



Sistema para monitoramento contínuo, remoto e não-invasivo de pacientes

João Pedro Afonso Coutinho

Matrícula: 1421768

Orientadora: Noemi Rodriguez

Coorientador: Adriano Branco

RELATÓRIO DE PROJETO FINAL II DE GRADUAÇÃO

CENTRO TÉCNICO CIENTÍFICO – CTC

DEPARTAMENTO DE INFORMÁTICA

Curso de Graduação em Engenharia da Computação

Rio de Janeiro, julho de 2021



João Pedro Afonso Coutinho

**Sistema para monitoramento contínuo, remoto e não-
invasivo de pacientes**

Projeto Final apresentado ao curso Engenharia da
Computação como requisito parcial para a obtenção do título
de Engenheiro de Computação

Orientadora: Noemi Rodriguez

Coorientador: Adriano Branco

Rio de Janeiro

Julho de 2021

Resumo

Coutinho, João Pedro; Rodriguez, Noemi; Branco, Adriano. **Sistema para monitoramento contínuo, remoto e não-invasivo de pacientes**. Rio de Janeiro, 2021. 38 p. Relatório de Projeto Final II de Graduação – Departamento de Informática. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

O uso de dispositivos vestíveis para o monitoramento de pacientes demonstra grande potencial na assistência à saúde. Neste projeto propomos um sistema de baixo custo e não-invasivo que possibilite o monitoramento contínuo dos sinais vitais de pacientes através de um dispositivo vestível na forma de smartband.

Palavras-chave: Wearable, sensores, nRF52832, saúde, sinais vitais

Agradecimentos

Antes de tudo agradeço aos meus pais, que fizeram o possível e o impossível para que eu tivesse uma educação de qualidade. Eles me mostraram a importância do estudo e me deram todo o suporte

Sou muito grato a professora Noemi, por me orientar ao longo deste projeto com toda a paciência, sabedoria e disponibilidade. Sou grato também ao coorientador Adriano, por sempre me incentivar a levar esse projeto um passo além.

Gostaria de também de deixar meus agradecimentos ao Professor Markus Endler e a todos os membros do LAC, de onde surgiu a ideia que resultou nesse projeto.

Meu muito obrigado ao meu irmão Victor por revisar este texto milhares de vezes e despende inúmeras horas fotografando e editando boa parte das imagens presentes neste documento. Aos meus amigos Matheus e Luciana, pelas conversas jogadas fora e por sempre me apoiarem em quaisquer ideias malucas que eu lhes contasse. Ao meu amigo Flávio, por sempre me apresentar a diversas oportunidades e por todas as discussões que sempre me fazem crescer como pessoa. A todos os mestres e colegas que contribuíram de algum jeito para a minha formação. Se hoje sou quem sou foi por causa da contribuição de todos vocês.

Sumário

1. Introdução	7
1.1 Contexto atual	8
1.2 Propostas e objetivos do trabalho	10
1.3 Organização do documento	11
2. Arquitetura do sistema	12
2.1 Coletor	13
2.2 Servidor	16
2.3 Estação base	17
2.4 Interação	18
3. Desenvolvimento	21
3.1 Configuração do sistema	22
3.2 Custo	29
4. Experimentos e resultados	30
4.1 Experimentos	31
4.2 Resultados	33
5. Conclusão	35
5.1 Resultados alcançados	35
5.2 Trabalhos futuros	36
6. Referências bibliográficas	38

Lista de Figuras

Figura 1 - Exemplos de wearables: (a) Mi Band, da Xiaomi e (b) Apple Watch, da Apple.....	7
Figura 2 - Monitor multiparamétrico.....	8
Figura 3 - (a) Radius PPG, da Masimo e (b) E4, da Empatica.....	9
Figura 4 - Diagrama em blocos da arquitetura do sistema.....	12
Figura 5 - Coletor desmontado (a) e em uso (b).....	13
Figura 6 - Blocos de um coletor.....	13
Figura 7 - NEWS2, score usado pelo NHS da Inglaterra	15
Figura 8 - Paradigma publish-subscribe	16
Figura 9 - Estação base	17
Figura 10 - Desenho ilustrativo com os blocos internos do gateway.....	17
Figura 11 - Diagrama de sequência do sistema	19
Figura 12 - Detalhes da bateria e de seu encaixe no coletor	21
Figura 13 – Placas de circuito impresso do coletor e seus principais componentes.....	22
Figura 14 - Comunicação entre sensores e microcontrolador no coletor	22
Figura 15 – Placa de circuito impresso da estação base e seus principais componentes.....	23
Figura 16 - Comunicação entre o rádio de baixo consumo e o chip Wi-Fi na estação base.....	23
Figura 17 - Parte traseira do coletor, com o detalhe da lâmina metálica.....	24
Figura 18 - (a) Detalhe do sensor e (b) sensor em uso	25
Figura 19 - Diagrama de blocos simplificado do nRF52832.....	26
Figura 20 - Diagrama de blocos do ESP8266.....	27
Figura 21 - Topologia do ESB	28
Figura 22 - Primeiro protótipo de coletor	31

1. Introdução

Os *wearables*, ou dispositivos vestíveis, estão tornando-se cada vez mais populares, com o aumento substancial da oferta de *smartbands* e *smartwatches* (Figura 1) no mercado e sua consequente redução de preço. Aliado a isto, a presença de sensores para monitoramento de sinais fisiológicos nestes acessórios contribui para que sejam muito utilizados no acompanhamento da prática de atividades e exercícios físicos, destacando-os principalmente no meio esportivo.



Figura 1 - Exemplos de wearables: (a) Mi Band, da Xiaomi e (b) Apple Watch, da Apple

Embora a variedade de wearables atualmente seja grande, muito pouco da tecnologia é empregada na assistência à saúde. A principal utilização desta tecnologia na área se dá através dos CGMs (Continuous Glucose Monitor), dispositivos vestíveis invasivos que monitoram o nível de glicose no sangue do usuário, mas que são focados para o público diabético. Assim como nos CGMs, os dados gerados pelos sensores de smartbands e smartwatches possibilitam a obtenção de informações valiosas sobre a saúde do usuário.

A subutilização dos dispositivos vestíveis no setor da saúde revela uma oportunidade de expandir seu uso. Com a pandemia de COVID-19, a falta de profissionais da saúde para atender ao grande número de infectados e a adoção de políticas de isolamento tornaram essa subutilização ainda mais evidente. Monitorar remotamente os sinais vitais de pacientes internados nas enfermarias lotadas, ou isolados em casa, através de wearables abre chances para o atendimento oportuno não só da COVID-19, mas de diversas outras doenças.

O uso de dispositivos vestíveis para o monitoramento de pacientes demonstra grande potencial na assistência à saúde. Em tempos de sobrecarga dos sistemas de saúde ao redor do mundo, esses acessórios se mostram ideais para antecipar ações emergenciais e fornecer auxílio computacional às rotinas de baixa complexidade do profissional da saúde, reduzindo riscos, custos de tratamento e a carga de trabalho sobre esses profissionais, pavimentando o caminho da transformação digital na assistência médica.

1.1 Contexto atual

Atualmente, apenas os pacientes internados em Unidades de Tratamento Intensivo (UTI), devido a gravidade de seu estado de saúde, recebem monitoramento contínuo de seus indicadores de saúde. Esse monitoramento se dá através dos caros monitores multiparamétricos (Figura 2) equipamento médico que chega a custar milhares de reais.



Figura 2 - Monitor multiparamétrico

Diferentemente da UTI, pacientes internados em enfermaria, por não estarem em estado crítico de saúde e devido ao elevado custo dos monitores multiparamétricos, são monitorados apenas em intervalos regulares de algumas horas. Esse monitoramento requer que o profissional da saúde se desloque até o paciente para aferir seus sinais vitais. A situação é ainda mais complicada para pacientes em domicílio, onde é necessário que o próprio paciente afira seus sinais vitais.

No contexto da pandemia do Coronavírus e doenças como COVID-19, onde há falta de profissionais da saúde e o agravamento do estado clínico do paciente pode ser repentino, o monitoramento tradicional com longos intervalos se mostra deficiente porque não consegue acompanhar essas súbitas alterações de estado clínico. Nestas situações, o monitoramento contínuo dos sinais vitais do doente exibe seu valor, pois pode otimizar e diminuir o tempo de resposta dos profissionais da saúde, possivelmente reduzindo o número de desfechos negativos para o paciente.

