

MONITORAMENTO DE FREQUÊNCIA CARDÍACA E TEMPERATURA DE FORMA REMOTA DE PACIENTES FORA DE RISCO DE VIDA

André Luiz de Campos
Curso de Engenharia de Controle e Automação do Centro Universitário UNISOCIESC
campos.santos10@hotmail.com

Edynei Guilherme da Silveira Suldovski
Curso de de Controle e Automação do Centro Universitário UNISOCIESC
edy.rsj@hotmail.com

Carlos Roberto da Silva Filho
Mestre, Centro Universitário UNISOCIESC
carlos.silva@unisociesc.com.br

Solange Alves C. A. De Oliveira
Mestre, Centro Universitário UNISOCIESC
solange@unisociesc.com.br

RESUMO

Segundo a Aliança Brasileira da Indústria Inovadora em Saúde – ABIIS pode-se definir as tecnologias médicas ou dispositivos médicos no sentido amplo (DMAs) englobam desde de próteses, diagnósticos *in vitro*, equipamentos de imagem e soluções de e-saúde utilizados para diagnosticar, monitorar, avaliar, prevenir e indicar o tratamento aos pacientes que sofrem de uma vasta gama de doenças e apesar de a maior parte dos produtos ser utilizada em estabelecimentos de saúde, cada vez mais, têm sido desenvolvidos produtos utilizáveis por pacientes em outros locais; são as chamadas “tecnologias assistivas”, tais como marca-passos, produtos para a audição e medidores de insulina (ABBIIS 2015). A ciência nasceu para desvendar os mistérios que estão presentes no dia a dia da sociedade e dentre os quais o funcionamento do corpo humano. Conforme os avanços científicos fluíram até o presente momento se faz possível unir diversas áreas da tecnologia a fim de facilitar a vida humana e melhorar sua qualidade. Neste trabalho trataremos dos primeiros passos dados na construção de um aparelho capaz de medir remotamente dados sensoriais humanos – temperatura e batimentos cardíacos – de forma contínua, para assim, em caso de alguma anormalidade maléfica avisar o usuário ou um terceiro do possível risco à saúde, além de poder ajudar profissionais de saúde em diagnósticos simples.

Palavras-chave: Aquisição de dados, temperatura, batimentos cardíacos, monitoramento remoto, arritmia cardíaca.

ABSTRACT

According to the Brazilian Alliance for Innovative Healthcare Industry (ABIIS), you can define as medical technologies or broad-level medical devices (DMAs), from medicines, in vitro diagnostics, imaging equipment and diagnostic e-health solutions, control, evaluate, prevent and indicate treatment for patients suffering from a wide range of diseases, and although they are a large part of health care products, these products are increasingly used elsewhere; they are called “assistive

technologies” such as pacemakers, hearing products and insulin meters (ABBIIS 2015). A science created to unravel the mysteries that is not present in the everyday life of society and among which the functioning of the human body. As scientific advances have flowed so far, this is possible in many areas of technology to facilitate human life and improve its quality. This paper deals with the first steps in building a device that can remotely measure human sensory data - temperature and heartbeat - continuously, in the event of any abnormality diagnosed by the user or a third possible health risk. and can help healthcare professionals with simple diagnostics.

Key words: *Data acquisition, temperature, heartbeat, remote monitoring, cardiac arrhythmia.*

1. INTRODUÇÃO

O avanço da tecnologia de comunicação móvel em sistemas embarcados e a evolução de tecnologia de sensoriamento estão gerando significativos progressos ao desenvolvimento de aplicações da área de automação, permitindo a otimização e implantação também na área da saúde. O aprimoramento da comunicação sem fio (wireless) expandiu as possibilidades de monitoramento e controle dos dispositivos eletrodomésticos e até mesmos equipamentos eletromédicos de forma remota, ampliando assim a conectividade com o auxílio da computação ubíqua.

Doenças cardiovasculares são as principais causas de morte no mundo (mais pessoas morrem anualmente por essas enfermidades do que por qualquer outra causa) e estima-se que 17,7 milhões de pessoas morreram por doenças cardiovasculares em 2015, representando 31% de todas as mortes em nível global (OPAS - Organização pan-americana de saúde, 2015) diante deste panorama um dispositivo móvel para monitoramento do paciente poderia estar auxiliando o profissional de saúde em um diagnóstico antecipado pode evitar uma consequência mais grave.

Segundo dados estatísticos “No Brasil, 40 milhões de pessoas têm algum tipo de arritmia cardíaca. Estima-se que até 20% da população seja acometida pela doença. Em 2009, em um levantamento realizado pela Sociedade Brasileira de Arritmias Cardíacas (SOBRAC, 2017)”. Inspirado em dados como esses e com o desejo de minimizá-los, chegou-se a proposta deste trabalho. Um sistema de monitoramento remoto de sinais fisiológicos, a fim de monitorar e antecipar alguns problemas de forma a caminhar para, uma sociedade mais saudável.

Este Artigo trata das etapas de desenvolvimento de *hardware, firmware e software* para monitoramento de temperatura e frequência cardíaca remotamente além de utilizar uma interface

wireless para enviar as informações de um indivíduo que não se encontra sobre risco de vida e com o menor custo possível.

Atualmente, existem várias dificuldades inerentes a uma sociedade com um crescente número de pessoas idosas, como por exemplo, a maior predominância de doenças crônicas e problemas associados, tais como: dificuldades de mobilidade, possibilidades de quedas, etc (GONÇALVES, 2008), com isso é possível entender a importância de dispositivos remotos capazes de monitorar pacientes de forma não invasiva e que podem proporcionar inúmeros ganhos a sociedade.

Alguns métodos são utilizados para analisar os batimentos cardíacos, um deles é o eletrocardiograma. O eletrocardiograma é uma ferramenta importante para o exame das doenças cardíacas. Mediante a análise dos sinais elétricos que surgem pela ação do coração em funcionamento dos diversos segmentos do músculo cardíaco sofre alterações elétricas à medida que se contraem e descontraem, bombeando o sangue (KEMBER, 1986). Conhecendo a forma de funcionamento da frequência cardíaca no corpo humano, é possível escolher qual o melhor método de sensoriamento deste sinal fisiológico.

Outro método é o de Peñáz (1992) trabalha com o princípio conhecido como *unloaded arterial wall* ou *continuous vascular unloading* e permite registrar, de uma forma contínua, a pressão arterial usando a fotopletomografia (é uma técnica óptica que pode ser usada na detecção das alterações no volume sanguíneo no leito microvascular do tecido), que funciona com base nas medidas das oscilações da pressão. Com estas oscilações, é possível calcular a frequência de batimentos cardíacos por minuto.

Sensores dedicados para adquirir a informação que se deseja em determinado indivíduo, seja temperatura, batimentos cardíacos ou outros sensores capazes de identificar uma infinidade de estímulos do corpo humano, possibilitam também promover a tomada de decisão de um profissional ou até mesmo prevenindo diversos tipos de doenças.

