

MRP– MONITORAMENTO REMOTO DE PACIENTES EM AMBIENTE HOSPITALAR UTILIZANDO IOT - LORA (DESENVOLVIMENTO DO HARDWARE)

Vinicius Santana Nasser, CEFET-MG

Resumo—Com a vinda da pandemia e a superlotação de hospitais, a possibilidade de manter um monitoramento do status do paciente de maneira eficiente e remota é algo cada vez mais essencial. Com a diminuição do tamanho e do custo dos sensores e o aumento de sua eficácia, isso se tornou possível. Devido a esse contexto, este trabalho apresenta uma pesquisa sobre tecnologias necessárias para construir um sistema que captura dados oriundos de um dispositivo vestível (wearable), a ser usado em pacientes em hospitais para que os dados dele sejam enviados, através do protocolo LoRa, para armazenamento em um banco de dados e visualização através de uma página web. Este trabalho é focado no desenvolvimento do hardware necessário para o monitoramento remoto de pacientes, propondo esquemáticos e a placa de circuito impresso a serem produzidas com esse objetivo. Durante o trabalho também será apresentado o firmware a ser utilizado neste dispositivo.

Index Terms—Wearables, Tecnologias Vestíveis, IoT, Internet das Coisas, Monitoramento Remoto, Tecnologia na Medicina, LoRa, LoRaWAN.

I. INTRODUÇÃO

O surto da doença causada pelo novo Corona vírus, chamado SARS-CoV-2, foi caracterizada como pandemia, em 11 de março de 2020 pela Organização Mundial de Saúde (OMS). A superlotação das unidades de saúde, a falta de leitos para internação e de equipamentos para cuidados, são problemas que agravam a situação de atendimento e monitoramento hospitalar [1].

A observação dos indicadores das funções vitais de pacientes, como a frequência respiratória, saturação de oxigênio no sangue, pressão sanguínea, frequência cardíaca e temperatura corporal, é uma das práticas mais comuns e importantes em hospitais [2], uma vez que já é conhecida e estudada a relação entre a piora do quadro clínico do paciente e a alteração nestes indicadores horas antes do quadro de saúde se agravar [3]. Portanto, possuir uma forma constante de monitoramento de alguns sinais vitais dos pacientes de forma não invasiva junto à maneira de observar tais características remotamente, pode ser de grande auxílio no cotidiano hospitalar.

Trabalho de Conclusão de Curso submetido em 25 de agosto de 2021 e orientado pelo: Túlio Charles de Oliveira Carvalho , integrante do Departamento de Engenharia Elétrica do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais e coorientado pelo: Anthony Chiaratti , integrante do Departamento de Eletrônica e Biomédica do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais

Uma solução atual para o monitoramento dos sinais vitais dos pacientes, aproveitando-se de um dos grandes avanços tecnológicos dos últimos tempos, é a utilização dos “wearables”, que são pedaços de roupas, acessórios ou outras peças vestíveis, compostos por diversos sensores e outros componentes eletrônicos para monitoramento da saúde e aplicação de remédios periodicamente [4].

Algumas empresas de saúde já empregam o monitoramento de pacientes com o uso de “wearables”, principalmente os relógios inteligentes disponíveis no mercado como o Apple Watch e Samsung Galaxy Watch, como forma de melhorar a qualidade de vida e diminuir os custos.

O monitoramento remoto e em tempo real de pacientes em casa auxiliou na diminuição da quantidade de casos em que houve a necessidade de intervenção hospitalar (23% menor que em pacientes que não utilizavam) e de casos de readmissão ao hospital após liberação (44% menor chance de retorno ao hospital em 30 dias e 38% menor em 90 dias), o que acarretou em uma diminuição de 11% [5].

Porém, ainda faltam estudos sistemáticos da aplicação do uso destes “wearables” em ambientes hospitalares para uma maior gama de idades e quadros clínicos diferentes [6].

A proposta do trabalho completo, representado na Figura 1, realizado em conjunto com os alunos Filipe Marigo e Lucca Romanelli, é contribuir com esses estudos propondo um sistema de monitoramento remoto de indicadores de funções vitais de pacientes em ambiente hospitalar.