Como a utilização de monitores multiparamétricos para o monitoramento contínuo de todos os pacientes é economicamente inviável, uma alternativa seria o uso de wearables com sensores de sinais vitais para pacientes em condições menos graves. Nesse sentido, o mercado já apresenta algumas soluções, como o Radius PPG, da *Masimo*, e o E4 da *Empatica* (Figura 3).

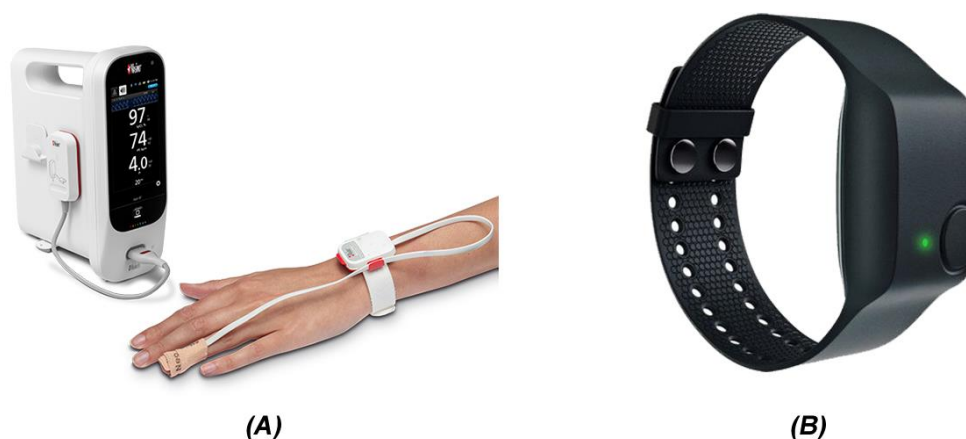


Figura 3 - (a) Radius PPG, da Masimo e (b) E4, da Empatica

O Radius PPG monitora apenas os sinais vitais como frequência cardíaca e oximetria enquanto o E4, além dos sensores anteriores, possui também termômetro e acelerômetro. Ambos os dispositivos se comunicam via Bluetooth, sendo que o Radius exige um monitor especial próprio e o E4 um smartphone para disponibilizar os dados ao profissional da saúde.

É interessante observar que nesses sistemas a inteligência não está no wearable em si, ou seja, os dados precisam ser enviados à nuvem antes de retornarem alertas úteis. Além disso, implementar esses sistemas em enfermarias com grande número de pacientes acaba por se tornar uma tarefa cara visto que há a necessidade de um smartphone ou um monitor especial para cada paciente,

sendo um impeditivo para o uso massivo da tecnologia em hospitais de países pobres.

1.2 Propostas e objetivos do trabalho

O objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema de baixo custo e não-invasivo que possibilite o monitoramento contínuo dos sinais vitais de pacientes através de um dispositivo vestível na forma de smartband. Isso quer dizer que nosso wearable deve ser confortável e leve, pois será utilizado pelo paciente por longos períodos de tempo, e deve ter dimensões reduzidas, para não atrapalhar a mobilidade do paciente.

Devido a restrições de bateria, o wearable deve funcionar com baixo consumo de energia, de forma a prolongar o tempo de uso e diminuir o tempo de inatividade para manutenções de troca ou recarga de bateria.

Com o sistema proposto, o profissional da saúde tem acesso remoto e constante aos sinais vitais de temperatura, oximetria e frequência cardíaca do usuário, transmitidos pelo wearable coletor em intervalos de tempo configuráveis.

Além disso, o sistema deve ser parametrizável, possibilitando a configuração de valores nos sensores para emissão de alertas. Assim, o profissional da saúde pode ser alertado, por exemplo, caso a temperatura de um paciente ultrapasse determinado limite configurado.

Adicionalmente, a avaliação do estado clínico do paciente também pode ser realizada pelo próprio wearable coletor, que pode ser configurado para emitir alertas de mudanças de estado clínico. Essa avaliação deve ser feita com base em *Early Warning Systems* (EWS), tabelas que pontuam o estado de saúde de um paciente de acordo com os seus sinais vitais, e que são pré-configuradas pelo profissional da saúde responsável.

Ao contrário das soluções comerciais atuais, o sistema proposto não depende de smartphones ou monitores específicos para transmitir os dados dos wearables pela Internet. O sistema possui uma estação base, dispositivo que possibilita o monitoramento de múltiplos pacientes em uma mesma área ao mesmo tempo, e

que exerce função de *gateway*, possibilitando a transmissão das informações lidas por um wearable pela Internet.

O projeto foi desenvolvido em um ambiente Linux, e envolve a programação dos microcontroladores de 32 bits *nRF52832*, da *Nordic Semiconductor* e *ESP8266*, da *Espressif Systems*, ambos com rádios transceptores integrados. O firmware do *nRF52832* foi desenvolvido em C++, utilizando o *Software Development Kit* (SDK) 17, fornecido pela própria fabricante. Para compilar e gravar o firmware no chip utilizamos a IDE Segger Embedded Studio (SES).

Os *scripts* para o ESP8266 foram desenvolvidos em Lua, sobre a plataforma open source NodeMCU. Utilizamos a IDE *ESPlorer* para gravar os *scripts* Lua no microcontrolador.

O código desenvolvido neste trabalho está disponível em um repositório do GitHub acessível por este link: <https://github.com/jpcoutinho/ProjetoFinal>.

1.3 Organização do documento

O documento está dividido em seis seções. Na próxima seção é apresentado a arquitetura do sistema, descrevendo os componentes e suas interações. A terceira seção apresenta o desenvolvimento do sistema, descrevendo mais a fundo os sensores e todo o hardware do dispositivo vestível e estação base. Na quarta seção apresentamos os experimentos realizados e suas motivações. Por fim temos a quinta seção, onde apresentamos as conclusões do projeto, e algumas discussões sobre melhorias possíveis.

2. Arquitetura do sistema

O sistema proposto é constituído de três componentes principais: coletor, estação base e servidor, conforme a Figura 4.



Figura 4 - Diagrama em blocos da arquitetura do sistema

Em uma ponta do sistema temos o coletor, dispositivo na forma de *smartband*, que é vestido por um paciente e parte principal do sistema, sendo o responsável por coletar os sinais vitais do usuário. Já na outra ponta temos o servidor do sistema, responsável por possibilitar que os dados adquiridos por um coletor sejam acessíveis remotamente pelo profissional da saúde.

Por fim temos a estação base, dispositivo que faz o intermédio entre os coletores e o servidor. É responsável pela conectividade do sistema, ou seja, por encaminhar as informações adquiridas pelos coletores ao servidor, ou encaminhar comandos inseridos no servidor pelo profissional da saúde a um determinado coletor.

É interessante dizer que como a distância entre o usuário e uma estação base são curtas, torna-se viável o uso de um rádio de baixa potência e consumo de energia na comunicação com o coletor. Enquanto o uso do rádio de baixa potência possibilita o uso de pequenas baterias nos coletores, na estação base podemos utilizar rádios Wi-Fi, que consomem mais energia para conexão à Internet, uma vez que a estação base é alimentada por uma tomada de energia.

Nas subseções seguintes entraremos em mais detalhes sobre cada componente do sistema.

2.1 Coletor

O coletor (Figura 5) é o componente principal do sistema proposto. É um wearable, responsável por monitorar e processar os sinais fisiológicos de temperatura, taxa de saturação de oxigênio e frequência cardíaca de seu usuário. Cada coletor possui um identificador único, o que permite a identificação do paciente e seus dados vitais no sistema.



Figura 5 - Coletor desmontado (a) e em uso (b)

Um coletor pode ser subdividido em três blocos menores: sensores, processamento de sinais vitais e transmissão de dados, conforme a Figura 6.