Os principais objetivos deste trabalho consistem em um desenvolvimento de um projeto capaz de realizar a aquisição dos sinais fisiológicos de temperatura corporal e frequência cardíaca e que seja capaz de transmitir esses sinais a um supervisor de forma sem fio.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 TEMPERATURA CORPORAL E SUA TERMORREGULAÇÃO

A temperatura corporal pode ser definida como a quantidade de calor de corpo e pode ser dividida em interna e externa onde sua diferença fisiologicamente não deve ultrapassar de $0,6^{\circ}\text{C}$ mesmo em situações de extremo frio ou extremo calor, porém a temperatura corporal sofre variações durante o dia onde os menores valores podem ser adquiridos entre as 2 às 4 horas da madrugada e as maiores no final da tarde por volta das 18 às 22 horas (FERREIRA,2015).

Essa temperatura quase constante é representada pelo equilíbrio entre a produção e a perda de calor. Esse equilíbrio é coordenado pelo sistema nervoso central através do termostato hipotalâmico e seu controle é feito através de estímulos de receptores periféricos da pele e da medula espinhal e de receptores centrais como os neurônios termossensíveis localizados na área pré-óptica do hipotálamo (FERREIRA, 2015).

2.2 FORMAS DE MEDIÇÃO DE TEMPERATURA

A aferição da temperatura em ambiente hospitalar deve ser sempre realizada por profissional qualificado no Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia (Inmetro), tradicionalmente existem 3 formas de medição de temperatura corpórea, dentre os métodos mais comuns utilizados na prática clínica são, axilar e oral.

Para cada local específico do corpo são apresentados faixas de valores de temperatura Tabela 1 (BARROS, 2019).

Tabela 1 - Temperatura média em adultos conforme o local de aferição

Local	Temperatura ($^{\circ}\text{C}$)
Oral	33,2 - 38,2
Retal	34,4 - 37,8

Axilar	35,5 - 37
Timpânica	35,4 - 37
Frontal	34,4 - 38

Fonte: Adaptado de BARROS (2019)

2.3 FREQUÊNCIAS CARDÍACAS E DOENÇAS RELACIONADAS

A frequência cardíaca (FC) é controlada pelo nó sinusal (SA), também conhecido como o marca-passo natural do coração. O número de vezes que o coração bate em 1 minuto é considerado um forte indicador da função cardíaca, sendo maior na infância e diminuindo conforme o envelhecimento. Além do avanço da idade, outros fatores podem influenciar na (FC) como atividade física, estresse, emoções, febre e lipotimia que causam estímulos no sistema nervoso simpático e parassimpático. Em adultos saudáveis a FC normalmente se dá entre 60 e 100 batimentos por minutos e valores abaixo do mínimo são considerados como bradicardia que está diretamente relacionado à alteração na formação do impulso elétrico no nível do nó sinusal ou com a diminuição da velocidade de condução do impulso elétrico do atrioventricular (BARROS, 2019).

2.4 MÉTODOS DE MEDIÇÃO DE FREQUÊNCIA CARDÍACA

A verificação do sinal vital deve ser realizada por profissional qualificado e com a utilização de estetoscópio (Figura 3) e se utilizado para fins de diagnóstico ou tratamento no ambiente hospitalar, ambulatorial ou domiciliar e deve seguir uma série de procedimentos. A recomendação é que durante a aferição o paciente esteja tranquilo, sem a influência de fatores de estresse e ruídos que interfiram na contagem (BARROS, 2019).

Figura 3 - Estetoscópio



Fonte: BARROS (2019)

2.5 FOTOPLETISMOGRAFIA

A fotopletismografia (PPG) é um método para a medição da variação do volume sanguíneo nos tecidos. Como a mudança de volume sanguíneo está relacionado aos batimentos cardíacos, a fotopletismografia pode ser usada para calcular a saturação de oxigênio do sangue, a frequência cardíaca. Na fotopletismografia são necessários um detector e uma fonte de luz aos quais, geralmente, são posicionados no lóbulo da orelha ou na ponta do dedo. Quanto maior for o volume de sangue no tecido, maior será a quantidade de luz absorvida pelo tecido e conseqüentemente, menor será a luz refletida e, assim, o detector de luz irá perceber uma menor quantidade de luz. O contrário também acontece. Esta oscilação pode ser registrada em forma de gráfico. Dependendo do posicionamento da fonte de luz o PPG pode ser dividido em reflexiva e transmissiva.

2.6 TRANSMISSÕES SEM FIO

As técnicas que utilizam cabeamento vêm perdendo cada vez mais espaço e tal afirmativa está intimamente relacionada à baixa infraestrutura necessária para acomodar dispositivos sem fio e em muitos casos se é descartada a utilização de uma rede elétrica para alimentar estes dispositivos (BEZERRA, 2012).

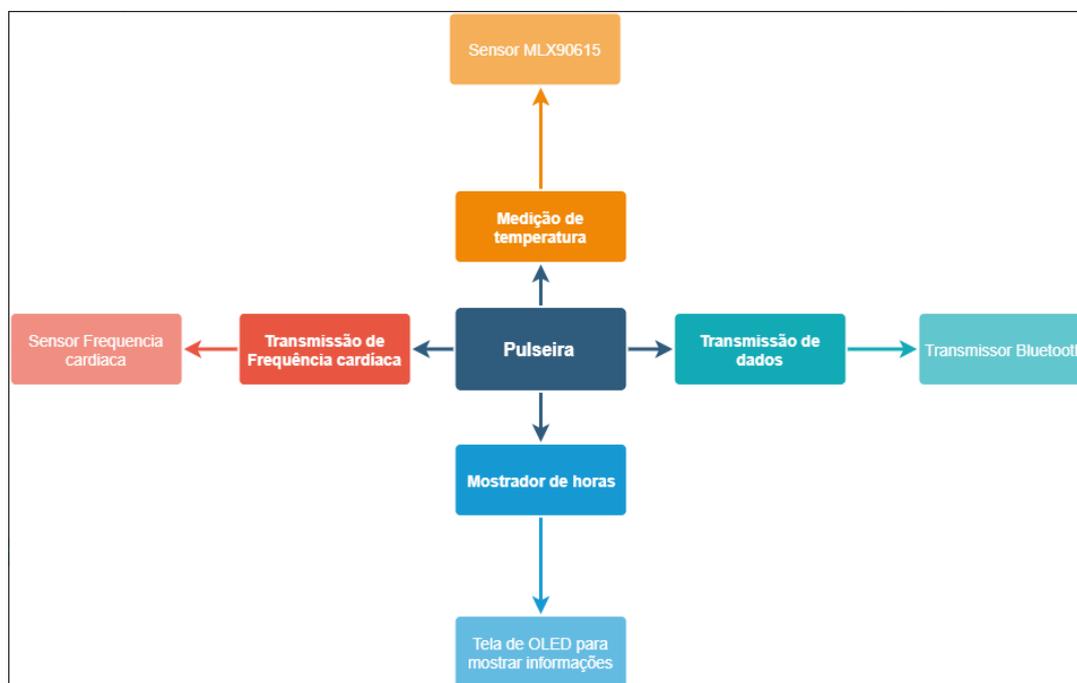
As redes *wireless* apresentam uma série de benefícios se comparadas às redes tradicionais por meio de cabos, entre eles mobilidade, rápida e simples instalação, escalabilidade, redução de custo na instalação, uma solução completa para grandes, médias e pequenas empresas e amplamente aplicada em hospitais, universidades lojas e podem ser divididas basicamente em três tipos.