Os indicadores de funções vitais do paciente deverão ser monitorados através de uma pulseira (dispositivo “wearable”), os dados coletados enviados para um gateway usando a tecnologia LoRa, armazenados em um banco de dados para consultas futuras e apresentados através de uma interface gráfica adequada.

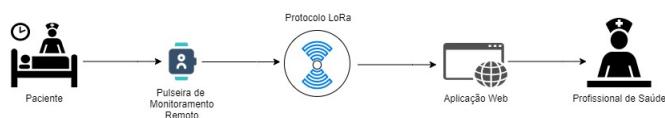


Figura 1. Monitoramento Remoto de Pacientes em Ambiente Hospitalar utilizando IoT - LoRa

Este trabalho, especificamente, procura realizar a discussão

sobre o desenvolvimento do hardware necessário para esse sistema.

II. OBJETIVOS

O presente artigo tem como objetivo descrever as etapas realizadas durante o projeto da placa de circuito impresso (ou PCB - *printed-circuit board*) de uma pulseira para o monitoramento remoto de pacientes, capaz de medir alguns dos indicadores de funções vitais de uma pessoa (temperatura, frequência cardíaca e oximetria) e rastrear a mudança de posição do paciente para relatar possíveis quedas, enviando as informações lidas para um servidor central através do protocolo LoRa. O projeto da pulseira conta também com um conector micro USB tipo AB para a recarga da bateria do sistema e programação do microcontrolador.

Neste artigo também será descrito as etapas para o desenvolvimento do firmware necessário deste dispositivo.

III. METODOLOGIA

Este trabalho é de natureza aplicada, visando à construção de conhecimentos para a solução de um problema específico e prevendo uma aplicação prática na área da saúde, e foi desenvolvido em duas etapas. A primeira etapa, apresentada em uma monografia, com um estudo sobre a viabilidade e relevância do projeto e uma revisão bibliográfica dos principais conceitos das tecnologias a serem utilizadas, e a segunda etapa, descrita neste artigo, com a parte prática do projeto.

Para definir a viabilidade do trabalho e buscando entender as condições atuais de monitoramento de pacientes em hospitais públicos e privados, foi realizada uma pesquisa com os profissionais da área da saúde. Essa pesquisa foi feita por meio de um questionário online elaborado com a ferramenta Google Forms, montado com questões abertas e fechadas, visando buscar informações sobre 3 (três) aspectos chave.

O primeiro aspecto foi sobre a forma de conectividade a internet dentro do ambiente hospitalar público e privado, e quais dispositivos estão disponíveis para uso coletivo dos profissionais. Possibilitando, com isso a definição das aplicações, interfaces finais e quais dispositivos devem ter compatibilidade com o sistema proposto.

O segundo aspecto chave foi relacionado à forma em que os profissionais da saúde acessam os prontuários e históricos dos pacientes. É importante entender o acesso a essas informações para manter o padrão adotado, fazendo com que a nova tecnologia seja inserida de forma não invasiva e natural.

Por fim, o terceiro e último aspecto foi relacionado a tecnologia de monitoramento utilizando “wearables” com a realidade dos hospitais, ou seja, se é comum tal monitoramento na realidade atual e como a inserção da mesma poderia melhorar nos resultados médicos.

Através dessa pesquisa, foi possível observar que possuir uma forma constante de monitoramento de alguns sinais vitais dos pacientes junto à maneira de observar as características de um paciente remotamente, podem ser de grande auxílio no cotidiano hospitalar.

Definiu-se que o projeto será constituído por uma pulseira de monitoramento remoto, com as informações protocoladas em LoRaWAN, enviadas através do LoRa, para um banco de dados onde uma interface é capaz de captar as informações e mostrar para o usuário final.

Com isso o sistema completo desenvolvido realizaria as seguintes ações:

Primeiro, o cadastro de pulseiras no sistema, onde é registrada e obtém uma identificação única, depois o cadastro de novos pacientes, onde os dados são recolhidos. Por fim, crie-se uma conexão entre o número de identificação da pulseira e a qual paciente essa pulseira está designada. O processo de cadastro é feito em uma página web, onde seriam informadas as informações necessárias para identificação do paciente.