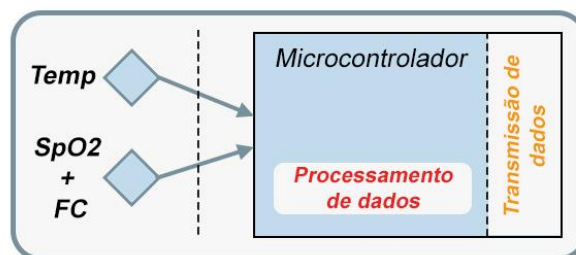


Figura 6 - Blocos de um coletor

A leitura dos sinais vitais é realizada por dois sensores: um de temperatura, que fica em contato com o pulso do usuário, e outro de saturação de oxigênio, que vai na ponta do dedo indicador do usuário, e que também é utilizado para obter a frequência cardíaca.

Todos os sensores têm *buffers* para armazenamento dos valores aferidos recentemente, e são esses buffers que alimentam o segundo sub-bloco de um coletor, o bloco de processamento. Este bloco é constituído de três módulos que correspondem às suas funções principais: o módulo de registro, o módulo de alarmes e o módulo de avaliação de estado clínico.

O módulo de registro é responsável por consolidar os dados coletados do paciente em uma mensagem a ser enviada ao servidor do sistema. Nenhum processamento adicional é feito nestes dados, ou seja, os dados de sinais vitais são enviados diretamente para registro no prontuário eletrônico do paciente. O módulo de registro transmite essas informações aferidas de acordo com a frequência configurada pelo profissional da saúde responsável.

O módulo de alarme é responsável principalmente por monitorar os valores dos sensores. Este módulo compara todo valor de sinal vital coletado com os parâmetros configurados pelo profissional da saúde e, caso alguma leitura de sensor ultrapasse os limites estabelecidos, o módulo de alarme envia uma mensagem de alerta ao servidor do sistema.

O módulo de avaliação de estado clínico é, como seu nome diz, responsável por avaliar o estado de saúde do paciente. Através da fusão dos dados aferidos, o estado clínico do paciente pode ser determinado com base em *Early Warning Systems* (EWS) previamente validados, tais como o NEWS2, apresentado na Figura 7. Também é importante citar que a pontuação de gravidade do quadro clínico a ser utilizada em cada paciente, assim como as faixas de valores dos

sinais fisiológicos para cada pontuação, podem ser configuradas pelo médico responsável.

PHYSIOLOGICAL PARAMETER	SCORE						
	<u>3</u>	<u>2</u>	<u>1</u>	<u>0</u>	<u>1</u>	<u>2</u>	<u>3</u>
Respiration rate per minute	≤8		9–11	12–20		21–24	≥25
SpO2 Scale 1 %	≤91	92–93	94–95	≥96			
SpO2 Scale 2 %	≤83	84–85	86–87	88–92 ≥93 on air	93–94 on oxygen	95–96 on oxygen	≥97 on oxygen
Air or Oxygen		Oxygen		Air			
Blood pressure Systolic / mmHg	≤90	91–100	101–110	111–219			≥220
Pulse rate per minute	≤40		41–50	51–90	91–110	111–130	≥131
Consciousness				Alert			CVPU
Temperature °C	≤35.0		35.1–36.0	36.1–38.0	38.1–39.0	≥39.1	

Figura 7 - NEWS2, score usado pelo NHS da Inglaterra

Este módulo de avaliação é um dos pontos altos do projeto proposto, uma vez que possibilita o funcionamento do sistema de forma autossuficiente, apenas com o coletor. Supondo, por exemplo, a ausência dos outros componentes do sistema, um coletor com algumas alterações poderia, ao invés de enviar uma mensagem, emitir um alerta sonoro para cada alteração de gravidade no quadro clínico do paciente. Tomamos como exemplo um caso extremo, porém o sistema continuaria, mesmo que de forma não ideal, atingindo seu objetivo.

O terceiro e último sub-bloco é o bloco de transmissão, utilizado para a comunicação entre coletor e uma estação base. Todo coletor possui um rádio transceptor de baixo consumo de energia que, uma vez conectado a uma estação base, é utilizado para transmitir as mensagens geradas pelo bloco de processamento.

2.2 Servidor

O servidor é o componente do sistema responsável por disponibilizar os dados obtidos de um paciente para serem consumidos por um profissional da saúde. Neste projeto o servidor está baseado no modelo *publish-subscribe* (Figura 8), onde temos tópicos nos quais os *publishers*, ou publicadores, podem postar mensagens às quais todos os *subscribers*, ou inscritos, do tópico terão acesso. Podemos definir cada tipo de mensagem gerada por um coletor como um tópico ao qual um profissional da saúde se inscreve.

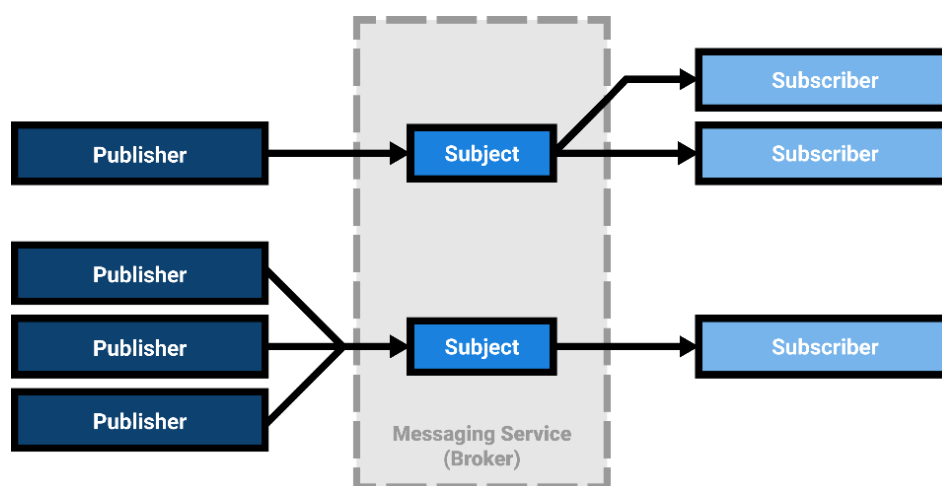


Figura 8 - Paradigma publish-subscribe

De forma similar, podemos inscrever uma estação base em tópicos onde o servidor é publicador, como tópicos de configuração ou alteração dos parâmetros dos coletores. Isso é essencial para que profissionais da saúde possam alterar o funcionamento de coletores em tempo real.

O servidor disponibiliza módulos variados que consomem os dados diretamente dos tópicos tais como armazenamento de dados históricos e painel de controle centralizado. Adicionalmente podemos ter módulos com portas externas, com controle de acesso, que possibilitem a interação de aplicações de terceiros com o sistema via interfaces de programação de aplicações (APIs) próprias, como por exemplo bases de dados epidemiológicos governamentais. Esta parte de módulos do servidor não será abordada neste projeto.

2.3 Estação base

A estação base (Figura 9) é o componente responsável por gerenciar as mensagens recebidas de múltiplos coletores e alimentá-las ao servidor do sistema, servindo como ponte entre os coletores e a Internet.



Figura 9 - Estação base

A estação base também é composta por três blocos menores: o rádio de baixo consumo, o bloco de gerenciamento de mensagens e o bloco de Internet, como observado na Figura 10.

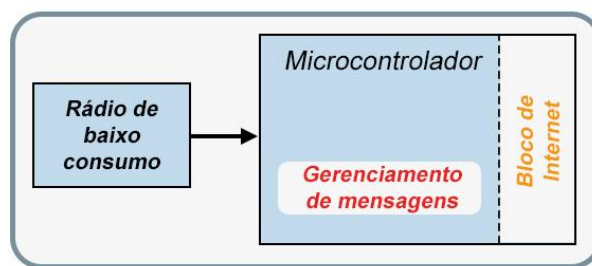


Figura 10 - Desenho ilustrativo com os blocos internos do gateway

O gerenciamento de mensagens é o bloco responsável pela função principal da estação base: rotear as mensagens trocadas entre coletor e servidor. Realizando essa função, coordenando os rádios de baixo consumo de energia e o rádio de Internet, este bloco adiciona informações às mensagens recebidas pelo rádio de baixo consumo para serem retransmitidas pelo rádio de Internet.

Como a estação base está conectada à rede, podemos experienciar casos onde há a perda de conexão com a Internet, fazendo com que informações importantes do paciente não sejam transmitidas ao servidor. Para solucionar este problema a estação base possui um *buffer*, que armazena as mensagens recebidas dos coletores até que os problemas de conexão sejam resolvidos. Este buffer não é ilimitado, podendo ocorrer perda de mensagens caso haja demora na resolução do problema.

