolução de Glicose do cenário de teste de pessoa com hiperglicemia	80

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Preços e quantidades dos componentes do projeto.....	47
Tabela 2 – Dados do cenário de teste de pessoa saudável.....	75
Tabela 3 – Dados do cenário de teste de pessoa com hipoglicemia.....	75
Tabela 4 – Dados do cenário de teste de pessoa com hiperglicemia	75

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

API	<i>Application Programming Interface</i>
ARM	<i>Advanced RISC Machine</i>
BAN	<i>Body Area Network</i>
bits	<i>Binary Digit</i>
BSN	<i>Body Sensor Network</i>
CNC	Controle Numérico Computadorizado
CSS	<i>Cascading Style Sheets</i>
DM	Diabetes Mellitus
DM1	Diabetes Mellitus Tipo 1
DM2	Diabetes Mellitus Tipo 2
DSC	<i>Differential Scanning Calorimetry</i>
ECG	<i>Electrocardiogram Sensor</i>
FIR	<i>Far Infrared</i>
GH	<i>Growth Hormone</i>
GPIO	<i>General Purpose Input / Output</i>
GPRS	<i>General Packet Radio Services</i>
HGT	Hemoglicoteste
HTML	<i>HyperText Markup Language</i>
HTTP	<i>Hypertext Transfer Protocol</i>
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
JS	<i>JavaScript</i>
JSON	<i>JavaScript Object Notation</i>
Kbytes	<i>Kilobyte</i>
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
Mbyte	<i>Megabyte</i>
mg/dl	Miligramas por Decilitro
MHz	<i>Megahertz</i>
MLP	<i>MutiLayer Perceptron</i>
mm	Milímetro
MVC	<i>Model View Controller</i>
NIR	<i>Near Infrared</i>
PA	<i>Pressure Arterial</i>

PaaS	<i>Platform as a Service</i>
PCI	Placa de Circuito Impresso
RBF	<i>Radial-basis function</i>
REST	<i>Representational State Transfer</i>
SpO2	<i>Pulse Oximetry</i>
SRAM	<i>Static Random Access Memory</i>
SQL	<i>Structured Query Language</i>
URL	<i>Uniform Resource Locator</i>
XML	<i>Extensible Markup Language</i>
W	<i>Watt</i>
WBSN	<i>Wireless Body Sensor Networks</i>
WLAN	<i>Wireless Local Area Network</i>
WWBSN	<i>Wearable Wireless Body Sensor Networks</i>

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 OBJETIVO GERAL	18
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	18
1.3 JUSTIFICATIVA	18
1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO	20
2 GLICOSE	21
2.1 HIPERGLICEMIA	22
2.2 HIPOGLICEMIA	22
2.3 DIABETES MELLITUS	23
2.3.1 Diagnóstico de Diabetes Mellitus	23
2.3.2 Tipos de Diabetes Mellitus	24
2.3.2.1 Diabetes Mellitus Tipo 1	24
2.3.2.2 Diabetes Mellitus Tipo 2	24
2.3.2.3 Diabetes Mellitus Gestacional	24
2.3.3 Glicemia	25
3 MONITORAMENTO DA GLICEMIA	26
3.1 MÉTODO INVASIVO	27
3.2 MÉTODO MINIMAMENTE INVASIVO E NÃO-INVASIVO	27
3.2.1 Espectroscopia	28
3.2.1.1 Espectroscopia NIR	28
3.2.1.2 Espectroscopia FIR	29
3.2.1.3 Espectroscopia Raman	29
3.2.1.4 Espectroscopia de Bioimpedância	30
3.2.2 Extração de Glicose por Via Transdérmica de Fluido Intersticial	31
3.2.2.1 Iontoforese Reversa	32
3.2.2.2 Sonoforese	33
3.2.2.3 Ablação Térmica da Pele	33
3.2.3 Outras Tecnologias	34
3.2.3.1 Fluorescência	34
3.2.3.2 Variações de Campo Eletromagnético	35
3.2.3.3 Polarimetria	35
4 SENSORES SEM FIO	37
4.1 DEFINIÇÃO E ATRIBUTOS DOS SENSORES SEM FIO	37

4.2 MONITORAMENTO DA SAÚDE HUMANA POR MEIO DE SENSORES SEM FIO	38
4.3 SENSORES	40
4.3.1 Sensores Aplicados no Monitoramento de Seres Humanos.....	40
5 TRABALHOS CORRELATOS.....	42
5.1 DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO PRELIMINAR DE UM SISTEMA PARA QUANTIFICAÇÃO DA GLICOSE NO SANGUE POR MEIO DE IMAGENS DA ÍRIS HUMANA.....	42
5.2 QUANTIFICAÇÃO DA GLICEMIA ATRAVÉS DE ANÁLISES DE IMAGENS DA ÍRIS HUMANA UTILIZANDO REDES NEURAIIS	43
5.3 PROPOSTA DE MÉTODO NÃO INVASIVO PARA DETECTAR VARIAÇÃO DO NÍVEL DE GLICEMIA.....	44
6 DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO DE SENSORES NÃO INVASIVOS.....	45
6.1 METODOLOGIA.....	45
6.1.1 Escolha do Hardware.....	46
6.1.1.1 Layout PCI.....	48
6.1.1.2 Fabricação e solda da PCI	50
6.1.2 Firmware	53
6.1.3 Protótipo da Aplicação Web e Mobile.....	56
6.1.3.1 Modelo Relacional	58
6.1.3.2 Criação e Arquitetura dos Protótipo da Aplicação Web e Mobile	59
6.1.3.3 Desenvolvimento do Protótipo da Aplicação Web.....	60
6.1.3.4 Desenvolvimento do Protótipo da Aplicação Mobile.....	68
6.1.4 Testes Realizados	72
6.2 RESULTADOS OBTIDOS	76
7 CONCLUSÃO	81
REFERÊNCIAS.....	83
APÊNDICE A – ARTIGO	92

1 INTRODUÇÃO

No corpo humano existem diversas quantidades de substâncias que, quando reunidas, estabelecem o funcionamento correto do organismo. Uma destas substâncias é adquirida através da ingestão de alimentos, chamada de glicose. Assim como toda substância existente no organismo, o nível de concentração da glicose deve ser preciso. Caso alguma alteração inesperada venha acontecer, desequilibrando o nível adequado, severas consequências podem ocorrer, causando instabilidade no organismo (MENEZES, 2004).

O consumo da glicose é feito por células em conjunto com a insulina. O pâncreas é o responsável por gerar a insulina e liberá-la para o sangue em quantidades reguladas conforme necessidade do organismo. Quando a insulina não é produzida, ou é, porém, em quantidades fora do normal, a glicose fica acumulada no sangue, fazendo com que os níveis de concentração da mesma aumentem, gerando problemas ao corpo humano. Toda essa anormalidade é chamada de Diabetes Mellitus (DM) (WAYNANT; CHENAULT, 1998, tradução nossa).

Atualmente não existe nenhum método que pode curar o diabetes totalmente. A principal terapia consiste em evitar ou atenuar a ocorrência de complicações através do monitoramento frequente e ajuste do nível de glicose. Os médicos sugerem que esses níveis devem ser testados, pelo menos, quatro vezes por dia (TANG et al, 2008, tradução nossa). Uma parcela da população diabética apresenta problemas de controle de glicemia, trazendo uma descompensação crítica, a qual geralmente compromete as funções renais, entre outras, podendo levar o paciente a óbito. Neste contexto, identifica-se que a medição automática pode melhorar a qualidade de vida dos pacientes, pois auxilia no controle da glicemia, podendo ainda ser programada, evitando o esquecimento e consequentemente, ajudando o paciente a se manter saudável. A maioria dos sistemas de medição de glicose regulares são invasivos na natureza e por consequência causam dores, consumo de tempo, alto custo e risco potencial de propagação de doenças infecciosas. Cientistas buscam obter métodos não invasivos eficazes e confortáveis para a detecção do nível de glicose no sangue para uso contínuo (PAUL; MANUEL; ALEX, 2012, tradução nossa).

Os métodos tradicionais, basicamente utilizam a fita hemoglicoteste (HGT) com o sangue do paciente para determinar a taxa de glicose no sangue, afim

de ajustá-la com medicamento a base de insulina (TEODORO et al, 2009). A busca por tecnologias não invasivas para se obter o nível de glicemia é contínua. Algumas abrangem diagnósticos através de secreções humanas, como por exemplo, pelo suor e/ou lágrima (MENEZES, 2004).

Atualmente existem projetos desenvolvidos, como, relógios de pulso, que verificam a glicose intersticial, lentes de contato que trocam a cor conforme os índices de glicose da lágrima e sensores introduzidos no tecido subcutâneo. Porém a existência de complexidades do sistema glicêmico, constantes variáveis agregadas e influências de alterações e fatores indefinidos, fazem com que essas tecnologias não sejam capazes de substituírem o monitoramento capilar padrão (CASTRO JÚNIOR, 2010).

Em relação as redes de computadores, novas tecnologias surgem diariamente. Um exemplo disso são as comunicações sem fio (wireless), que possibilitam aos sistemas computacionais se espalharem mundialmente, ou seja, essas novas tecnologias vão de encontro as necessidades das pessoas. A computação está presente em diversos elementos da atualidade, onde ambientes são alterados e controlados por meio da presença e ações das pessoas, através de sistemas inovadores. Conforme essa interação vai se desenvolvendo, expande-se a técnica de computadores exercerem funções inteligentes, atuando em situações diversas do ambiente e/ou tomando decisões (ARAUJO, 2003, apud CASSIANO, 2007).

O monitoramento da saúde humana por meio de sensores sem fio, demonstra algumas vantagens próprias, tais como, a exclusão de condições obstrutivas (alimentação externa, fios, peso e tamanho dos componentes) e pequenos custos, oferecidos pelo uso de componentes de prateleira (*off-the-shelf*), ou seja, componentes já existentes no mercado (GUTIÉRREZ, 2006).

No que diz respeito a aplicativos móveis, Gomes (2010) afirma que os mesmos conectam pacientes e profissionais da saúde, criando históricos clínicos acessíveis e ricos em informações, visto que cada paciente possui seu próprio histórico em mãos.

A ciência ligada à informática, quando voltada para a evolução da medicina, proporciona o desenvolvimento de técnicas para profissionais da saúde que são podem ser utilizadas em diagnósticos e tratamentos de doenças. Levando em consideração as situações citadas anteriormente, propõe-se o desenvolvimento

de uma tecnologia com sensores ópticos, associados a aplicativos Web e Mobile. Esses sensores terão como intuito monitorar parâmetros sanguíneos para determinar o nível de glicose no sangue por meio de método não invasivo, com o objetivo de diminuir o uso da medição via fita HGT. Os dados coletados pelos sensores serão sincronizados para os aplicativos Web e Mobile, com o objetivo de obter um histórico para eventuais consultas.

1.1 OBJETIVO GERAL

Desenvolver aplicações para armazenamento e sincronização de níveis de glicose, integradas a uma protótipo de sensores ópticos que consiste em monitorar níveis glicêmicos por meio de medição não invasiva.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

O desenvolvimento deste trabalho baseia-se nos seguintes objetivos específicos:

- a) compreender o diabetes mellitus e glicemia;
- b) analisar métodos para verificação do nível glicêmico por meio de monitoramento não invasivo;
- c) desenvolver aplicações Web e Mobile que irão receber informações dos níveis de glicose monitorados;
- d) desenvolver um protótipo com sensores ópticos para monitorar níveis glicêmicos por meio de método não invasivo;
- e) apresentar por meio de gráficos os níveis de glicose monitorados.

1.3 JUSTIFICATIVA

De acordo com as Diretrizes da Sociedade Brasileira de Diabetes (SBD), em 1985, estimava-se haver em todo o mundo cerca de 30 milhões de adultos com diabetes. Em 10 anos esse número atingiu os 135 milhões, crescendo para 173 milhões em 2002 e uma projeção de atingir os 300 milhões em 2030. Números que vem crescendo devido o crescimento e envelhecimento populacional, preponderando o sedentarismo e a obesidade.

A insulina é um hormônio gerado pelo pâncreas, na qual permite que a glicose entre nas células do corpo para produzir ou serem transformadas em energia. Se a quantidade ou a qualidade de insulina necessária para manter a circulação de glicose no sangue não for gerada adequadamente, pode-se dizer que a condição médica do indivíduo é de DM. Existem dois tipos de diabetes: DM tipo 1 (DM1) e DM tipo 2 (DM2). O DM1 é também conhecido como insulino dependente e é responsável por 5-10% de todos os casos. A doença geralmente ocorre na infância e requer doses de insulina para manter a vida, além de uma alimentação saudável e exercício físico. Já o DM2 ou não dependente de insulina ocorre em 90-95% da população diabética, ocorrendo na maioria dos casos depois dos 40 anos de idade, podendo exigir insulina ou ser controlada com medicação oral, perda de peso, dieta nutritiva e um programa de exercício regular (WAYNANT; CHENAULT, 1998, tradução nossa).

Qualquer tipo de diabetes pode ser perigosa, uma vez que o excesso ao longo prazo de glicose (hiperglicemia) pode causar cegueira, danos aos nervos e rins (insuficiência renal) ou até mesmo aumentar o risco de doença cardíaca, acidente vascular cerebral e defeitos de nascimento. Pelo contrário, níveis baixos de glicose (hipoglicemia) podem resultar em confusão mental, coma e até mesmo a morte (HEISE, 2000, tradução nossa).

Para diminuir os efeitos do diabetes é indicado o monitoramento do nível glicose no sangue, especialmente em diabéticos DM1. O monitoramento tradicional é realizado por meio de método invasivo, ou seja, por uma punção digital, através do aparelho chamado glicosímetro. É ele quem determina o nível da glicose utilizando uma amostra de sangue do diabético coletada por uma tira descartável. O valor de cada tira custa entre R\$1,20 a R\$1,70 e um diabético DM1 requer pelo menos três medições por dia, para se obter um controle correto (MENEZES, 2004). Além do alto custo também causam dores, consumo de tempo e risco potencial de propagação de doenças infecciosas (PAUL; MANUEL; ALEX, 2012, tradução nossa).

Atualmente em todo o mundo existem pesquisas que buscam desenvolver sistemas não invasivos para se obter níveis de glicemia. Alguns projetos já estão em fase de testes e outros em fase de pesquisas laboratoriais. Um dos métodos monitora a glicemia através de fluido retirado da pele, com a ajuda de micro descargas elétricas e um biossensor responsável pela análise do mesmo. Existem

outros ainda, que utilizam infravermelho, ondas de rádio e secreções humanas, como por exemplo, suor e/ou lágrima (MENEZES, 2004).

Segundo O'connor (2011), 71% dos médicos consideram *smartphones* essenciais para a prática médica e 84% disseram que a internet é fundamental. Alguns hospitais proporcionam exames na qual os pacientes podem executar em sua própria casa, com o uso de dispositivos sem fios para coletar e transmitir seus dados para médicos via internet.

A evolução tecnológica constante de hardwares e softwares, proporcionaram nos últimos anos o desenvolvimento de novas aplicações. O monitoramento através de sensores sem fios é vista como solução inovadora e de forte potencialidade socioeconômica, tendo como benefícios detectar anormalidades precoces em situações abrangentes de risco e diminuir gastos hospitalares, reduzindo o número de atendimentos e internações desnecessárias (CARVALHO, 2005 apud BARBOSA, 2008).

1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO

Este trabalho é composto por seis capítulos, iniciando-se pela introdução do mesmo, abordagem do problema, objetivos e a justificativa.

No segundo capítulo, são descritos os conceitos de glicose, DM, os tipos de DM e glicemia.

Os tipos de monitoramento da glicemia existentes ou em fase de pesquisa, sejam eles invasivos, minimamente invasivos ou não-invasivos, são apresentados no terceiro capítulo.

Já no quarto capítulo, é abordado o conceito de sensores sem fio, o monitoramento da saúde humana por meio destes sensores e os tipos de sensores aplicados no monitoramento de seres humanos.

O quinto capítulo é composto pelos trabalhos correlatos do levantamento bibliográfico.

No sexto capítulo é apresentado o desenvolvimento dos protótipos, demonstrando as particularidades de cada um, ou seja, ferramentas necessárias, detalhes das implementações, testes realizados e resultados obtidos.

Por fim, no sétimo capítulo contém a conclusão, dificuldades encontradas e propostas de trabalhos futuros.

2 GLICOSE

Das fontes de energia presentes no corpo humano, a glicose (açúcar) é uma das mais importantes. Ela é extraída através da ingestão de alimentos e é por meio do sistema digestivo, que toda glicose obtida é transmitida para a circulação sanguínea. As células precisam consumir a glicose, com o objetivo de transformá-la em energia. Para que isso ocorra, é indispensável à existência do hormônio produzido pelo pâncreas chamado insulina (MURAKAMI, 2007), sendo ela responsável por aumentar a velocidade em que a glicose é transportada. Essa velocidade pode ser acrescida até 10 vezes ou mais, quando a insulina é secretada pelo pâncreas. Porém, sem a insulina, qualquer quantidade de glicose extraída não será suficiente para suprir as necessidades celulares (CASTRO JÚNIOR, 2010).

2.1 HIPERGLICEMIA

A hiperglicemia é caracterizada por níveis elevados de glicose sanguínea. Ocorre devido ao baixo nível de insulina, onde acontecerá uma redução na quantidade de glicose que as células devem consumir e a produção de glicose produzida pelo fígado aumente. Uma das formas recomendadas para se baixar a glicose no sangue é realizar atividades físicas. As causas são variadas, entre elas pode-se citar doses incorretas de insulina (em casos do tipo 1), resistência à insulina (em casos do tipo 2), alimentação demasiada, falta de atividades físicas e estresse. Entre os sintomas da hiperglicemia pode ser citado: a desidratação, vontade contínua de urinar, aumento da sede, respiração cetônica, dor abdominal, turvação visual, cefaleia, náusea, tontura e fraqueza. O tratamento deve ser iniciado após a detecção da hiperglicemia, com o uso de doses de insulina e ingerir líquido, evitando assim a desidratação. Caso contrário a hiperglicemia pode causar complicações sérias, por exemplo, o coma diabético chamado de cetoacidose, que pode ocasionar até mesmo a morte (SMELTZER; BARE, 2002).

2.2 HIPOGLICEMIA

A hipoglicemia é uma modificação metabólica caracterizada por irregulares limites inferiores de glicose no sangue, normalmente cerca de 70 mg/dl e ocorre tanto em pacientes com DM1 quanto com DM2. As causas mais comuns estão associadas ao aumento de atividades físicas sem orientações adequadas,

idade avançada, consumo de álcool, refeições desequilibradas, excesso de medicação quando se há esperança de equilíbrio. Dentre os sinais e sintomas podem-se citar tremedeiras, ansiedade, agitação, palidez, tontura, fome, dores de cabeça, raiva, aceleração dos batimentos cardíacos, formigamento nos lábios, sonolência, convulsões e visão embaçada (TSAI et al, 2011, tradução nossa).

A hipoglicemia pode levar o paciente ao coma e até mesmo a morte, dependendo da sua gravidade ou duração. Pode também causar morte súbita cardíaca por induzir tanto alterações isquêmicas quanto despolarização e repolarização. Para prevenir e reduzir o risco de hipoglicemia é importante que o paciente compreenda e concorde em aderir a todos os aspectos do plano de tratamento, que inclui o uso de medicamentos e mudança no estilo de vida (KALRA et al, 2013, tradução nossa).

2.3 DIABETES MELLITUS

O Diabetes Mellitus corresponde a um grupo de desordens metabólicas que evidenciam desequilíbrios nos níveis de glicose, causados por uma complexa interação de fatores genéticos e ambientais. Com isso, o mal funcionamento do organismo faz com que o pâncreas reduza ou deixa de produzir insulina necessária, as células diminuem o consumo de glicose ou ainda o aumento da produção da mesma (KASPER et al, 2015, tradução nossa).

2.3.1 Diagnóstico de Diabetes Mellitus

Para o diagnóstico do DM são utilizados exames químicos de urina e sangue. Esses exames determinam a quantidade de glicose na urina, com objetivo de diagnosticar e confirmar o DM. Existe ainda a chamada prova oral de tolerância à glicose, ou ainda, curva glicêmica, utilizada também no diagnóstico da doença. Neste teste é observado principalmente a secreção de insulina após o indivíduo ingerir grande quantidade de carboidratos. Para casos positivos da doença, os resultados apresentam valores oscilantes entre o jejum e o fim da curva glicêmica, ou seja, não houve um aumento da secreção de insulina capaz de normalizar os níveis glicêmicos. Em casos negativos os resultados deveriam apresentar valores controláveis (CASTRO JÚNIOR, 2010).

2.3.2 Tipos de Diabetes Mellitus

O Diabetes é classificado da seguinte forma: Diabetes Mellitus tipo 1 (DM1), Diabetes Mellitus tipo 2 (DM2) e diabetes gestacional, que é diagnosticado na gravidez (LACERDA, 1988).

2.3.2.1 Diabetes Mellitus Tipo 1

O diabetes do tipo 1 ocorre de forma rápida e agressiva até os 30 anos de idade, principalmente na fase da adolescência. É caracterizado pela dependência da insulina, portanto, o indivíduo com diabetes do tipo 1 é chamado de insulino-dependente. Neste tipo de diabetes as células do pâncreas são destruídas por um processo imunológico, deixando de produzir insulina ou a quantidade produzida é insuficiente para que as células do corpo consigam consumir a glicose (SMELTZER; BARE, 2002). Com a falta de insulina, os níveis de glicemia ficam altos. Sendo assim, órgãos do corpo como rins e olhos e os sistemas cardíaco e nervoso são comprometidos, muitas vezes levando o indivíduo ao coma ou até a morte. Para se levar uma vida saudável, é necessário o organismo receber tratamento injetável diário de insulina (CASTRO JÚNIOR, 2010).

2.3.2.2 Diabetes Mellitus Tipo 2

Na maioria dos casos de diabetes, o tipo 2 é o mais comum, principalmente, em indivíduos com excesso de peso ou com idade acima de 40 anos de idade. O pâncreas produz insulina normalmente, porém as células do corpo são resistentes à mesma. Indivíduos com diabetes do tipo 2 são chamados de não insulino-dependentes (GUYTON; HALL, 2002). O tratamento médico se dá por meio de medicamentos via oral ou ainda pela realização de exercícios físicos para perda de peso. Ainda assim, em casos isolados é necessário o uso de injeções diárias de insulina (MENEZES, 2004).

2.3.2.3 Diabetes Mellitus Gestacional

O diabetes gestacional é o desequilíbrio nos níveis de glicose no sangue, diagnosticado pela primeira vez na gestação, podendo ou não desaparecer após o parto. Possui características semelhantes ao diabetes do tipo 2, como a resistência aos efeitos da insulina, sendo ocasionada geralmente pelo hormônio do crescimento *Growth Hormone* (GH) (SELIGMAN et al, 2006, tradução nossa).

Entre 20% e 50% das mulheres que possuem diabetes gestacional, após a gravidez podem desenvolver diabetes do tipo 2, pois neste período, são produzidas pela placenta substâncias que podem bloquear a ação da insulina, elevando assim os níveis de glicose no sangue (PACCOLA et al, 2001, apud ALVES, 2007).

2.3.3 Glicemia

Glicemia é a presença de glicose no sangue. O organismo, normalmente através do pâncreas, é quem faz o controle do nível da glicose, produzindo e liberando insulina. No momento em que a glicemia se encontra em grande ascensão, o volume de insulina liberada é maior, ampliando assim o nível de glicose consumido pelas células e diminuindo o nível da glicemia. Em casos de pessoas diagnosticadas com diabetes este processo intrínseco não acontece, sendo necessário o uso de injeções de insulina e monitoramento diário da glicemia, principalmente em pessoas com DM tipo 1 (DM1) (MENEZES, 2004).

3 MONITORAMENTO DA GLICEMIA

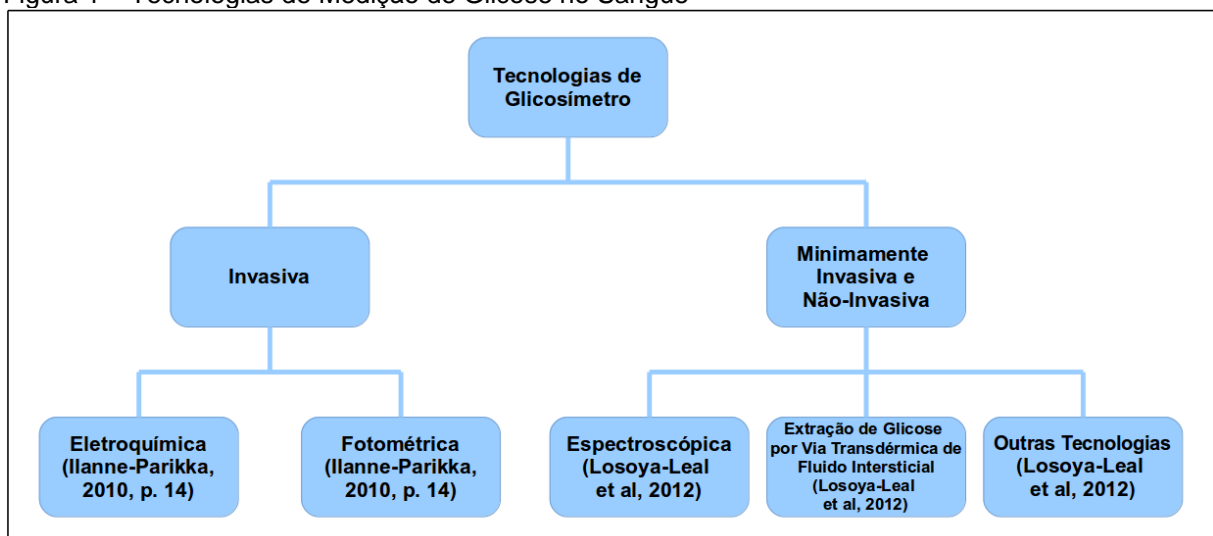
O monitoramento frequente da glicose auxilia no tratamento de regulação da glicemia em pessoas com diabetes. A mesma possibilita detectar a prudência da hiperglicemia e hipoglicemia (MENEZES, 2004).

Os níveis de glicemia em jejum devem estar o mais próximo dos padrões, ou seja, entre 70 e 110 mg/dl, evitando assim maiores complicações. O monitoramento diário é de extrema importância, pois o diabético pode estar se sentindo bem, porém com níveis altos de glicose (MINICUCCI, 2005).

Existe a necessidade do desenvolvimento de aparelhos ou modelos que possam realizar o monitoramento de forma mais precisa, porém existe no metabolismo glicêmico diversos fatores que dificultam essa precisão. Além disso, as formas e modelos aplicados no monitoramento existente, apresentam oscilação e desvios de leituras em seus resultados devido a fatores externos, como por exemplo, luz, umidade, poeira, entre outros (MURAKAMI, 2007).

Para realizar o monitoramento são utilizados aparelhos portáteis, que são categorizados em invasivos, minimamente invasivos e não-invasivos, podendo ainda serem subcategorizados, conforme representados na figura 1 (WALLENIUS, 2014, tradução nossa).

Figura 1 – Tecnologias de Medição de Glicose no Sangue



Fonte: Adaptado de Wallenius (2014, tradução nossa).

As categorias invasivas, minimamente invasivas, não-invasivas e suas subcategorias serão descritas a seguir.

3.1 MÉTODO INVASIVO

Existem vários modelos de monitores que operam de forma invasiva. Eles exigem uma gota de sangue obtida através de uma punção na pele, geralmente na ponta dos dedos. Essa gota de sangue é aplicada em uma tira reagente especial, conectada em um aparelho eletrônico, que após um pequeno intervalo de tempo faz a leitura e exibição digital do nível glicêmico (figura 2) (SMELTZER; BARE, 2002).

Figura 2 – Monitoramento da glicose com medidor portátil HGT



Fonte: Boss (2012, tradução nossa).

Este método é altamente desconfortável para os pacientes devido à punção frequente durante o dia. Além disso, as medições podem apresentar erros entre 6 e 7%, podendo aumentar dependendo do tamanho e qualidade da amostra, erro humano durante a extração das amostras, calibração com defeito, umidade e falta de higiene na área de extração (LOSOYA et al, 2012, tradução nossa).

Outro ponto negativo deste método está relacionado ao alto custo das tiras reagentes especiais. Pessoas diabéticas que precisam de pelo menos três leituras por dia, chegam a gastar em média com elas R\$ 1.620,00 ao ano (MENEZES, 2004).

3.2 MÉTODO MINIMAMENTE INVASIVO E NÃO-INVASIVO

Durante as últimas décadas, grupos de pesquisas mundiais vêm trabalhando em prol do desenvolvimento de monitores de glicose de métodos não invasivos, obtendo resultados promissores. Muitas técnicas têm sido estudadas e

implementadas, gerando vantagens e desvantagens (LOSOYA et al, 2012, tradução nossa).