Segundo a atualização dos dados dos sensores da pulseira para o banco de dados de forma periódica. Os dados dos sensores usados para monitorar os indicadores das funções vitais são agrupados pelo microcontrolador e enviados, com um formato de mensagem padrão já estabelecido, através do protocolo LoRa.

Terceiro, acesso aos dados através de uma interface de usuário. Ação pela qual o profissional da equipe médica pode acessar os dados de cadastro do paciente assim como as últimas leituras dos sensores relacionadas a aquele paciente. A interface pode ser acessada tanto manualmente quanto através de uma tag NFC colocada na pulseira.

Um diagrama representando esses diferentes métodos de utilização pode ser visto na Figura 2.

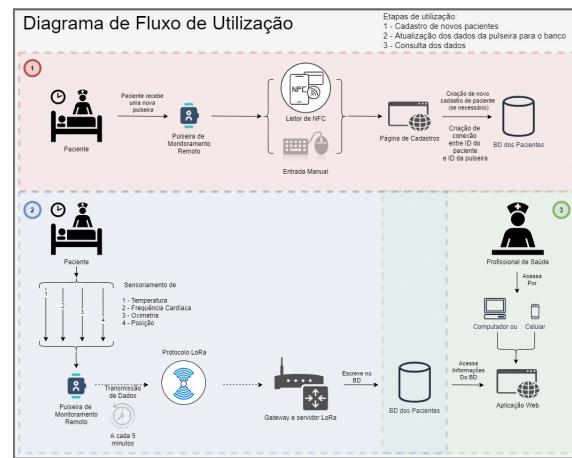


Figura 2. Diagrama de Fluxo de Utilização

A produção do produto final, a Pulseira de Monitoramento Remoto dos pacientes, e o processo de pesquisa necessário será realizado em conjunto com os alunos Filipe Marigo, do trabalho MRP– Monitoramento Remoto de Pacientes em ambiente hospitalar utilizando IOT - LORA (Desenvolvimento da Rede de Comunicação), e Lucca Romanelli, do trabalho MRP– Monitoramento Remoto de Pacientes em ambiente hospitalar utilizando IOT - LORA (Interface Gráfica).

Na etapa inicial, foram levantadas as referências bibliográficas relacionadas as soluções em wearables existentes

Tabela I
DESCRÍÇÃO DOS PRINCIPAIS COMPONENTES UTILIZADOS

| Nome | Tipo | Descrição |
|------------------|-------------------------------|--|
| PIC32MX270F25 6B | Microcontrolador | Microcontrolador PIC de 32-Bit 40Mhz 256KB |
| MAX30208CLB+T | Sensor de Temperatura | Sensor Digital de Temperatura, 0°C a 70°C, 16 bits |
| MAX30102EFD+T | Sensor de Frequência Cardíaca | Sensor de Frequência Cardíaca e Oximetria de Pulso e Alta sensitividade para Wearables |
| MMA9550LRI | Acelerômetro | Acelerômetro X, Y e Z +-2g, 4g, 8g |
| MAX8819CETI+T | Controlador Da Bateria | Circuito Integrado para gerenciamento de energia |
| muRata | Comunicação LoRa | Modulo para comunicação externa |

para o monitoramento remoto de pacientes, levantados os sensores existentes que podem ser usados com este objetivo e seus princípios de funcionamento, e por fim escolhidos os componentes necessários para a criação de uma pulseira para o monitoramento dos indicadores de funções vitais. Esta pesquisa pode ser encontrada na monografia, entregue durante a primeira etapa do TCC.

IV. METODOLOGIA ESPECÍFICA

Já na segunda etapa do trabalho, com os componentes principais escolhidos, iniciou-se o desenvolvimento da placa de circuito impresso com o auxílio de um software computacional e da programação do microcontrolador responsável por realizar a comunicação com os sensores e com o módulo muRata para o envio de informações.