O bloco de gerenciamento de mensagens também adiciona um *timestamp* ao conteúdo das mensagens armazenadas no buffer. Este *timestamp* indica horário e data de recebimento da mensagem enviada pelo coletor e serve principalmente para marcar tempo de ocorrência de um alerta. Desta forma o profissional da saúde sempre tem noção do horário de um acontecimento, inclusive no caso de mensagens atrasadas, ou seja, mensagens que foram transmitidas apenas depois do reestabelecimento da conexão entre a estação base e a rede.

O bloco do rádio de baixo consumo de energia é o bloco responsável pela comunicação com os coletores. Este bloco recebe as mensagens dos wearables coletores e as repassa para o bloco de gerenciamento.

Por fim temos o bloco de Internet, responsável pelo rádio Wi-Fi. Este bloco conecta o gateway à Internet para que ele possa se comunicar com o servidor do sistema e para que os profissionais da saúde possam interagir com os coletores.

2.4 Interação

Como citado anteriormente, existem alguns tipos de mensagens trocadas entre o coletor e a estação base, e entre a estação base e o servidor. Este comportamento do sistema pode ser melhor observado no diagrama de sequência apresentado na Figura 11.

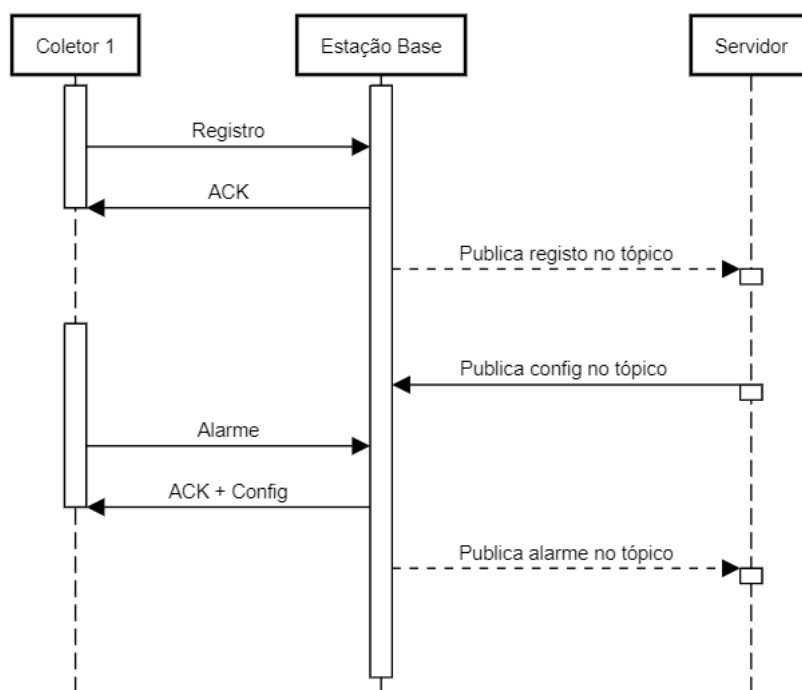


Figura 11 - Diagrama de sequência do sistema

O coletor adquire os dados de saturação de oxigênio, frequência cardíaca e temperatura do paciente e envia à estação base. Dependendo do tipo da mensagem, o conteúdo da Tabela 1 pode variar para conter apenas as informações necessárias à mensagem.

Pos.	Tipo	Campo	Descrição
1	uint16_t	uid	Identificador único do coletor
2	uint8_t	tipo	Tipo da mensagem (1 - registro, 2 - alerta ou 3 - estado clínico)
3	uint8_t	SpO2	Saturação de oxigênio (%)
4	uint8_t	FC	Frequência cardíaca (bpm)
5	uint8_t	temp	Temperatura
6	uint8_t	EC	Estado clínico do paciente

Tabela 1 - Estrutura da mensagem do coletor

A estação base, por sua vez, adiciona o *timestamp* e publica a mensagem do coletor, convertida em string JSON no tópico específico para o tipo da mensagem recebida.

Como em todo sistema que envolve radiotransmissão, podemos ter situações onde há ruído ou interferência na comunicação, assim como situações onde o coletor saia do alcance de recepção da estação base. Para a primeira situação, a

cada mensagem enviada por um coletor à uma estação base, a estação base retorna ao coletor uma mensagem de *acknowledgement* (ACK), confirmando recebimento dos dados. O não recebimento da mensagem de ACK faz com que o coletor retransmita a mensagem um número de vezes pré-programado, evitando que as informações do paciente sejam perdidas. Para a segunda situação, neste projeto o sistema assume que o coletor sempre está dentro do alcance de uma estação base e que as perdas de conexão não duram longos períodos de tempo.

Quando desejado, as mensagens de ACK podem ser carregadas com informações adicionais para um coletor específico. Isto quer dizer que novos parâmetros ou configurações podem ser publicados pelo servidor em tópicos nos quais a estação base está inscrita para serem enviados a um coletor através do conteúdo da mensagem de ACK. Essa estratégia permite que o coletor desligue seu rádio e economize energia, ao custo de só receber uma nova configuração após ter enviado qualquer mensagem.

3. Desenvolvimento

Como comentado anteriormente, é essencial que o coletor seja confortável ao usuário, visto que ele será utilizado por longos períodos de tempo. Portanto, é desejável que o coletor seja leve, tenha dimensões reduzidas e seja portátil. Para atender a essas restrições de tamanho e peso, cada coletor é alimentado por de uma bateria CR2032 (Figura 12), que possui tensão nominal de 3V e capacidade de 225mA/h.



Figura 12 - Detalhes da bateria e de seu encaixe no coletor

Muitas das escolhas do projeto partiram da limitação imposta por esta pequena bateria. Embora tenhamos vantagens em utilizar uma bateria descartável CR2032, tais como o tempo reduzido de manutenção e menor complexidade do circuito, devido à sua baixa capacidade precisamos que todos os componentes eletrônicos consumam pouquíssima energia para que não seja preciso substituir a bateria frequentemente.

A necessidade de uma estação base no sistema é ditada pelo coletor. Como rádios transceptores Wi-Fi costumam consumir muita energia, na faixa dos 400mA de pico e média de 170mA, torna-se impraticável utilizar esse tipo de rádio em dispositivos com baterias de baixa capacidade, como é o caso do wearable do sistema. Desta forma, como é inviável o coletor conectar-se diretamente a Internet, adicionamos um componente intermediário que possibilite essa conexão, a estação base.

Mais detalhes sobre a configuração do sistema serão discutidos na subseção seguinte.

3.1 Configuração do sistema

Um coletor consiste basicamente em uma caixa plástica impressa em 3D com pulseira de silicone, que abriga o todo o circuito responsável pelo funcionamento do wearable. O circuito do coletor (Figura 13) engloba os sensores de sinais vitais e um microcontrolador, pequeno computador dentro de um chip. Este microcontrolador possui um rádio transceptor de baixo consumo integrado e é responsável por toda a inteligência do wearable assim como a transmissão de dados. O circuito também inclui um acelerômetro, para identificar quedas, e um botão, para enviar mensagens pré-configuradas quando pressionado, como por exemplo um pedido de ajuda. Embora presentes no circuito, para manter o escopo reduzido, as funcionalidades do botão e do acelerômetro não foram implementadas neste projeto.

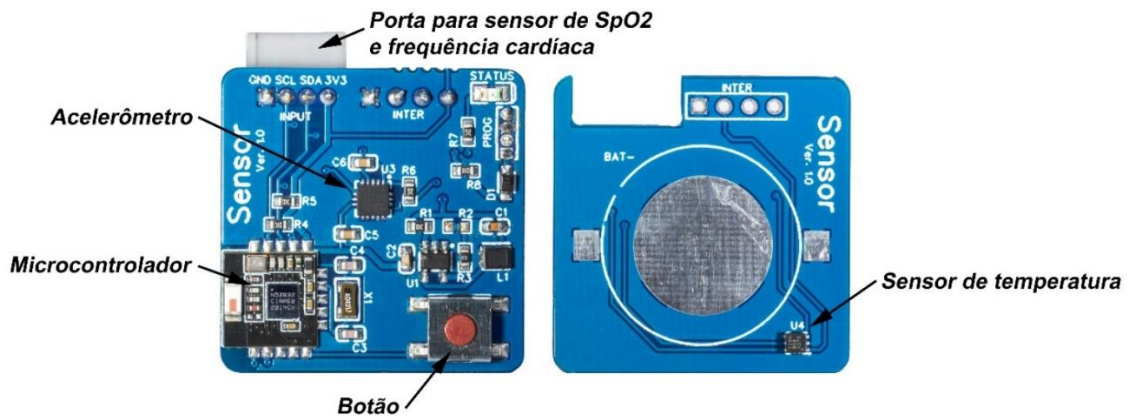


Figura 13 – Placas de circuito impresso do coletor e seus principais componentes

No coletor, todos os sensores se comunicam com o microcontrolador através do protocolo I²C [6] onde, o microcontrolador é configurado como mestre e os sensores como escravos. (Figura 14).