Para se obter o controle glicêmico sem dores intermitentes, deve-se substituir o uso de sangue por outros fluidos que contêm glicose, tais como a saliva, urina, suor ou lágrimas (SRINIVASAN et al, 2003, tradução nossa).

Os métodos minimamente invasivos e não-invasivos podem ser categorizados em *espectroscópicos*, *extração de glicose por via transdérmica* e *outras tecnologias* (LOSOYA et al, 2012, tradução nossa). Os dois métodos usam um sensor de controle, porém a diferença está no tipo de operação. No método minimamente invasivo, o sensor é subdérmico, ou seja, localizado sob a camada da pele. Enquanto que no método não-invasivo o sensor é não subdérmico (KLONOFF, 1997, tradução nossa).

3.2.1 Espectroscopia

A espectroscopia é o estudo de objetos com base na sua gama de comprimentos de onda, tanto quando eles emitem ou absorvem a luz. Além disso, por meio da técnica espectroscópica de espectrofotometria, a concentração de uma determinada espécie química pode ser avaliada quando aplicada em uma zona de teste, por exemplo, na pele ou nos olhos (ELLIS; GOODACRE, 2006, tradução nossa). As tecnologias espectroscópicas aplicadas ao monitoramento não-invasivo de glicose são: Espectroscopia *Near Infrared* (NIR), Espectroscopia de Emissão Térmica ou *Far Infrared* (FIR), Espectroscopia Raman, Espectroscopia Bioimpedância (WALLENIOUS, 2014, tradução nossa).

3.2.1.1 Espectroscopia NIR

A espectroscopia de infravermelho próximo envolve a iluminação de um ponto no corpo com luz com baixo consumo de energia e comprimento de onda ligeiramente mais longo do que a luz visível, geralmente entre 750nm e 2500nm. Com o uso de uma fonte externa sobre o corpo, a luz emitida é parcialmente absorvida e espalhada, de acordo com a sua interação ente os componentes químicos do tecido sanguíneo, antes de ser refletida de volta para o detector realizar a conversão. A precisão da concentração de glicose no sangue é obtida por meio da

atenuação da luz provocada pela absorção da glicose, ou seja, pela quantidade de energia concentrada nos tecidos sanguíneos (capilares). O processo de conversão envolve o desenvolvimento de um modelo matemático, que é utilizado para estimar a concentração de glicose a partir do espectro de absorção do tecido medido (MALIN et al, 1999, tradução nossa).

A NIR possui facilidade de infiltração na pele. Porém o predomínio da água pode propagar a radiação sobre uma série de interferências, comprometendo as informações relacionadas com a glicose (OLARTE et al, 2011, tradução nossa) .

A principal desvantagem dessa tecnologia está relacionada à interferência de outros materiais, por exemplo, temperatura do corpo, músculos, ossos, condições ambientais e a necessidade de frequentes recalibrações (LOSOYA et al, 2012, tradução nossa).

3.2.1.2 Espectroscopia FIR

A espectroscopia de infravermelho distante, atua na absorção da glicose por meio de medidas espectroscópicas contidas na emissão térmica natural ou calor do corpo humano. É o único tipo de tecnologia de radiação que não necessita de uma fonte de energia externa (PANDE, 2013, tradução nossa).

Uma parte da quantidade de energia que sai do corpo, através das radiações térmicas, é absorvida pela glicose. Essa quantidade é definida pela espectroscopia, que por sua vez faz a conversão em níveis de glicose sanguínea. Por meio da luz com extensão de onda entre 50 a 100 μm , a tecnologia FIR consegue explorar tecidos com funduras de 10 a 50 μm , porém a quantidade de energia emitida é baixa, tornando o índice de precisão inconfiável. Existem ainda elementos que podem interferir nos resultados, como: os glóbulos vermelhos, a oscilação da temperatura e pH da amostragem a ser mensurada e a albumina, que é uma proteína existente no sangue, que possui alto valor biológico (ALVES, 2007).

3.2.1.3 Espectroscopia Raman

O termo Raman representa um fenômeno observado e interpretado em 1928 por Chandrasekhara Venkata Raman, na Índia. Refere-se a uma técnica espectroscópica que utiliza uma fonte de luz monocromática que se espalha sobre

um objeto ao alcança-lo, produzindo luz da mesma energia ou de energia modificada devida alguma ocorrência inesperada (FARIA, 2011).

A espectroscopia Raman tem sido proposta como uma técnica útil para a análise de material biológico de interesse clínico, pois permite a medição de energia vibracional de moléculas sem destruição ou remoção de tecido, fornecendo conhecimento quantitativo da composição molecular em tempo real. Essa técnica vem sendo utilizada com sucesso em análises sorológicas, visando o diagnóstico de hepatite C e determinando a viabilidade da medição de glicose no sangue, colesterol e outros parâmetros que contém concentrações fisiológicas (BORGES, 2015, tradução nossa).

Comparando com a espectroscopia NIR, a espectroscopia Raman monitora vibrações fundamentais, que são mais nítidas e apresentam menores sobreposições. Nessa técnica a água possui índices fracos de dispersão, fazendo com que os efeitos de Raman não sejam afetados pela interferência dessa substância. Porém ela exige períodos de coleta mais longos do que as outras técnicas, já que as medições normalmente têm comprimentos de onda mais elevados e intensidades mais baixas do que a luz original. Para evitar esses longos períodos de coleta, utilizar lasers de alta potência pode ser uma alternativa, no entanto estes são prejudiciais para os tecidos humanos (LOSOYA et al, 2012, tradução nossa).

A espectroscopia Raman não utiliza em sua análise preparações ou modificações de características naturais, como pulverização por exemplo. Em amostras amplas, as mesmas podem ser analisadas com o auxílio de um sistema específico de lentes ou fibras ópticas (FARIA, 2011).

3.2.1.4 Espectroscopia de Bioimpedância

A espectroscopia de Bioimpedância ou Impedância Bioelétrica é uma técnica não-invasiva baseada na facilidade que a corrente elétrica possui sobre o tecido sem gordura e hidratado (MATOS 2002, apud CASTRO, 2005), pois a quantidade de eletrólitos do mesmo é maior, fazendo com que a impedância ou resistência elétrica diminua (GLANER, 2005). Essa característica é importante para estimar índices de diagnósticos clínicos, tais como de hematócrito, hidratação e glicemia (DAI, 2009, tradução nossa).

A Bioimpedância utiliza eletrodos para aplicar correntes de baixa intensidade nas áreas de testes. A tensão resultante reflete em materiais dielétricos, permitindo o controle das composições químicas tanto em animais ou seres humanos. As principais características incluem o baixo custo, comparado a outras técnicas, tempo rápido de resposta e facilidade de implementação e utilização (LOSOYA et al, 2012, tradução nossa). Porém essa técnica requer um processo de equilíbrio, onde o utilizador precisa repousar em média 60 minutos antes de iniciar as medições. Além disso, os efeitos da temperatura e conteúdo de água corporal (por exemplo, a umidade da pele, suor e hidratação) podem influenciar nos resultados finais (SO, 2012, tradução nossa).

Em 2003, a empresa Pendragon Medical Ltd. (Zurique, Suíça), desenvolveu um dispositivo não-invasivo de monitoramento contínuo da glicose, chamado Pendra. O mesmo operava por espectroscopia de Bioimpedância, gerando um campo eletromagnético do outro lado da pele na gama de 1-200 MHz. As avaliações iniciais do dispositivo foram promissoras e o Pendra foi aprovado para utilização no mercado europeu em 2004. No entanto, as avaliações pós-mercado indicaram pouca precisão devido às variações de pele e propriedades subcutâneas dos pacientes. Como consequência, o dispositivo foi retirado da distribuição comercial e a Pendragon Medical entrou em falência no ano de 2005 (BOSS, 2012, tradução nossa).

3.2.2 Extração de Glicose por Via Transdérmica de Fluido Intersticial

Fluido intersticial é a porção de líquido que circunda os tecidos e banha as células vivas. Embora separado do sistema sanguíneo, este fluido contém uma riqueza de informações sobre o estado de saúde de um indivíduo na forma de pequenas moléculas solúveis. Um exemplo disso são as moléculas de glicose e os níveis intersticiais de açúcar, que se relacionam diretamente com os níveis de glicose no sangue, possibilitando extrair parâmetros importantes para o monitoramento de pessoas diabéticas (PARANJAPE, 2008, tradução nossa).

A pele é o principal acesso para o monitoramento transdérmico (CHING; CONNOLLY, 2008, tradução nossa). No entanto, esta abordagem é limitada pela baixa permeabilidade cutânea, ou seja, a dificuldade que certas substâncias têm de penetrar a pele, principalmente às camadas externas.

As diferentes técnicas para o monitoramento de glicose minimamente invasivo e não-invasivo por via transdérmica de fluido intersticial são: Iontoforese Reversa, Sonoforese e Ablação Térmica da Pele (LOSOYA et al, 2012, tradução nossa).

3.2.2.1 Iontoforese Reversa

A Iontoforese Reversa é uma técnica que pode ser utilizada para extrair de forma não-invasiva, substâncias polares (que possuem interação com a água) através da pele, utilizando uma baixa corrente elétrica (SUN et al, 2015, tradução nossa). Os dois principais mecanismos de transporte envolvidos são: eletromigração e eletrosmose. A eletromigração é o movimento de pequenos íons através da pele sob a influência direta de um campo elétrico, que por sua vez atrai moléculas neutras ou as que já estão carregadas sobre si. Este processo é denominado eletrosmose (KHAN et al, 2011, tradução nossa).

Figura 3 – GlucoWatch® Biographer



Fonte: Tierney et al (2012, tradução nossa).

O GlucoWatch® Biographer (figura 3), desenvolvido pela empresa Cygnus Inc, é um dispositivo portátil baseado na técnica de Iontoforese Reversa, utilizado para monitorar continuamente a glicose no sangue, fornecendo leituras automáticas e minimamente invasivas (SUN et al, 2015, tradução nossa). Em um formato de relógio, o mesmo é constituído de um módulo eletrônico, uma tela para impressão de dados e um conjunto de sensores descartáveis, que contém dois discos de hidrogel com enzimas de glicose oxidase (TIERNEY et al, 2001, tradução

nossa). Esse tipo de enzima serve para determinar a glicose em alguns açúcares, dependendo da sua concentração (FIGUEIRA; ROCHA, 2012). O dispositivo utiliza correntes iontoforéticas e elétricas extremamente baixas sobre a pele para extrair e interpretar as moléculas carregadas (íons positivos e negativos), incluindo a água e a glicose, permitindo monitorar os níveis por até 12 horas. O Biographer possui um sistema de alarme, que é essencial para pacientes com ataques de hiperglicemia e hipoglicemia (CHAN; HUREL, 2002, tradução nossa). No entanto, o dispositivo foi descontinuado devido a problemas potenciais em relação à sua utilização, como o mau funcionamento em locais com temperaturas baixas, irritação significativa na pele e a necessidade de um longo período de aquecimento e calibração (BANDODKAR et al, 2015, tradução nossa).

3.2.2.2 Sonoforese

A Sonoforese é semelhante à Iontoforese Reversa, no entanto, o problema com a Iontoforese é que a mesma só trabalha com moléculas ionizadas em positivo e negativo. Na Sonoforese isso não ocorre (MANICKAM et al, 2005, tradução nossa).

A técnica Sonoforese aumenta a permissividade cutânea de absorver fluidos intersticiais por meio de micro-vibrações de ultrassons, produzidas quando as ondas são dirigidas sobre a pele, aumentando a energia cinética das moléculas. (LOSOYA et al, 2012, tradução nossa). Esse processo permite o transporte de glicose para os sensores (WALLENIUS, 2014, tradução nossa).

Pesquisadores tem dado atenção a esta técnica devido ao crescente problema de diabetes no mundo (JABBARI et al, 2015, tradução nossa). Protocolos experimentais apresentam o desenvolvimento de um sensor eletroquímico, constituído por eletrodos amperométricos e hidrogel com enzimas de glicose oxidase. Os testes mostraram que a concentração de glicose pode ser determinada através da técnica de Sonoforese, porém a margem de erros foi considerada inaceitavelmente alta. Após comparações com medidores de glicose comercial, a diferença entre os valores de cada uma das respectivas técnicas, foi de cerca de 90 mg/dl (LOSOYA et al, 2012, tradução nossa).

3.2.2.3 Ablação Térmica da Pele

A camada externa ou a principal barreira física da pele é constituída de células queratinizadas mortas. Nesse caso, para criar um transporte transdérmico, é necessário eliminar esta camada ou enfraquecê-la (ROXHED, 2007, tradução nossa).

As moléculas de glicose são incapazes de atingir a superfície da pele devido à sua incapacidade de se difundir sobre as camadas de células mortas da pele. No entanto, através da abertura de uma região microscópica desta camada por meio da técnica de Ablação Térmica da Pele, é permitido que a glicose se espalhe naturalmente, atingindo a superfície da pele. Aplicando localmente uma temperatura elevada na superfície da pele, as células mortas são cauterizadas ou vaporizadas termicamente (PARANJAPE et al, 2003, tradução nossa).

A fabricação de um emplastro dérmico com micro-aquecedores, testado em pele humana, tem demonstrado resultados promissores. Trata-se de um adesivo não-invasivo, capaz de extrair moléculas de glicose por meio de fluidos intersticiais, através da aplicação de um impulso de calor sobre a pele, que atinge as células mortas. Porém, o mesmo exige um controle rigoroso do calor aplicado, pois pode afetar diretamente os nervos da pele (LOSOYA et al, 2012, tradução nossa).

3.2.3 Outras Tecnologias

Além das técnicas de espectroscopia e extração de glicose por via transdérmica de fluido intersticial, existem outras três técnicas que podem executar a medição de concentração de glicose. As técnicas são: Fluorescência, Variações de Campo Eletromagnético e a Polarimetria (WALLENIOUS, 2014, tradução nossa).

3.2.3.1 Fluorescência

A Fluorescência representa uma tecnologia promissora para análise precisa de glicose. No entanto, nenhum dispositivo com esse intuito está disponível comercialmente. O princípio de fluorescência é a emissão de luz através da capacidade que algumas substâncias possuem de absorver a luz que incide sobre ela. Este fenômeno ocorre quando a luz atinge uma molécula ou uma estrutura com propriedades fluorescentes, promovendo assim um nível elevado de energia. Os níveis de glicêmicos podem ser extraídos quando uma molécula de glicose, de

acordo com a concentração de glicose existente, detecta a presença da fluorescência (KLONOFF, 2012, tradução nossa).

Sensores de fluorescência que estão em fase de desenvolvimento, apresentam vantagens como: maior sensibilidade a baixas concentrações de glicose, a possibilidade de construir sensores com maiores precisões na faixa de hipoglicemia e baixa necessidade de recalibração. Porém, testes cuidadosos devem ser realizados, a fim de garantir precisão em determinados ambientes, estabilidade após exposições prolongadas e a implantação segura, prevenindo futuras inflamações crônicas ou toxicidade (KLONOFF, 2012, tradução nossa).

3.2.3.2 Variações de Campo Eletromagnético

A exposição de campos eletromagnéticos de alta intensidade no ser humano pode produzir vários efeitos adversos, como lesões térmicas, convulsões e excitações de células nervosas e musculares. Porém, estudos realizados comprovam que a utilização desses campos pode auxiliar em práticas clínicas (NASCIMENTO; BOTURA JUNIOR; MOTA, 2003, tradução nossa).

As alterações na concentração de glicose no sangue provocam variações nos parâmetros dielétricos do sangue, tais como a condutividade, sendo possível conduzir corrente elétrica. Devido às mudanças no campo electromagnético, um sensor electromagnético é capaz de determinar a concentração de glicose através das variações citadas anteriormente. Projetos que utilizam esta técnica, ainda estão em estágio preliminares e não existe nenhum dispositivo integrado a esta tecnologia testado em seres humanos (GOURZI et al, 2005 apud LOSOYA et al, 2012, tradução nossa).

3.2.3.3 Polarimetria

A Polarimetria é o estudo de medidas da polarização óptica da luz. O uso da polarimetria na detecção de concentração de amostras existe há muitos anos. Uma amostra possível para aplicação dessa técnica é a glicose, através do humor aquoso do olho, que imita os níveis de glicose no sangue (BOECKLE; ROVATI; ANSARI, 2002, tradução nossa). Os parâmetros envolvidos na determinação da concentração glicose são: a rotação específica da fonte de luz, o comprimento da

trajetória da amostra e a rotação de luz polarizada linearmente resultante da amostra (COTE; FOX; NORTHROP, 1992 apud LOSOYA et al, 2012, tradução nossa).

Em testes realizados aplicando a técnica de polarimetria na medição da concentração de glicose, foram observados alguns obstáculos, tais como, a incapacidade de proporcionar estabilidade suficiente no sistema, para medir com precisão os sinais detectados de forma consistente ao longo de grandes períodos e os baixos níveis de glicose no humor aquoso comparado aos níveis sanguíneos (BOECKLE; ROVATI; ANSARI, 2002, tradução nossa).

4 SENSORES SEM FIO

Os sensores sem fio estão ganhando cada dia mais a atenção de diversos ramos industriais e de fabricantes de *chips* para a implementação de grande escala em muitas aplicações, tais como, o monitoramento ambiental, militar, aplicações de saúde e bem-estar, rastreamento de usuários e de identificação, incluindo a interação homem-computador (ALFANDI; KASSLER, 2015, tradução nossa). O avanço dos microprocessadores e microssistemas eletromecânicos possibilitaram o desenvolvimento de sensores mais inteligentes. As principais características destes sensores são: reduzir custos e eficiência na geração de resultados, visto que, a comunicação sem fio utilizada por esses sensores favorece a transmissão de dados, onde em determinadas circunstâncias, estes podem ser coletados à distância (YICK; MUKHERJEE; GHOSAL, 2008, tradução nossa).

4.1 DEFINIÇÃO E ATRIBUTOS DOS SENSORES SEM FIO

O uso de sensores sem fio podem ser definidos como uma rede de dispositivos, denotados como nós, que pode identificar um ambiente e transferir as informações recolhidas a partir da área monitorada, utilizando nós sensores conectados sem fio. As informações são transportadas de nó em nó até alcançar um nó controlador, que pode usá-las localmente ou conectada a outras redes, por exemplo, Bluetooth, Internet e outros meios, através de um gateway que permite usuários distintos acessar as informações recolhidas (BURATTI et al, 2011, tradução nossa). Os nós sensores são pequenos componentes computacionais que executam atividades de comunicação, monitoramento e, ocasionalmente, controlam certos ambientes (GUTIÉRREZ, 2006).

O principal atributo da utilização de sensores sem fio é a concentração voltada a dados. Logo, um nó se distribui ou, caso necessário, solicita informações, devendo sempre satisfazer as condições particulares da aplicação (ARAÚJO, 2009). Dentre os demais atributos que englobam os sensores sem fio estão: a capacidade de aumentar o número de nós na rede, a constituição do sistema, caso algum erro ocorra, a conexão de um nó com os demais nós, economia na montagem da rede, utiliza sensores pequenos e de fácil compreensão, auxiliando em futuras manutenções. Ainda assim, ao criar um modelo utilizando sensores sem fio é

necessário conservar a energia, visto que, este atributo pode interferir na durabilidade do dispositivo (SOHRABI et al, 1999, tradução nossa).

Uma das primeiras aplicações desenvolvidas que utilizou sensores sem fio, com o objetivo de desenvolver uma rede de sensores sem fio foi o "*Smart Dust*". Um projeto para uso militar, que foi desenvolvido pela Universidade da Califórnia (UC) em Berkeley e teve como objetivo monitorar campos de batalhas através inúmeros sensores. O intuito do monitoramento era a tomada de decisões por meio da verificação e reconhecimento de pessoas mediante as suas movimentações. O sistema continha uma estrutura simples, porém capaz de processar e transferir dados com custo de energia relativamente baixo (YANG, 2006, tradução nossa).

4.2 MONITORAMENTO DA SAÚDE HUMANA POR MEIO DE SENSORES SEM FIO

Existem três categorias para as aplicações de sensores sem fio, são elas: monitoramento de ambientes, monitoramento de objetos que pertencem a um ambiente específico e monitoramento da relação entre objetos e o ambiente que o mesmo se encontra (YANG, 2006, tradução nossa).

Os sensores sem fio para o monitoramento da saúde humana facilitam o acompanhamento à distância, beneficiando tanto o paciente quanto o profissional da saúde. O uso destes para criação de redes de sensores são nomeadas da seguinte forma: redes de sensores para o corpo humano (*Body Sensor Network* - BSN ou *Body Area Network* - BAN), redes de sensores sem fio para o corpo humano (*Wireless Body Sensor Networks* - WBSN) ou redes de sensores sem fio vestível (*Wearable Wireless Body Sensor Network* - WWBSN). As mesmas são compostas por um acervo de sensores sólidos e flexíveis, que utilizam os métodos de aplicação minimamente invasivo e não-invasivo (SILVA, 2013).

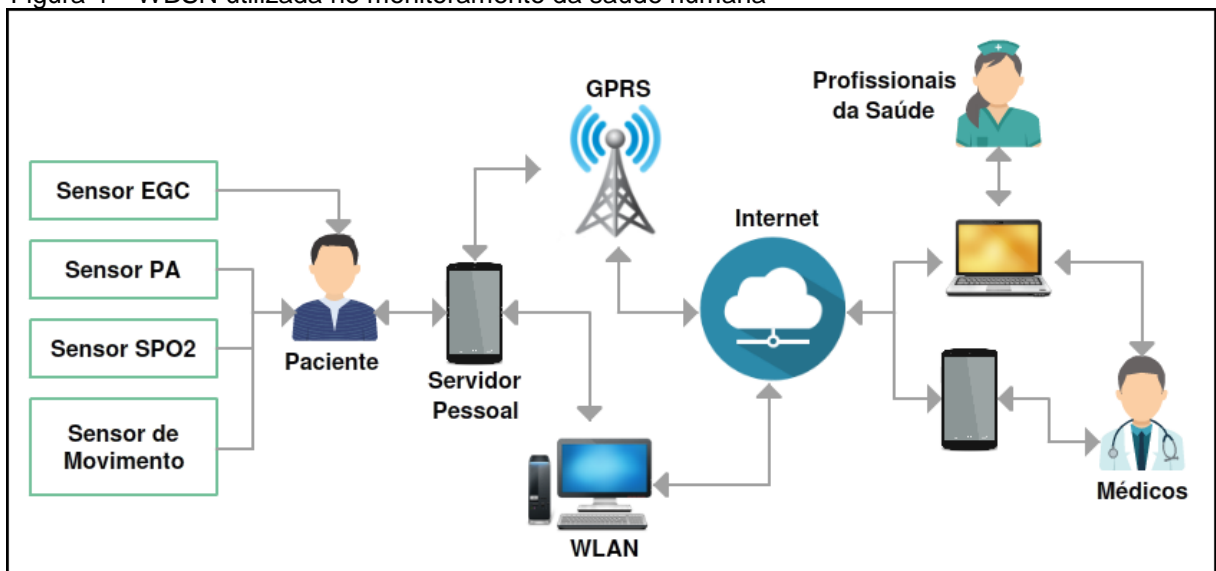
As principais características do uso de sensores sem fio no monitoramento da saúde humana apresentadas pelo Congresso Brasileiro de Informática em Saúde (2006), são:

- a) exclusão de elementos obstrutivos, por exemplo, fios, alimentação externa e o peso e tamanho dos objetos a serem utilizados;
- b) eficiência dos sensores e processos para geração de resultados precisos e expressivos;

- c) baixo custo, quanto relacionado a componentes de prateleira (*off-the-shelf*), ou seja, componentes já existentes no mercado.

Silva (2013) ilustra por meio da figura 4 uma WBSN utilizada no monitoramento da saúde humana. A rede é composta de sensores que controlam funções importantes do corpo: *Electrocardiogram Sensor* (ECG), *Pulse Oximetry* (SpO2) e *Pressure Arterial* (PA). Dentre as tecnologias aplicadas estão: General Packet Radio Services (GPRS) e Wireless Local Area Network (WLAN). Além disso, contém uma infraestrutura de servidores com dados médicos, profissionais da área da saúde, serviços médicos e de emergência.

Figura 4 – WBSN utilizada no monitoramento da saúde humana



Fonte: Adaptado de Silva (2013).

O monitoramento da saúde humana por meio de uma rede de sensores sem fio serve como complemento ao tratamento habitual. Essa junção contribui na detecção precoce ou descoberta de condições que exigem maiores cuidados, prevenindo que se procure um atendimento apenas quando o indivíduo esteja em estado grave. Além do mais, possibilita que pessoas realizem seus afazeres normalmente, evitando a necessidade de se dirigir até um atendimento hospitalar para averiguar o estado de saúde, diminuindo assim, o alto número nas filas de espera e consultas prescindíveis (SENE JÚNIOR, 2009).

4.3 SENSORES

Sensores são dispositivos receptivos à alguma conformação de energia do ambiente, podendo ser cinética, luminosa, térmica, etc. O mesmo extrai informações de características que estão sujeitas a serem quantificadas, por exemplo, aceleração, corrente, pressão, temperatura, velocidade, etc (WENDLING, 2010). O propósito de um sensor é corresponder a um impulso e transformá-lo em um sinal elétrico adaptável aos circuitos a ele anexado. O mesmo possui atributos de entrada e saída. Pode-se imaginar um sensor como um transdutor, que modifica um tipo de energia em energia elétrica (MAZZAROPPI, 2007).

Os atributos elétricos de um sensor podem ser insuficientes em determinados sistemas. Neste caso, antes do sensor realizar a interpretação dos dados, uma manipulação do sinal de saída deve ser realizada. Habitualmente, esse processo é executado por um circuito de interface, onde o mesmo fornece um sinal que pode ser interpretado por um controlador. Já em situações onde o sensor recebe baixos níveis de tensão, é necessário utilizar um amplificador para que esses níveis aumentem e o sensor venha trabalhar de forma correta (WENDLING, 2010).

4.3.1 Sensores Aplicados no Monitoramento de Seres Humanos

Segundo Silva (2013) dentre os sensores existentes, existem vários que podem ser utilizados para monitorar seres humanos. O que determina o uso de destes, está diretamente relacionado ao que especificamente deseja-se monitorar. Para a extração dessas informações, o autor destaca alguns sensores. São estes:

- a) glicosímetro: um dispositivo médico importante para pessoas com DM, que serve para verificar o nível de glicose sanguínea, exibidos em miligramas por decilitro. Dentre as particularidades de um glicosímetro, pode-se citar a precisão e transferência de dados. Esta última pode ser realizada por meio de cabo ou transmissão *wireless*;
- b) sensor de movimento - acelerômetro: estes sensores são utilizados para medir a aceleração do deslocamento corporal, sendo possível obter a duração, frequência e força da atividade física. O mesmo é utilizado para observar os hábitos diários de um paciente,

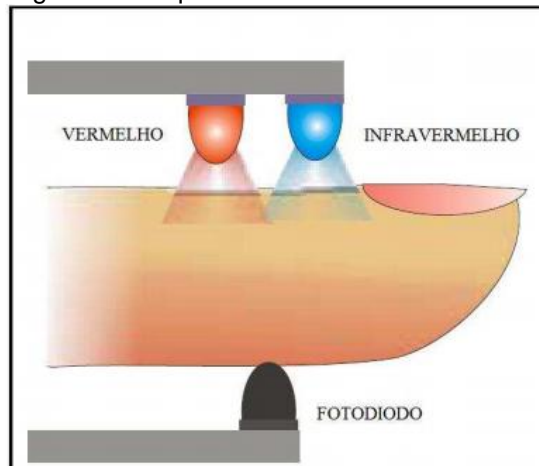
principalmente pessoas diabéticas, que muitas vezes necessitam realizar atividades físicas;

- c) sensor de pressão arterial: normalmente utilizados em indivíduos que possuem hipertensão. Usa como fonte de dados, os batimentos cardíacos, monitorando as suas alternâncias, para determinar a pressão sanguínea sistólica e diastólica.

Mcgrath, Scanail e Nafus (2013, tradução nossa) cita outros sensores utilizados para monitorar seres humanos:

- a) sensor de temperatura corporal: como existem mudanças de um corpo para outro, diversas são as técnicas que utilizam sensores para obter a temperatura corporal. Até mesmo em um único corpo, é possível conseguir maiores precisões em diferentes partes do mesmo. A aquisição dessa informação ajuda fisioterapeutas e preparadores físicos selecionar horários adequados para certas atividades;

Figura 5 – Esquema do sensor de oxímetro de pulso



Fonte: Adaptado de Elsharydah e Cork (2006, tradução nossa).