Para o desenvolvimento do esquemático da placa, foi utilizando a abordagem *top down*, que procura o desenvolvimento primeiro das conexões entre os diferentes subcircuitos, iniciando de uma visão superior do sistema, e depois especificando cada um deles. Algumas das especificações definidas para a criação do PCB, são o tamanho máximo a ser respeitado, de 50mm x 50mm, e a utilização de no máximo 4 camadas, uma superior e uma inferior externas para a ligação das trilhas de sinal e componentes e duas internas para servir como planos de potência e terra.

Por último, considerou-se as correntes envolvidas no sistema para calcular as possíveis temperaturas dos componentes do sistema durante o funcionamento normal (desconsiderando durante o carregamento da bateria), de forma que não atingisse valores superiores a 35°C, e também definir os tamanhos mínimo a ser utilizado para cada uma das trilhas.

E para o desenvolvimento do firmware, foram utilizados as técnicas para programação de microcontroladores orientada a eventos, de forma que o microcontrolador realize instruções apenas quando necessário, procurando o desenvolvimento de um sistema de baixo consumo.

Na Tabela I, estão descritos os principais componentes escolhidos e algumas características particulares importantes para o desenvolvimento.

Tabela II
ENDEREÇOS I2C UTILIZADOS EM CADA DISPOSITIVO

| Dispositivo | Endereço |
|-------------|---------------------------|
| MAX30208 | 0b1010000[0/1] - 0xA[0/1] |
| MAX30102 | 0b1010111[0/1] - 0xA[E/F] |
| MMA9550 | 0b0100110[0/1] - 0x4[C/D] |

V. RESULTADOS

Com os componentes necessários para a criação da placa definidos, fora usado o Altium Designer 21, pacote de software para automação de projetos de placas de circuito impresso, para o design esquemático do circuito completo. O esquemático contendo o topo da hierarquia, com a ligação entre todos os subcircuitos pode ser visto na Figura 3.

O bloco "Microcontrolador" contém o microcontrolador e todos os seus componentes auxiliares.

Já o bloco "Entrada USB" possui os conectores USB e barramento de pinos para conexão externa do circuito, que podem ser usados para a programação do microcontrolador e recarga da bateria do sistema.

A alimentação da placa é fornecida através da bateria e do CI MAX8819, que possui 4 reguladores, 3 *step-down* (sendo 2 sempre ligados) e um *step-up*. Este circuito integrado é utilizado para gerar duas saídas, uma de 3,3V e uma de 1,8V. O conector da bateria, o Max8819 e os componentes auxiliares necessários estão dentro do bloco "Alimentação e Bateria".

Para o sensoriamento dos sinais vitais, os sensores escolhidos foram os CIs MAX30208, MAX30102 e MMA9550. Todos os sensores se comunicam através de um barramento I2C, funcionando no modo escravo. O endereço I2C para o sensor de temperatura, MAX30208, pode ser definido pelos valores dos pinos de entrada do CI GPIO0/1 durante a energização. Já o sensor de frequência cardíaca e oximetria, MAX30102, possui um endereço fixo enquanto o acelerômetro, MMA9550, tem um endereço inicial fixo mas que pode ser customizado. Os valores dos endereços utilizados podem ser encontrados na Tabela II.

Algo a se destacar são as alimentações dos sensores e níveis lógicos em que estes trabalham. O sensor MAX30208 necessita de uma alimentação de 3,3V para o seu funcionamento, o