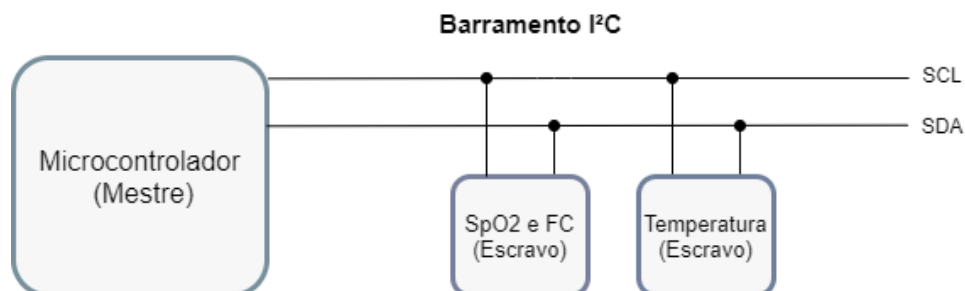


Figura 14 - Comunicação entre sensores e microcontrolador no coletor

A estação base, por sua vez, consiste em uma caixa com antenas que abriga o circuito onde estão o rádio de baixo consumo de energia e o microcontrolador com rádio Wi-Fi integrado, responsável pelo processamento dos dados recebidos e comunicação com o servidor. Este circuito (Figura 15) possui uma entrada de alimentação, para fontes entre 5 até 23 volts, dois conectores para antenas SMA, uma para cada rádio, e leds de status, que indicam conexão com a Internet, o número de coletores conectados e se a estação base está ligada.

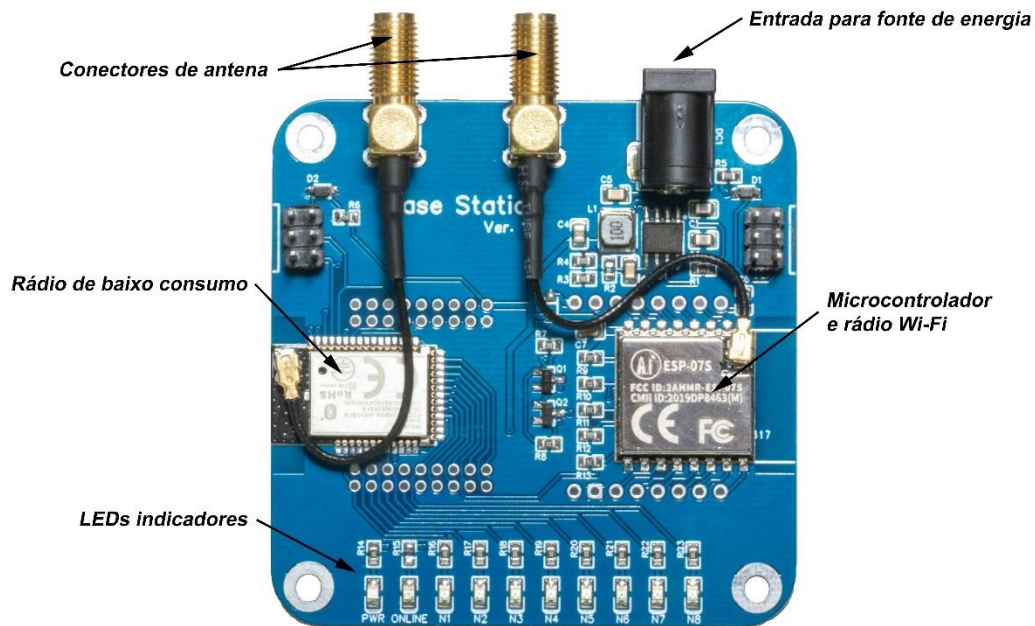


Figura 15 – Placa de circuito impresso da estação base e seus principais componentes

Na estação base, a comunicação entre os chips de processamento e rádio de baixo consumo de energia se dá através do protocolo SPI, conforme a Figura 16.

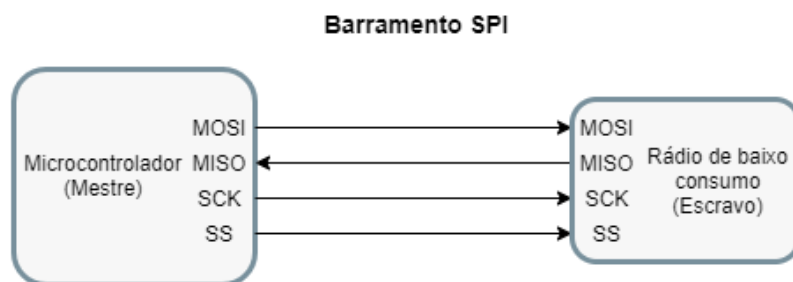


Figura 16 - Comunicação entre o rádio de baixo consumo e o chip Wi-Fi na estação base

A seguir teremos uma descrição mais detalhada dos sensores e componentes eletrônicos que integram o sistema.

Temperatura corporal:

No corpo humano a temperatura mais acurada é a temperatura corporal central, comumente aferida através de métodos invasivos. No coletor, a temperatura é medida na superfície posterior do antebraço, onde a pele do usuário fica em contato com uma lâmina metálica que está anexada ao sensor de temperatura (Figura 17). Como o coletor mede a temperatura cutânea, é preciso que o profissional da saúde calibre a leitura do sensor com a temperatura central do paciente a fim de obter dados mais fidedignos.



Figura 17 - Parte traseira do coletor, com o detalhe da lâmina metálica

O sensor de temperatura utilizado foi o TMP116, da fabricante *Texas Instruments*, sensor de grau médico com resolução de 0.0078°C e precisão de $\pm 0.2^{\circ}\text{C}$. O TMP116 apresenta interface compatível com o protocolo I²C e consome baixíssima corrente, tipicamente na faixa de $3.5\mu\text{A}$, operando com tensões entre 1.9 a 5.5 V [1].

Saturação de oxigênio:

A saturação de oxigênio (SpO_2) é a porcentagem de oxigênio transportada pelo sangue de um indivíduo. Monitorar a SpO_2 é importante pois permite acompanhar a progressão de doenças que podem comprometer o sistema respiratório, como é o caso da infecção pelo vírus *Sars-Cov-2*.

A oximetria de pulso é uma forma não invasiva de monitorar a saturação de oxigênio, que se aproveita da variação da absorção de luz entre o sangue oxigenado e o sangue desoxigenado. A oximetria pode ser realizada por dois métodos, o transmissivo e reflexivo, ambos utilizando um fotodetector para

capturar sinais em frequência específica emitidos por duas fontes de luz, uma vermelha e outra infravermelha.

Quando posicionamos as fontes de luz para atravessar ou refletir a partir de uma região vascularizada da pele, o fotodetector mede a intensidade da luz de cada sinal transmitido. Ao longo de alguns ciclos de pulsação do sangue podemos calcular a média da luz absorvida e comparar com uma curva de referência padrão para determinar a saturação de oxigênio do paciente.

No coletor utilizamos o oxímetro reflexivo da *Maxim Integrated*, o MAX30102. Este módulo integra um LED vermelho, um LED infravermelho e um fotodetector, operando em 1.8V na parte lógica e com 3.3V para as fontes de luz [8]. É o sensor que mais consome energia, podendo chegar a picos de 60mA dependendo da intensidade de brilho dos LEDs configurada.