- b) sensor de oxímetro de pulso: a função deste sensor é monitorar a pulsação e o nível de oxigênio sanguíneo, principalmente, em pacientes que possuem doenças respiratórias. Geralmente, o sensor possui Light Emitting Diode (LED's) e um fotodetector, ou seja, um detector de luz, conforme representados na figura 5. Os LED's são responsáveis por transmitir raios de luz por entre os tecidos e o fotodetector realiza a conversão desses raios em informações digitais. A pulsação e os níveis de oxigênio no sangue, são determinados pela quantidade de luz absorvida pelos tecidos.

5 TRABALHOS CORRELATOS

Ao longo do tempo, foram e estão sendo desenvolvidas, variando-se entre monografias, dissertações e principalmente artigos, diversas pesquisas com o intuito de se obter uma tecnologia não-invasiva para monitoramento da saúde humana. Essas pesquisas envolvem a aplicação em conjunto das áreas de eletrônica e computação na área médica e abordam técnicas existentes que são capazes de realizar a conversão de parâmetros do corpo humano em dados digitais, citando os seus resultados, limitações, desvantagens e outros conceitos.

Neste capítulo, estão relacionados alguns trabalhos importantes que vão de encontro com o objetivo do trabalho proposto ou que possuem conteúdos semelhantes.

5.1 DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO PRELIMINAR DE UM SISTEMA PARA QUANTIFICAÇÃO DA GLICOSE NO SANGUE POR MEIO DE IMAGENS DA ÍRIS HUMANA

A dissertação de Menezes (2004), para obtenção do Grau de Mestre em Metrologia pela Universidade Federal de Santa Catarina, em Florianópolis, teve como objetivo o desenvolvimento de um sistema digital para fotografar a íris, pois segundo o autor a variação na cor da íris pode estar associada a alterações do nível de glicose no sangue. Ainda assim, com a observação dessa variação é possível determinar se existe alguma disfunção em órgãos, presença de tumores ou intoxicações. O sistema é baseado na teoria de Iridologia, que estuda os mais diversos sinais que ocorrem na íris. Essa teoria é estudada há mais de duzentos anos, principalmente na Europa, mais especificamente na Alemanha, onde teve sua origem.

O projeto contou com o desenvolvimento de um sistema óptico/mecânico chamado Glucolris e um software estruturado para extrair medidas quantitativas relacionadas à coloração e estrutura da íris humana. O sistema óptico/mecânico, composto de uma câmera fotográfica digital e um sistema de iluminação, foi desenvolvido para se obter imagens da íris com qualidade e sem interferências externas. Já o software, desenvolvido em Visual Basic 6.0, possibilitou a extração de diferentes parâmetros das imagens, como os elementos RGB e/ou HSI.

Avaliações e análises estatísticas foram realizadas para qualificar a ação de cada fonte sobre o sistema, gerando incertezas associadas à exatidão e precisão. Para efeito de validação, o autor realizou testes de relação entre as alterações do nível glicêmico e os parâmetros de cores extraídos das imagens das íris (esquerda e direita), de um único voluntário diabético insulino-dependente. As imagens foram capturadas em um laboratório com paredes pretas para eliminar qualquer fonte de energia luminosa no ambiente. Os resultados dos testes foram positivos, mostrando que existe relação entre a concentração de glicose no sangue e variações na coloração e estrutura da íris humana. Porém são necessários outros dados para que se tenham resultados cientificamente confiáveis.

5.2 QUANTIFICAÇÃO DA GLICEMIA ATRAVÉS DE ANÁLISES DE IMAGENS DA ÍRIS HUMANA UTILIZANDO REDES NEURAIS

A dissertação apresentada por Alves (2007) em São Carlos, para obtenção do título de mestre em Engenharia Elétrica na Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, teve como objetivo utilizar arquiteturas e topologias de redes neurais para automatizar o processo de medir glicemia baseado nas análises de imagens da íris humana. Partindo dos resultados obtidos na dissertação de Menezes (2004), foi avaliada a capacidade das redes neurais de estimar novos valores de glicemia. Segundo o autor, o uso de redes neurais foi necessário, visto que se tratava de um problema de estimação e precisão.

Com base em literaturas revisadas, foi desenvolvida duas arquiteturas de redes neurais artificiais, a *MutiLayer Perceptron* (MLP) e *Radial-basis function* (RBF), para quantificar o nível de glicemia no sangue a partir de informações sobre componentes de brilho, cores, intensidade e saturação, referentes a íris do olho direito e esquerdo. O projeto usou como base os dados processados e gerados pelo sistema Glucolris desenvolvido por Menezes (2004).

Para realização dos testes, foi criada uma base de imagens utilizando 24 voluntários, sendo feita 2 medições ao dia em um período de 10 dias. Em todos os experimentos foi utilizada a técnica supervisionada de treinamento, com dados de entrada e saída. Tanto a rede MLP quanto a RBF apresentaram bons desempenhos para a estimação dos valores de glicemia baseado na íris humana, sendo permitido concluir que as redes neurais são capazes de aprender com poucos neurônios

intermediários e poucas épocas, dentro do conjunto de treinamento. Mas ainda assim, existem limitações, pois para se obter melhores resultados, as redes neurais artificiais necessitam de uma enorme quantidade de amostras.

5.3 PROPOSTA DE MÉTODO NÃO INVASIVO PARA DETECTAR VARIAÇÃO DO NÍVEL DE GLICEMIA

A monografia de Teodoro et al (2013), para obtenção do título de Engenheiro Eletrônico e Telecomunicação pelo Instituto Politécnico da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, em Belo Horizonte, teve como objetivo o desenvolvimento de um sistema, por meio não-invasivo, capaz de detectar as variações do nível de glicemia de um ser humano.

Os autores descreveram a importância do monitoramento da glicose em pacientes diabéticos, a forma com que o mesmo é realizado de forma invasiva e suas principais desvantagens. Com base no objetivo proposto, analisaram as principais técnicas existentes para medição de glicose por meio de método não-invasivo, sendo elas: Espectroscopia Raman, Espectroscopia por NIR e MIR, Iridologia, Conformação de Calor Metabólico e a Fotopletismografia. Dentre elas, as que apresentaram mais pontos positivos, levando em consideração custo, precisão e de fácil implementação, foram a Conformação de Calor Metabólico e a Fotopletismografia. Sendo assim, após a combinação dessas duas técnicas, foi desenvolvida uma arquitetura de hardware e software para o protótipo proposto.

Foi utilizado para os testes soluções simuladoras de sangue humano, com concentrações diferentes de glicose e coloração de sangue arterial e venoso, pois em testes in vivo pode-se perceber que existem variáveis que comprometem os resultados finais. Apesar de terem encontrado algumas dificuldades durante a fase de testes, o protótipo desenvolvido apresentou bons resultados. Pode-se obter através do mesmo o sinal pletismográfico, ou seja, o sinal da pulsação arterial, porém não foi possível identificar alterações no sinal utilizando diferentes concentrações de glicose.

6 DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO DE SENSORES NÃO INVASIVOS

Neste capítulo é apresentado a metodologia de desenvolvimento de um protótipo que tem a finalidade de estimar os valores de referência das seguintes modificações de um organismo vivo: concentração de oxigênio no sangue, porcentagem de calor e de fluidez sanguínea, com o intuito de identificar as alterações do nível glicêmico através desses parâmetros. Os resultados serão transferidos para interfaces Web e Mobile, afim de se obter um histórico de monitoramento e evolução de precisão.

Um circuito foi desenvolvido com base no esquema para o método de conformação de calor metabólico proposto por Cho et al (1984, tradução nossa) e no oxímetro proposto por Castro Júnior (2010). A partir do circuito, um *layout* foi elaborado para a fabricação da placa de circuito impresso (PCI). A PCI foi produzida pela empresa Stick Circuitos Impressos LTDA de Minas Gerais, Belo Horizonte.

Este trabalho apresenta seus conceitos e ideias de forma inteligível, com a finalidade de demonstrar as características necessárias, desde a fabricação de uma PCI até a comunicação entre um software e a mesma.

6.1 METODOLOGIA

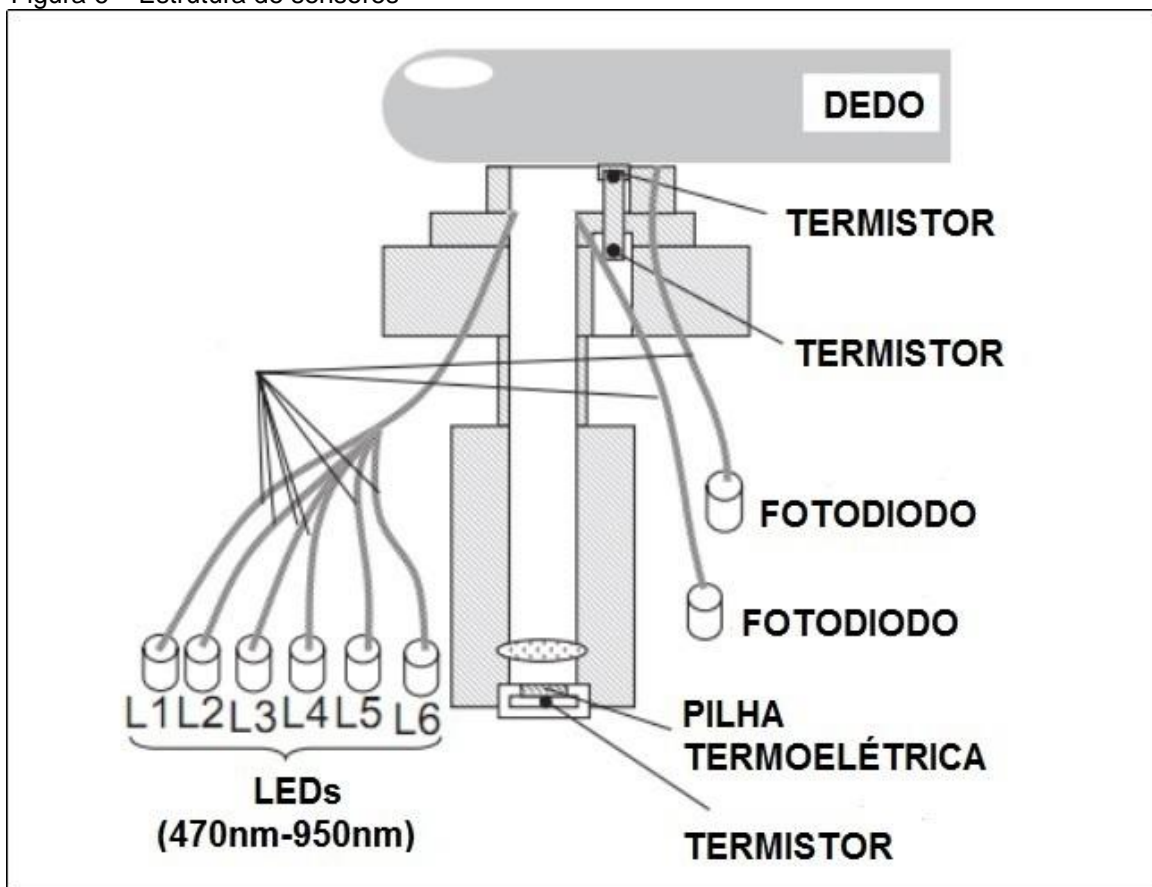
A parte inicial do projeto necessitou de um levantamento bibliográfico sobre glicose e diabetes, destacando os principais conceitos, causas e tratamentos. Essa necessidade vem de encontro com o objetivo geral do projeto, visto que, é preciso primeiramente conhecer a fonte do problema para posteriormente resolvê-lo. O levantamento bibliográfico foi complementado ainda, com estudo das principais técnicas de monitoramento da glicemia existente e de sensores sem fio, visando definir o método a ser utilizado no projeto.

Para a realização das pesquisas, foram utilizados artigos publicados em periódicos internacionais, teses e dissertações de mestrados e doutorados. Pesquisas recentes de projetos semelhantes foram realizadas para embasamento do projeto em questão, auxiliando essencialmente na identificação de obstáculos e dificuldades que os mesmos encontraram.

6.1.1 Escolha do Hardware

Após a realização de pesquisas, algumas formas e ferramentas foram encontradas com o intuito de se obter o nível glicêmico através de sensores não invasivos. Todo material utilizado, levando em consideração o desenvolvimento de um protótipo, foi selecionado de acordo com o esquemático de sensores representado na figura 6.

Figura 6 – Estrutura de sensores



Fonte: Adaptado de Cho et al (1984, tradução nossa).

A partir deste esquemático e do circuito disponibilizado na monografia de Teodoro et al (2013), outros circuitos foram desenvolvidos com o objetivo de adequá-lo e melhorá-lo conforme os requisitos do projeto. Após concluir e definir o circuito a ser utilizado, obteve-se uma lista de componentes, que posteriormente foram adquiridos. A tabela 1 exibe a lista dos itens adquiridos, com suas devidas quantidades e valores em reais.

Tabela 1 – Preços e quantidades dos componentes do projeto

Componente	Quantidade	Valor Unitário	Valor Total
Resistor 10k	22	0,09	1,98
Resistor 47k	4	0,09	0,36
Resistor 3k3	4	0,09	0,36
Resistor 100k	14	0,09	1,26
Resistor 100R	6	0,09	0,54
Resistor 8k2	1	0,09	0,09
Resistor POT 10k	2	1,60	3,20
Resistor 4k7	9	0,09	0,81
Resistor 10R	2	0,09	0,18
Resistor 4.7M	4	0,09	0,36
Resistor 1M	2	0,09	0,18
Resistor 1k	2	0,09	0,18
Resistor 22k	1	0,09	0,09
Resistor 330R	1	0,09	0,09
Resistor 80k	1	0,12	0,12
Resistor 33k	1	0,09	0,09
Resistor 68k	1	0,09	0,09
Resistor 330k	1	0,09	0,09
Resistor 470k	1	0,09	0,09
Capacitor 100nF/50V	7	0,05	0,35
Capacitor 2.7pF	4	0,05	0,20
Capacitor 22nF	2	0,05	0,10
Capacitor 220nF/50V	1	0,05	0,05
Capacitor 6.4uF/16V	2	0,20	0,40
Capacitor 100uF/25V	2	0,30	0,60
Capacitor 10nF/16V	6	0,05	0,30
Circuito Integrado LM324	3	0,78	2,34
Circuito Integrado MLX	1	49,40	49,40
Circuito Integrado TL074	2	1,68	3,36
Circuito Integrado CD4051	2	1,52	3,04
Circuito Integrado HIH4020	1	82,06	82,06
Circuito Integrado CCA25	1	1,70	1,70
Circuito Integrado 7812	1	1,50	1,50
Circuito Integrado 7912	1	1,50	1,50
Circuito Integrado 7805	1	1,20	1,20
Circuito Integrado 1085-33	1	3,10	3,10
Transistor BC558AP	8	0,09	0,72
Transistor BC548C	13	0,21	2,73
Fotodiodo 900NM	3	10,26	30,69
3V3	1	1,45	1,45
LED 5MM Vermelho	2	0,28	0,56
LED 470NM	1	42,22	42,22
LED 525NM	1	42,22	42,22
LED 660NM	1	18,91	18,91
LED 810NM	1	10,19	10,19
LED 880NM	1	18,91	18,91
LED 945NM	1	18,91	18,91
SIL-100-03	1	0,20	0,20
CONN-DIL32	1	1,50	1,50
CONN-DIL50	2	2,00	4,00
Phoenix Connector 3 pin	1	6,50	6,50
Barra Empilhável 10 pin	10	1,39	13,90
Transformador +12 -12	1	40,00	40,00
Tomada macho	1	1,50	1,50
STM32F4DISCOVERY	1	57,43	57,43
Layout do Circuito	1	200,00	200,00
PCI Confeccionada	1	176,80	176,80
Cabo flat (metro)	1	1,99	1,99
Frete	1	132,62	132,62
Impostos de Importações	1	158,40	158,40
Total			1.143,62

Fonte: Do autor.

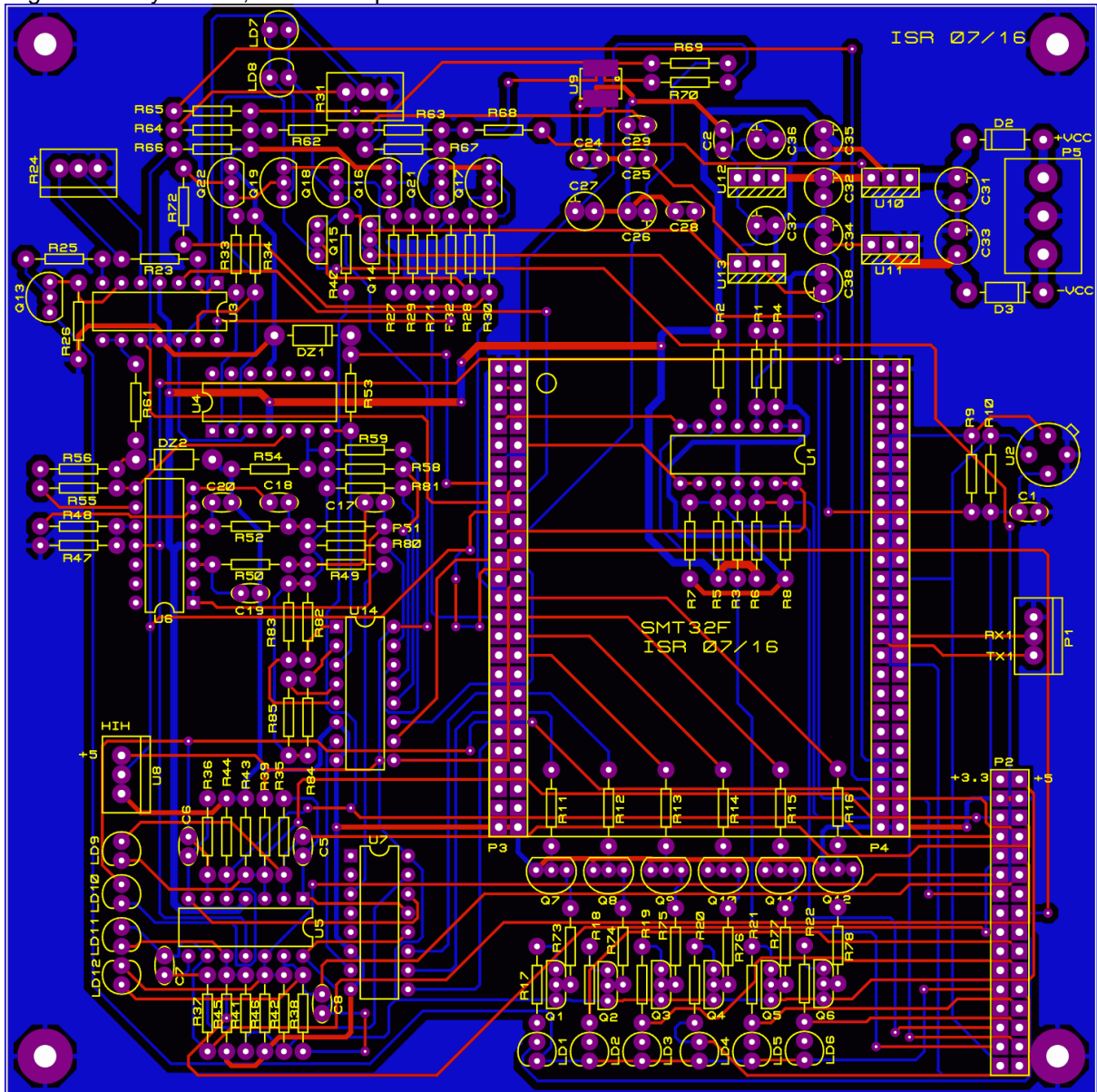
Após a obtenção de todos os componentes foram realizadas pesquisas sobre como transformar o esquemático do circuito em uma PCI, ou seja, desenvolver o layout do circuito, para posteriormente fabricar a PCI, soldar os componentes e realizar a integração entre hardware e software. Por se tratar de componentes eletrônicos, foram necessários o uso de instrumentos apropriados para o desenvolvimento do hardware, como estanho e ferro de solda, fita isolante, cola especial para cabo flat, etc. Já a parte do software, foi necessário o uso de um notebook, comunicando-se com a PCI através de cabos USB e as IDE *Keil uVision5* e *IAR Embedded Workbench for ARM v7.70.2* da *IAR Systems*.

6.1.1.1 Layout PCI

No layout de uma PCI estão contidas as trilhas que interligam os componentes elétricos e eletrônicos, servindo como molde essencial para a fabricação do circuito impresso. Existem vários softwares que permitem a elaboração de um layout de circuito e neste projeto foi utilizado o *software Proteus 7.10*.

Para se obter uma PCI adequada, deve-se realizar uma análise completa ao esquemático do circuito, pois é nessa etapa que são determinados o posicionamento de cada componente. Alguns fatores devem ser levados em consideração, como por exemplo, a circulação do ar para dissipação de calor no dispositivo, os componentes que serão utilizados e até as temperaturas em que a PCI irá atuar. Na figura 7 tem-se a camada superior do layout da PCI do projeto final, exibindo de forma detalhada o local de cada componente.

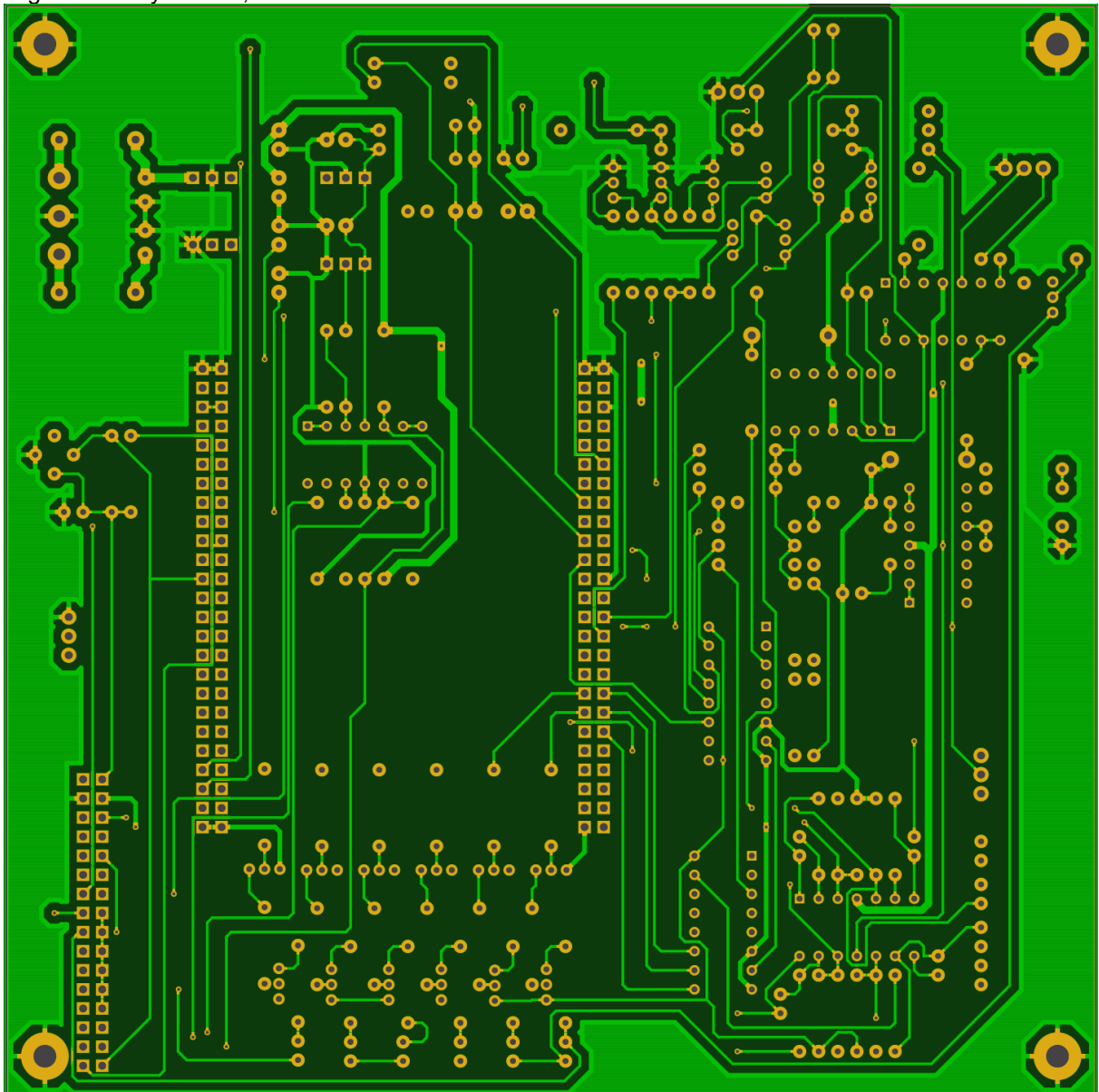
Figura 7 – Layout PCI, camada superior



Fonte: Do autor.

Na figura 8 é exibido a camada inferior do layout da PCI do projeto final, que é o lado da placa onde é feito a solda dos componentes.

Figura 8 – Layout PCI, camada inferior

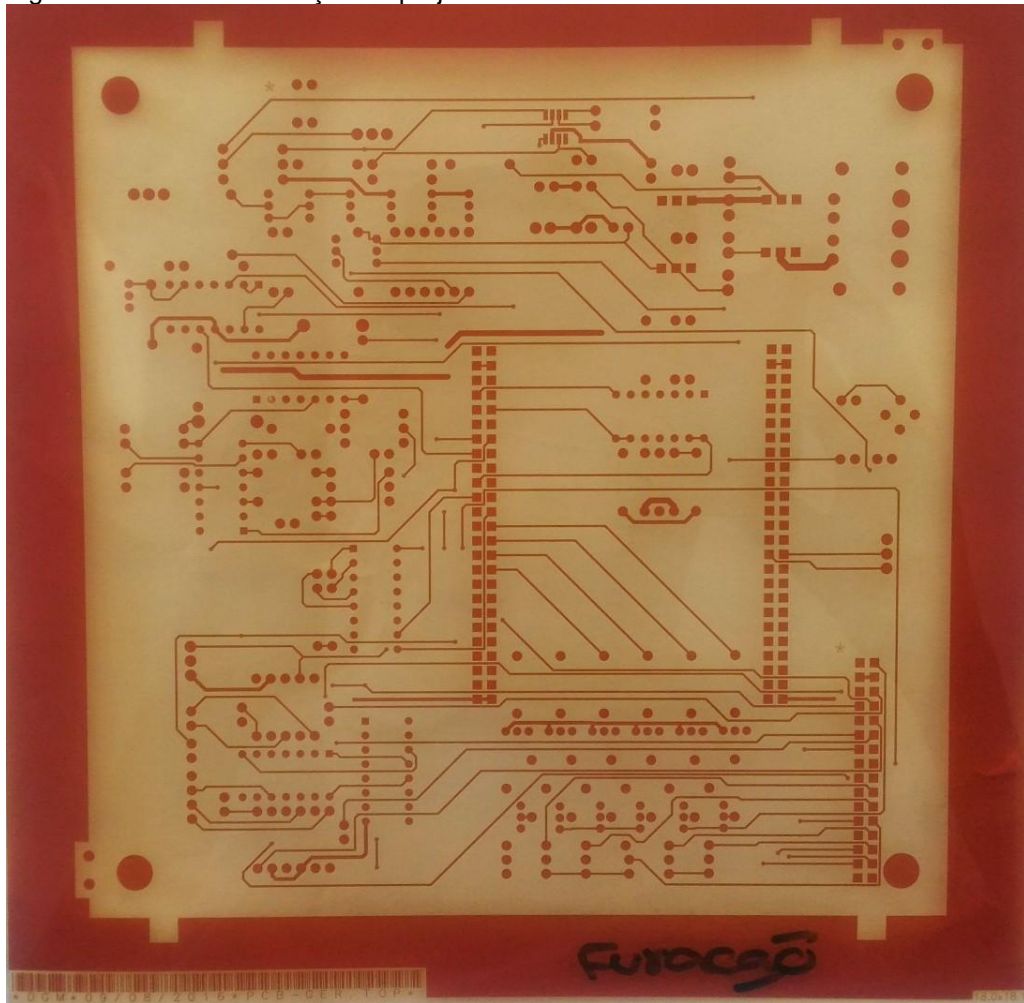


Fonte: Do autor.