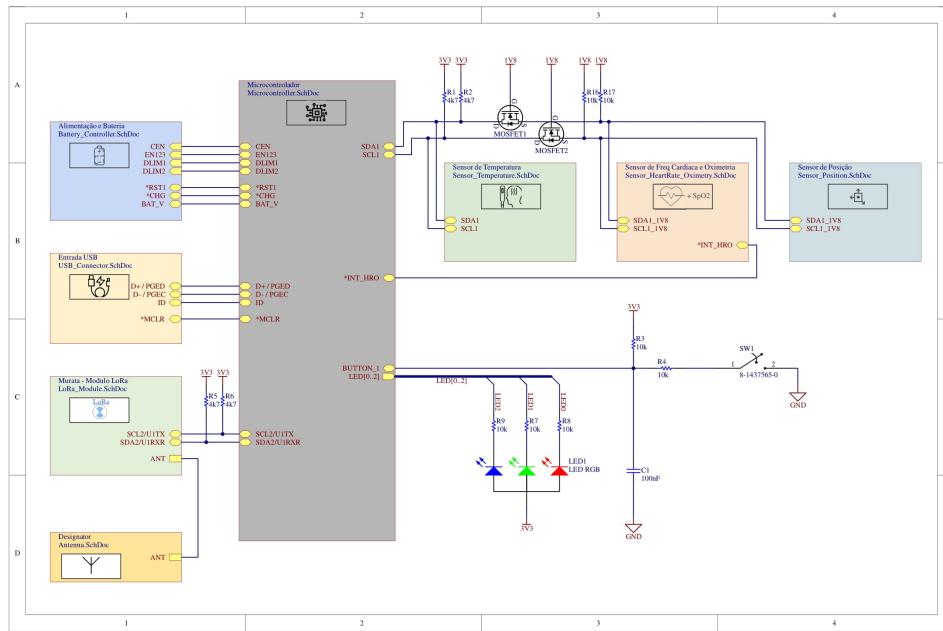


Figura 3. Esquemático Completo

sensor MAX30102 necessita de uma alimentação 3,3V para a alimentação do LEDs internos e 1,8V para a alimentação do circuito lógico interno e o sensor MMA9550 necessita de uma alimentação de 1,8V.

Os níveis lógicos do barramento I2C do sensor MAX30208 é de 3,3V, porém os dos sensores MAX30102 e MMA9550 são de 1,8V, sendo necessário o uso de um circuito auxiliar para deslocar os valores de tensão para valores adequados, normalmente referido como Level Shifter, composto por um transistor N-MOS.

Os sensores de temperatura, de frequência cardíaca e oximetria e o acelerômetro estão contidos dentro dos blocos "Sensor de Temperatura", "Sensor de Freq Cardíaca e Oximetria" e "Sensor de Posição", respectivamente.

E para realizar a comunicação externa com o sistema, transmitindo os valores lidos dos sensores, foi utilizado o Módulo de Comunicação LoRa muRata. Para mais informações sobre o muRata, como sua configuração e modo de envio de informações, consultar o trabalho MRP– Monitoramento Remoto de Pacientes em ambiente hospitalar utilizando IOT - LORA (Desenvolvimento da Rede de Comunicação) de Filipe Marigo.

Os componentes necessários para a transmissão das informações por LoRa estão dentro dos blocos "Murata - Modulo LoRa" e "Antena".

Por último, no esquemático do circuito completo podem ser vistos também o LED RGB e o botão para interação com o ambiente externo.

Os esquemáticos de cada um dos blocos utilizados podem ser encontrados no Apêndice A.

Com os esquemáticos finalizados, definindo todos os com-

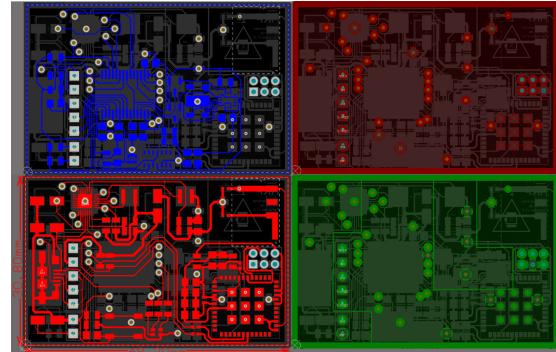


Figura 4. Camadas da Placa de Circuito Impresso 1) Camada Inferior (Azul), 2) Plano de Terra (Marrom), 3) Camada Superior (Vermelho) e 4) Plano de Potência (Verde)

ponentes e ligações necessárias, fora feito o design da placa de circuito impresso. A Figura 4 possui as visões das 4 diferentes camadas do circuito desenvolvidas. Nas figuras 5 e 6 podem ser vistas as representações tridimensionais da placa de circuito impresso final.

Já para o desenvolvimento do firmware para o microcontrolador, atentou-se aos princípios da programação orientada a eventos, em que após a configuração inicial, instruções são realizadas apenas quando necessário.