O MAX30102 é posicionado na parte distal do dedo indicador do paciente, de forma a obtermos as medidas em uma região onde o sinal luminoso pode facilmente atravessar a pele. O sensor é conectado através de um fio à sua respectiva entrada no coletor (Figura 18), possibilitando o acesso do sensor ao barramento I²C do coletor para troca de informações com o microcontrolador.

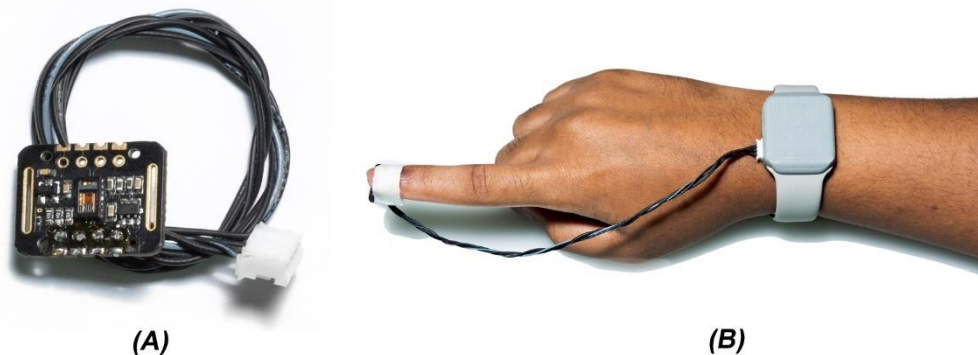


Figura 18 - (a) Detalhe do sensor e (b) sensor em uso

Frequência cardíaca:

A frequência cardíaca também é medida na ponta do dedo, com o mesmo sensor de SpO₂, o MAX30102. Aproveitando-se da característica pulsante da circulação sanguínea, de forma análoga a medição da saturação de oxigênio podemos detectar variações na intensidade do sinal emitido pelos LEDs do

sensor. Determinando o período entre picos, podemos facilmente calcular a frequência cardíaca do paciente.

Microcontroladores:

O sistema utiliza dois microcontroladores, o *nRF52832*, da *Nordic Semiconductor*, e o *ESP8266*, da *Espressif Systems*. Cada coletor possui um *nRF52832*, responsável por todo processamento e transmissão de dados, enquanto uma estação base utiliza um *nRF52832*, apenas para comunicação com coletores, e um *ESP8266*, para processamento de dados e conexão Wi-Fi com a rede local ou Internet.

O *nRF52832* é um *System on Chip* (SoC) de propósito geral que integra uma CPU Arm® Cortex™-M4, com unidade de ponto flutuante, e rádio transceptor de 2,4GHz. Possui memória flash de 512 KB e RAM de 64 KB. O chip possui inúmeros periféricos, tais como conversores analógico-digital, timers, NFC, e interfaces como SPI, UART e I²C [2]. O diagrama de blocos simplificado do SoC é apresentado na Figura 19.

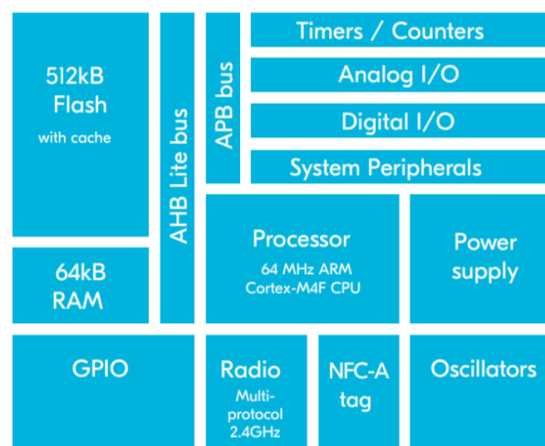


Figura 19 - Diagrama de blocos simplificado do *nRF52832*

O *nRF52832* opera numa frequência de 64 MHz e conta com um consumo de energia excepcionalmente baixo, alcançado através de um sofisticado sistema interno que gerencia o consumo automaticamente. Aliado a isto o microcontrolador opera com tensões de 1.7 V a 3.6V, o que possibilita seu funcionamento com baterias e pilhas sem maiores complicações.

Já o ESP8266 é um *System on Chip* (SoC) que integra uma CPU RISC de 32-bits Tensilica L106, e um rádio transceptor de 2,4GHz, utilizado para conexões à redes Wi-Fi. Possui memória flash externa de 512 KB, expansível até 16 MB, e RAM de 64 KB. Assim como o nRF52832, o chip também possui inúmeros periféricos, tais como conversores analógico-digital, timers, e interfaces como SPI, UART e I²C [3]. O diagrama de blocos simplificado do SoC é apresentado na Figura 20.

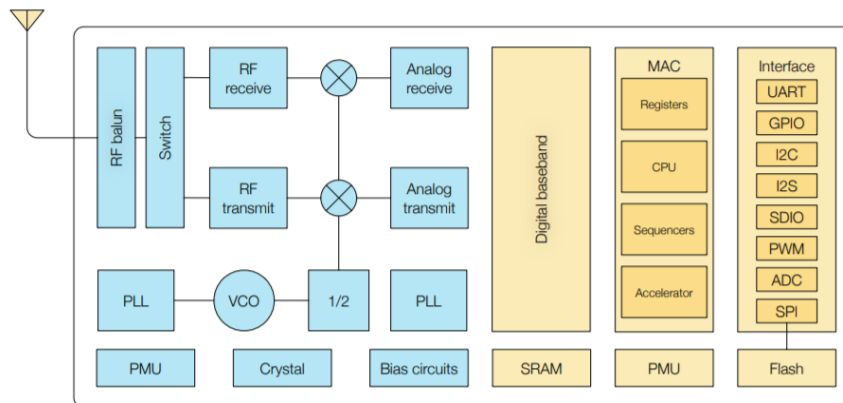


Figura 20 - Diagrama de blocos do ESP8266

O ESP8266 opera na frequência de 80 MHz por padrão, podendo operar também em 160MHz, e trabalha com tensões de 2.5 V a 3.6V, com uma corrente de operação média de 80mA.

Rádios transceptores:

Tanto o nRF52832 quanto o ESP8266 são microcontroladores que possuem rádios transceptores de 2.4GHz integrados. O chip da Nordic é multiprotocolo, suportando Bluetooth 5, ANT e outros protocolos proprietários, como o *Enhanced ShockBurst* (ESB), utilizado neste projeto para comunicação entre os coletores e estação base. O chip da Espressif, por sua vez, suporta os padrões de rede sem fio 802.11 b/g/n, sendo que no padrão 802.11n (2.4 GHz) o chip suporta taxas de transmissão de até 72.2 Mbps. Nesse projeto o ESP8266 utiliza o protocolo de mensagens MQTT (*Message Queuing Telemetry Transport*) para comunicar-se com o servidor.

O ESB é um protocolo básico que suporta comunicação em duas vias, ACK e retransmissão automática de mensagens perdidas, com baixo consumo de energia e fácil implementação em código. Com o ESB podemos ter uma rede com topologia em estrela, que suporta um receptor principal e até oito transmissores trocando informações [4]., conforme a Figura 21. Enquanto este protocolo simplifica a implementação do sistema, ele impõe um limite fixo no qual apenas 8 coletores podem se conectar a uma estação base. Isto quer dizer que em uma enfermaria, por exemplo, uma estação base só poderia receber os dados de até 8 pacientes ao mesmo tempo. A mudança de protocolo possibilitaria um maior número de coletores conectados a uma mesma estação base, porém isto exigiria o desenvolvimento de um protocolo mais complexo ou a adaptação do sistema para outro protocolo já existente.