6.1.1.2 Fabricação e solda da PCI

Após a geração do layout da PCI foram gerados os arquivos de formato Gerber, que contém todas as informações estruturadamente necessárias para geração dos fotolitos. Os fotolitos normalmente são gerados por um instrumento chamado *Photoplotter* e possuem as referências de máscara de solda, furação, entre outros. Portanto, para cada arquivo Gerber é gerado um fotolito, separando individualmente cada referência do *layout*. As impressões dos fotolitos devem ser feitas em papel transparente e de preferência a laser, pois a qualidade é melhor, como pode ser visto na figura 9.

Figura 9 – Fitolito de furação do projeto final



Fonte: Do autor.

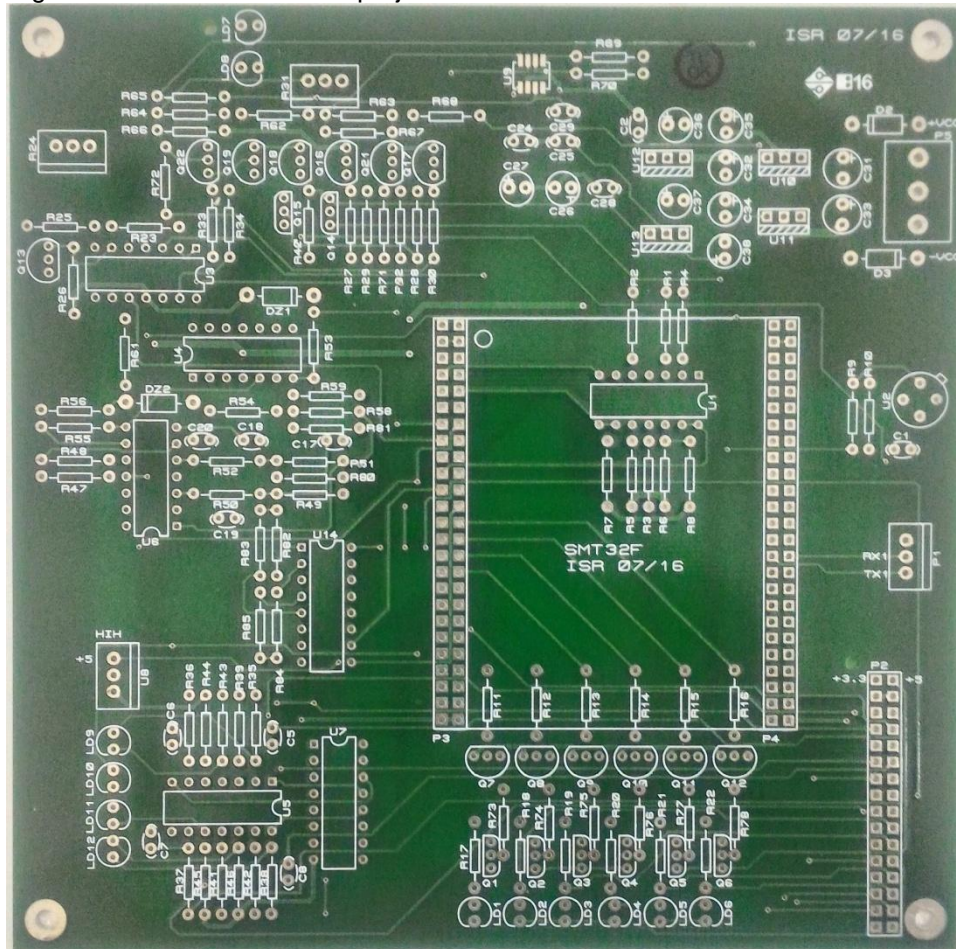
Já com os arquivos de formato Gerber gerados, iniciou-se uma pesquisa para identificar empresas que fabricam PCI's, pois o processo de fabricação caseira demanda muito tempo e investimento. Tratando-se de um protótipo, seriam necessárias poucas unidades, tornando-se inviável para algumas empresas, uma vez que, o custo é alto para pequenas quantidades. Posto isso, houve o contato com a empresa Stick Circuitos Impressos LTDA de Minas Gerais, Belo Horizonte, que concordou em realizar o processo de geração dos fitolitos e também da fabricação da PCI.

A PCI fabricada possui as seguintes especificações: espessura da chapa de 1,6mm, espessura do cobre de $35\mu^1$, completamente metalizada, acabamento com fresagem CNC, serigrafia da máscara na cor verde, serigrafia do layout na cor branca, medindo 145mm x 145mm. Na figura 10 é possível visualizar a PCI

¹ Símbolo da milésima parte do milímetro que é a unidade de medida em microscópio.

fabricada, conforme especificações citadas anteriormente.

Figura 10 – PCI fabricada no projeto final

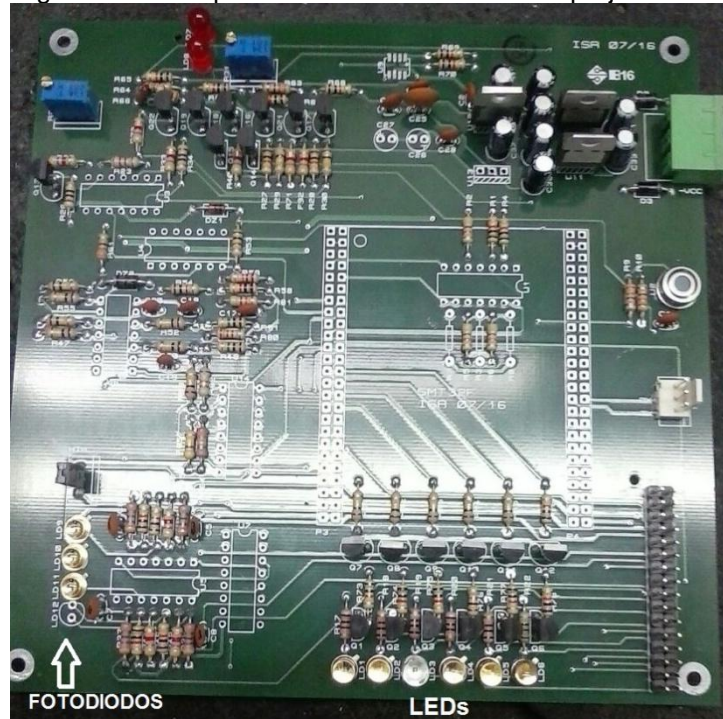


Fonte: Do autor.

Encerrado a fabricação da PCI, posteriormente, foi dado início a montagem e ao processo de solda dos componentes, ou seja, a ligação efetiva entre componentes através de solda. Esse processo é realizado de forma manual e exige além de alguns materiais, cuidados como: atentar-se com o ferro de solda, pois o mesmo pode chegar a temperaturas altas, podendo causar queimaduras, evitar respirar a fumaça que sai da solda, lavar bem as mãos após terminar de soldar e limpar as superfícies que serão soldadas, garantindo assim qualidade na soldadura.

Os materiais utilizados foram: ferro de soldar de 25W de potência, alicate de corte, solda de estanho e pinça. Os ferros de solda são dispositivos elétricos que convertem corrente elétrica em calor, responsável por derreter a solda, unindo assim, duas peças metálicas, como fios, componentes, conectores, etc. Os componentes soldados na PCI fabricada, podem ser visualizados na figura 11, com destaque para os LEDs e Fotodiodos.

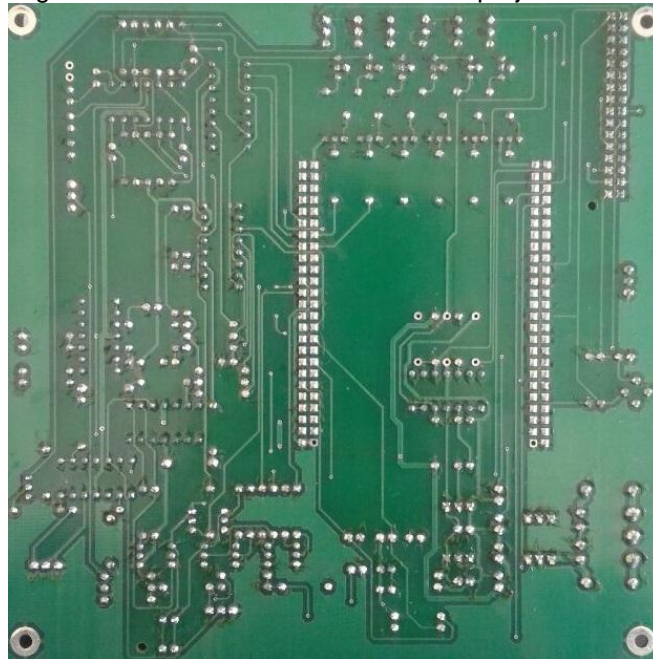
Figura 11 – Componentes soldados na PCI do projeto final



Fonte: Do autor.

A solda finalizada na camada inferior da PCI é demonstrada na figura 12.

Figura 12 – Solda finalizada na PCI do projeto final



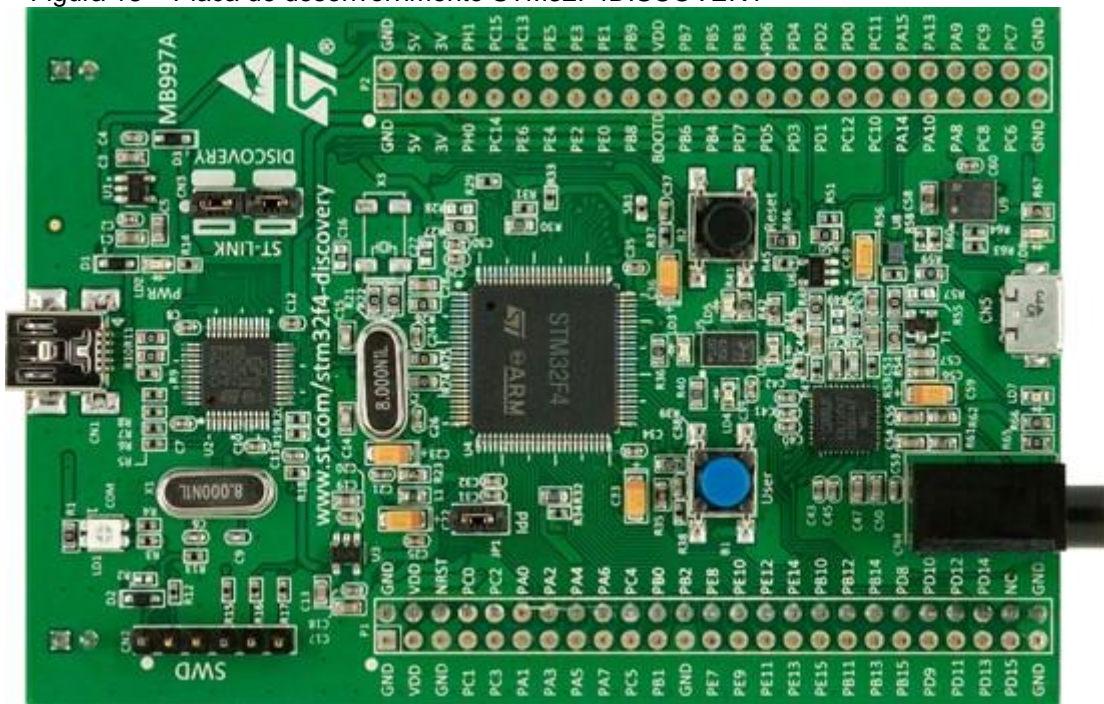
Fonte: Do autor.

6.1.2 Firmware

A manipulação dos circuitos da PCI fabricada é realizada através da placa

de desenvolvimento STM32F4DISCOVERY, que tem como base o núcleo ARM Cortex-M4 32 bits com controlador de sinal digital Differential Scanning Calorimetry (DSC). A mesma possui um desempenho linear de até 168MHz, SRAM de 192Kbytes, memória Flash de 1Mbyte e 15 interfaces de comunicação. A necessidade de alto processamento foi o motivo principal pela escolha da placa. A figura 13 exibe a placa de desenvolvimento STM32F4DISCOVERY.

Figura 13 – Placa de desenvolvimento STM32F4DISCOVERY



Fonte: STMicroelectronics (2017).

A placa STM32F4DISCOVERY é constituída por cinquenta pinos, contendo cinco portas de A-E, cada uma é responsável por 16 pinos de 0-15, sendo possível configurá-los como entrada ou saída.

Para o desenvolvimento do *firmware* foram utilizados duas IDE, a *Keil uVision5* e *IAR Embedded Workbench for ARM v7.70.2*, ambas na linguagem de programação C. As principais configurações realizadas foram a escolha da porta, do pino, o modo de operação, a seleção de resistência e a velocidade em que a placa irá trabalhar. Foram soldados na PCI seis LEDs, cada um com uma potência diferente e conectados a uma porta e pino individualmente, por exemplo, o LED 1 na porta B14, o LED 2 na porta B12, o LED 3 na porta E14, o LED 4 na porta B12, o LED 5 na porta E10 e o LED 6 na porta E8. Sendo assim, para acender cada LED, primeiramente é necessário configurar sua porta e pino. A figura 14 exibe a

configuração para acender o LED 2 no arquivo *main.c*, onde *General Purpose Input / Output* (GPIO) é a biblioteca usada para trabalhar com pinos físicos no microcontrolador.

Figura 14 – Configuração das portas e pinos

```

1  #include "delay.h"
2
3  /*
4   Definição de portas e pinos
5  */
6  #define PORTLed      GPIOB
7  #define Led         GPIO_Pin_12

```

Fonte: Do autor.

Quando o projeto é criado e selecionado o modelo da placa que irá utilizar, a IDE já se responsabiliza por criar arquivos e métodos utilitários. Neste caso, é necessário apenas realizar a chamada do método desejado e passar os parâmetros necessários.

O arquivo *main.c* possui o método *main()*, responsável por realizar a chamada do método *init_GPIO()*, ambos criados manualmente, onde neste último é realizado as configurações citadas anteriormente, que serão detalhadas a seguir: *GPIO_Pin* é o LED que deseja acender e *GPIO_Mode* deve receber *GPIO_Mode_IN* para entrada, *GPIO_Mode_OUT* para saída, entre outros. *GPIO_Otype* é o tipo de saída, que deve receber *GPIO_OType_PP* para *push-pull* ou *GPIO_OType_OD* para *open drain*. *GPIO_Speed* determina a velocidade ou taxa de retorno do sinal de saída, devendo receber *GPIO_Speed_2MHz*, *GPIO_Speed_25MHz*, *GPIO_Speed_50MHz* ou *GPIO_Speed_100MHz*. E por último *GPIO_PuPd*, que determina se deve ou não ativar os resistores da placa, neste caso não se fez necessário. Após definir todas as configurações necessárias, é realizado a chamada de um dos métodos gerados automaticamente na criação do projeto, o *GPIO_Init()*, que envia por parâmetro a porta do LED e todas as configurações realizadas. Na figura 15 é demonstrado o método *init_GPIO()* e todas as configurações citadas para acender o LED 2.

Figura 15 – Configurações para acender o LED

```
32 void init_GPIO() {  
33  
34     RCC_AHB1PeriphClockCmd(RCC_AHB1Periph_GPIOB, ENABLE);  
35  
36     GPIO_InitStructure.GPIO_Pin = Led;  
37     GPIO_InitStructure.GPIO_Mode = GPIO_Mode_OUT;  
38     GPIO_InitStructure.GPIO_OType = GPIO_OType_PP;  
39     GPIO_InitStructure.GPIO_Speed = GPIO_Speed_100MHz;  
40     GPIO_InitStructure.GPIO_PuPd = GPIO_PuPd_NOPULL;  
41  
42     GPIO_Init(PORTLed, &GPIO_InitStructure);  
43  
44 }
```

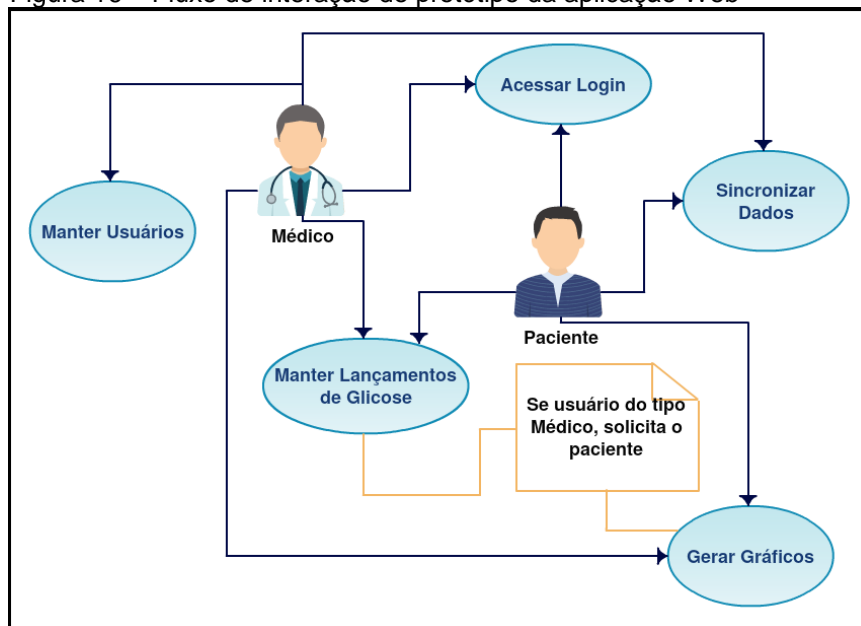
Fonte: Do autor.

Três fotodiodos foram soldados na PCI, com o objetivo de receber e verificar a intensidade da luz emitida pelos LEDs, onde a condução e transmissão dessa luz é feita por meio do dedo.

6.1.3 Protótipo da Aplicação Web e Mobile

A etapa inicial do desenvolvimento do protótipo da aplicação Web e Mobile, foi a definição dos requisitos que os mesmos deveriam atender, ressaltando a importância de estarem de acordo com os objetivos propostos. Sendo assim, foi definido através de um fluxo de interação, que no protótipo de aplicação Web, usuários identificados como médico ou paciente, possam acessar a aplicação através de um *login*. Quando o tipo de usuário for médico, o mesmo possui permissão para acessar todas as telas da aplicação, inclusive cadastrar novos usuários, seja do tipo médico ou paciente. Além disso, o mesmo deve informar o usuário antes de realizar um cadastro ou gerar um gráfico, ou seja, possui permissão para cadastrar, consultar, deletar usuários ou lançamentos de glicose e gerar gráficos para qualquer usuário da aplicação. E usuários do tipo paciente possuem permissão para cadastrar, consultar, deletar lançamentos de glicose e gerar gráficos somente dele mesmo. A ação de sincronização de dados serve para sincronizar os dados obtidos pelo protótipo de sensores com a aplicação Web, ou seja, armazenar os dados obtidos pela PCI na banco de dados. O fluxo de interação do protótipo da aplicação Web pode ser visualizado na figura 16.

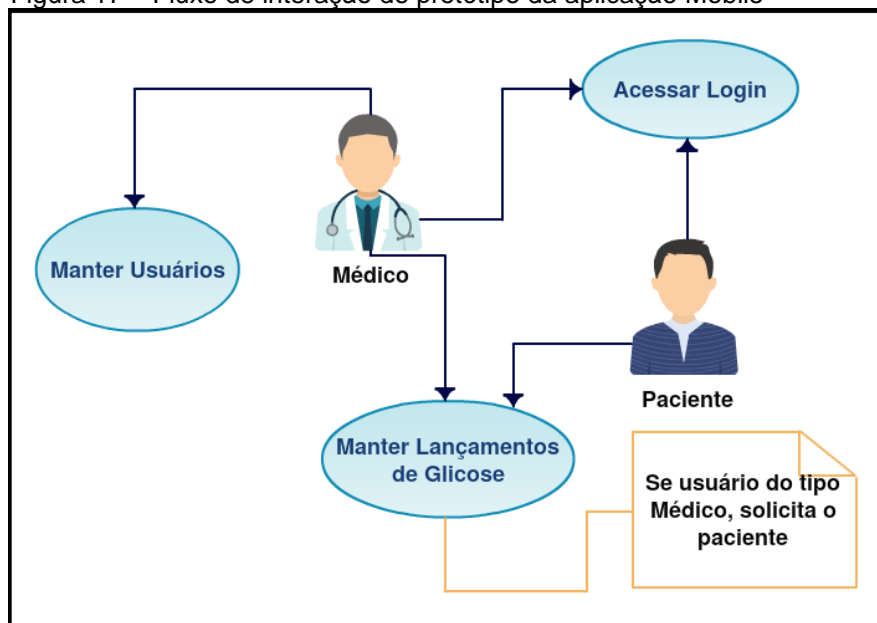
Figura 16 – Fluxo de interação do protótipo da aplicação Web



Fonte: Do autor.

Seguidamente, foi definido o fluxo de interação do protótipo da aplicação Mobile, que segue o mesmo modelo do protótipo da aplicação Web, porém sem a geração de gráficos e a sincronização de dados. O fluxo de interação do protótipo da aplicação Mobile pode ser visualizado na figura 17.

Figura 17 – Fluxo de interação do protótipo da aplicação Mobile



Fonte: Do autor.

Estabelecidos os requisitos mínimos e o fluxo de interação de usuários, o próximo passo é a criação do modelo relacional e o início do desenvolvimento do

protótipo da aplicação Web e Mobile.

6.1.3.1 Modelo Relacional

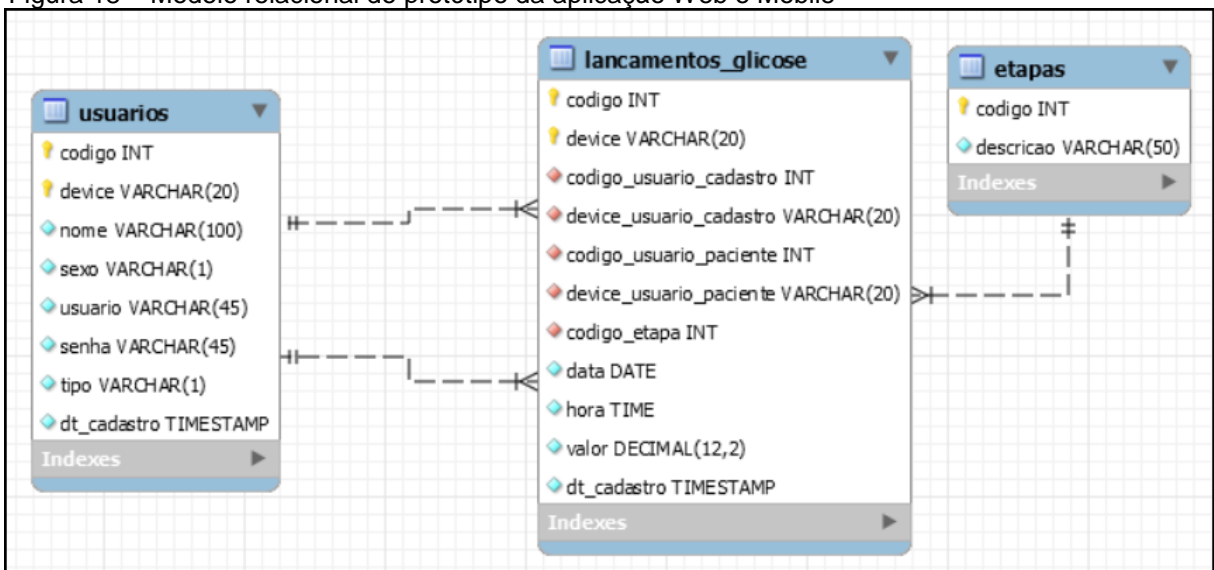
Para a criação do banco de dados foi fundamental a realização de um estudo sobre os valores de referência da glicose afim de implementar as regras relevantes ao estudo proposto.

O modelo relacional viabiliza o desenvolvimento do projeto, pois é a partir dele que será possível compreender, em termos estruturais, a relação e comunicação entre toda a aplicação. Além disso, minimiza e/ou expõe prováveis falhas que poderiam ser geradas no desenvolvimento no projeto.

Para criar o modelo relacional foi utilizado a ferramenta *MySQL Workbench 6.0*. A mesma foi escolhida por ser *open-source* e por oferecer tanto estrutura para modelagem de dados, desenvolvimento de SQL, *backup*, entre outros. Além de que, o banco de dados utilizado no projeto foi o MySQL, facilitando assim, a integração entre a ferramenta e o mesmo.

No modelo relacional, é exibido a estrutura de tabelas utilizada para armazenar as informações, tanto do protótipo da aplicação Web quanto Mobile, conforme a figura 18.

Figura 18 – Modelo relacional do protótipo da aplicação Web e Mobile



Fonte: Do autor.

6.1.3.2 Criação e Arquitetura dos Protótipo da Aplicação Web e Mobile

Para a criação da aplicação Web foram utilizados dois tipos de arquiteturas, *client side* e *server side*. No lado *client* foi utilizado o *framework JavaScript open-source AngularJS* mantido pelo Google, escolhido principalmente porque permite utilizar *HyperText Markup Language (HTML)* como linguagem de modelo e mantém o código *front-end* organizado, tornando a aplicação clara e sucinta. Em contrapartida, o lado server possui serviços que são responsáveis por se comunicar com o banco de dados, através da plataforma *open-source Node.js*, construído no mecanismo *JavaScript* do Chrome V8. O mesmo foi selecionado, pois seu maior objetivo é criar aplicações escaláveis com ênfase na velocidade e uso de dados intensivos.

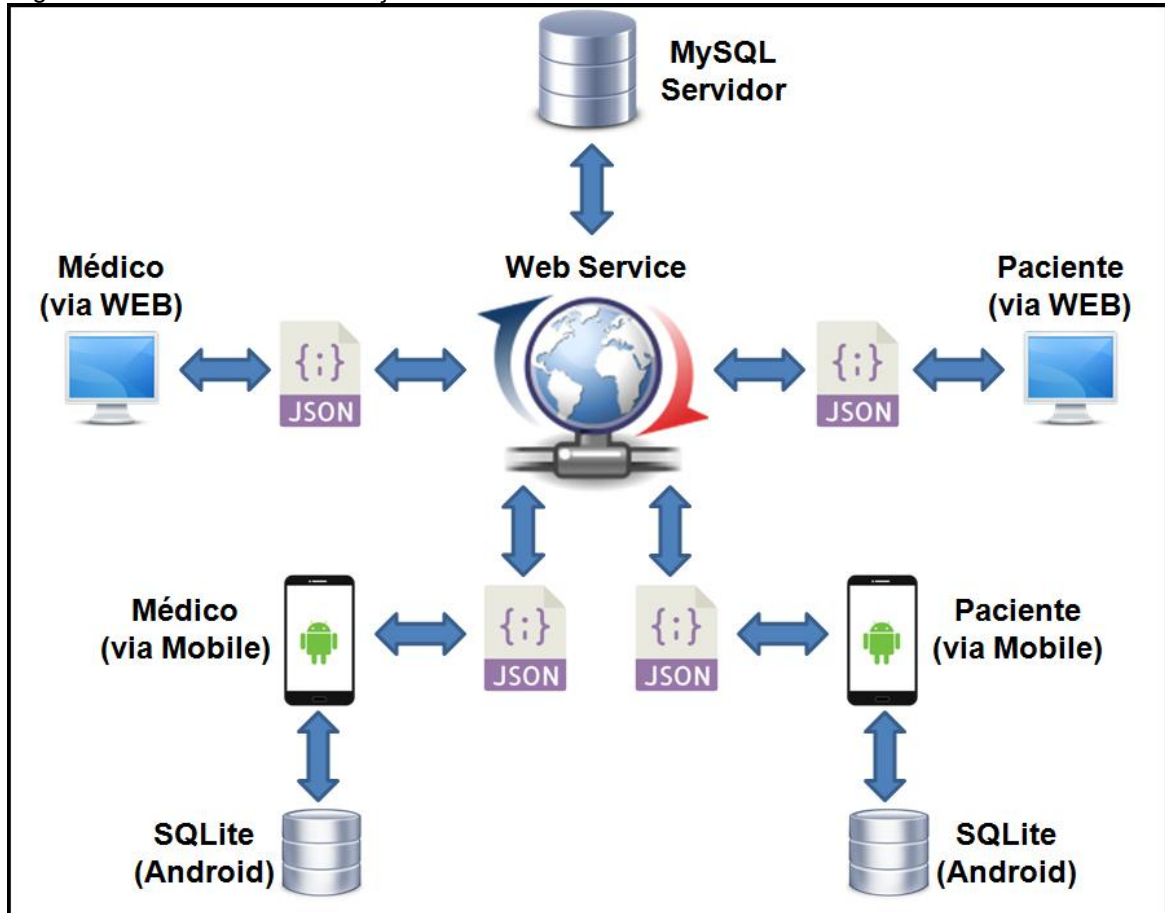
A criação do projeto Web foi realizada através do *OpenShift* da *Red Hat*, que é uma plataforma de aplicativos em *containers*, que utiliza serviço *Platform as a Service (PaaS)*, permitindo aos desenvolvedores criar, implantar e executar aplicações facilmente, através da disponibilidade de diversas tecnologias conhecidas e confiáveis. Neste projeto foi criado, por meio do *OpenShift*, uma máquina Linux, com o servidor de aplicação *Node.js* e um servidor de banco dados *MySQL*.