Infravermelho que possui como característica a não necessidade de licença para a operação e consiste em uma onda eletromagnética de frequência acima das micro-ondas e abaixo da luz visível e pode ter mais de uma forma de transmissão. Outro tipo bastante empregado seria a radiofrequência (*WiFi* e *Bluetooth*) que utilizam micro-ondas para transmitir o sinal através do ar e são padronizadas em frequências de 900 MHz, 2.4 GHz e 5 GHz. E, por último o método de transmissão baseado em *laser* que se utiliza da luz para a transmissão do sinal do sinal utilizado (MORAES, 2010).

3 DESENVOLVIMENTO

Objetivo principal é criar uma plataforma que permita adquirir os dados do paciente de forma menos invasiva e imperceptível para a pessoa que estiver usando Figura 1.

Figura 1 - Visão geral



Fonte: Autores (2019)

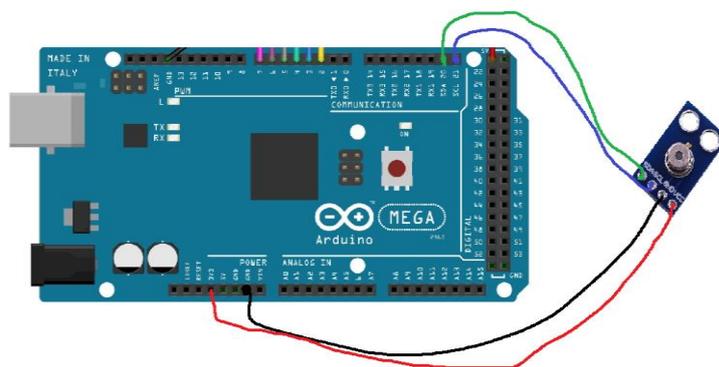
Para a detecção dos batimentos cardíacos foi estudado o método da fotopletiografia, pois trata-se de um método mais confortável para aquisição e menos invasivo para o paciente.

3.1 SENSOR DE TEMPERATURA INFRAVERMELHO

O Sensor de Temperatura Infravermelho IR MLX90615 é um módulo eletrônico altamente tecnológico desenvolvido para fazer medições em projetos com microcontroladores como Arduino, Raspberry Pi, PIC, entre outros, sem que haja contato com o objeto a ser medido. Desenvolvido para sensoriamento de temperatura sem contato, o mesmo conta com um conversor ADC de 16-bits, o que o torna um sensor de alta resolução e precisão nas medições realizadas. O Sensor de Temperatura Infravermelho IR MLX90615 pode ser utilizado nos mais variados projetos eletrônicos, sejam eles robóticos ou de automação residencial, onde pode fazer medições de objetos aquecidos ou mesmo realizar a medição da temperatura corpórea. Para maior precisão, ele vem calibrado de fábrica em uma ampla faixa de temperatura de -40 a 85°C para ambientes e de -40 a 115°C para temperaturas de objetos.

O sensor MLX90615 possui um barramento de comunicação I2C por conta disto deve ser conectado às entradas de comunicação SDA e SCL do arduino onde para testes iniciais foi usado o arduino MEGA que correspondem à entrada 20 e 21 Figura 2.

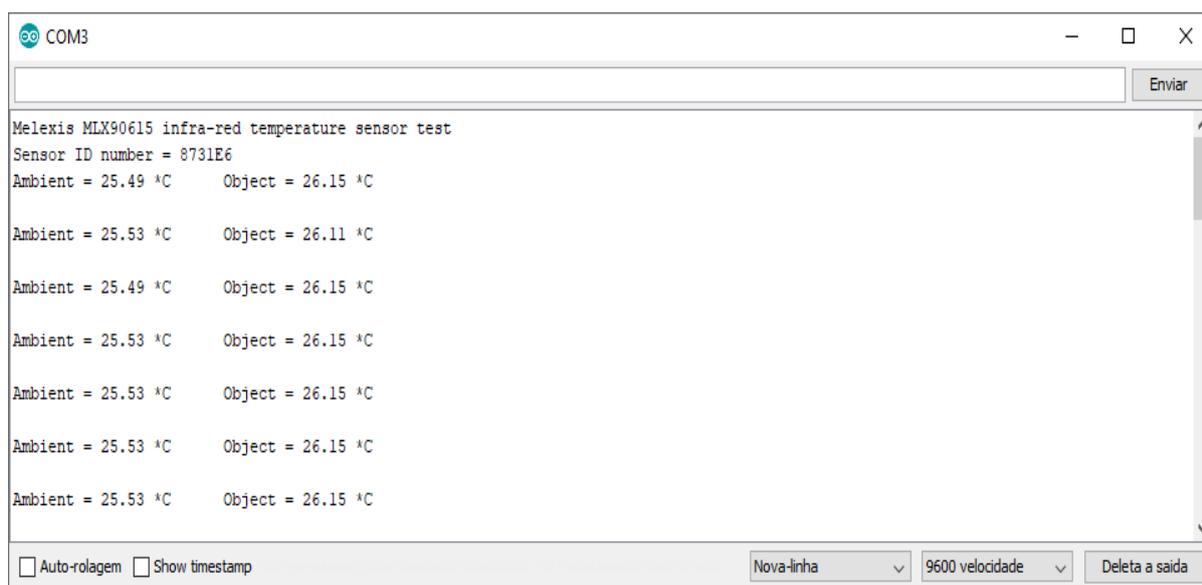
Figura 2 - Conexão arduino mega



Fonte: Autores (2019)

Ao iniciarmos o monitoramento podemos identificar que o sensor foi reconhecido através do seu ID, e já em seguida o sensor iniciou o envio das informações de sua leitura Figura 3.

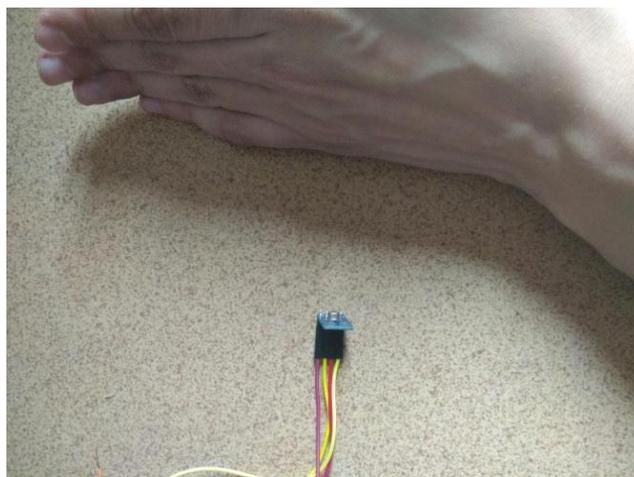
Figura 3 - Medição do sensor sem objeto a sua frente



Fonte: Autores (2019)

Ao aproximar um objeto que nesse caso é a própria mão para verificar se o sensor conseguiria identificar a diferença de temperatura Figura 4.