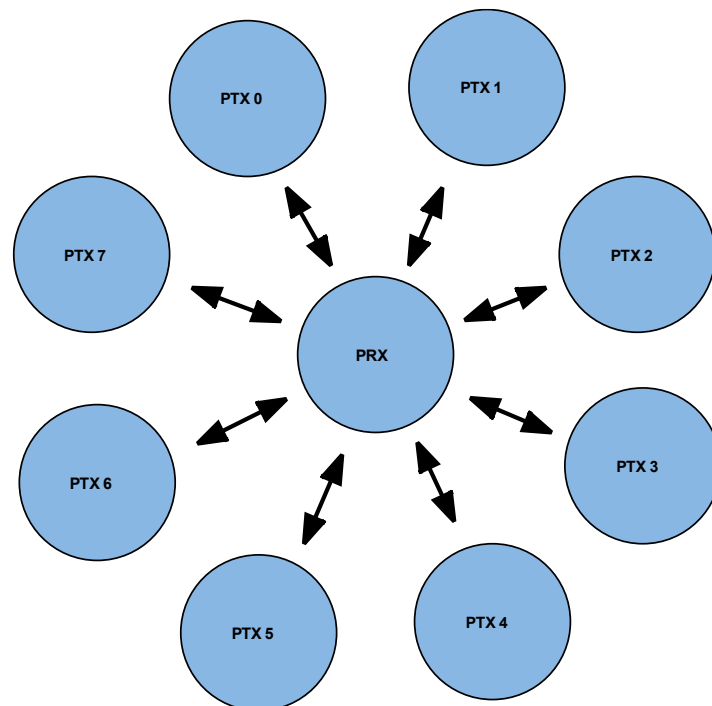


Figura 21 - Topologia do ESB

Na estação base, além de utilizarmos o Enhanced ShockBurst na comunicação com o coletor, utilizamos o protocolo MQTT para a troca de mensagens com o servidor. O MQTT é um protocolo de mensagens leve, projetado para um baixo consumo de banda de rede e recursos de hardware, tornando-o ideal para a Internet das Coisas e aplicações onde o baixo consumo de bateria é importante.

3.2 Custo

O protótipo do coletor teve um custo aproximado de 80 reais, com todos os componentes e placas de circuito impresso importados, e pulseira comprada no mercado nacional. Os componentes mais caros foram o microcontrolador e o sensor de temperatura, que juntos corresponderam a 66% do preço total do protótipo.

O custo aproximado do protótipo da estação base foi de 110 reais, com todos os componentes e placas de circuito impresso importados, e fonte de alimentação comprada no mercado nacional. Novamente, o componente mais caro foi o microcontrolador ESP8266, seguido pelo rádio ESB, que juntos foram responsáveis por 40% do custo total do protótipo.

4. Experimentos e resultados

Para atestarmos o funcionamento do sistema, fizemos os experimentos em duas etapas. A primeira etapa serviu para testarmos os diversos componentes eletrônicos e protocolos utilizados no sistema. Já na segunda, apresentação na subseção a seguir, foram feitos os experimentos em si, onde priorizamos testar apenas o básico do funcionamento do coletor como a qualidade das medidas e o consumo de energia.

Na primeira etapa os microcontroladores nRF52832 e ESP8266 foram programados com códigos de teste simples, a fim de comprovar a viabilidade de usar esses componentes no projeto. Estes testes focaram em verificar o funcionamento dos protocolos I²C, para a comunicação entre sensores e microcontrolador do coletor, e SPI, utilizado para a comunicação entre o ESP8266 e o rádio de baixo consumo na estação base. Testamos também a comunicação entre coletor e estação base utilizando o protocolo ESB e a troca de mensagens entre servidor e estação base via MQTT. Vale reforçar que apenas as partes mais básicas do sistema foram implementadas, como o módulo de registro do coletor. Devido ao tempo limitado, para manter o escopo de experimentos reduzindo, os módulos de análise de estado clínico e alertas ficarão para um trabalho futuro.

Ainda nesta primeira etapa os sensores utilizados no coletor foram igualmente conferidos, a fim de assegurarmos um funcionamento mínimo desses componentes no sistema. A escolha do MAX30102 para oximetria e obtenção de frequência cardíaca se mostrou acertada em um primeiro momento, visto que é um sensor com diversas funcionalidades já embutidas e bastante fácil de se criar código. Para a medida de temperatura corporal inicialmente utilizamos o sensor infravermelho MLX90614 da *Melexis*, que não precisa estar em contato com o usuário para aferir sua temperatura. As leituras do MLX90614 se mostraram sujeitas a variações de distância, o que implicou na escolha do sensor de contato TMP116 para uso no coletor.

Na Figura 22 apresentamos o primeiro protótipo do coletor, montado em uma protoboard, no qual foram feitos os testes de comunicação e validação do funcionamento dos sensores.

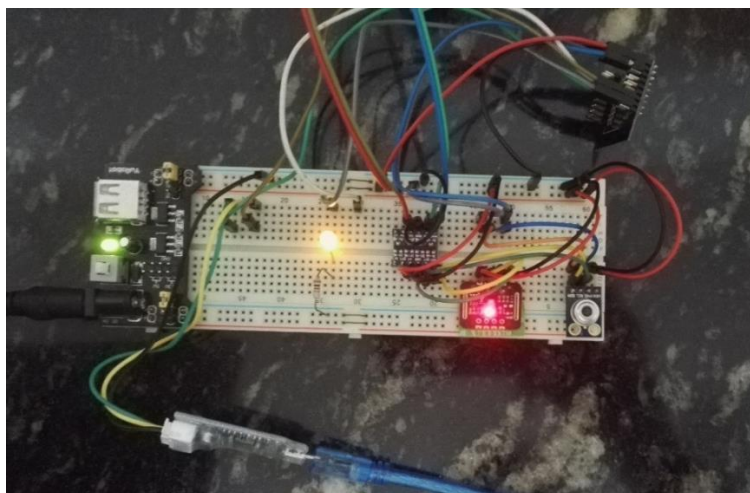


Figura 22 - Primeiro protótipo de coletor

Após estes pré-experimentos deu-se início a construção dos protótipos funcionais, que foram utilizados na execução dos experimentos da segunda etapa, descritos na subseção a seguir.

4.1 Experimentos

Todos os experimentos realizados foram focados no coletor, visto que este é a parte principal do sistema proposto e os demais testes básicos, tais como os testes de conexão e transmissão de pacotes, obtiveram resultados satisfatórios na primeira etapa.

Nesta segunda etapa três experimentos foram efetuados de forma a verificar características importantes do sistema como o alcance de transmissão do coletor, seu consumo de energia e a acurácia dos valores lidos por seus sensores. Esses experimentos são melhor detalhados logo a seguir.

Alcance de transmissão do coletor:

O objetivo desse experimento é identificar a maior distância na qual um paciente pode se afastar da estação base a qual seu coletor está transmitindo dados. Para esse experimento tanto o rádio do coletor quanto o rádio da estação

base foram configurados na máxima potência possível (+4dBm). Além disso, foi utilizada uma bateria totalmente carregada, a fim de garantir o correto funcionamento do coletor.

O experimento consistiu em afastar gradualmente, em campo aberto, o coletor da estação base até identificarmos a perda total de pacotes de ACK, que confirmam que a mensagem foi recebida corretamente pela estação base. Os pacotes foram transmitidos em intervalos de 20 segundos e possuíam 56 bytes. Duas velocidades de transmissão do rádio foram testadas: 250Kbps e 2Mbps. A estação base também foi testada com e sem antena.

Consumo de energia:

O objetivo desse experimento foi identificar o consumo médio de energia de um coletor em seu funcionamento padrão a fim de determinar o tempo de duração da bateria. Para esse experimento o coletor foi alimentado por uma tensão constante de 3.3V. Além disso, o coletor foi posicionado à uma distância de 10 centímetros da estação base e ambos os rádios estavam configurados na maior potência possível (+4dBm).

O experimento consistiu em monitorar durante 1 hora o consumo do coletor transmitindo pacotes de 56 bytes em intervalos de 1 minuto. O consumo do coletor foi monitorado com o *Power Profile Kit II* da Nordic Semiconductor, ferramenta que também foi utilizada para alimentar o coletor.

Acurácia dos sensores:

O objetivo desse experimento foi verificar a acurácia das leituras de sinais vitais realizadas pelo coletor quando comparadas aos instrumentos e métodos comumente utilizados pelos profissionais da saúde. Para esse experimento o coletor também foi alimentado por uma tensão constante de 3.3V, fornecida pelo Power Profile Kit II. Como os sensores não são influenciados pelo rádio de baixa potência, nesse experimento o rádio foi desabilitado.

O experimento consistiu em aferir os sinais vitais de um voluntário 5 vezes espaçadas com um intervalo de 4 minutos, utilizando o coletor e o instrumento de

referência. Para a oximetria o instrumento de referência foi um oxímetro de dedo sem marca, alimentado por pilhas totalmente carregadas. Para a obtenção da frequência cardíaca foi utilizado o método da ausculta cardíaca, com o auxílio de um estetoscópio. Por fim, para a temperatura o instrumento de referência foi um termômetro clínico de mercúrio da marca MedFebre, colocado na axila do voluntário.