O projeto Mobile foi criado a partir da IDE *Android Studio 2.3.2*, que é utilizada para desenvolver para a plataforma *Android*. O mesmo é executado tanto de forma *online* como *offline*, onde sua sincronização é realizada de forma automática ou manual com o servidor, ou seja, não necessita estar conectado na *internet* para funcionar. A linguagem de programação utilizada foi a nativa do *Android*, que é o Java e o armazenamento local é realizado pelo banco de dados *SQLite*. Sempre que necessário uma consulta é enviada para o mesmo, que a recebe, analisa e envia os resultados de volta, para assim, realizar a operação prescrita.

Em ambos os projetos, a comunicação entre *client side* e *server side* é realizada pelo protocolo *Hypertext Transfer Protocol (HTTP)*, através da arquitetura baseada em serviços *Representational State Transfer (REST)*, ou seja, é criado um serviço que pode ser consumido por alguém, por meio de requisições *delete*, *get*, *post*, *put*, entre outros. O retorno do serviço é de acordo com a sua criação, que neste projeto foi *JavaScript Object Notation (JSON)*, onde o lado *client* consome os serviços do lado *server*, através da troca de objetos JSON. O fluxo de comunicação

entre *client* e *server* pode ser visualizada na figura 19.

Figura 19 – Fluxo de comunicação entre *client side* e *server side*



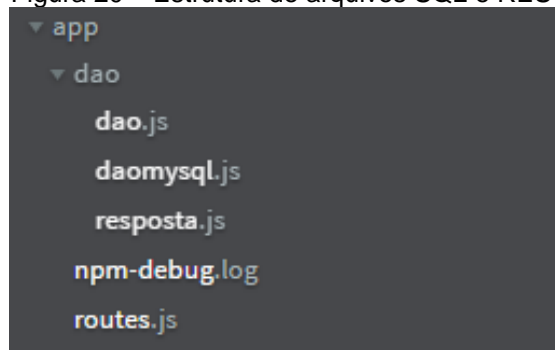
Fonte: Do autor.

6.1.3.3 Desenvolvimento do Protótipo da Aplicação Web

Para a implementação da aplicação Web foi necessário primeiramente a configuração do ambiente de desenvolvimento. Foram utilizadas as seguintes ferramentas: *MySQL Workbench 6.0* para gerenciamento do banco de dados e a IDE *Brackets* para criação e edição dos arquivos HTML, *Cascading Style Sheets (CSS)* e *JavaScript (JS)*.

Na primeira etapa da codificação foram desenvolvidos os comandos SQL's e serviços REST, visando preparar todos os elementos necessários para a aplicação ser executada do lado *server*, pois é voltada para as requisições HTTP. Foram criados os arquivos *dao.js*, *daomysql.js*, *resposta.js* e *routes.js*, que serão explicados individualmente a seguir. A estrutura dessa etapa pode ser visualizada na figura 20.

Figura 20 – Estrutura de arquivos SQL e REST



Fonte: Do autor.

No arquivo *routes.js*, foram definidos os roteamentos ou *middlewares*, que são funções que possuem acesso a objetos de resposta (*res*) e de solicitação (*req*), utilizando o *framework Express* do *Node.js*. Esse *framework* é responsável por fornecer os serviços de requisições HTTP, suportando métodos como *get*, *post*, *put*, *delete*, entre outros. Sendo assim, o arquivo *routes.js* é responsável por determinar as rotas das requisições HTTP através do *framework Express*. Na figura 21 pode ser visualizado a rota de consulta padrão da aplicação a uma tabela do banco de dados. Onde *app* é a variável que representa o *framework Express*, *get* recuperando algo do servidor e o parâmetro *":recurso"* será a tabela do banco de dados que será consultada, neste caso não sendo utilizado nenhuma cláusula *where*.

Figura 21 – Rota de consulta padrão da aplicação

```
app.get('/crud/recurso/:recurso', autenticacao, function (req, res) {
    dao.get(req.params.recurso, '', function (resposta) {
        res.status(resposta.codigo).send(resposta.mensagem);
    });
});
```

Fonte: Do autor.

O arquivo *dao.js* contém métodos que são chamados pelas rotas, como representado na figura 21. No início de cada método é aberta uma conexão com o banco de dados, sendo esta fechada no fim do mesmo. Além de realizar tarefas específicas de acordo com os parâmetros recebidos, como por exemplo, organizar as cláusulas *where*, ordenação das colunas que serão retornadas da consulta, entre outros. Ou seja, de acordo com a tarefa a ser executada, o *dao.js* cria um comando SQL e repassa ao arquivo *daomysql.js* em forma de parâmetro. Este que é responsável apenas por executar o comando SQL e retornar um conjunto de

resultados ao *dao.js*. Estes resultados são organizados pelo arquivo *resposta.js* de acordo com sua requisição e devolvidos ao arquivo *routes.js*.

A segunda etapa da codificação foi o desenvolvimento do lado client, ou seja, as operações executadas diretamente no computador do usuário, através do navegador. Essas operações podem ser telas, mensagens de validações, apresentação de dados, entre outros. Além de HTML e JS através do *framework AngularJS*, nessa etapa foi utilizado também o *framework Bootstrap* para componentes CSS, pois o mesmo possui recursos de responsividade e variados componentes de interface, sendo ao mesmo tempo leve e moderno. Para campos de *autocomplete* foi utilizado o *AngularJS ui-select*, para campos de data o *Bootstrap 3 Datepicker v4 Docs* e para campos de hora o *ClockPicker*. Todos esses *frameworks* são *open-source* e podem ser encontrados nos sites dos seus fabricantes.

Nessa segunda etapa, iniciou-se a codificação das páginas da aplicação Web. Cada arquivo HTML possui um controlador JS responsável pelo controle da aplicação, ou seja, ele gerencia o fluxo dos dados que serão exibidos no navegador, criando uma conexão entre lado *client* e *server*. A primeira página codificada foi a de *login* e seu controlador, chamado de *loginController*. O mesmo pode ser visualizado através da figura 22, onde nele é criado um objeto *login*, com as propriedades usuário e senha para os campos do arquivo HTML. E na função *getIn*, é possível visualizar a solicitação da rota de *login*, onde a mesma realiza uma requisição no banco de dados verificando se o usuário e senha são válidos, retornando os dados do usuário e inserindo-os nos *cookies* do navegador em caso de sucesso ou exibindo uma mensagem de alerta caso ocorra um erro.

Figura 22 – Controlador da página de *login*

```

1  var angularModule = angular.module('serverController', ['ngCookies']);
2
3  angularModule.controller('loginController', function ($scope, $http, $cookieStore) {
4
5      $scope.login = { usuario : "", senha: "" };
6      $scope.msgErro = null;
7
8      var next = function () {
9          window.location.href = "/";
10     };
11
12     if ($cookieStore.get('nomeUsuario')) {
13         next();
14     }
15
16     $scope.getIn = function (login) {
17         $http.post('/processos/login', login).success(function (data) {
18
19             $cookieStore.put('codigoUsuario', data[0].codigo);
20             $cookieStore.put('nomeUsuario', data[0].nome);
21             $cookieStore.put('tipoUsuario', data[0].tipo);
22
23             next();
24         }).error(function (data) {
25             $scope.msgErro = data;
26         });
27     }
28
29     $scope.haveMsgErro = function () {
30         return $scope.msgErro != null;
31     }
32
33     $scope.closeMsgErro = function () {
34         $scope.msgErro = null;
35     }
36 });

```

Fonte: Do autor.

No *layout* da página foi utilizado o *Bootstrap*. A tela possui os campos usuário e senha e um botão "Entrar", responsável por executar a função *getIn* exibida na figura 22. A tela de *login* da aplicação pode ser visualizada na figura 23.

Figura 23 – Tela de *login* da aplicação Web


Login
Usuário:

Senha:

Copyright © 2017. TCC Sullivan Borges Brasil. Todos os direitos reservados.

Fonte: Do autor.

Após acessar o *login*, o usuário será redirecionado para a página inicial da aplicação. Se o mesmo for do tipo médico terá acesso aos cadastros de lançamentos de glicose e de usuários, gráficos de evolução de glicose capilar e glicose em jejum e a sincronização de dados, esta última serve para sincronizar os dados obtidos pelo protótipo de sensores com a aplicação Web. A tela inicial do usuário do tipo médico é exibida na figura 24.

Figura 24 – Tela inicial da aplicação Web quando usuário for do tipo médico



Fonte: Do autor.

E quando o usuário for do tipo paciente terá acesso aos cadastros de lançamentos de glicose, gráficos de evolução de glicose capilar e glicose em jejum e a sincronização de dados. A tela inicial do usuário do tipo paciente é exibida na figura 25.

Figura 25 – Tela inicial da aplicação Web quando usuário for do tipo paciente



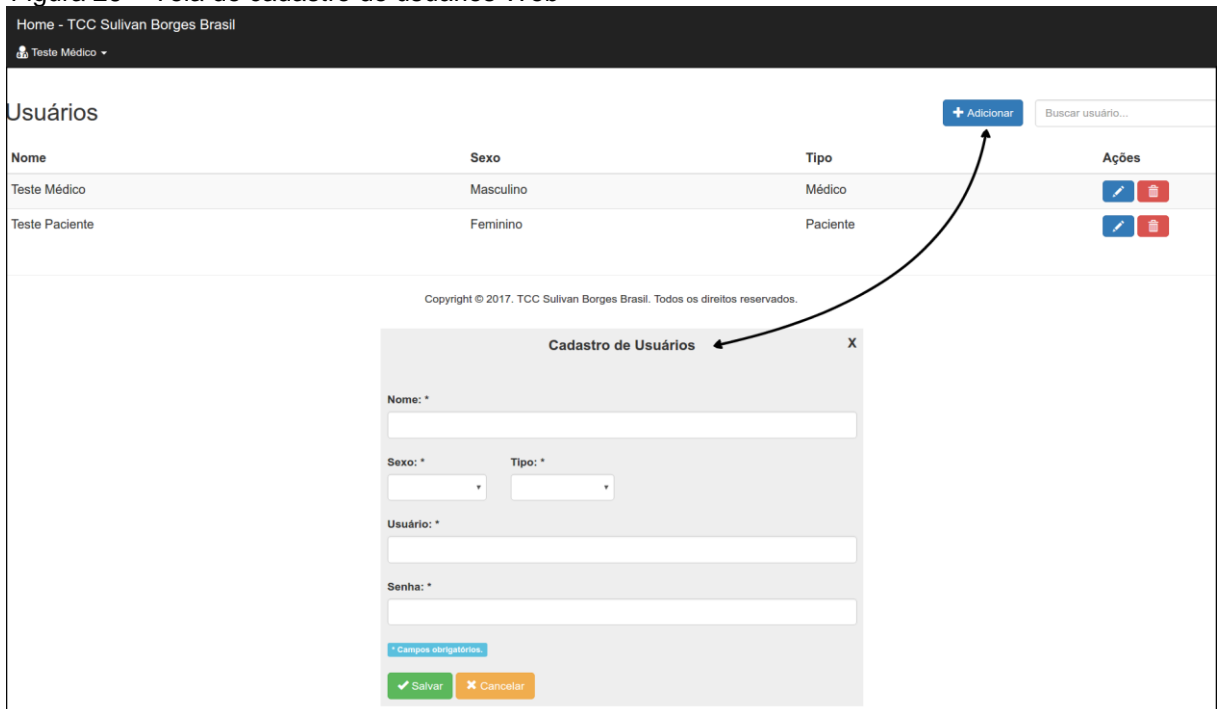
Fonte: Do autor.

Com o intuito de não repetir linhas de códigos, foi criado um arquivo chamado *core.js* com o layout de cabeçalho, menu e rodapé da aplicação, ou seja, dados comuns entre as telas e de acordo com o tipo de usuário, exceto a tela de login que não possui menu.

A tela de usuários é disponível apenas para usuários do tipo médico, pois ele é o responsável por cadastrar, editar e excluir usuários da aplicação. Como pode

ser visualizado na figura 26, a tela de usuários possui um campo de busca por nome do usuário, a lista dos usuários cadastrados na aplicação, ação de editar ou remover usuários cadastrados e ação de adicionar um novo usuário, onde é solicitado o nome, sexo, tipo médico ou paciente e usuário e senha para acessar a aplicação.

Figura 26 – Tela de cadastro de usuários Web



Fonte: Do autor.

A tela de lançamentos de glicose foi desenvolvida com o objetivo de o médico ou paciente cadastrar o nível de glicose diário. Se o tipo de usuário logado for médico, ao cadastrar um lançamento de glicose, o mesmo deve inserir o paciente que deseja cadastrar o nível de glicose, data, hora, etapa e valor em mg/dl, podendo ainda editar ou remover todos os registros, de qualquer usuário. Caso o tipo de usuário logado for paciente, ao realizar o cadastro de lançamento de glicose, deverá ser informado os mesmos dados, exceto o paciente, pois a aplicação vinculará automaticamente o registro ao usuário logado identificando-o como paciente, sendo capaz apenas de editar ou remover os registros vinculados ao seu usuário. A tela de lançamentos de glicose é exibida na figura 27.

Figura 27 – Tela de lançamentos de glicose Web

Paciente	Data	Hora	Etapa	Valor (mg/dl)	Ações
Teste Paciente	23/05/2017	06:30:00	Antes do Café	89.99	
Teste Paciente	23/05/2017	07:30:00	Depois do Café	78.67	
Teste Paciente	23/05/2017	11:10:00	Antes do Almoço	104.56	
Teste Paciente	23/05/2017	12:30:00	Depois do Almoço	99.56	
Teste Paciente	23/05/2017	15:00:00	Antes do Lanche	87.67	
Teste Paciente	23/05/2017	16:25:00	Depois do Lanche	76.56	
Teste Paciente	23/05/2017	19:45:00	Antes da Janta	123.69	
Teste Paciente	23/05/2017	21:33:00	Depois da Janta	105.43	
Teste Paciente 2	23/05/2017	07:00:00	Antes do Café	60.87	

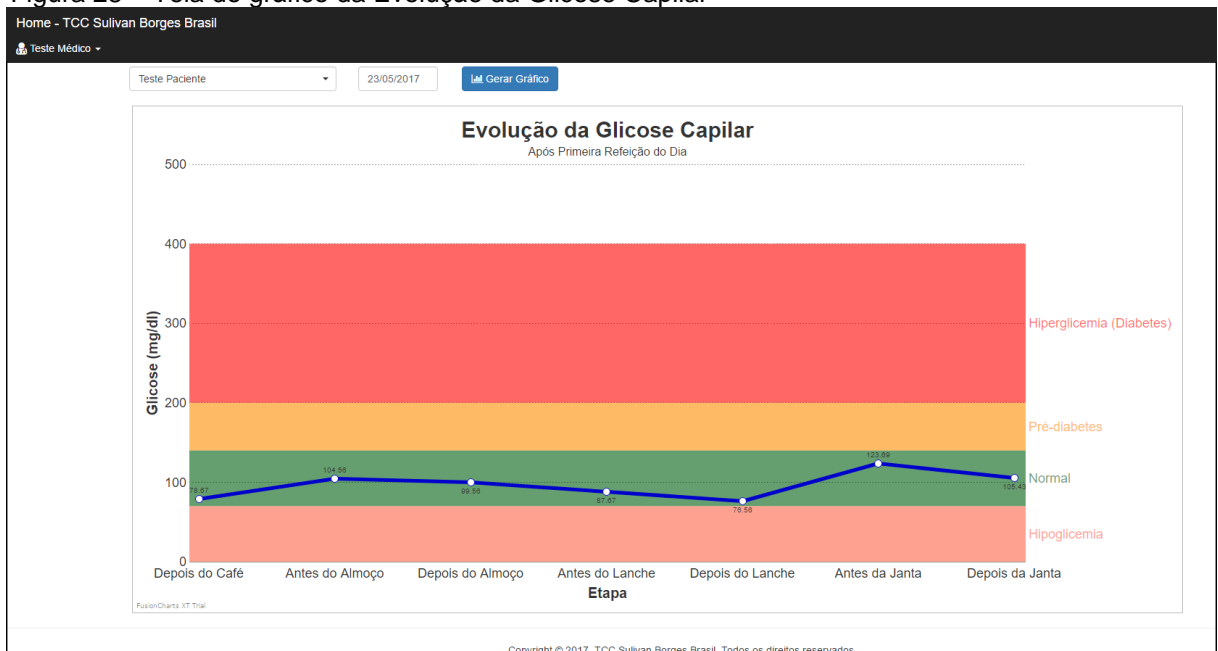
Copyright © 2017. TCC Sullivan Borges Brasil. Todos os direitos reservados.

Fonte: Do autor.

Os lançamentos de glicose cadastrados servirão de base para os gráficos da aplicação, que foram codificados utilizando JS através do *framework open-source FusionCharts*, tendo variadas opções de customização. Os dados são consultados no banco de dados, e a partir destes, é criado um objeto JSON necessário para geração de cada gráfico.

Os gráficos desenvolvidos na aplicação Web foram: Evolução da Glicose Capilar e Glicose Em Jejum. Em ambos, se o usuário logado for do tipo médico, na geração dos gráficos será necessário informar o paciente e a data. Caso for do tipo paciente, será exigido apenas a data. O gráfico Evolução da Glicose Capilar, exibe os valores em mg/dl de acordo com a etapa, porém após a primeira refeição do dia, pois os valores de referência da glicose em jejum são diferentes dos valores após a primeira refeição do dia. Neste gráfico ainda é possível identificar se o paciente esteve com hipoglicemia, glicose normal, pré-diabetes ou hiperglicemia em cada etapa do dia. Na figura 28 pode ser visualiza a tela do gráfico da Evolução da Glicose Capilar.

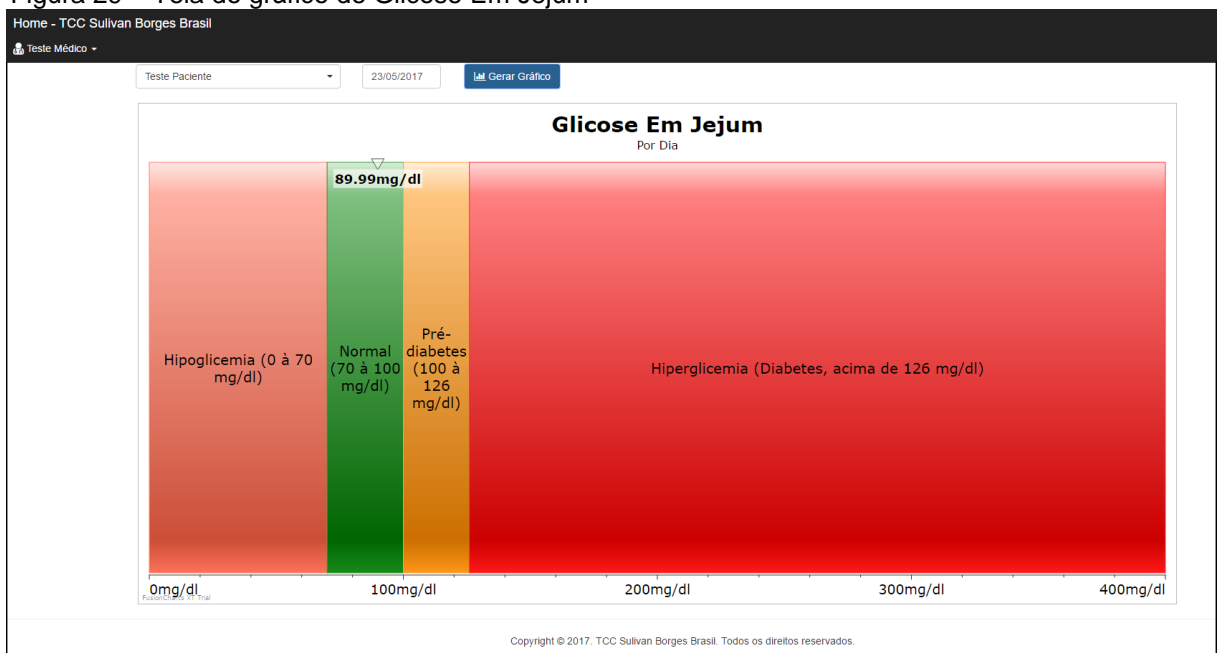
Figura 28 – Tela do gráfico da Evolução da Glicose Capilar



Fonte: Do autor.

O gráfico Glicose Em Jejum, exibe o valor da glicose em mg/dl da etapa "Antes do Café", ou seja, em jejum. Neste gráfico é possível identificar se o paciente esteve com hipoglicemia, glicose normal, pré-diabetes ou hiperglicemia quando estava em jejum. Na figura 29 pode ser visualiza a tela do gráfico de Glicose Em Jejum.

Figura 29 – Tela do gráfico de Glicose Em Jejum



Fonte: Do autor.

A ação de sincronização de dados disponível da tela inicial da aplicação, serve para inserção de dados fictícios de lançamentos de glicose. A ideia é simular a integração entre a PCI fabricada e a aplicação Web, disponibilizando os valores verificados pelos sensores na tela de lançamentos de glicose.

6.1.3.4 Desenvolvimento do Protótipo da Aplicação Mobile

A configuração do ambiente de desenvolvimento foi a primeira etapa da implementação da aplicação Mobile. As ferramentas utilizadas foram selecionadas de acordo com as necessidades, focando principalmente nas funcionalidades e eficiência da aplicação. A codificação Mobile foi realizada na IDE *Android Studio* 2.3.2 e para armazenamento de dados, tratando-se de uma aplicação que será executada de forma *online* e *offline*, foi necessário a utilização de dois bancos de dados, o *MySQL* e o *SQLite*. Para gerenciamento do banco de dados, foi utilizado a ferramenta *MySQL Workbench 6.0*, sendo ainda necessário a instalação e configuração do *AVD Manager* e do *Android SDK*.

A versão do *Android* para desenvolvimento da aplicação Mobile foi a 7.1.1 *Nougat* API 25, porém é compatível com dispositivos que utilizam a versão 4.4 *KitKat* API 19 ou superior.

Todos os dados inseridos, alterados e deletados da aplicação Mobile são armazenados no banco *SQLite*. A sincronização com o servidor, no caso o *MySQL*, acontece quando o dispositivo estiver conectado a internet através do *Node.js*. Essa sincronização é realizada em dois momentos: quando abrir o aplicativo Mobile ou quando inserir, alterar ou deletar um registro do aplicativo. Neste caso, o banco *MySQL* é o responsável por manter os dados equivalentes, seja para a aplicação Web ou Mobile.

Após definir e configurar todas as ferramentas deu-se início a codificação da aplicação Mobile, que utilizou o padrão *Model View Controller* (MVC), onde as classes que representam o banco de dados ou modelos é o *model*, os Extensible Markup Language (XMLs) ou *resources* representam a *view* e as *activitys* representam o *controller*.

A primeira tela a ser desenvolvida, foi a tela de *login*, que possui os campos usuário e senha e os botões "Entrar" e "Fechar". A tela de *login* da aplicação Mobile pode ser visualizada na figura 30.

Figura 30 – Tela de *login* Mobile

Fonte: Do autor.

Após realizar o acesso ao *login*, será aberto a tela da página inicial da aplicação Mobile. Se o usuário for do tipo médico, o mesmo terá acesso aos cadastros de lançamentos de glicose, usuários e de configuração de parâmetros. A tela inicial da aplicação Mobile quando o usuário for do tipo médico é exibida na figura 31.

Figura 31 – Tela inicial Mobile para usuários do tipo médico



Fonte: Do autor.

No entanto, quando o usuário for do tipo paciente terá acesso somente ao cadastro de lançamentos de glicose. Na figura 32 pode ser visualizada a tela inicial da aplicação Mobile quando o usuário for do tipo paciente.

Figura 32 – Tela inicial Mobile para usuários do tipo paciente



Fonte: Do autor.

Assim como na aplicação Web, a tela de usuários da aplicação Mobile é disponível apenas para usuários do tipo médico, pois ele é o responsável por cadastrar, editar e excluir usuários da aplicação. A tela de usuários da aplicação Mobile possui uma pesquisa de usuários, contendo todos os usuários cadastrados na aplicação. As ações disponíveis são edição, exclusão e cadastro de novos usuários, onde é solicitado o nome, sexo, usuário e senha para acessar a aplicação e o tipo de usuário, neste caso, médico ou paciente. Na figura 33 é exibida a tela de usuários da aplicação Mobile.

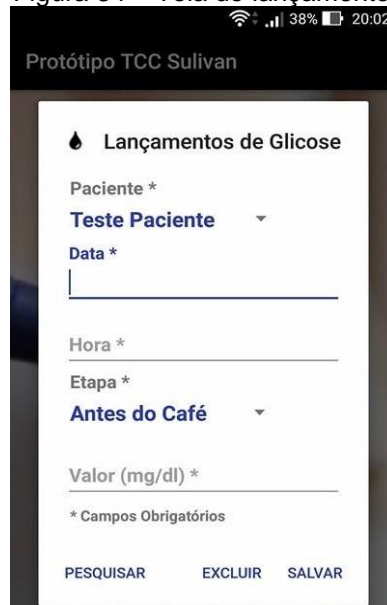
Figura 33 – Tela de cadastro de usuários Mobile

A screenshot of a mobile application interface for user registration. The title bar at the top reads "Protótipo TCC Sulivan". Below the title bar, there is a white form titled "Cadastro de Usuários" with a person icon. The form contains the following fields: "Nome *" with a text input field; "Sexo *" with two radio button options: "Feminino" and "Masculino"; "Usuário *" with a text input field; "Senha *" with a text input field; and "Tipo *" with two radio button options: "Médico" and "Paciente". Below the form, there is a note: "* Campos Obrigatórios". At the bottom of the form, there are three buttons: "PESQUISAR", "EXCLUIR", and "SALVAR". The status bar at the top right shows a Wi-Fi signal, cellular signal, 38% battery, and the time 20:01.

Fonte: Do autor.

A tela de lançamentos de glicose segue o mesmo modelo da aplicação Web. Quando o usuário logado for do tipo médico, será solicitado o paciente ao cadastrar um lançamento de glicose, além da data, hora, etapa e valor em mg/dl, sendo possível editar ou remover todos os registros, de qualquer usuário. Em casos em que o usuário logado for do tipo paciente, ao cadastrar um lançamento de glicose, será necessário informar os mesmos dados, com exceção do paciente, pois o registro será vinculado de forma automática ao usuário logado, identificando-o como paciente. Será possível editar ou remover apenas registros vinculados ao seu usuário. A tela de lançamentos de glicose da aplicação Mobile é exibida na figura 34.

Figura 34 – Tela de lançamentos de glicose Mobile



Protótipo TCC Sulivan

🔥 Lançamentos de Glicose

Paciente *

Teste Paciente ▾

Data *

Hora *

Etapa *

Antes do Café ▾

Valor (mg/dl) *

* Campos Obrigatórios

PESQUISAR EXCLUIR SALVAR

Fonte: Do autor.

A figura 35 exibe a tela de parâmetros da aplicação Mobile que serve para configurar o *Uniform Resource Locator* (URL) do servidor. Essa configuração é necessária para realizar a comunicação com o servidor, ou seja, sem a mesma não será possível integrar com a aplicação Web.

Figura 35 – Tela de parâmetros Mobile



Fonte: Do autor.