Figura 4 - Sensor posicionado com objeto



Fonte: Autores (2019)

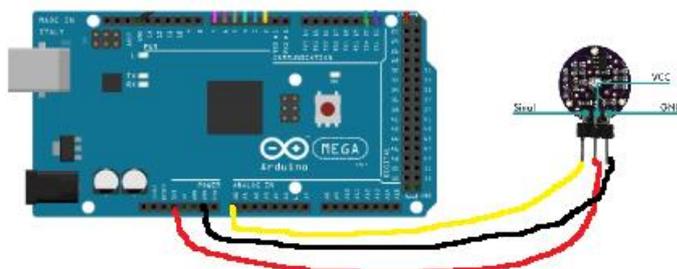
Pode-se observar a mudança nos valores enviados pelo sensor e com isso sabe-se que o sensor está funcionando e detectando as variações de temperatura dos objetos quando posicionadas a sua frente.

3.2 SENSOR DE BATIMENTO CARDÍACO MONITOR DE PULSO

A fotopletoisografia mede e registra as modificações de volume de uma parte do corpo, órgão ou membro decorrente de fenômenos circulatórios. No diagnóstico é feita a avaliação da insuficiência venosa e falha na bomba periférica. O sensor de frequência cardíaca será a combinação de um LED e um sensor óptico com amplificador, que envia o sinal analógico para o arduino usado para a medição da densidade sanguínea, convertendo assim para batimentos cardíacos. Além disso, seu tamanho é bem reduzido (16 x 2,7mm), possui baixo consumo de energia (cerca de 4 mA) e sua tensão de operação é de 3~5 V. Pode ser usado em projetos para medir níveis de atividade física, ansiedade e problemas relacionados à frequência cardíaca no qual é a proposta do trabalho.

Para sua utilização é necessário conectar o sensor a alimentação de 5 V do arduino e sua saída de sinal na entrada analógica A0 Figura 5.

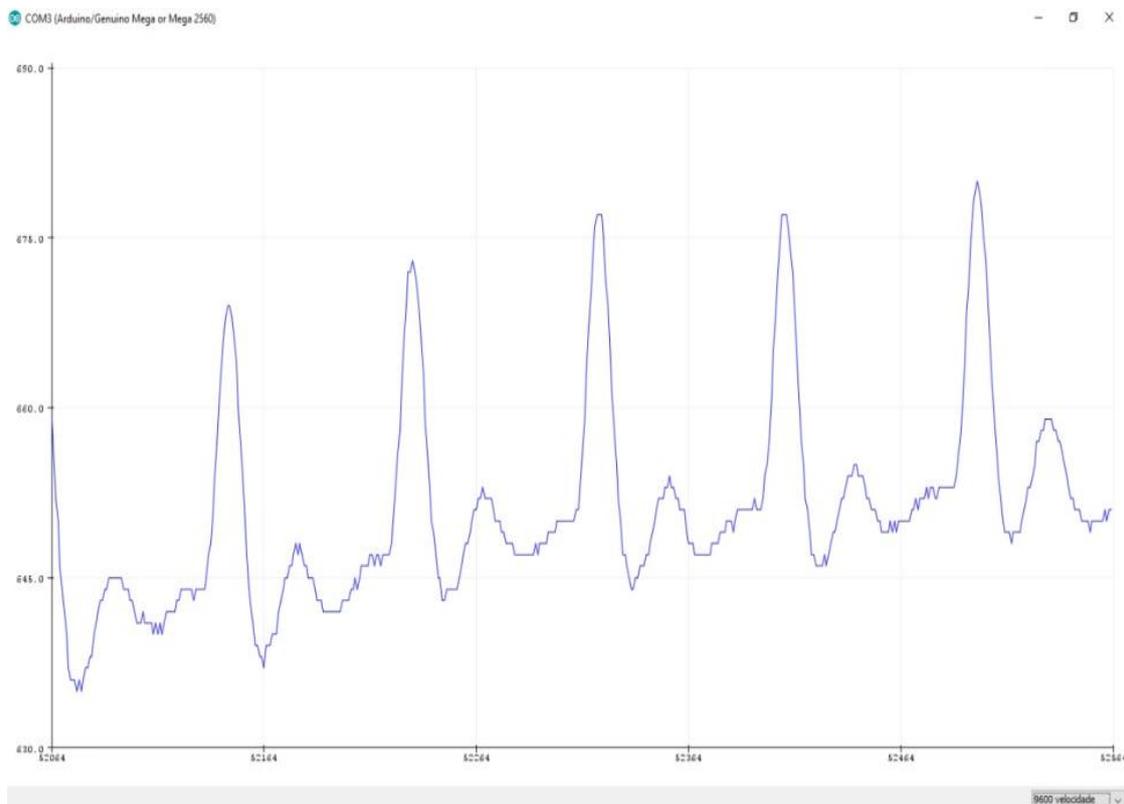
Figura 5 - Conexão do sensor de frequência cardíaca



Fonte: Autores (2019)

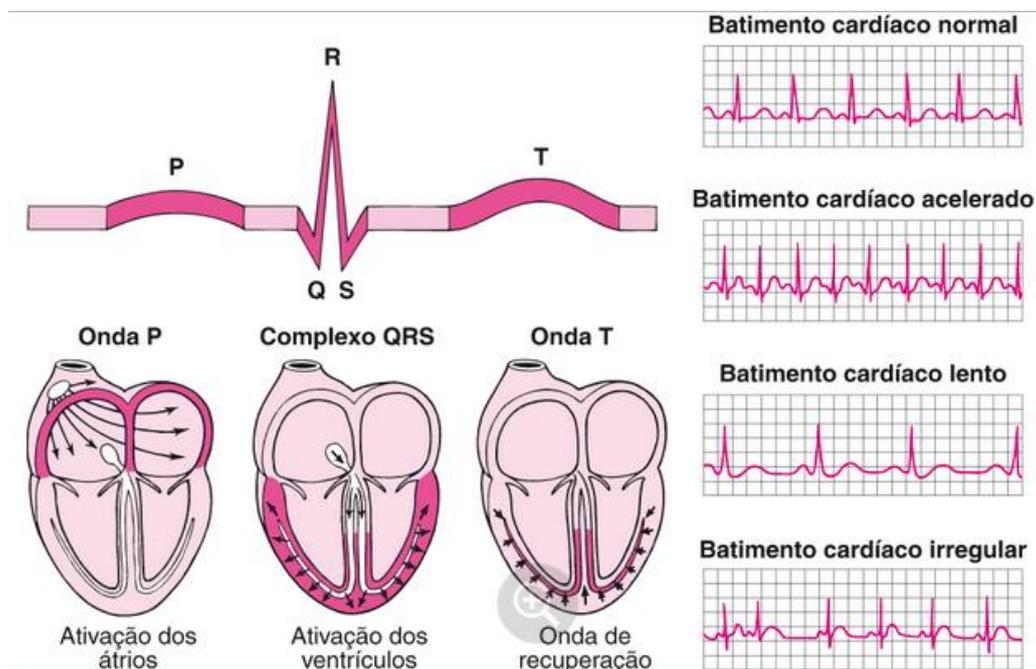
Para a verificação do sinal adquirido se fez uso de uma biblioteca específica disponibilizada pelo fabricante do sensor e após abrir o “*Monitor serial*” identifica-se uma onda que corresponde a algo aproximado encontrado nos exames de eletrocardiograma (Figura 6), indicando o funcionamento correto do sensor (Figura 7).