O tempo de leitura para cada sinal vital foi o mesmo tanto no coletor quanto nos instrumentos de referência. Na oximetria tanto o coletor quanto oxímetro de dedo tiveram suas leituras anotadas após 20 segundos de funcionamento. Já para medirmos a temperatura, ambos os instrumentos permaneceram no corpo do voluntário por 3 minutos. Para o cálculo da frequência cardíaca o utilizamos um tempo de 20 segundos.

4.2 Resultados

De forma geral, os resultados foram bastante satisfatórios. O alcance de transmissão atingido foi de 5.1 metros para a estação base com antena e de 2.9 metros sem. Diminuir a velocidade de transmissão dos dados não aumentou significativamente o alcance do rádio, havendo apenas um incremento de 3% na distância máxima para o caso onde utilizamos antena.

O consumo médio de energia do coletor durante o período testado foi de 49.2 coulombs, com uma corrente média de 10mA e correntes de pico de 60mA. Sabendo a capacidade da bateria utilizada pelo coletor e que 3600 coulombs correspondem a 1A/h, podemos estimar a duração da bateria em cerca de 2 horas de funcionamento. Esse tempo de duração da bateria é curto, mas pode ser estendido com otimizações no firmware do coletor para fazê-lo diminuir o consumo de energia quando estiver ocioso ou aumentando o intervalo entre transmissões.

Não foi possível obter as medidas do sensor de saturação de oxigênio através do coletor. Pesquisando na Internet foi descoberto um erro no circuito do sensor que torna a oximetria inviável [5] para o protótipo de coletor atual. Uma solução para este problema seria criarmos o nosso circuito sensor de SpO2. As medidas do sensor de frequência cardíaca apresentaram um erro percentual

médio de 2.3 % nos batimentos cardíacos por minuto quando comparadas às medidas do método de referência. Este valor bem é próximo aos valores de equipamentos como oxímetros de pulso, que possuem erro de 2% quando aferindo frequência cardíaca. Já as medidas do sensor de temperatura apresentaram diferenças de temperatura entre 2.4 a 2.7 graus Celsius, demonstrando a precisão do sensor. Esta variação de apenas 0.3°C entre as medidas do sensor indica que podemos compensar para cada paciente o valor do sensor de temperatura do coletor a partir da temperatura aferida pelo termômetro clínico.

5. Conclusão

Neste projeto propusemos um sistema para monitoramento contínuo, remoto e não-invasivo de pacientes, que incluiu não só o desenvolvimento de software como também desenvolvimento de hardware, a fim de validar o funcionamento básico do sistema.

O projeto envolveu o desenvolvimento de código nas linguagens de programação C++ e Lua e diversos outros conhecimentos adquiridos nas cadeiras de Computação durante o curso. Trabalhar com protoboards e componentes eletrônicos serviu para dar um novo sentido ao conteúdo estudado nas cadeiras de Elétrica do curso, principalmente ao integrarmos software e hardware em baixo nível. Além disso, o projeto envolveu conhecimentos de modelagem 3D e desenho de placas de circuito impresso, adquiridos nas cadeiras de Design e nos laboratórios dos quais participei durante a graduação.

Esse projeto é o resultado e a consolidação de todos os conhecimentos teóricos e práticos que adquiri na universidade, das incontáveis horas de estudo dedicadas aos entendimentos de cada parte do sistema proposto e do apoio de todos que fizeram parte da minha formação.

5.1 Resultados alcançados

Os resultados alcançados com o projeto foram bastante satisfatórios. Desenhamos uma arquitetura bastante flexível, onde a troca de protocolos de transmissão, a adição de novos sensores aos coletores ou mesmo o desenvolvimento de aplicações no lado do servidor não requer grandes mudanças no código base do sistema. Desenvolvemos também protótipos funcionais que são facilitadores para o desenvolvimento de software para o sistema, uma vez que com o hardware já desenvolvido, desenvolvedores que vierem a trabalhar com o sistema não precisarão ter experiência ou conhecimentos de eletrônica.

No quesito assistência à saúde, foco deste projeto, o sistema se mostrou promissor. Embora tenhamos encontrados problemas com a oximetria, os outros dados gerados pelo coletor se mostraram acurados em relação aos métodos não-invasivos tradicionais para obtenção dos mesmos sinais vitais. Além disso, os

protótipos do coletor e estação base se mostraram baratos em relação à dispositivos semelhantes encontrados no mercado, alcançando o objetivo do projeto de criar um sistema de baixo custo.

5.2 Trabalhos futuros

Neste documento abordamos apenas a ponta do que o sistema proposto tem a oferecer. O auxílio computacional na assistência à saúde é um campo vasto e explorado por poucas empresas, criando grandes oportunidades de pesquisa e negócios principalmente na área de monitoramento remoto e contínuo de sinais vitais. Existe a possibilidade de melhorias tanto na parte de software do sistema como na parte de hardware. Devido a complexidade do sistema, os protótipos oferecem apenas as funcionalidades mínimas para a validação do sistema, possuindo grande margem para melhorias e desenvolvimento de suas outras funcionalidades.

No lado dos coletores, na parte de hardware podemos reduzir o consumo de energia na oximetria, desenvolvendo um sensor próprio com leds mais eficientes ou pesquisando outros sensores, mais econômicos. Além disso, os coletores atualmente não indicam a carga atual da bateria nem possuem uma forma de serem desligados sem a remoção da bateria. Outras alterações de hardware também são possíveis. A adição de sensores para sinais vitais como eletrocardiograma e frequência respiratória, e a adição de *Near Field Communication* (NFC), para configuração in-loco do coletor ou obter suas leituras são fortes candidatos de melhorias.

Na parte de software dos coletores, também existem oportunidades de melhoria. Devido à utilização do protocolo *Enhanced ShockBurst*, o sistema atualmente não tem sincronização automática de coletor com estação base próxima, abrindo espaço para uma possível melhoria de código. Melhorias no firmware do coletor visando a redução do consumo de energia também são possíveis, principalmente ao otimizar as bibliotecas dos sensores. Uma melhoria mais simples pode ser desenvolver as bibliotecas para o acelerômetro e botão, que já estão presentes no protótipo.

O lado do servidor também é um grande candidato à trabalhos futuros. Nele existe a possibilidade de criarmos módulos e processos para consumirem os dados gerados pelos coletores, assim como aplicações para facilitar o gerenciamento de pacientes e a configuração de coletores.

Uma questão não abordada neste projeto e que valeria a pena ser discutida em trabalhos futuros é a segurança da informação. Como o sistema trata de dados médicos, dados que são em sua natureza sigilosos, seria interessante pensar em uma forma de proteger tanto as comunicações do sistema como o acesso aos dados no lado do servidor.

6. Referências bibliográficas

- [1] **TMP116 Datasheet**. Disponível em:
<https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tmp116.pdf?ts=162407010708> Acesso em: 15 jul. 2021.
- [2] **nRF52832 Product Specification v1.4**. Disponível em:
https://infocenter.nordicsemi.com/pdf/nRF52832_PS_v1.4.pdf Acesso em: 15 jul. 2021.
- [3] **ESP8266 Technical Reference**. Disponível em:
https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp8266-technical_reference_en.pdf Acesso em: 15 jul. 2021.
- [4] **Enhanced ShockBurst Userguide**. Disponível em:
https://infocenter.nordicsemi.com/index.jsp?topic=%2Fsdk_nrf5_v17.0.0%2Fesb_users_guide.html Acesso em: 15 jul. 2021.
- [6] **I²C-bus Specification**. Disponível em: <https://www.nxp.com/docs/en/user-guide/UM10204.pdf> Acesso em: 15 jul. 2021.
- [7] **MQTT v3.1.1 Specification**. Disponível em: <http://docs.oasis-open.org/mqtt/mqtt/v3.1.1/os/mqtt-v3.1.1-os.pdf> Acesso em: 15 jul. 2021.
- [8] **MAX30102 Datasheet**. Disponível em:
<https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30102.pdf> Acesso em: 15 jul. 2021.