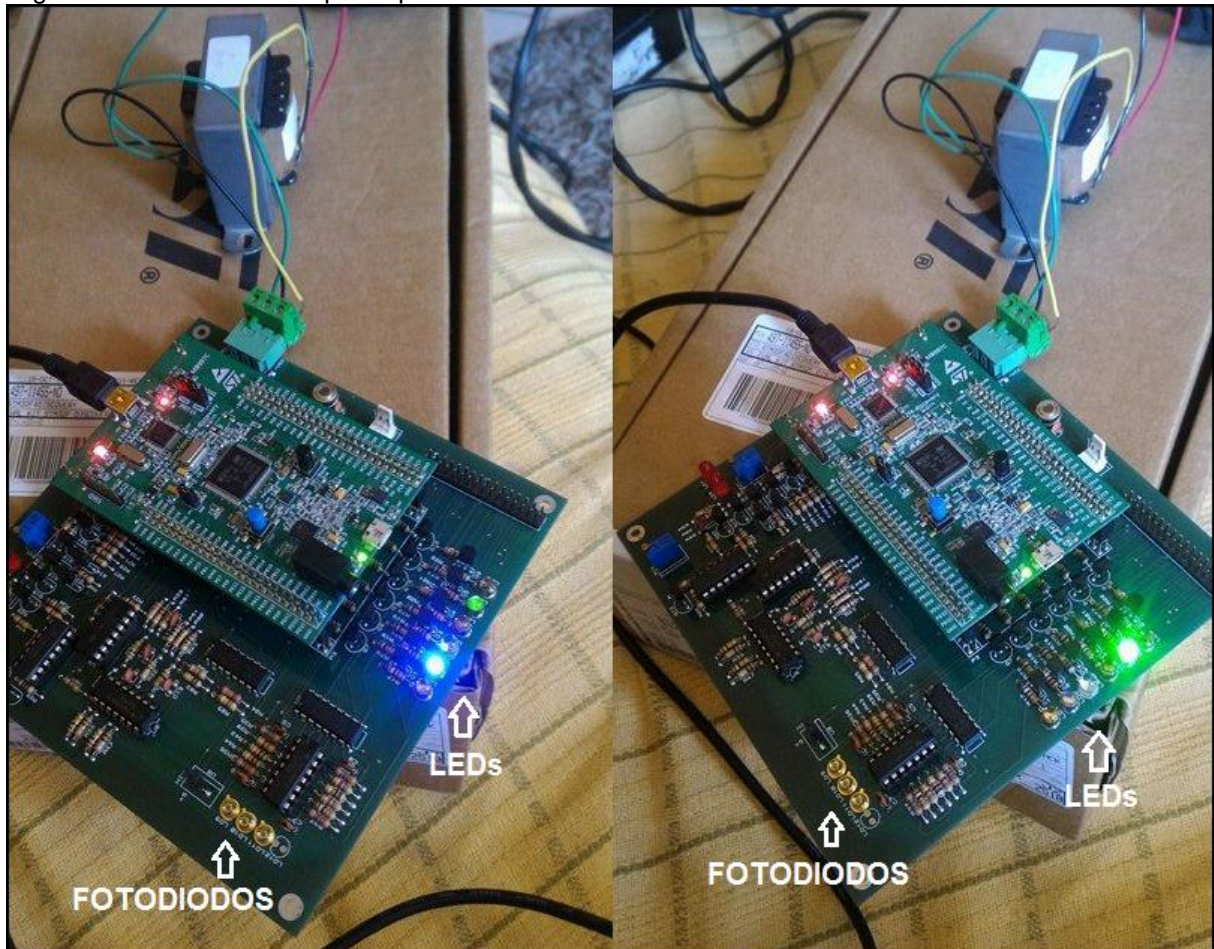
Assim sendo, conclui-se a etapa de desenvolvimento dos protótipos de aplicações Web e Mobile, dando início a etapa de testes que serão apresentados a seguir.

6.1.4 Testes Realizados

Os testes realizados foram divididos entre o protótipo de sensores e as aplicações Web e Mobile, sendo testados apenas pelo próprio desenvolvedor, focando exclusivamente em suas funcionalidades.

Nos primeiros testes com o protótipo de sensores, foram realizadas tentativas de comunicação entre a placa de desenvolvimento STM32F4DISCOVERY com os LEDs, ou seja, acender os mesmos. No início os LEDs acenderam, porém com pouca luminosidade, então viu-se a necessidade de conectar a PCI fabricada a uma fonte transformador +12 -12, ligada diretamente na tomada, para se ter tensão positiva e negativa. Após a conexão realizada, os LEDs atingiram sua luminosidade ideal, podendo ser visualizada na figura 36.

Figura 36 – Primeiro teste protótipo de sensores



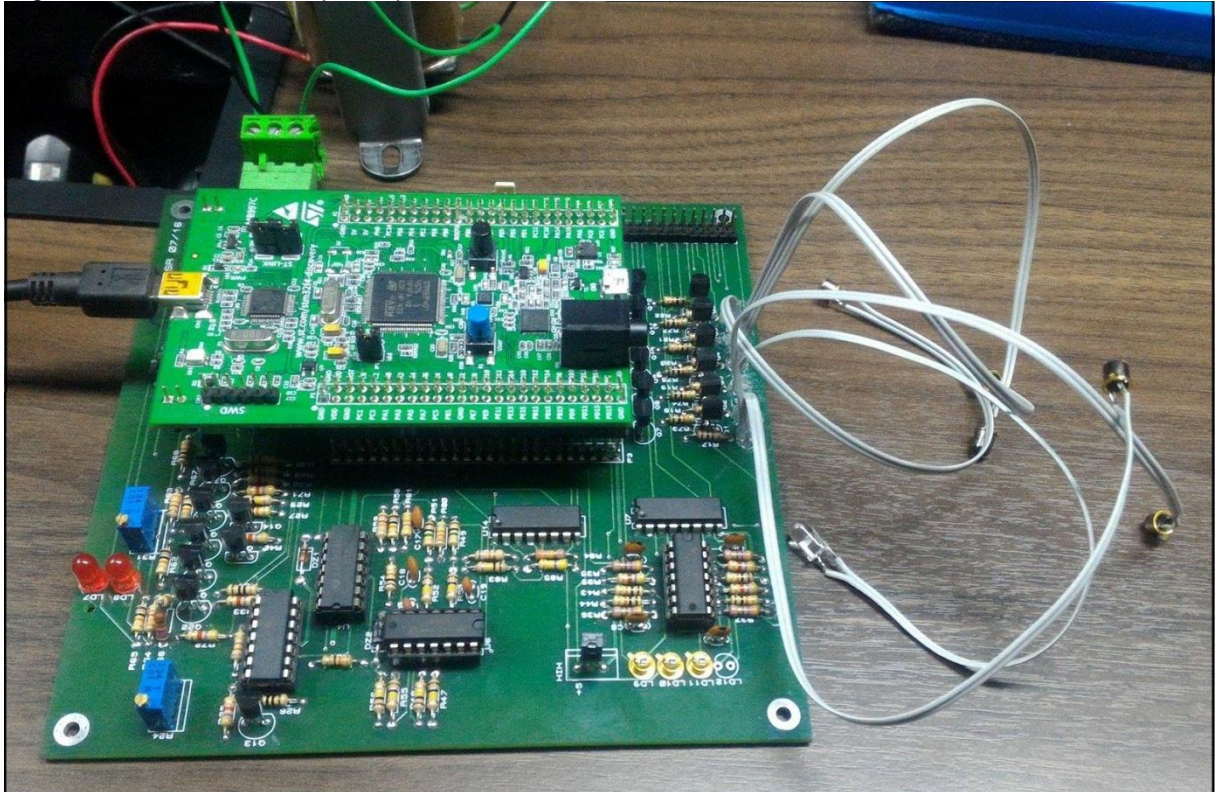
Fonte: Do autor.

Após os primeiros testes, verificou-se o seguinte problema: a posição dos LEDs ficou desfavorável aos fotodiodos, não chegando a luminosidade necessária neles, sendo necessário realizar pesquisas para corrigir esse problema. A primeira solução originou-se da pesquisa sobre iluminação de LED de CIONGOLI (2016), onde a ideia é utilizar fibra óptica para conduzir a luz de uma fonte de luz para uma distância variável, porém vários fatores podem interferir, interceptando a condução da mesma. Assim sendo, os testes posteriores foram baseados no uso de fibra óptica de plástico e fibra óptica de cabos tipo *Loose*. Em ambos os testes, os resultados foram semelhantes, a luz chegou até o fotodiodo, porém a distância entre os componentes foi primordial para uma má condução da mesma.

Logo após os dois primeiros testes, o problema da condução da luz até os fotodiodos persistia. Eis que depois de mais algumas pesquisas, levantou-se a possibilidade de remover os LEDs já soldados e utilizar cabos *flat*, onde uma ponta iria o LED e a outra seria soldada na PCI. Assim sendo, a alteração na PCI foi feita e

pode-se chegar com a luz dos LEDs até os fotodiodos, como é exibido na figura 37.

Figura 37 – Terceiro teste protótipo de sensores



Fonte: Do autor.

Os testes das aplicações Web e Mobile foram realizadas com foco na usabilidade de ambos, garantindo que todas as telas e elementos sejam executados de forma adequada, evitando possíveis problemas ou erros aos usuários. Todos os testes realizados na aplicação Web também foram repetidos na aplicação Mobile, certificando-se de que existe compatibilidade entre as aplicações.

Nos primeiros testes foram verificadas as permissões de telas de cada tipo de usuário, no caso médico e paciente. Além de eventuais cliques e inserções de valores incorretos em campos de cadastros, com o propósito de forçar as exceções. Diante destes fatos, erros e melhorias foram levantados e ajustados com a finalidade de aprimorar as aplicações.

Os dados adicionados nos testes das aplicações são fictícios, porém baseados nas pesquisas realizadas dos valores de referência de níveis de glicose sanguínea. O objetivo de cada um é representar os níveis de glicose diários de uma pessoa saudável, com hipoglicemia e outra com hiperglicemia. A seguir são detalhados os três cenários de testes realizados:

Cenário de teste de pessoa saudável: na tabela 2 podem ser visualizados os dados inseridos com base em valores normais de níveis de glicose sanguínea.

Tabela 2 – Dados do cenário de teste de pessoa saudável

Nome do Paciente	Data	Hora	Etapa	Valor (mg/dl)
Paciente 1	31/05/2017	06:30	Antes do Café	87.56
Paciente 1	31/05/2017	07:45	Depois do Café	88.94
Paciente 1	31/05/2017	11:00	Antes do Almoço	76.25
Paciente 1	31/05/2017	13:15	Depois do Almoço	110.65
Paciente 1	31/05/2017	14:40	Antes do Lanche	99.61
Paciente 1	31/05/2017	16:30	Depois do Lanche	105.69
Paciente 1	31/05/2017	19:50	Antes da Janta	95.46
Paciente 1	31/05/2017	23:15	Depois da Janta	85.44

Fonte: Do autor.

Cenário de teste de pessoa com hipoglicemia: os dados inseridos com base em valores de uma pessoa com hipoglicemia são exibidos na tabela 3.

Tabela 3 – Dados do cenário de teste de pessoa com hipoglicemia

Nome do Paciente	Data	Hora	Etapa	Valor (mg/dl)
Paciente 2	31/05/2017	06:45	Antes do Café	65.78
Paciente 2	31/05/2017	08:05	Depois do Café	72.43
Paciente 2	31/05/2017	11:20	Antes do Almoço	58.97
Paciente 2	31/05/2017	12:40	Depois do Almoço	74.32
Paciente 2	31/05/2017	14:25	Antes do Lanche	51.29
Paciente 2	31/05/2017	15:55	Depois do Lanche	69.82
Paciente 2	31/05/2017	20:30	Antes da Janta	46.78
Paciente 2	31/05/2017	22:10	Depois da Janta	66.48

Fonte: Do autor.

Cenário de teste de pessoa com hiperglicemia: os dados inseridos com base em valores de uma pessoa com hiperglicemia são apresentados na tabela 4.

Tabela 4 – Dados do cenário de teste de pessoa com hiperglicemia

Nome do Paciente	Data	Hora	Etapa	Valor (mg/dl)
Paciente 3	31/05/2017	06:50	Antes do Café	110.46
Paciente 3	31/05/2017	08:30	Depois do Café	111.34
Paciente 3	31/05/2017	11:35	Antes do Almoço	215.79
Paciente 3	31/05/2017	13:05	Depois do Almoço	234.51
Paciente 3	31/05/2017	14:40	Antes do Lanche	135.66
Paciente 3	31/05/2017	16:00	Depois do Lanche	380.32
Paciente 3	31/05/2017	19:45	Antes da Janta	167.86
Paciente 3	31/05/2017	22:30	Depois da Janta	327.86

Fonte: Do autor.

Após realizar todos os cenários de testes e integração entre as aplicações Web e Mobile, pode-se garantir as suas funcionalidades. Os erros que ocorreram durante os cenários de testes foram resolvidos conforme iam sendo encontrados. Sendo assim, finalizou-se a etapa de codificação das aplicações Web e Mobile, onde é possível cadastrar médicos e pacientes, lançar registros de níveis de glicose por

período do dia para estes e gerar gráficos conforme os registros inseridos.

Os resultados dos três cenários de testes realizados, serão exibidos nos resultados obtidos através dos gráficos da aplicação Web.

6.2 RESULTADOS OBTIDOS

O desenvolvimento do trabalho foi sendo realizado obedecendo os objetivos especificados no mesmo. As etapas foram ordenadas hierarquicamente, de acordo com as suas dependências, com a finalidade de gerar um trabalho em concordância com as pesquisas realizadas.

As análises efetuadas sobre os métodos existentes de monitoramento de glicose, além de disseminar uma área de estudo importante para a sociedade, viabilizaram a composição dos circuitos e escolha dos hardwares. O desenvolvimento do protótipo com sensores não-invasivos foi constituído conforme especificado nos objetivos do trabalho, porém não foi possível detectar os níveis de glicose. Por mais que as etapas estruturais e metodológicas foram cautelosamente e fundamentalmente desenvolvidas, os fatores chaves para que a expectativa tornar-se realidade foram o custo e o tempo, indo de encontro com as pesquisas realizadas de dificuldades encontradas para se obter técnicas não-invasivas para monitorar níveis glicêmicos.

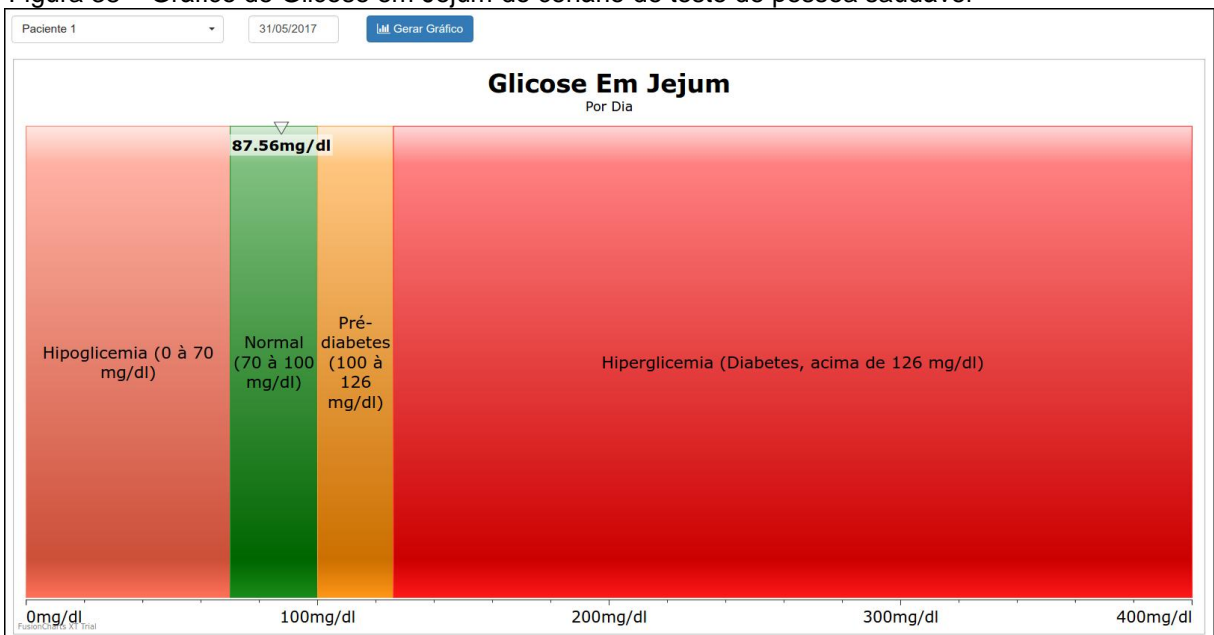
As pesquisas realizadas sobre os níveis referenciais de glicose e tecnologias atuais usadas para desenvolvimento de *softwares*, foram essenciais para os resultados das aplicações Web e Mobile. Todos os dados cadastrados, manipulados e tecnologias utilizadas nas mesmas, procederam e basearam-se nessas pesquisas, viabilizando e promovendo aos profissionais da saúde e pacientes a conexão e avaliações diárias dos níveis de glicose sanguínea. Além disso, o que pode ser considerado positivo entre as aplicações desenvolvidas é a integração de dados entre elas, sendo possível utilizar a aplicação Mobile *online* ou *offline*, onde os dados cadastrados de forma *offline* são transmitidos automaticamente via internet quando a mesma estiver online.

Como citado anteriormente, os dados cadastrados nos testes das aplicações Web e Mobile são fictícios, pois como não foi possível finalizar o protótipo com sensores não-invasivos tendo dados reais para comparações, o propósito foi simular o monitoramento do nível de glicose em variadas etapas do dia em

diferentes pacientes, cada um com uma particularidade em sua saúde. Ainda assim, a ação de sincronizar dados da aplicação Web também serve como simulação de dados obtidos da PCI, ou seja, ela insere registros fictícios no banco de dados simulando registros monitorados pela PCI. Serão demonstrados a seguir através dos gráficos da aplicação Web desenvolvida, os resultados dos três cenários de testes realizados.

Na figura 38 é exibido o gráfico de glicose em jejum do cenário de teste de uma pessoa saudável.

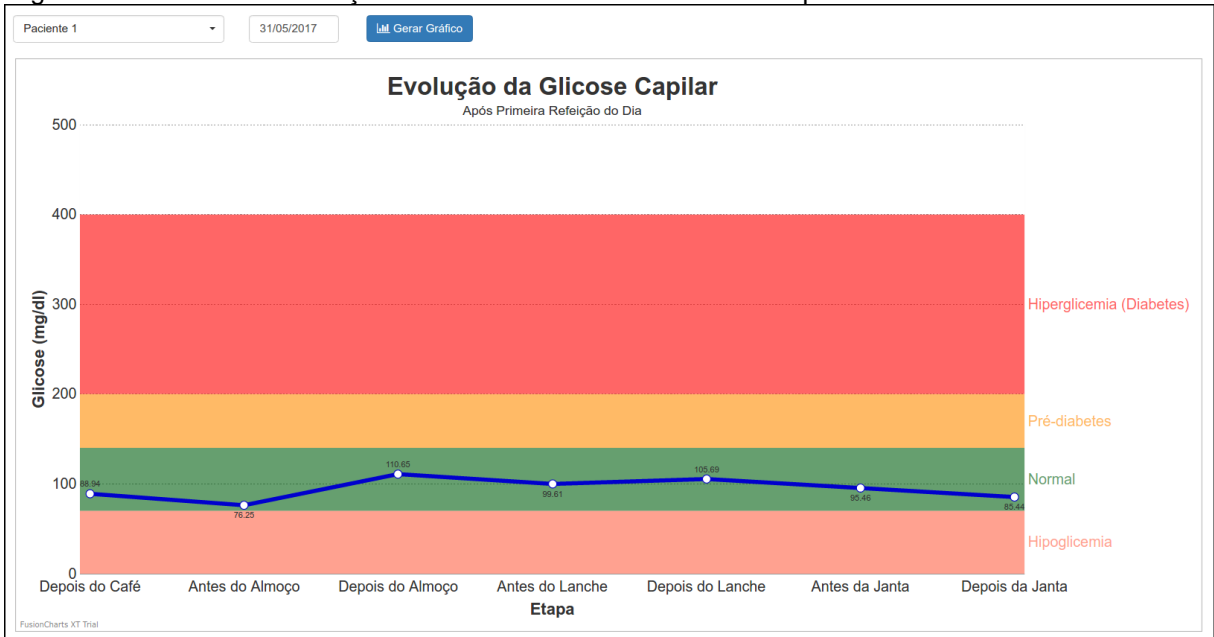
Figura 38 – Gráfico de Glicose em Jejum do cenário de teste de pessoa saudável



Fonte: Do autor.

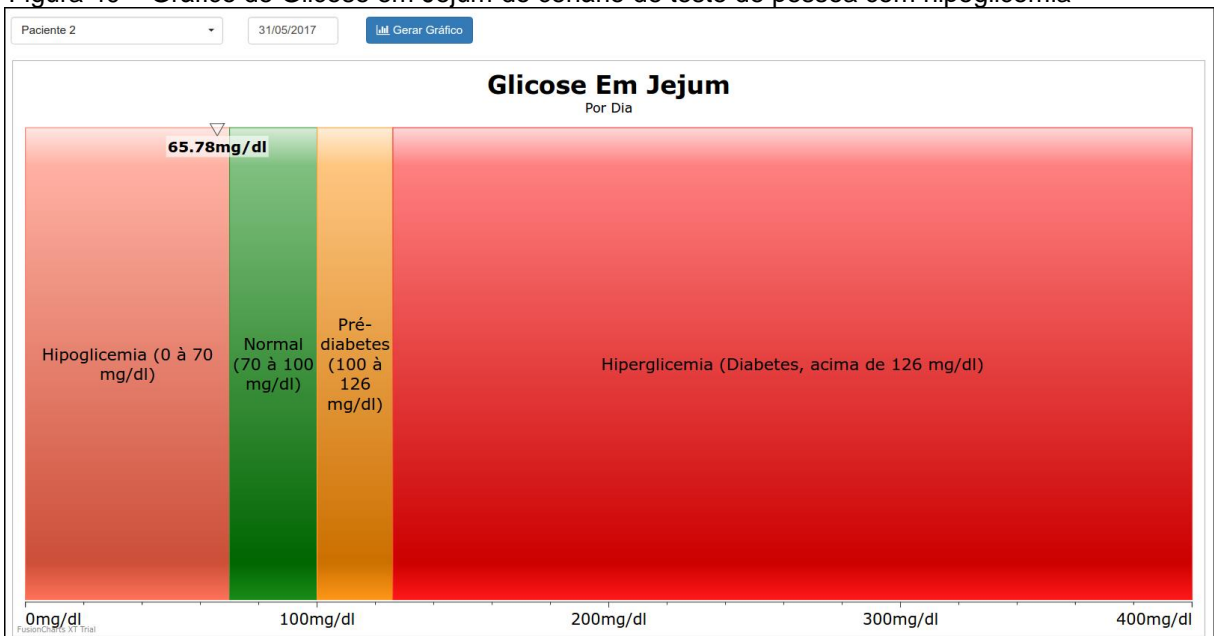
A figura 39 permite que seja visualizado o cenário de teste de uma pessoa saudável através do gráfico de evolução da glicose após a primeira refeição do dia.

Figura 39 – Gráfico de Evolução de Glicose do cenário de teste de pessoa saudável



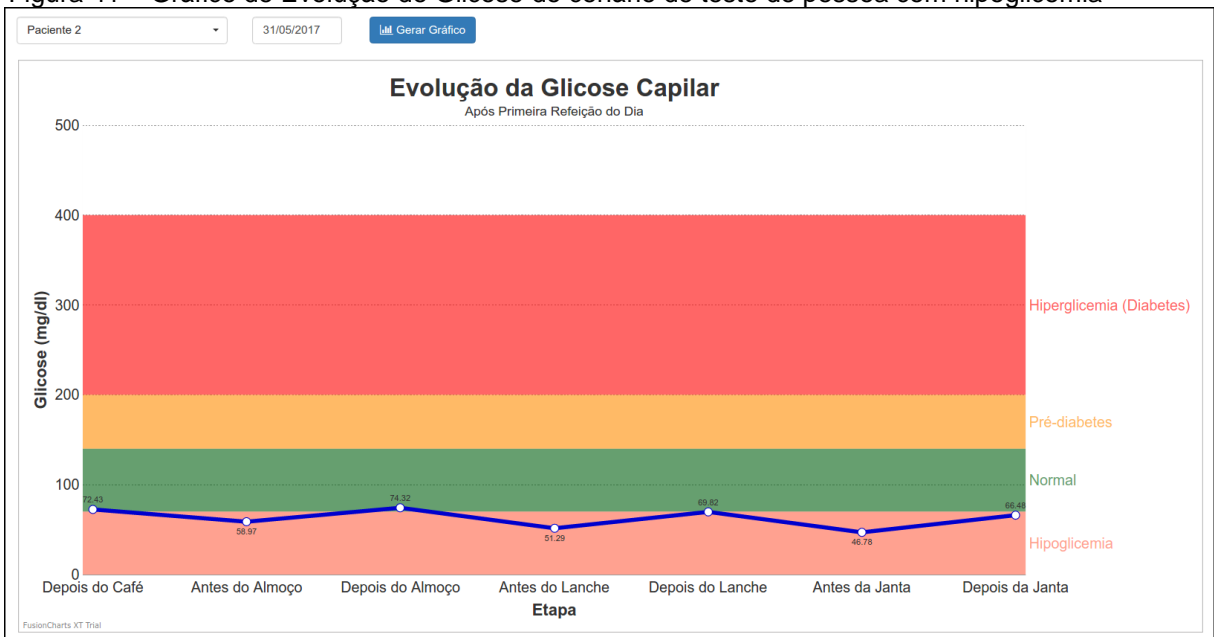
Com a figura 40 é possível visualizar o gráfico de glicose em jejum do cenário de teste de uma pessoa com hipoglicemia.

Figura 40 – Gráfico de Glicose em Jejum do cenário de teste de pessoa com hipoglicemia



O gráfico de evolução da glicose após a primeira refeição do dia do cenário de teste de uma pessoa com hipoglicemia, é exibido na figura 41.

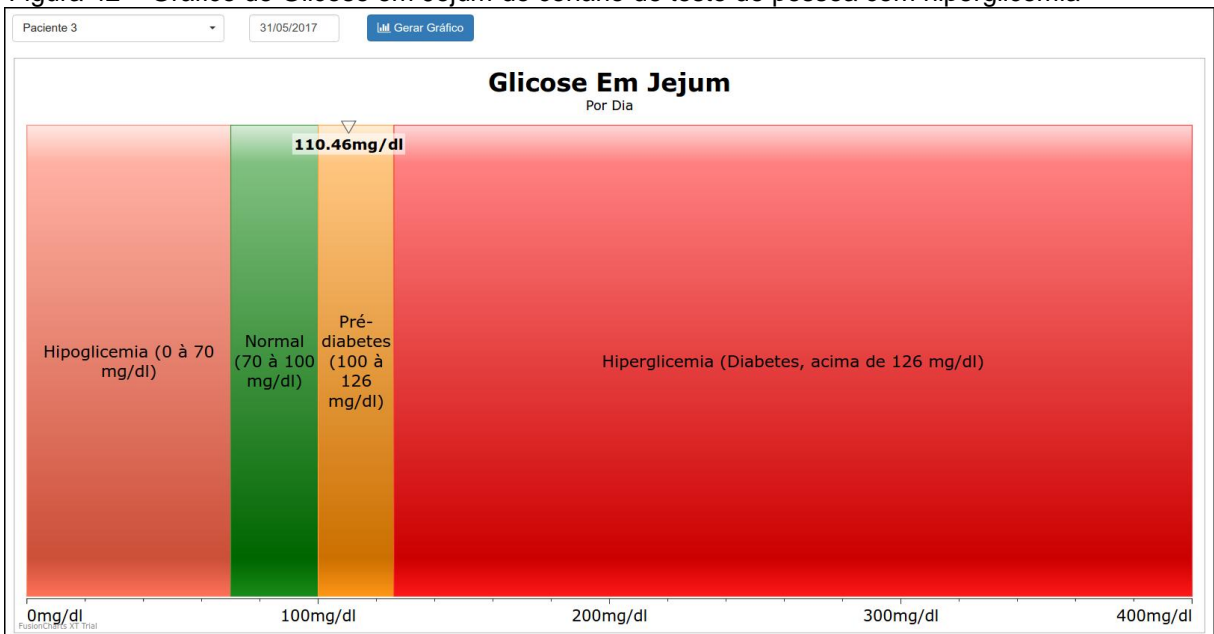
Figura 41 – Gráfico de Evolução de Glicose do cenário de teste de pessoa com hipoglicemia



Fonte: Do autor.

A figura 42 exibe o gráfico de glicose em jejum do cenário de teste de uma pessoa com hiperglicemia.