Figura 6 - Posicionamento do sensor para leitura da frequência cardíaca



Fonte: Autores (2019)

Figura 7 – Ondas padrões e interpretação da frequência cardíaca



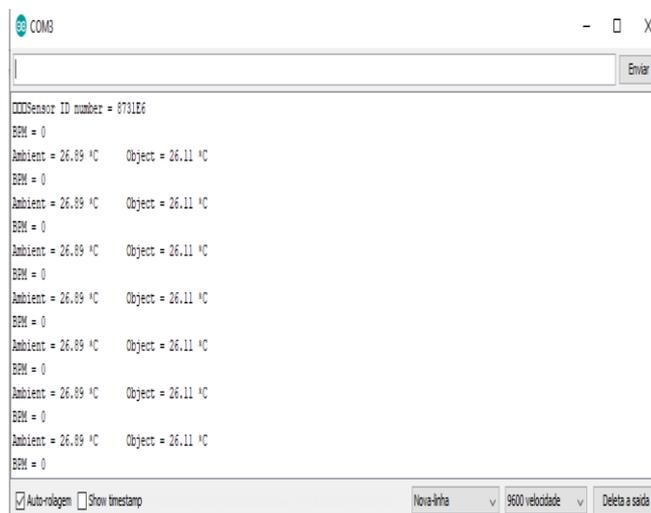
Fonte: Manual MSD (2019)

3.3 FUNCIONAMENTO INTEGRADO DOS SENSORES

Após realizar as alterações no código, foi feita a montagem dos dois sensores junto ao arduino para iniciar os testes.

Após o carregamento do novo código ao Arduino pode-se observar que as alterações foram eficazes. Ao iniciar o monitor serial nota-se que os valores de temperatura e de batimentos por minuto são plotados na saída serial, conforme acontece a aquisição dos dados Figura 8.

Figura 8 - Leituras integradas



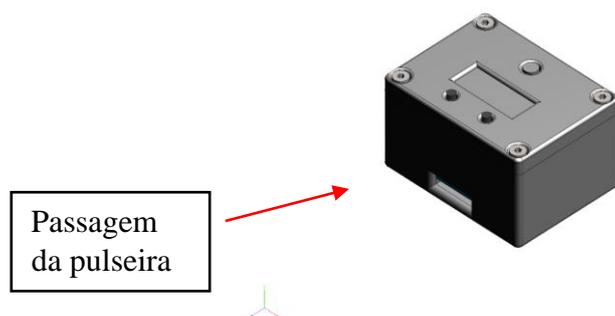
Fonte: Autores (2019)

3.4 ESCOPO DO PROTÓTIPO INICIAL

Para preparar o protótipo inicial foi realizado algumas pesquisas dos modelos já existentes para tomar como base o escopo inicial do sistema que foi modelado no software SolidWorks.

O protótipo inicial consiste em duas aberturas laterais para a colocação das alças da pulseira para serem presas ao pulso do usuário Figura 9, observa-se também que na parte superior a tela de OLED justamente com dois botões para passar as informações e juntamente com o medidor de temperatura.

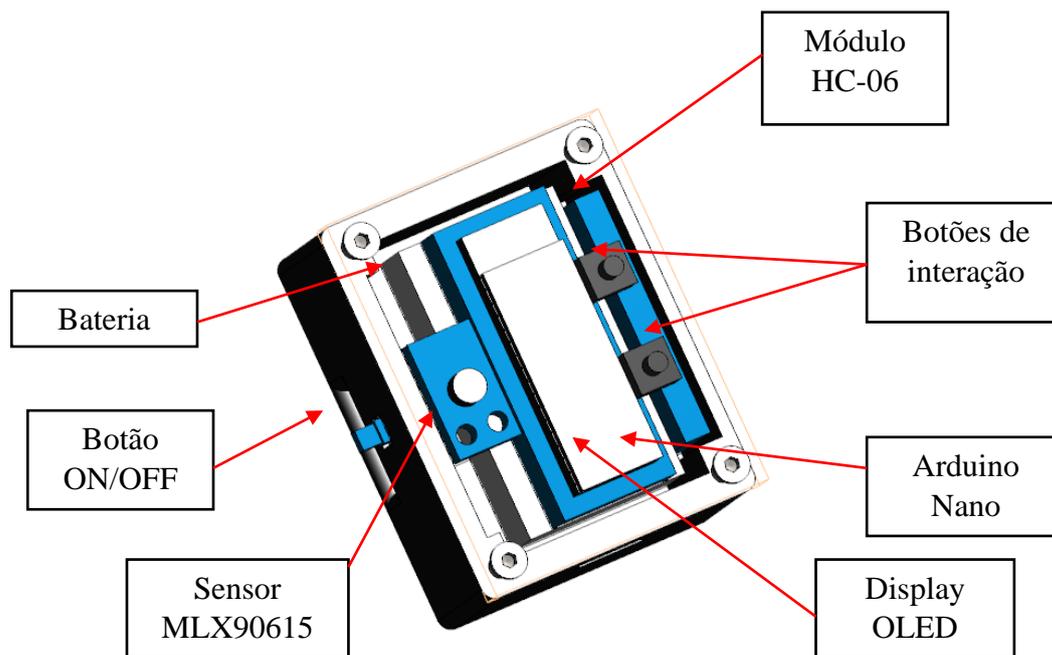
Figura 9 - Vista perspectiva frontal do protótipo inicial



Fonte: Autores (2019)

Ao se retirar a tampa superior Figura 10, pode-se observar como estão distribuídos internamente o módulo de transmissão bluetooth, a bateria, o arduino, a tela de OLED e o medidor de temperatura, além de poder observar a ocupação dos botões.

Figura 10 - Parte superior do protótipo inicial



Fonte: Autores (2019)

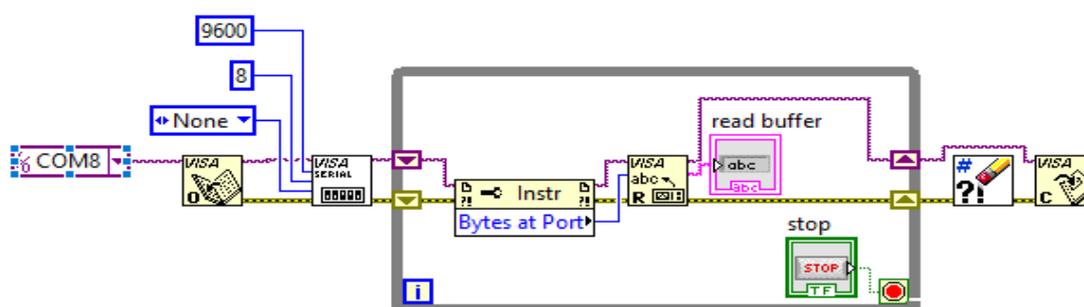
3.5 TRANSMISSÃO DE DADOS POR BLUETOOTH

O módulo HC-06, dispõe de 4 pinos de entrada e saída de dados, sendo dois deles para alimentação do sistema, dois para transmissão e recepção de dados via serial além de possuir sua antena embutida na placa, onde o mesmo possui apenas o modo de funcionamento slave. Pode ser alimentado com uma tensão de 3,6 V a 6V com um consumo de 50 mA. Possui também uma potência de transmissão que não passa de 4 dBm com um alcance de 10 m além de operar em uma frequência de 2,4 Ghz.

Para a recepção dos dados no computador será utilizado um dongle bluetooth que será conectado ao computador que é de fácil utilização.

Para identificar se a transmissão dos dados está ocorrendo de forma correta foi criada uma rotina no software Labview para ler as informações da porta comunicação virtual criada pelo dungle figura 11.

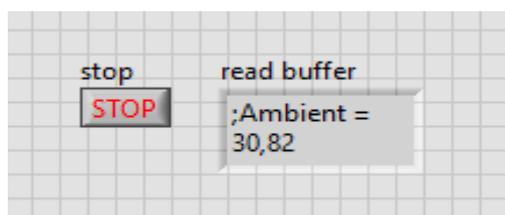
Figura 11 – Código em Labview para leitura da serial



Fonte: Autores (2020)

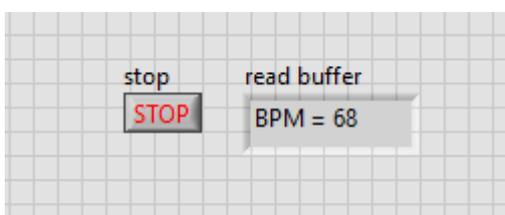
Pode se verificar que a porta serial está funcionando corretamente, pois valores são mostrados no controlador “read buffer” conforme identificados nas Figuras 12 e Figura 13.

Figura 12 – Leitura da Temperatura Ambiente



Fonte: Autores (2020)

Figura 13 – Leitura dos batimentos por minuto



Fonte: Autores (2020)

3.6 CÁLCULO DE BATERIA PARA O PROTÓTIPO

Para realizar a estimativa de qual bateria será melhor para a utilização no protótipo foi estimado o consumo nominal por hora baseado no que é informado no datasheet de cada equipamento que compõe o protótipo que pode ser identificado na Tabela 2.

Tabela 2 - Tabela de consumo dos equipamentos

Equipamento	Consumo estimado por hora (mA)
Arduino Nano	100 mA
Módulo bluetooth HC-06	50 mA
Tela OLED	20 mA
Sensor frequência cardíaca	4 mA
Sensor MLX90615	5mA

Fonte: Autores (2020)

Para estimar uma bateria que pudesse atender é preciso realizar a soma de todos os consumos.

$$\Sigma Consumo = 100 + 50 + 20 + 5 + 4$$

$$\Sigma Consumo = 179 mA$$

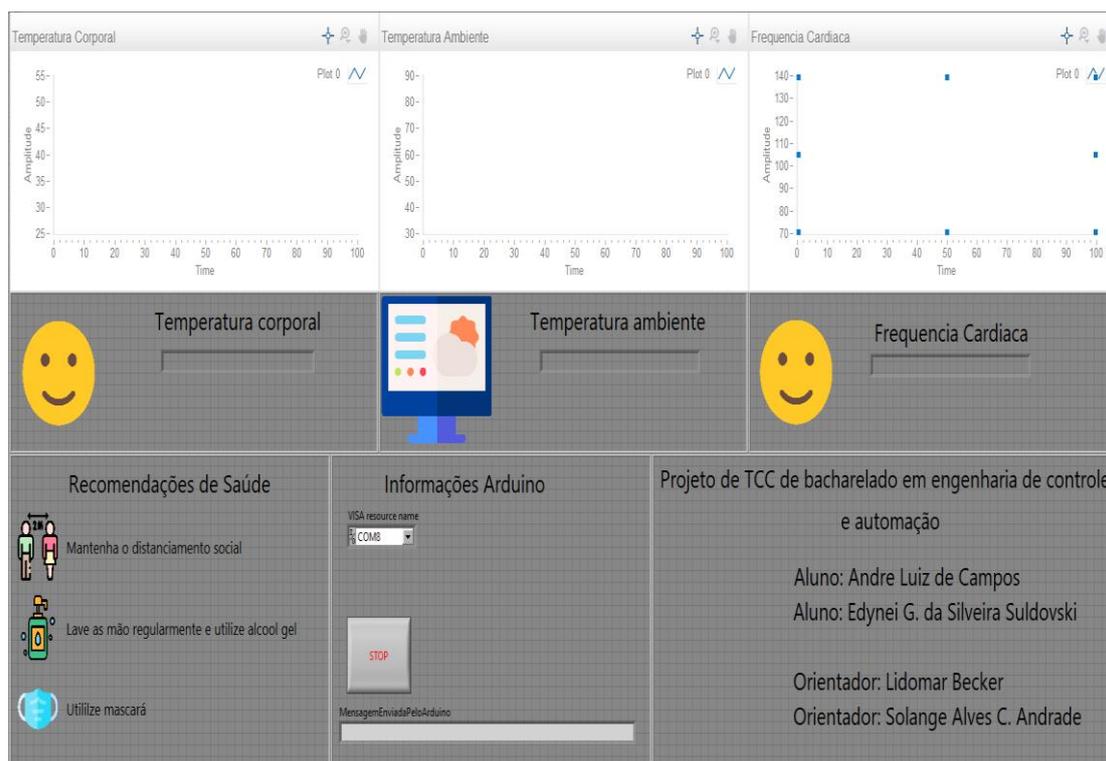
Após a especificação da corrente por hora foi verificado a alimentação de cada equipamento para identificar qual a tensão que seria necessário a bateria fornecer para que não comprometesse a utilização dos equipamentos chegando assim em uma bateria de 3,7 V e 600 mAh que foi adquirida.