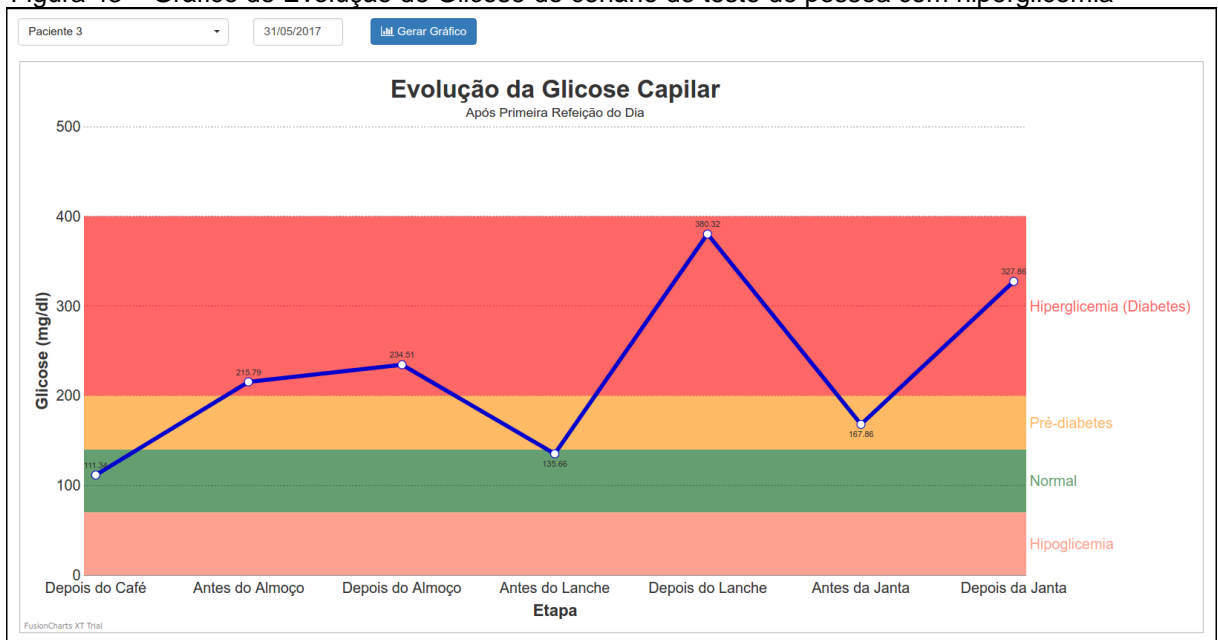
Figura 42 – Gráfico de Glicose em Jejum do cenário de teste de pessoa com hiperglicemia



Fonte: Do autor.

E por último, é possível visualizar na figura 43 o cenário de teste de uma pessoa hiperglicêmica através do gráfico de evolução da glicose após a primeira refeição do dia.

Figura 43 – Gráfico de Evolução de Glicose do cenário de teste de pessoa com hiperglicemia



Fonte: Do autor.

Assim sendo, finaliza-se os resultados obtidos no trabalho.

7 CONCLUSÃO

Os avanços computacionais e das tecnologias de informação e comunicação, foram primordiais para unir a área da informática com a saúde, permitindo descobrir e deliberar problemas, principalmente em tomadas de decisões e otimização de procedimentos. Isso é resultado de estudos que diariamente são feitos e que devem continuar, pois só assim será criada uma convicção de que procedimentos, neste caso relacionados a saúde, podem ser facilitados através de técnicas ou ferramentas ligadas a informática.

Diversas áreas da saúde necessitam de uma atenção especial quando o assunto é acompanhamento médico diário, e a DM é uma delas, já que se trata de uma doença crítica e que exige monitoramento constante da concentração de glicose no sangue. Inúmeras pesquisas e testes são feitos em nível mundial buscando encontrar uma técnica capaz de verificar essas concentrações e operar de forma não-invasiva, porém certas limitações e fatores externos acabam dificultando resultados finais, como suor, poeira, luminosidade, entre outros.

O desenvolvimento das aplicações Web e Mobile evidenciaram a necessidade de aproximação entre profissionais da saúde e pacientes, no que diz respeito a acompanhamentos diários, permitindo a antecipação e identificação de problemas de saúde, neste caso a DM. Sendo assim, buscou-se através do desenvolvimento dessas aplicações, disponibilizar recursos que auxiliam pacientes a registrarem seus níveis de glicose em diferentes etapas do dia, podendo ser visualizados por profissionais da saúde em tempo real, desde que esteja conectado a internet, com o intuito de comparar estes níveis por meio dos gráficos desenvolvidos, mantendo assim, a estabilidade da glicemia do paciente.

A utilização do *framework AngularJS* para estrutura *client side*, juntamente com outros *frameworks*, permitiram significativamente o desenvolvimento das aplicações Web e Mobile. Do mesmo modo, a utilização do conceito REST para a estrutura *server side*, viabilizou a integração entre as aplicações através de serviços, tornando o lado server totalmente independente do lado client.

Ainda assim, neste trabalho buscou-se através de um protótipo de sensores ópticos, realizar o monitoramento de níveis glicêmicos por meio de método não invasivo e de forma integrada sincronizar estes níveis com as aplicações Web e Mobile. Os objetivos iniciais foram atingidos, exceto o monitoramento dos níveis de

glicose com a utilização de sensores ópticos. O custo do projeto e tempo para desenvolvê-lo influenciaram diretamente neste item, pois o intervalo de tempo entre as etapas de criação do *layout* da PCI, soldagem dos componentes e acender os LEDs, foram inopinadamente extensos. Além de que, somente após os primeiros testes com o protótipo de sensores, pode-se notar falhas na posição dos componentes, onde neste caso o ideal seria recomeçar todo processo de criação do *layout* da PCI. Porém, por mais que este acontecimento tenha influenciado diretamente um dos objetivos iniciais, isso de certa forma não invalida todo trabalho, visto que, os conhecimentos assimilados por meio das pesquisas realizadas, foram fundamentais para iniciar e desenvolver o projeto que tem um propósito fundamental para a sociedade. Neste caso é importante salientar a importância de cada etapa de desenvolvimento e/ou testes, pois em circunstâncias onde não se obtém bons resultados em uma delas, possivelmente impactará nos resultados finais.

Dentre as principais dificuldades encontradas durante o desenvolvimento do trabalho, podem ser citadas a aquisição dos componentes, pois a grande maioria deles não foram encontrados no Brasil, aumentando consideravelmente o tempo de entrega. Encontrar uma empresa que fabricasse a PCI, visto que, torna-se inviável para algumas a fabricação de poucas unidades. E por último, a integração entre *hardware* e *software*, destacando a aquisição de informações nos fotodiodos.

Como sugestões para trabalhos futuros, considerando que a utilização de sensores voltados para monitoramento da saúde humana é muito importante, sugere-se:

- a) construir um novo protótipo de sensores não-invasivos, porém analisar a posição de cada sensor, evitando assim maiores problemas;
- b) um objeto para posicionar o dedo acima dos fotodiodos, impedindo que luzes externas venham influenciar nos resultados. Este objeto pode ser criado através de uma impressora 3D.
- c) desenvolver novos gráficos na aplicação Web, de modo que os dados registrados possam ser representados de variadas formas.

REFERÊNCIAS

ALFANDI, Omar; KASSLER, Andreas J.. **Wireless Sensor Networks: Architectures (WSN 2015)**. 2015. Disponível em: <<http://www.ntms-conf.org/ntms-2015/index.php/workshops/wireless-sensor-networks-architectures-wsn-2015>>. Acesso em: 16 nov. 2015.

ALVES, Deise Mota. **Quantificação da glicemia através de análises de imagens da íris humana utilizando redes neurais**. 2007. 110 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18133/tde-20112007-104513/>>. Acesso em: 06 out. 2015.

ARAÚJO, Fagner Pereira de. **Plano para um Sistema de Monitoramento Utilizando Redes de Sensores Sem Fio: Um Estudo de Caso para a Escola de Administração do Exército e Colégio Militar de Salvador**. 2009. 40 f. TCC (Graduação) - Curso de Aplicações Complementares às Ciências Militares, Escola de Administração do Exército e Colégio Militar de Salvador, Salvador, 2009. Disponível em: <<http://docplayer.com.br/1758256-Ministerio-da-defesa-exercito-brasileiro-decex-dee-depa-escola-de-administracao-do-exercito-e-colegio-militar-de-salvador.html>>. Acesso em: 20 nov. 2015.

BANDODKAR, Amay J. et al. Tattoo-Based Noninvasive Glucose Monitoring: A Proof-of-Concept Study. **Analytical Chemistry**, [S.l.], v. 87, n. 1, p.394-398, jan. 2015. American Chemical Society (ACS). DOI: 10.1021/ac504300n. Disponível em: <<http://pubs.acs.org/doi/pdf/10.1021/ac504300n>>. Acesso em: 28 out. 2015.

BARBOSA, Talles Marcelo Gonçalves de Andrade. **Uma Arquitetura de Redes de Sensores do Corpo Humano**. 2008. 188 f. Tese (Doutorado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, 2008. Disponível em: <http://repositorio.unb.br/bitstream/10482/1752/1/Tese_TallesMarceloGABarbosa.pdf>. Acesso em: 21 nov. 2015.

BOECKLE, Stefan; ROVATI, Luigi; ANSARI, Rafat R.. Polarimetric glucose sensing using the Brewster-reflection off the eye lens: Theoretical analysis. **Optical Diagnostics And Sensing Of Biological Fluids And Glucose And Cholesterol Monitoring Ii**. [S.l.], p. 160-164. maio 2002. Disponível em: <https://spaceflight systems.grc.nasa.gov/Advanced/HumanResearch/grcbio/documents/Glucose_SPIE_2002.pdf>. Acesso em: 08 nov. 2015.

BORGES, Rita de Cássia Fernandes et al . Detecting alterations of glucose and lipid components in human serum by near-infrared Raman spectroscopy. **Research on Biomedical Engineering**, Rio de Janeiro , v. 31, n. 2, p. 160-168, jun. 2015 . Disponível em: < <http://www.scielo.br/pdf/reng/v31n2/2446-4740-reng-31-2-160.pdf>>. Acesso em: 11 out. 2015.

BOSS, Christophe. **A Viscosity-Dependent Affinity Sensor for Continuous Monitoring of Glucose in Biological Fluids**. 123 f. Tese (Doutorado) - Curso de

Sistemas de Produção e Robótica, Escola Politécnica Federal de Lausana, Lausana, 2012. Disponível em: <http://infoscience.epfl.ch/record/174690/files/EPFL_TH5324.pdf>. Acesso em: 15 out. 2015.

BURATTI, Chiara et al. **Sensor Networks with IEEE 802.15.4 Systems: Distributed Processing, MAC, and Connectivity**. Berlin: Springer, 2011. 269 p. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=iuRmBITmPnkC&printsec=frontcover&hl=pt-BR>>. Acesso em: 16 nov. 2015.

CASSIANO, Kátia Kelvis. Projeto e Implementação de um Nó Sensor para Eletrocardiograma e Pressão Arterial. 79 f. TCC (Graduação) - Curso de Ciência da Computação, Universidade Católica de Goiás, Goiânia, 2007. Disponível em: <<http://aldeia3.computacao.net/greenstone/collect/trabalho/import/Monografia.pdf>>. Acesso em: 15 jun. 2015.

CASTRO, Daniela Gouvêa Cunha de. **Intervenção na Obesidade em Idosos**. 2005. 40 f. Monografia (Especialização) - Curso de Geriatria, Serviço de Geriatria do Hospital das Clínicas, Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005. Disponível em: <<http://www.nutritotal.com.br/publicacoes/files/150--IntervencaoObesidadeldosos.pdf>>. Acesso em: 13 out. 2015.

CASTRO JÚNIOR, Roberto. **Glicosímetro de Pulso**. 2010. 180 f. Tese (Doutorado) - Curso de Sistemas Eletrônicos, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010. Disponível em: <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/3/3142/tde-16082010-161914/publico/Tese_Roberto_Castro_Junior.pdf>. Acesso em: 09 nov. 2015.

CHAN, Nn; HUREL, Sj. Potential impact of a new blood glucose monitoring device: The GlucoWatch® Biographer. **Practical Diabetes International**, [S.l.], v. 19, n. 4, p.97-100, maio 2002. Wiley-Blackwell. DOI: 10.1002/pdi.339. Disponível em: <<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/pdi.339/pdf>>. Acesso em: 28 out. 2015.

CHO, Ok Kyung et al. Noninvasive Measurement of Glucose by Metabolic Heat Conformation Method. **Clinical Chemistry**, [s.l.], v. 50, n. 10, p.1894-1898, 1 out. 2004. American Association for Clinical Chemistry (AACC). Disponível em: <<http://clinchem.aaccjnls.org/content/50/10/1894.long>>. Acesso em: 14 mai. 2016.

CHING, Tak S.; CONNOLLY, Patricia. Simultaneous transdermal extraction of glucose and lactate from human subjects by reverse iontophoresis. **International Journal Of Nanomedicine**. [S.l.], p. 211-223. jun. 2008. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2527667/pdf/ijn-0302-211.pdf>>. Acesso em: 23 out. 2015.

CIONGOLI, Wagner. Iluminação em ferreomodelismo com a menor lâmpada do mundo. 2016. Disponível em: <<http://vfco.brazilia.jor.br/ferreomodelos/iluminacao-locomotiva-fibra-optica.shtml>>. Acesso em: 07 dez. 2016.

CONGRESSO BRASILEIRO DE INFORMÁTICA EM SAÚDE, 2006, Goiás. **Desenvolvimento de uma Rede de Sensores Sem Fios para o**

Monitoramento Biomédico. Goiás: SBIS, 2006. 6 p. Disponível em: <<http://www.sbis.org.br/cbis/arquivos/1072.pdf>>. Acesso em: 21 nov. 2015.

DAI, Tao; ADLER, Andy. In Vivo Blood Characterization from Bioimpedance Spectroscopy of Blood Pooling, **Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on**, Las Vegas, p.3831-3838, set. 2009. Disponível em: <<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.414.6350&rep=rep1&type=pdf>>. Acesso em: 13 out. 2015.

Diretrizes da Sociedade Brasileira de Diabetes (SBD). 2013-2014. Disponível em: <<http://www.nutritotal.com.br/diretrizes/files/342--diretrizessbd.pdf>> Acessado em: 12 Mai. 2015.

ELLIS, David I.; GOODACRE, Royston. Metabolic fingerprinting in disease diagnosis: biomedical applications of infrared and Raman spectroscopy. **The Analyst**, [S.l.], v. 131, n. 8, p.875-885, abr. 2006. Royal Society of Chemistry (RSC). DOI: 10.1039/b602376m. Disponível em: <<http://www.biospec.net/pubs/pdfs/Ellis-Analyst2006.pdf>>. Acesso em: 24 set. 2015.

ELSHARYDAH, A.; CORK, R. C.. Blood Gas Measurements, Oximetry. In: Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, Vol. 1. John Wiley & Sons Inc. 2006. p. 469-476. Disponível em: <<http://pt.scribd.com/doc/56170206/Encyclopedia-of-Medical-Devices-and-Instrumentation-Vol-1>>. Acesso em: 22 nov. 2015.

FARIA, D. L. A. Entenda o que é espectroscopia Raman. **QuímicaViva** - CRQ-IV. Laboratório de Espectroscopia Molecular. Instituto de Química da USP: [S.l.], 2011. Disponível em: <http://www.crq4.org.br/sms/files/file/Espectroscopia_Raman_4.pdf>. Acesso em: 07 out. 2015.

FIGUEIRA, Angela Carine Moura; ROCHA, João Batista Teixeira. Açúcares Redutores no Ensino Superior: Atividades Baseadas na Resolução de Problemas. **Experiências em Ensino de Ciências**, Santa Maria, v. 7, n. 3, p.79-85, dez. 2012. Disponível em: <http://if.ufmt.br/eenci/artigos/Artigo_ID191/v7_n3_a2012.pdf>. Acesso em: 28 out. 2015.

GLANER, Maria Fátima. Validação Cruzada de Equações de Impedância Bioelétrica em Homens. **Rev. Bras. Cine. Des. Hum.**, [S.l.], v. 7, n. 1, p.5-11, mai. 2005. Disponível em: <<https://periodicos.ufsc.br/index.php/rbcdh/article/viewFile/3811/3250>>. Acesso em: 13 out. 2015.

GOMES, Diego. **Top 10 Tendências Mobile 2010:** Parte 3. 2010. Disponível em: <<http://webholic.com.br/top-10-tendencias-mobile-2010-parte-3/>>. Acesso em: 25 abr. 2015.

GUTIÉRREZ, Eduardo Mamani. **Telemetria:** Aplicação de rede de sensores biomédicos sem fio. 2006. 126 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, 2006. Disponível em:

<[http://repositorio.unb.br/bitstream/10482/2193/1/2006_Eduardo Mamani Gutierrez.pdf](http://repositorio.unb.br/bitstream/10482/2193/1/2006_Eduardo%20Mamani%20Gutierrez.pdf)>. Acesso em: 09 nov. 2015.

HEISE, H. M. Glucose, in Vivo Assay of. In: Meyers, R.A. Encyclopedia of analytical chemistry, John Wiley Press, v. 1, p. 56-83, 2000.

JABBARI, Nasrollah et al. Developing a Commercial Air Ultrasonic Ceramic Transducer to Transdermal Insulin Delivery. **Journal Of Medical Signals And Sensors**. [S.l.], p. 117-122. abr. 2015. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4460666/>>. Acesso em: 31 out. 2015.

KALRA, Sanjay et al. Hypoglycemia: The neglected complication. **Indian Journal Of Endocrinology And Metabolism**. Haryana, p. 819-834. set. 2013. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3784865/#!po=1.51515>>. Acesso em: 31 ago. 2015.

KASPER, Dennis et al. **Harrison's Principles of Internal Medicine**. 19. ed. Estados Unidos: Mcgraw-hill, 2015. 3000 p. 2 v.
KHAN, Azad et al. Iontophoretic drug delivery: History and applications. **Journal Of Applied Pharmaceutical Science**. Ghaziabad, p. 11-24. maio 2011. Disponível em: <http://www.japsonline.com/admin/php/uploads/28_pdf.pdf>. Acesso em: 28 out. 2015.

KLONOFF, D. C.. Noninvasive Blood Glucose Monitoring. **Diabetes Care**, [S.l.], v. 20, n. 3, p.433-437, 1 mar. 1997. Disponível em: <<http://care.diabetesjournals.org/content/20/3/433.full.pdf>>. Acesso em: 23 set. 2015.

KLONOFF, David C.. Overview of Fluorescence Glucose Sensing: A Technology with a Bright Future. **Journal Of Diabetes Science And Technology**. [S.l.], p. 1242-1250. nov. 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3570863/>>. Acesso em: 05 nov. 2015.

LACERDA, S., **Diabetes Mellitus na Prática Médica**; Pirâmide Livro Médico Ltda, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 1988.

LOSOYA, Adrian et al. State of the art and new perspectives in non-invasive glucose sensors. **Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica**, Monterrey, v. 33, n. 1, p.41-52, jun. 2012. Disponível em: <<http://www.rmib.somib.org.mx/pdfs/Vol33/No1/4.pdf>>. Acesso em: 12 set. 2015.

MALIN, Stephen F. et al. Noninvasive Prediction of Glucose by Near-Infrared Diffuse Reflectance Spectroscopy. **Clinical Chemistry**. [S.l.], p. 1651-1658. set. 1999. Disponível em: <<http://www.clinchem.org/content/45/9/1651.full>>. Acesso em: 30 set. 2015.

MANICKAM, Sivakumar et al. Transdermal drug delivery using ultrasound-theory, understanding and critical analysis. **Cellular And Molecular Biology**. Nagoya, p. 767-784. fev. 2005. Disponível em: <<http://www.researchgate.net/publication/7591384>>. Acesso em: 31 out. 2015.

- MAZZAROPPI, Marcelo. **Sensores de Movimento e Presença**. 2007. 64 f. Monografia (Especialização) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007. Disponível em: <<http://monografias.poli.ufrj.br/monografias/monopoli10001369.pdf>>. Acesso em: 22 nov. 2015.
- MCGRATH, Michael J.; SCANAILL, Clíodhna Ní; NAFUS, Dawn. **Sensor Technologies: Healthcare, Wellness and Environmental Applications**. New York: Apress Media, 2013. 302 p.
- MENEZES, José Ricardo de. **Desenvolvimento E Avaliação Preliminar De Um Sistema Para Quantificação Da Glicose No Sangue Por Meio De Imagens Da Íris Humana**. 2004. 132 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Metrologia Científica e Industrial, Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2014. Disponível em: <<https://repositorio.ufsc.br/xmlui/bitstream/handle/123456789/79026/174777.pdf>>. Acesso em: 13 abr. 2015.
- MINICUCCI, Walter José. **DIABETES: O que fazer em situações especiais**. 4. ed. São Paulo: Atlanta, 2005. Disponível em: <<http://www.endocrino.org.br/media/fotos/diabetes.pdf>>. Acesso em: 12 set. 2015.
- MURAKAMI, Alexandre. **VMonGluco: Sistema de Monitoramento Contínuo de Glicose**. 2007. 157 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica - Sistemas Eletrônicos, Engenharia de Telecomunicações e Controle, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/3/3142/tde-27062007-180347/publico/dissertacaomurakamisite.pdf>>. Acesso em: 24 maio 2015.
- NASCIMENTO, Luiz F. C.; BOTURA JUNIOR, Galdenoro; MOTA, Rogério P.. Glucose consume and growth of E. coli under electromagnetic field. **Revista do Instituto de Medicina Tropical de São Paulo**, São Paulo, v. 45, n. 2, p.65-67, abr. 2003. FapUNIFESP (SciELO). DOI: 10.1590/s0036-46652003000200002. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rimtsp/v45n2/v45n2a02.pdf>>. Acesso em: 05 nov. 2015.
- O'CONNOR, Fred. **Smartphones, Tablets Seen Boosting Mobile Health: Smartphones, tablet PCs and other wireless devices are poised to play a greater role in health care as doctors and patients embrace the mobile Internet, panelists at a mobile health technology conference in Boston said Thursday.** Disponível em: <http://www.cio.com/article/601263/Smartphones_Tablets_Seen_Boosting_Mobile_Health>. Acesso em: 25 abr 2015.
- OLARTE, Oscar et al. Using random phase multisines to perform non-invasive glucose measurements, **IEEE**, Bari, p.1750-1754, out. 2011. Disponível em: <http://www.researchgate.net/publication/236846138_Influence_of_the_type_and_position_of_the_sensor_on_the_precision_of_impedance_glucose_measurements>. Acesso em: 11 out. 2015.

- PANDE, Megha C.. Non-Invasive Optical Blood Glucose Measurement. **International Journal Of Engineering Research And Applications (IJERA)**. [S.l.], p. 129-131. jul. 2013. Disponível em: <http://www.ijera.com/papers/Vol3_issue4/U34129131.pdf>. Acesso em: 01 out. 2015.
- PARANJAPE, M. et al. A PDMS dermal patch for non-intrusive transdermal glucose sensing. **Sensors And Actuators A: Physical**, [S.l.], v. 104, n. 3, p.195-204, maio 2003. Elsevier BV. DOI: 10.1016/s0924-4247(03)00049-9. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424703000499>>. Acesso em: 04 nov. 2015.
- PARANJAPE, Makarand. Pain-free diabetic monitoring using transdermal patches. **Biomedical Optics & Medical Imaging**. [S.l.], p. 1-2. ago. 2008. Disponível em: <<http://spie.org/x27077.xml>>. Acesso em: 24 out. 2015.
- PAUL, Brince; MANUEL, Melvin P.; ALEX, Zachariah C.. Design and Development of Non invasive Glucose Measurement System. **IEEE**. Vellore, p. 43-46. 07 mar. 2012. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?arnumber=6260873>>. Acesso em: 23 maio 2015.
- ROXHED, Niclas. **A Fully Integrated Microneedle-based Transdermal Drug Delivery System**. 2007. 93 f. Tese (Doutorado) - Curso de Electrical Engineering, Royal Institute Of Technology, Stockholm, 2007. Disponível em: <<https://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:12495/FULLTEXT01.pdf>>. Acesso em: 04 nov. 2015.
- SELIGMAN, Luiz Carlos et al. Obesity and gestational weight gain: cesarean delivery and labor complications. **Rev. Saúde Pública**, São Paulo, v. 40, n. 3, p.457-465, jun. 2006. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rsp/v40n3/14.pdf>>. Acesso em: 03 set. 2015.
- SENE JÚNIOR, Iwens Gervásio. **Arquitetura para Desenvolvimento de Aplicações de Rede de Sensores para Monitoramento da Saúde Humana**. 2009. 162 f. Tese (Doutorado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, 2009. Disponível em: <http://repositorio.unb.br/bitstream/10482/6244/1/2009_IwensGervasioSeneJunior.pdf>. Acesso em: 21 nov. 2015.
- SILVA, Kátia Cilene Neles da. **Monitoramento da Saúde Humana Através de Sensores: Análise de Incertezas Contextuais Através da Teoria da Evidência de Dempster-Shafer**. 2013. 141 f. Tese (Doutorado) - Curso de Engenharia, Departamento de Engenharia de Computação e Sistemas Digitais, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013. Disponível em: <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/3/3141/tde-01082013-160349/publico/Tese_KatiaNeles_unprotected.pdf>. Acesso em: 21 nov. 2015.
- SMELTZER, Suzanne C.; BARE, Brenda G.. **Brunner & Suddarth: Tratado de Enfermagem Médico-Cirúrgica**. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

SO, Chi-fuk et al. Recent advances in noninvasive glucose monitoring. **Medical Devices**, [S.l.], v. 5, p.45-52, jun. 2012. Disponível em:

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3500977/#b12-mder-5-045>>. Acesso em: 15 out. 2015.

SOHRABI, Katayoun et al. Protocols for Self-Organization of a Wireless Sensor Network. **Ieee Personal Communications**. Los Angeles, p. 16-27. set. 1999.

Disponível em: <<http://www.seas.ucla.edu/~pottie/papers/WSNs00.pdf>>. Acesso em: 20 nov. 2015.

SRINIVASAN, Vijay et al. Clinical diagnostics on human whole blood, plasma, serum, urine, saliva, sweat, and tears on a digital microfluidic platform. **Proceedings Of Microtas**. Durham, out. 2003. p. 1287-1290. Disponível em:

<<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.559.4568&rep=rep1&type=pdf>>. Acesso em: 23 set. 2015.

SUN, Shoubin et al. Extraction of Iron from the Rabbit Anterior Chamber with Reverse Iontophoresis. **Journal Of Ophthalmology**. [S.l.], p. 1-8. jul. 2015.

Disponível em:

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4518192/pdf/JOPH2015-425438.pdf>>. Acesso em: 26 out. 2015.

TANG, Fei et al. Non-Invasive Glucose Measurement by Use of Metabolic Heat Conformation Method. **PubMed**. Pequim, p. 3335-3344. 02 out. 2004. Disponível em:

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15308597>>. Acesso em: 20 maio 2015.

TEODORO, Daniel da Veiga et al. **Proposta de Método Não Invasivo para Detectar Variação do Nível de Glicemia**. 113 f. TCC (Graduação) - Curso de Engenharia Eletrônica e de Telecomunicação, Instituto Politécnico da Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2013.

TIERNEY, M.J. et al. Clinical evaluation of the GlucoWatch® biographer: a continual, non-invasive glucose monitor for patients with diabetes. **Biosensors And Bioelectronics**, [S.l.], v. 16, n. 9-12, p.621-629, dez. 2001. Elsevier BV. DOI:

10.1016/S0956-5663(01)00189-0. Disponível em:

<<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0956566301001890>>. Acesso em: 28 out. 2015.

TSAI, Shih-hung et al. Hypoglycemia Revisited in the Acute Care Setting. **Yonsei Medical Journal**. Taiwan, p. 898-908. out. 2011. Disponível em:

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3220253/pdf/ymj-52-898.pdf>>. Acesso em: 31 ago. 2015.

WALLENIUS, Niklas Jonatan. **State-of-the-art and User Requirements of Blood Glucose Measurement: Devices, Software and Services**. 2014. 94 f. Tese

(Doutorado) - Curso de Communications Engineering, Aalto University School Of Electrical Engineering, Helsinki, 2014. Disponível em:

<https://aaltodoc.aalto.fi/bitstream/handle/123456789/12706/master_Wallenius_Niklas_2014.pdf?sequence=1>. Acesso em: 14 set. 2015.

WAYNANT, R. W.; CHENAULT, V. M.. Overview of Non-Invasive Fluid Glucose Measurement Using Optical Techniques to Maintain Glucose Control in Diabetes Mellitus. IEEE Lasers And Electro-optics Society. Piscataway, p. 45-52. abr. 1998. Disponível em: <<http://photonicsociety.org/newsletters/apr98/overview.htm>>. Acesso em: 13 maio 2015.

WENDLING, Marcelo. **Sensores**. Versão 2.0. Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2010. Disponível em: <<http://www2.feg.unesp.br/Home/PaginasPessoais/ProfMarceloWendling/4---sensores-v2.0.pdf>> Acesso em 21 nov. 2015.

YANG, Guang-Zhong. **Body Sensor Networks**. London: Springer, 2006. 507 p. Disponível em: <[http://dizertatie-serbanflorin.googlecode.com/svn/trunk/Documentatie/Body Sensor Networks.pdf](http://dizertatie-serbanflorin.googlecode.com/svn/trunk/Documentatie/Body%20Sensor%20Networks.pdf)>. Acesso em: 18 nov. 2015.