3.7 DESENVOLVIMENTO DO SUPERVISÓRIO

Para realizar a programação do supervisor será utilizado o software Labview, onde a tela que será apresentada será separada em alguns quadrantes que irão variar entre dados adquiridos, notificações importantes e opções de configurações.

O supervisório completo fica disposto pode ser visto conforme Figura 14, onde todas as informações podem ser visualizadas.

Figura 14 – Supervisório completo



Fonte: Autores (2020)

3.8 TESTES E INRTEGRAÇÃO COM SUPERVISÓRIO

A medição de temperatura ambiente irá aparecer no visor do protótipo Figura 15, onde o valor apresentado durante o teste se mostra coerente, pois muitos equipamentos para realizar a montagem ligadas próximas ao protótipo.

Figura 15 – Medição temperatura ambiente



Fonte: Autores (2020)

Ao navegar e selecionar a temperatura corporal seguindo a mesma sequência da temperatura ambiente será seguida e o valor da temperatura em que o sensor esta apontado começa a aparecer no visor.

Para realizar um teste se a medição está acontecendo aproxima-se o ferro de solda e verifica-se o valor de temperatura medido aumentando bruscamente.

Para realizar um teste se a medição está funcionando, coloca-se o dedo no sensor para verificar a frequência cardíaca e um é apresentado no visor do protótipo Figura 16.

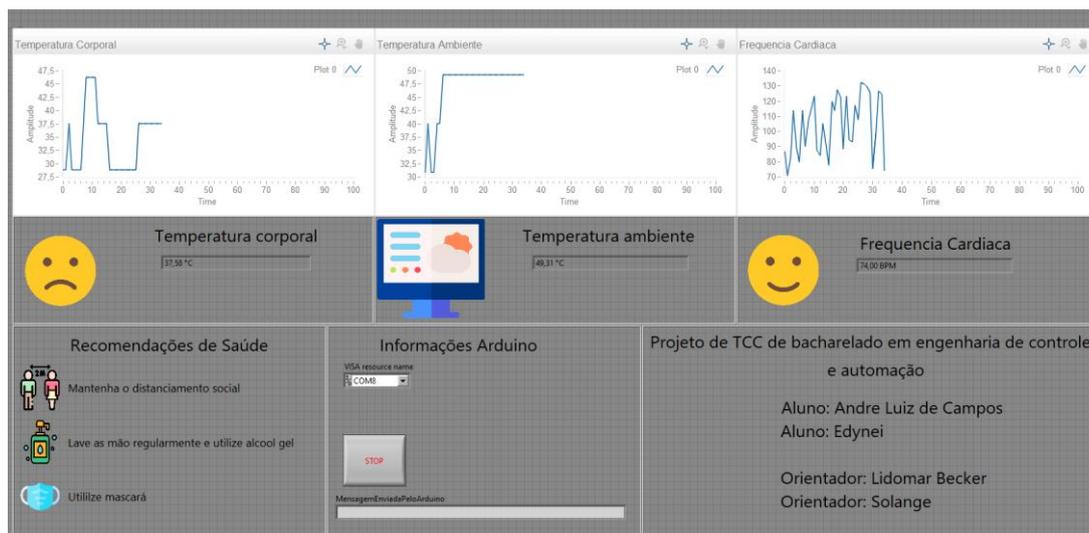
Figura 16 – Teste medição frequência cardíaca



Fonte: Autores (2020)

Após ser feita montagem do protótipo, realiza-se uma verificação com o supervisor desenvolvido realizando a transmissão dos dados pelo dungle bluetooth e os valores podem ser verificados na Figura 17.

Figura 17 – Medições com supervisor



Fonte: Autores (2020)

Ao continuar o monitoramento mudando alguns valores observa-se que o supervisor responde de forma correta a cada interação com os dados enviados pelo Arduino.

3.9 VIABILIDADE TÉCNICA E ECONÔMICA

Para realizarmos uma comparação econômica inicialmente realiza-se um levantamento de todo o investimento realizado para o protótipo que está contido na Tabela 3.

Tabela 3 - Tabela de custos dos equipamentos para o protótipo

Equipamento	Custo
Arduino Nano	R\$ 30,00
Módulo bluetooth HC-06	R\$ 34,90
Tela OLED	R\$ 40,00
Sensor frequência cardíaca	R\$ 20,00

Sensor MLX90615	R\$ 50,00
Impressão 3D	R\$ 40,00

Fonte: Autores (2020)

Ao realizarmos a soma de todo o investimento se obtém o custo do protótipo sem o custo de horas de desenvolvimento de software para facilitar a comparação com equipamentos comerciais onde este custo não é visível ao consumidor final.

$$\Sigma \text{Custo} = 30 + 34,90 + 40 + 20 + 50 + 40$$

$$\Sigma \text{Custo} = 214,90 \text{ reais}$$

Existem inúmeros tipos de fabricantes e termômetros clínicos sem contato no mercado onde os mesmos podem variar de preço, onde nesta comparação se utilizara o TCI 1000 que promete realizar a medição de temperatura corpórea em até 1 segundo e que pode manter armazenada as últimas 10 medições para armazenar o histórico, no entanto um ponto que conta contra este equipamento é que o mesmo ainda se utiliza de pilhas. Seu custo pode variar entre R\$290 a R\$400 dependendo do revendedor.

Para a medição cardíaca utiliza-se como base equipamentos de monitoramento cardíacos de exercícios conhecidos como wearables, que assim como os medidores de temperatura existem inúmeros modelos no mercado, no entanto utiliza-se como referência um modelo bastante conhecido comercialmente fabricado pela Xiaomi a MI Band 3, onde a mesma possui inúmeras funcionalidades de integração com smartphones e possui uma bateria de 110 mAh que faz com que a bateria dure em torno de 20 dias. Seu custo pode variar entre R\$140 a R\$230 dependendo do revendedor.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

A aplicação do sensor MLX 90615 mostrou-se satisfatória nos testes tendo em vista que a oscilação corporal não deve ultrapassar 0,6°C durante o dia em repouso, e nos testes realizados a oscilação não passou de 0,2°C podendo assim ser aplicado.

O sensor de monitoramento cardíaco mostrou-se apto a adquirir os valores de frequência cardíaca, porém um ponto observado que será de extrema importância será a forma de posicionamento dos sensores, pois durante os testes Executados verificou-se que o mal posicionamento pode influenciar no resultado final da medição, portanto o posicionamento do sensor será crítico para o projeto, porem observou-se uma alta variação nos valores medidos.

O protótipo inicial foi impresso em uma impressora 3D para facilidade da prototipagem, porém um novo escopo deve ser pensado para que o seja mais discreto ao usuário e com isso facilitando a aceitação do projeto e uma placa de circuito impresso que englobe todos os circuitos utilizados diminuindo assim seu tamanho.

Um estudo mais aprofundado que deve ser elaborado será sobre o consumo dos sensores que apesar de não representarem uma grande influência deve ser previsto por conta da quantidade de dias que o dispositivo deve funcionar antes de uma possível recarga, onde a especificação inicial seria mais simplória para obter apenas dados iniciais.

Em síntese o protótipo mostrou-se apto em desempenhar o papel que lhe foi proposto, porém melhorias de tamanho e bateria se fazem necessário para que se diminua o custo do mesmo e o torne mais discreto como os produtos de mercado, além de uma análise mais aprofundada na medição dos valores de frequência cardíaca que mostraram uma variação de valores elevada.

REFERÊNCIAS

ARAÚJO, B. G.; Valentim, R. M.; Guerreiro, A. G.; Leite, C. M.; Lacerda, J. T.; Navarro, D. O. A. C.; (2011). "**Middleware para Monitoramento e envio de alertas aplicado ao ambiente hospitalar**". Revista Brasileira de Inovação Tecnológica em Saúde, On-Line.

BARROS, Alba Lucia Botturra Leite, LOPEZ, Juliana de Lima, MORAIS, Sheila coelho Ramalho Vasconcelos (2019) "**Procedimentos de enfermagem para a prática clínica**". Editora Arthemid, 2019.

BENETTI, Tiago (2018). "**ESTIMATIVA ROBUSTA DA FREQUÊNCIA CARDÍACA A PARTIR DE SINAIS DE FOTOPLETISMOGRAFIA DE PULSO**". Dissertação de Mestrado realizada no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica (PPGEE) da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica. Porto Alegre, 2018.

BEZERRA, Jadeilson de Santana “**Instrumentação Eletrônica sem Fio Transmitindo Dados com Módulos XBee ZigBee e PIC16F877A**”. Editora SARAIVA, 2012.

CARMAGNANI, Maria Isabel Sampaio, Fakhri, Flávio Trevisani, Canteras, Lígia Mara da Silva, Labbadia, Lilian Lestingi, Tanaka, Luiza Hiromi (2017) “**Procedimentos de Enfermagem - Guia Prático**”. Editora GIUANABARA, v2, 2017.

CORREA, Luiz Antonio Ferreira (2006). “**SISTEMA NÃO INVASIVO DE MONITORIZAÇÃO DA PRESSÃO ARTERIAL E DA ONDA DE PULSO UTILIZANDO A FOTOPLETISMOGRAFIA**”. Dissertação apresentada à Universidade Federal do Rio de Janeiro, para obtenção do grau de Mestre em Ciências da Engenharia Biomédica. Rio de Janeiro, 2006.

FERREIRA, A.B, PAGANINI, C.B., MASSAIA, I.F.D.S, BONADIA, J.C.A, KISO, K.M, SARAIVA, M.D, LA FALCE, T.S (2015) “**Propedêutica Médica da Criança ao Idoso**”. Editora ATHENEU v. 1, n. 2, 2015.

GONÇALVEZ, P. R. P. (2008) “**Monitorização Remota de Pacientes em ambulatório**”. Dissertação apresentada à Universidade Fernando Pessoa, para obtenção do grau de Mestre em Computação Móvel. Porto Alegre, 2008.

GUSE, Rosana Cristina (2019). “**TRANSMISSÃO SEM FIO DE SINAIS BIOMÉDICOS: EQUIPAMENTO DE ELETROCARDIOGRAFIA E FOTOPLETISMOGRAFIA COM TRANSMISSÃO BLUETOOTH**”. Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico, Graduação em Engenharia Eletrônica, Florianópolis, 2019.

Manual MSD, **Versão Saúde para Família**, 2019, disponível em <<https://www.msdmanuals.com/pt/casa/distúrbios-do-coração-e-dos-vasos-sanguíneos/arritmias-cardíacas/considerações-gerais-sobre-arritmias-cardíacas>>.

JUNIOR, Orlando Adas Saliba, Mariangela Giannini, Hamilton Almeida Rollo. Artigo J Vasc Bras , v. 6, n. 3, 2007.

LUIZ, Fatima Dumas Cintra (editora),/ Paola, Angelo, Amato V. de / Makdisse, Marcia (coeditores) (2015) “**Arritmias Cardíacas: Rotinas do Centro de Arritmia do Hospital Israelita Albert Einstein**”. Editora MANOLE, 2015.

MACHADO, A.; Padoin, E.L.; Salvadori, F.; Righi, L.; Campos, de M.; Sausen, P. S.; Dill, S.L.; (2008). “**Utilização de Dispositivos móveis, Web services e software livre no monitoramento remoto de pacientes**”. Publicado no SBIS - 2011.

MANSOR, H. SHUKOR, (2013) “**M. Body temperature measurement for remote health monitoring system**”. Smart Instrumentation, Measurement and Applications (ICSIMA), IEEE International Conference on, n. November, p. 26–27, 2013.

MORAES, Alexandre Fernandes de “**Redes sem Fio Instalação, Configuração e Segurança Fundamentos**”. Editora SARAIVA, 2010.

MARRONE Patricia Vêras ,**SAÚDE 4.0 - PROPOSTAS PARA IMPULSIONAR O CICLO DAS INOVAÇÕES EM DISPOSITIVOS MÉDICOS (DMAs) NO BRASIL**. São Paulo 2015, Edição de agosto, 2015.

NEUMAN, M. R. Measurement of vital signs: Temperature. **IEEE Pulse**, v. 1, n. October, 2010.

N.F. KEMBER , 1986 , “**Aplicações de computador na medicina**”, Editora Campus,v. 1,1986.

OPAS, **Organização pan-americana de saúde - OPAS**, Revisado em maio de 2017, disponível em <https://www.paho.org/bra/index.php?option=com_content&view=article&id=5253:doencas-cardiovasculares&Itemid=1096>.

PEÑÁZ, J., HONZIKOVA, N., JURAK, P., 1997, “**Vibration plethysmography: a method for studying the visco-elastic properties of finger arteries**”, Med. Biol. Eng. Comput., v. 35, n. 6, 1997.

PEREIRA, P. F. O. (2013) "**Proposta de uma técnica de controle para o Monitoramento Remoto de Sinais vitais em sistemas embarcados**". Dissertação apresentada Universidade Regional Integrada do Alto Uruguai e das Missões Departamento de Engenharias e Ciência da Computação – Santo Ângelo, RS – Brasil, Frederico Westphalen, 2013.

SOBRAC, **Sociedade Brasileira de Arritmias Cardíacas – SOBRAC**, 14 de agosto de 2017, disponível em <<http://sobrac.org/publico-geral/?p=4463>>.

SOUZA, Alexandre Renato Rodrigues, “**UFPel; MESQUITTA,Francisco Cesar Campbell,UFPell**”. Revista LUPS, v. 2, n. 1. maio 2013.

TEDESCO, Kleisson Roque. (2016) "**SISTEMA PARA MONITORAMENTO REMOTO DOS SINAIS VITAIS DE UM BEBÊ**". Dissertação apresentada à UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE INFORMÁTICA CURSO DE ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO, para obtenção do título de Bacharel em Engenharia de Computação. Pato Branco, 2016.