YICK, Jennifer; MUKHERJEE, Biswanath; GHOSAL, Dipak. Wireless sensor network survey. **Computer Networks**, [S.l.], v. 52, n. 12, p.2292-2330, ago. 2008. Elsevier BV. DOI: 10.1016/j.comnet.2008.04.002. Disponível em: <<http://cobweb.cs.uga.edu/~laks/ADCS-2013-Fall/YMG-WSN-Survey.pdf>>. Acesso em: 16 nov. 2015.

APÉNDICE(S)

APÊNDICE A – ARTIGO

Sensores Não Invasivos Aplicados a Verificação do Nível Glicêmico**Sullivan Borges Brasil¹, Gustavo Bisognin¹**

¹Curso de Ciência da Computação – Unidade Acadêmica de Ciências, Engenharias e Tecnologias (UNACET) – Universidade do Extremo Sul Catarinense (UNESC) – Av. Universitária, 1105 – Caixa Postal 3167 – 88806-000 – Santa Catarina – SC – Brazil

sullivan.brasil@hotmail.com, gbisog@gmail.com

***Abstract.** The agile confluence between the integration of electronic circuits and the wireless sensors have provided new computational paradigms, circumstantially building a computing mobile and universally diffuse. This is only allowed, since, the computational methods through their characteristics make feasible regardless of the location and the mobility of the user. The key to this is to make these methods conform to people, that is, to meet their needs, turning ineffective procedures into efficient. The main goal is that these procedures can interact with users, through computers, mobile devices, sensors, among others, and that these in an integrated way can communicate with each other. Thus, when the subject is information technology in health, these interactions of users and communications between technologies represent an amplitude in the research question, since they are linked directly to human monitoring systems. These systems play a significant role in health as they connect patients and health professionals to daily monitoring management. In this context, it is considered that Diabetes Mellitus, because it is a critical illness that can lead to suffer several daily oscillations, represents a health area that needs daily monitoring.*

***Resumo.** A confluência ágil entre a integração de circuitos eletrônicos e sensores sem fio têm proporcionado novos paradigmas computacionais, fundamentando de forma circunspecta a computação móvel e universalmente difusa. Isso só é permitido, uma vez que, os métodos computacionais através de suas características viabilizam independentemente da localização, a mobilidade do usuário. O elemento chave para isso, é fazer com que estes métodos tenham conformidade com às pessoas, ou seja, que vá de encontro com as suas necessidades, transformando procedimentos ineficazes em eficientes. O objetivo maior é que esses procedimentos possam interagir com os usuários, por meio de computadores, dispositivos móveis, sensores, entre outros, e que estes de forma integrada possam se comunicar entre si. Sendo assim, quando o assunto é informática na saúde, essas interações de usuários e comunicações entre tecnologias representam uma amplitude no quesito pesquisa, pois estão ligados diretamente a sistemas de monitoramento humano. Esses sistemas desempenham um papel significativo na área da saúde, visto que, conectam pacientes e profissionais da saúde para realização de gerenciamentos diários de monitoramento. Neste contexto, considera-se que o Diabetes Mellitus, por se tratar de uma doença crítica que pode sofrer variadas oscilações diárias, representa uma área da saúde que necessita de monitoramento diário.*

1. Introdução

No corpo humano existem diversas quantidades de substâncias que, quando reunidas, estabelecem o funcionamento correto do organismo. Uma destas substâncias é a glicose. Assim como toda substância existente no organismo, o nível de concentração da glicose deve ser preciso (MENEZES, 2004). O consumo da glicose é feito por células em conjunto com a insulina. Quando a insulina não é produzida, ou é, porém, em quantidades fora do normal, a glicose fica acumulada no sangue, fazendo com que os níveis de concentração da mesma aumentem, gerando problemas ao corpo humano. Toda essa anormalidade é chamada de Diabetes Mellitus (DM) (WAYNANT; CHENAULT, 1998, tradução nossa).

Atualmente não existe nenhum método que pode curar o DM totalmente. A principal terapia consiste em evitar ou atenuar a ocorrência de complicações através do monitoramento frequente e ajuste do nível de glicose. Os médicos sugerem que esses níveis devem ser testados, pelo menos, quatro vezes por dia (TANG et al, 2008, tradução nossa). A maioria dos sistemas de medição de glicose regulares são invasivos na natureza e por consequência causam dores, consumo de tempo, alto custo e risco potencial de propagação de doenças infecciosas (PAUL; MANUEL; ALEX, 2012, tradução nossa).

Os métodos tradicionais, basicamente utilizam a fita hemoglicoteste (HGT) com o sangue do paciente para determinar a taxa de glicose no sangue, afim de ajustá-la com medicamento a base de insulina (TEODORO et al, 2009). A busca por tecnologias não invasivas para se obter o nível de glicemia é contínua. Algumas abrangem diagnósticos através de secreções humanas, como por exemplo, pelo suor e/ou lágrima (MENEZES, 2004).

O monitoramento da saúde humana por meio de sensores sem fio, demonstra algumas vantagens próprias, tais como, a exclusão de condições obstrutivas (alimentação externa, fios, peso e tamanho dos componentes) e pequenos custos, oferecidos pelo uso de componentes de prateleira (off-the-shelf), ou seja, componentes já existentes no mercado (GUTIÉRREZ, 2006).

A partir do estudo realizado, será desenvolvido aplicações para armazenamento e sincronização de níveis de glicose, integradas a uma protótipo de sensores ópticos que consiste em monitorar níveis glicêmicos por meio de medição não invasiva.

2. Metodologia

A parte inicial do projeto necessitou de um levantamento bibliográfico sobre glicose e diabetes, destacando os principais conceitos, causas e tratamentos. Essa necessidade vem de encontro com o objetivo geral do projeto, visto que, é preciso primeiramente conhecer a fonte do problema para posteriormente resolvê-lo. O levantamento bibliográfico foi complementado ainda, com estudo das principais técnicas de monitoramento da glicemia existente e de sensores sem fio, visando definir o método a ser utilizado no projeto.

Para a realização das pesquisas, foram utilizados artigos publicados em periódicos internacionais, teses e dissertações de mestrados e doutorados. Pesquisas recentes de projetos semelhantes foram realizadas para embasamento do projeto em questão, auxiliando essencialmente na identificação de obstáculos e dificuldades que os mesmos encontraram.

2.1 Escolha do Hardware

Após a realização de pesquisas, algumas formas e ferramentas foram encontradas com o intuito de se obter o nível glicêmico através de sensores não invasivos. Todo material utilizado, levando em consideração o desenvolvimento de um protótipo, foi selecionado de acordo com o esquemático de sensores representado na figura 1.

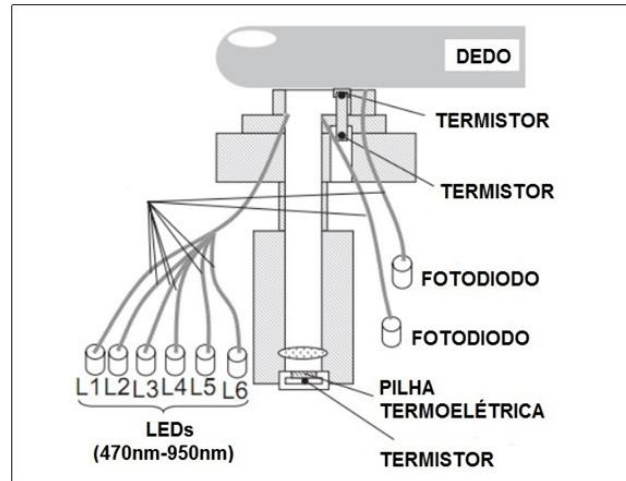


Figura 1. Estrutura de sensores

A partir deste esquemático e do circuito disponibilizado na monografia de Teodoro et al (2013), outros circuitos foram desenvolvidos com o objetivo de adequá-lo e melhorá-lo conforme os requisitos do projeto. Após concluir e definir o circuito a ser utilizado, obteve-se uma lista de componentes, que posteriormente foram adquiridos. O próximo passo foi realizar pesquisas sobre como transformar o esquemático do circuito em uma PCI, ou seja, desenvolver o layout do circuito, para posteriormente fabricar a PCI, soldar os componentes e realizar a integração entre hardware e software.

2.1.1 Layout PCI

No layout de uma PCI estão contidas as trilhas que interligam os componentes elétricos e eletrônicos, servindo como molde essencial para a fabricação do circuito impresso. Existem vários softwares que permitem a elaboração de um layout de circuito e neste projeto foi utilizado o software Proteus 7.10. Para se obter uma PCI adequada, deve-se realizar uma análise completa ao esquemático do circuito, pois é nessa etapa que são determinados o posicionamento de cada componente. Na figura 2 tem-se a camada superior do layout da PCI do projeto final, exibindo de forma detalhada o local de cada componente.

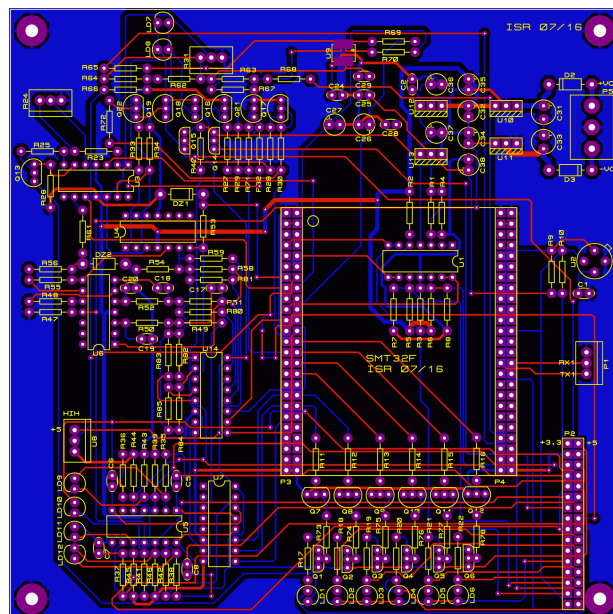


Figura 2. Layout PCI, camada superior

2.1.2 Fabricação e Solda da PCI

Após a geração do layout da PCI foram gerados os arquivos de formato Gerber, que contém todas as informações estruturadamente necessárias para geração dos fotolitos. Os fotolitos normalmente são gerados por um instrumento chamado Photoplotter e possuem as referências de máscara de solda, furação, entre outros. Portanto, para cada arquivo Gerber é gerado um fotolito, separando individualmente cada referência do layout. As impressões dos fotolitos devem ser feitas em papel transparente e de preferência a laser, pois a qualidade é melhor.

Já com os arquivos de formato Gerber gerados, iniciou-se uma pesquisa para identificar empresas que fabricam PCI's, pois o processo de fabricação caseira demanda muito tempo e investimento. Tratando-se de um protótipo, seriam necessárias poucas unidades, tornando-se inviável para algumas empresas, uma vez que, o custo é alto para pequenas quantidades. Posto isso, houve o contato com a empresa Stick Circuitos Impressos LTDA de Minas Gerais, Belo Horizonte, que concordou em realizar o processo de geração dos fotolitos e também da fabricação da PCI.

A PCI fabricada possui as seguintes especificações: espessura da chapa de 1,6mm, espessura do cobre de 35μ , completamente metalizada, acabamento com fresagem CNC, serigrafia da máscara na cor verde, serigrafia do layout na cor branca, medindo 145mm x 145mm. Na figura 3 é possível visualizar a PCI fabricada, conforme especificações citadas anteriormente.

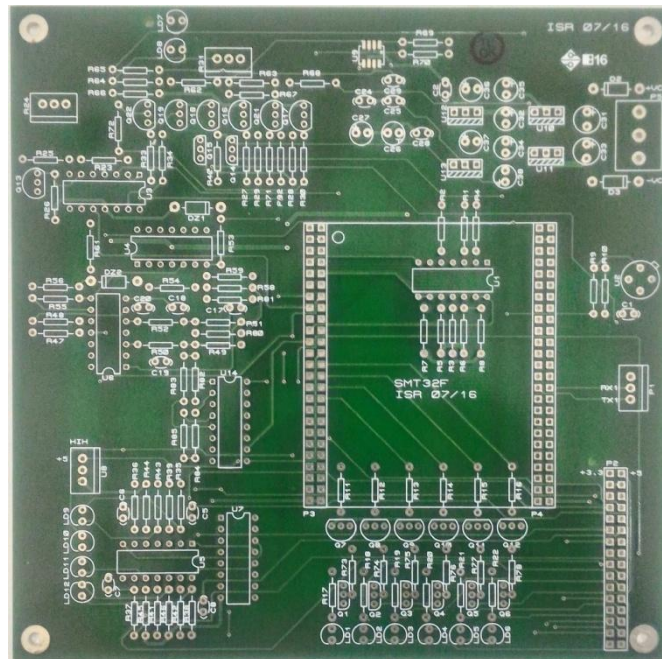


Figura 3. PCI fabricada no projeto final

Encerrado a fabricação da PCI, posteriormente, foi dado início a montagem e ao processo de solda dos componentes, ou seja, a ligação efetiva entre componentes através de solda. Os componentes soldados na PCI fabricada, podem ser visualizados na figura 4, com destaque para os LEDs e Fotodiodos.

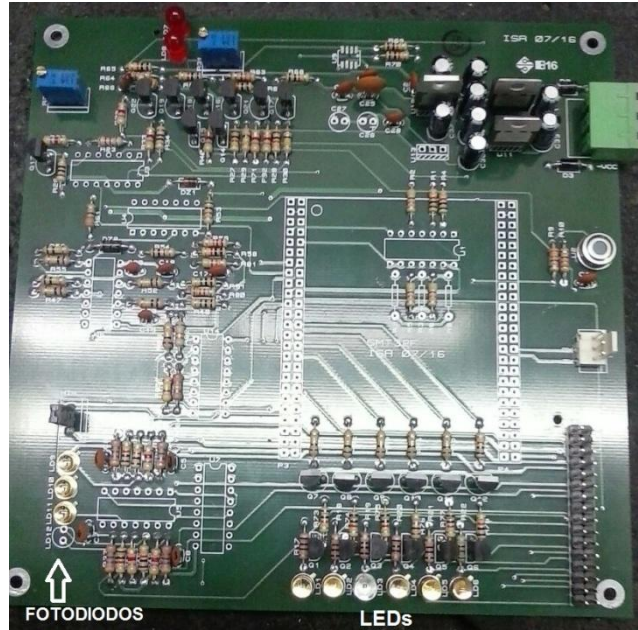


Figura 4. Componentes soldados na PCI do projeto final

2.2 Firmware

A manipulação dos circuitos da PCI fabricada é realizada através da placa de desenvolvimento STM32F4DISCOVERY, que tem como base o núcleo ARM Cortex-M4 32 bits com controlador de sinal digital Differential Scanning Calorimetry (DSC). A mesma possui um desempenho linear de até 168MHz, SRAM de 192Kbytes, memória Flash de 1Mbyte e 15 interfaces de comunicação. A necessidade de alto processamento foi o motivo principal pela escolha da placa. A figura 5 exibe a placa de desenvolvimento STM32F4DISCOVERY.



Figura 5. Placa de desenvolvimento STM32F4DISCOVERY

Para o desenvolvimento do firmware foram utilizados duas IDE, a Keil uVision5 e IAR Embedded Workbench for ARM v7.70.2, ambas na linguagem de programação C. As principais configurações realizadas foram a escolha da porta, do pino, o modo de operação, a seleção de resistência e a velocidade em que a placa irá trabalhar.

2.3 Protótipo da Aplicação Web e Mobile

A etapa inicial do desenvolvimento do protótipo da aplicação Web e Mobile, foi a definição dos requisitos que os mesmos deveriam atender, ressaltando a importância de estarem de acordo com os objetivos propostos. Sendo assim, foi definido através de um fluxo de interação, que no protótipo de aplicação Web, usuários identificados como médico ou paciente, possam acessar a aplicação através de um login. Quando o tipo de usuário for médico, o mesmo possui permissão para acessar todas as telas da aplicação, inclusive cadastrar novos usuários, seja do tipo médico ou paciente. Além disso, o mesmo deve informar o usuário antes de realizar um cadastro ou gerar um gráfico, ou seja, possui permissão para cadastrar, consultar, deletar usuários ou lançamentos de glicose e gerar gráficos para qualquer usuário da aplicação. E usuários do tipo paciente possuem permissão para cadastrar, consultar, deletar lançamentos de glicose e gerar gráficos somente dele mesmo. A ação de sincronização de dados serve para sincronizar os dados obtidos pelo protótipo de sensores com a aplicação Web, ou seja, armazenar os dados obtidos pela PCI no banco de dados. O fluxo de interação do protótipo da aplicação Web pode ser visualizado na figura 6.

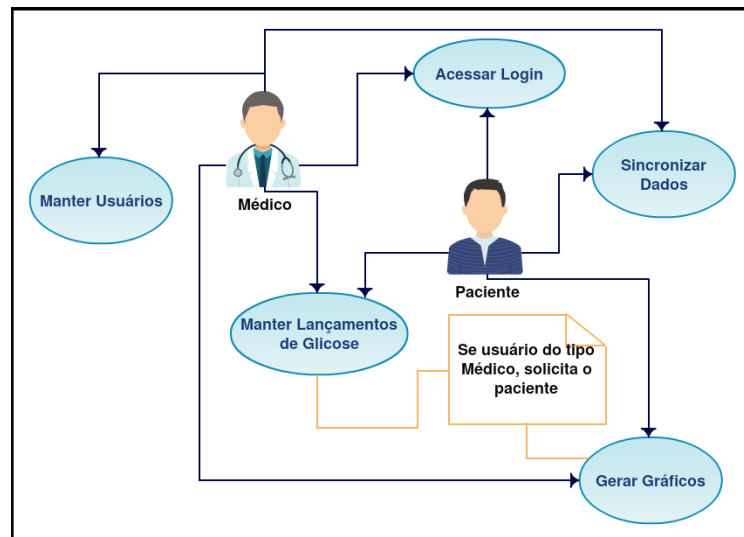


Figura 6. Fluxo de interação do protótipo da aplicação Web

Seguidamente, foi definido o fluxo de interação do protótipo da aplicação Mobile, que segue o mesmo modelo do protótipo da aplicação Web, porém sem a geração de gráficos e a sincronização de dados.

Estabelecidos os requisitos mínimos e o fluxo de interação de usuários, o próximo passo é a criação do modelo relacional e o início do desenvolvimento do protótipo da aplicação Web e Mobile.

2.3.1 Modelo Relacional

Para a criação do banco de dados foi fundamental a realização de um estudo sobre os valores de referência da glicose afim de implementar as regras relevantes ao estudo proposto. Para criar o modelo relacional foi utilizado a ferramenta MySQL Workbench 6.0. No modelo relacional, é exibido a estrutura de tabelas utilizada para armazenar as informações, tanto do protótipo da aplicação Web quanto Mobile, conforme a figura 7.

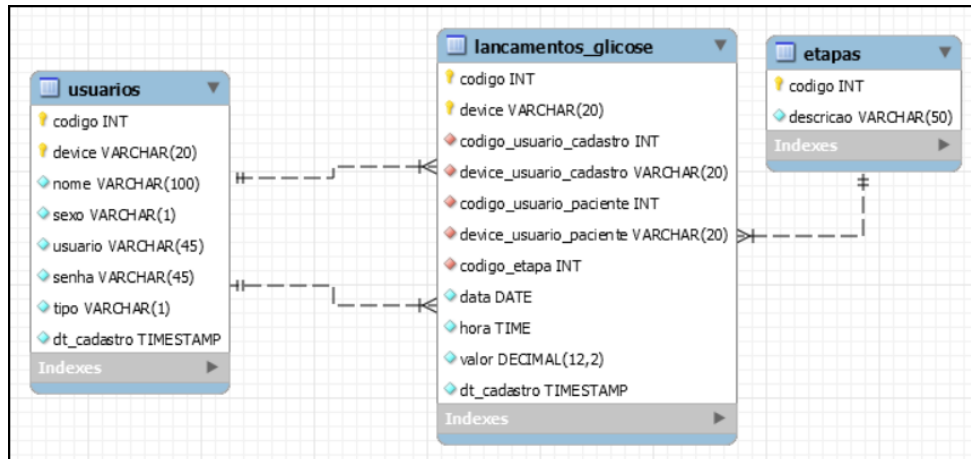


Figura 7. Modelo relacional do protótipo da aplicação Web e Mobile

2.3.2 Criação e Arquitetura dos Protótipos da Aplicação Web e Mobile

Para a criação da aplicação Web foram utilizados dois tipos de arquiteturas, client side e server side. No lado client foi utilizado o framework JavaScript open-source AngularJS mantido pelo Google, No lado server foi utilizada a plataforma open-source Node.js. A criação do projeto Web foi realizada através do OpenShift da Red Hat, que contém uma máquina Linux, com o servidor de aplicação Node.js e um servidor de banco dados MySQL.

O projeto Mobile foi criado a partir da IDE Android Studio 2.3.2, que é utilizada para desenvolver para a plataforma Android. O mesmo é executado tanto de forma online como offline, onde sua sincronização é realizada de forma automática ou manual com o servidor, ou seja, não necessita estar conectado na internet para funcionar. A linguagem de programação utilizada foi a nativa do Android, que é o Java e o armazenamento local é realizado pelo banco de dados SQLite.

Em ambos os projetos, a comunicação entre client side e server side é realizada pelo protocolo Hypertext Transfer Protocol (HTTP), através da arquitetura baseada em serviços Representational State Transfer (REST). O retorno do serviço neste projeto foi o JavaScript Object Notation (JSON), onde o lado client consome os serviços do lado server, através da troca de objetos JSON. O fluxo de comunicação entre client e server pode ser visualizada na figura 8.

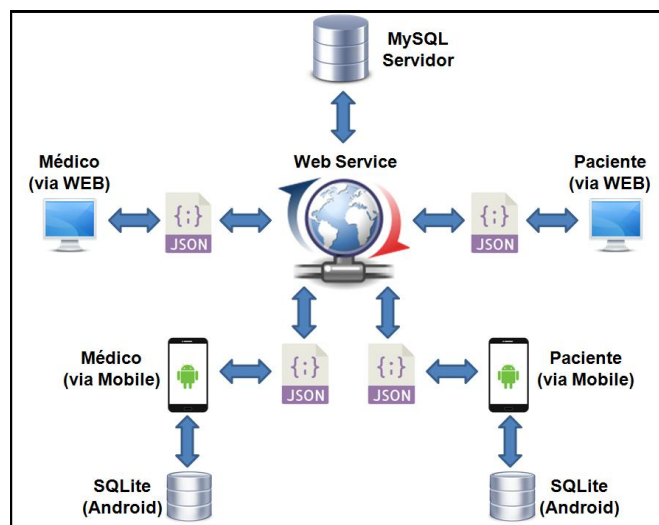


Figura 8. Fluxo de comunicação entre client side e server side

2.2 Resultados Obtidos

O desenvolvimento do trabalho foi sendo realizado obedecendo os objetivos especificados no mesmo. As etapas foram ordenadas hierarquicamente, de acordo com as suas dependências, com a finalidade de gerar um trabalho em concordância com as pesquisas realizadas.

As análises efetuadas sobre os métodos existentes de monitoramento de glicose, além de disseminar uma área de estudo importante para a sociedade, viabilizaram a composição dos circuitos e escolha dos hardwares. O desenvolvimento do protótipo com sensores não-invasivos foi constituído conforme especificado nos objetivos do trabalho, porém não foi possível detectar os níveis de glicose. Por mais que as etapas estruturais e metodológicas foram cautelosamente e fundamentalmente desenvolvidas, os fatores chaves para que a expectativa tornar-se realidade foram o custo e o tempo, indo de encontro com as pesquisas realizadas de dificuldades encontradas para se obter técnicas não-invasivas para monitorar níveis glicêmicos.

As pesquisas realizadas sobre os níveis referenciais de glicose e tecnologias atuais usadas para desenvolvimento de softwares, foram essenciais para os resultados das aplicações Web e Mobile. Todos os dados cadastrados, manipulados e tecnologias utilizadas nas mesmas, procederam e basearam-se nessas pesquisas, viabilizando e promovendo aos profissionais da saúde e pacientes a conexão e avaliações diárias dos níveis de glicose sanguínea. Além disso, o que pode ser considerado positivo entre as aplicações desenvolvidas é a integração de dados entre elas, sendo possível utilizar a aplicação Mobile online ou offline, onde os dados cadastrados de forma offline são transmitidos automaticamente via internet quando a mesma estiver online.

3. Conclusão

Os avanços computacionais e das tecnologias de informação e comunicação, foram primordiais para unir a área da informática com a saúde, permitindo descobrir e deliberar problemas, principalmente em tomadas de decisões e otimização de procedimentos. Isso é resultado de estudos que diariamente são feitos e que devem continuar, pois só assim será criado uma convicção de que procedimentos, neste caso relacionados a saúde, podem ser facilitados através de técnicas ou ferramentas ligadas a informática.

O desenvolvimento das aplicações Web e Mobile evidenciaram a necessidade de aproximação entre profissionais da saúde e pacientes, no que diz respeito a acompanhamentos diários, permitindo a antecipação e identificação de problemas de saúde, neste caso a DM. Sendo assim, buscou-se através do desenvolvimento dessas aplicações, disponibilizar recursos que auxiliam pacientes a registrarem seus níveis de glicose em diferentes etapas do dia, podendo ser visualizados por profissionais da saúde em tempo real, desde que esteja conectado a internet, com o intuito de comparar estes níveis por meio dos gráficos desenvolvidos, mantendo assim, a estabilidade da glicemia do paciente.

Ainda assim, neste trabalho buscou-se através de um protótipo de sensores ópticos, realizar o monitoramento de níveis glicêmicos por meio de método não invasivo e de forma integrada sincronizar estes níveis com as aplicações Web e Mobile. Os objetivos iniciais foram atingidos, exceto o monitoramento dos níveis de glicose com a utilização de sensores ópticos. O custo do projeto e tempo para desenvolvê-lo influenciaram diretamente neste item, pois o intervalo de tempo entre as etapas de criação do layout da PCI, soldagem dos componentes e acender os LEDs, foram inopinadamente extensos. Além de que, somente após os primeiros testes com o protótipo de sensores, pode-se notar falhas na posição dos componentes, onde neste caso o ideal seria recomeçar todo processo de criação do layout da PCI. Porém, por mais que este acontecimento tenha influenciado diretamente um dos

objetivos iniciais, isso de certa forma não invalida todo trabalho, visto que, os conhecimentos assimilados por meio das pesquisas realizadas, foram fundamentais para iniciar e desenvolver o projeto que tem um propósito fundamental para a sociedade. Neste caso é importante salientar a importância de cada etapa de desenvolvimento e/ou testes, pois em circunstâncias onde não se obtém bons resultados em uma delas, possivelmente impactará nos resultados finais.

Referências

- GUTIÉRREZ, Eduardo Mamani. **Telemetria: Aplicação de rede de sensores biomédicos sem fio**. 2006. 126 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, 2006. Disponível em: <[http://repositorio.unb.br/bitstream/10482/2193/1/2006_Eduardo Mamani Gutierrez.pdf](http://repositorio.unb.br/bitstream/10482/2193/1/2006_Eduardo%20Mamani%20Gutierrez.pdf)>. Acesso em: 09 nov. 2015.
- MENEZES, José Ricardo de. **Desenvolvimento E Avaliação Preliminar De Um Sistema Para Quantificação Da Glicose No Sangue Por Meio De Imagens Da Íris Humana**. 2004. 132 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Metrologia Científica e Industrial, Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2014. Disponível em: <<https://repositorio.ufsc.br/xmlui/bitstream/handle/123456789/79026/174777.pdf>>. Acesso em: 13 abr. 2015.
- PAUL, Brince; MANUEL, Melvin P.; ALEX, Zachariah C.. Design and Development of Non invasive Glucose Measurement System. **IEEE**. Vellore, p. 43-46. 07 mar. 2012. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?arnumber=6260873>>. Acesso em: 23 maio 2015.
- TANG, Fei et al. Non-Invasive Glucose Measurement by Use of Metabolic Heat Conformation Method. **PubMed**. Pequim, p. 3335-3344. 02 out. 2004. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15308597>>. Acesso em: 20 maio 2015.
- TEODORO, Daniel da Veiga et al. **Proposta de Método Não Invasivo para Detectar Variação do Nível de Glicemia**. 113 f. TCC (Graduação) - Curso de Engenharia Eletrônica e de Telecomunicação, Instituto Politécnico da Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2013.
- WAYNANT, R. W.; CHENAULT, V. M.. Overview of Non-Invasive Fluid Glucose Measurement Using Optical Techniques to Maintain Glucose Control in Diabetes Mellitus. **IEEE Lasers And Electro-optics Society**. Piscataway, p. 45-52. abr. 1998. Disponível em: <<http://photonicsociety.org/newsletters/apr98/overview.htm>>. Acesso em: 13 maio 2015.