O fluxograma da rotina principal e tratamento de eventos podem ser vistos na Figura 7. Já as subrotinas são apresentadas na Figura 8.

A atualização da leitura dos sensores e envio desta informação ocorre por padrão a cada 5 segundos, após 5000 interrupções do Timer A que ocorrem aproximadamente a cada

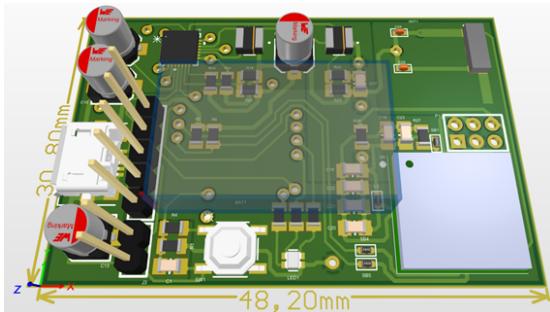


Figura 5. PCB 3D Top

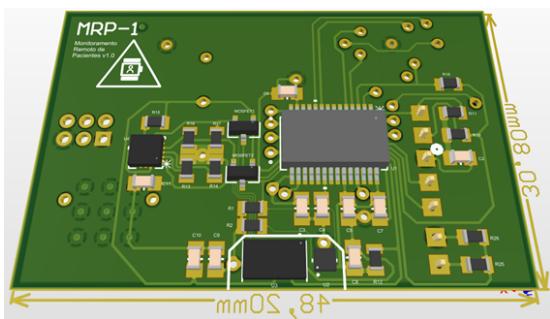


Figura 6. PCB 3D Bot

1 ms. Este valor pode ser redefinido dinamicamente através de uma comunicação com o sistema, sem a necessidade de reprogramar. A menor frequência possível para a atualização da leitura dos sensores é de aproximadamente 20 Hz, considerando a resposta mais lenta entre os sensores.

A comunicação com o muRata é realizado através do barramento UART1 do microcontrolador, sendo formado sempre por um bit de STATUS, representando a operação realizada, seguida de bits de dados. A Tabela III apresenta os STATUS existentes e suas descrições.

Por último, o circuito de controle da bateria possui duas portas conectadas ao microcontrolador, com interrupções no caso de mudança de nível lógico. Uma das entradas indica o nível de tensão da bateria, gerando uma interrupção no caso do valor de tensão do sistema estar abaixo ou acima de um limiar (indicando necessidade de recarregar a bateria ou desconectar o carregador). A outra entrada indica se um carregador foi conectado ao sistema.

VI. DISCUSSÕES

Utilizando-se de uma bateria de 3,3V, 1100 mAH, o sistema em caso de funcionamento de todos os componentes ao mesmo tempo teria uma duração de 3 horas 40 minutos aproximadamente, com o uso de cerca de 305mA constantes. Como os circuitos são ligados e desligados conforme uso, teorizando que os componentes trabalhem apenas 10% do tempo para a realização das atualizações e envio das medições, o sistema poderia durar até aproximadamente 11 horas de funcionamento constante.

As dimensões finais da placa alcançada foram de 48,20mm de altura x 30,80mm de largura, que, se comparadas aos smartwatches e wearables disponíveis no mercado (como o Apple Watch, de dimensões 42mm de altura x 35,9mm de largura, e o Samsung Galaxy Watch, de dimensões 45,7mm de altura x 41,9mm de largura), é consideravelmente maior porém dentro dos padrões iniciais definidos.

O alcance máximo para envio de informações é definido pelo alcance do muRata e da antena utilizada. Em experimentos prévios com os dois, ainda havia comunicação com uma distância superior a 500 metros.

Com os dados de resistência térmica de junção-para-ar dos encapsulamentos dos componentes integrados utilizados e a potência dissipada por cada um deles é possível estimar os valores de temperatura de funcionamento. Assumindo uma temperatura ambiente de 25°C, todos os componentes irão funcionar abaixo do valor máximo estipulado de 35°C, com exceção do MAX8819, responsável pela gestão da energia na placa, que pode chegar a mais de 39°C, no caso de máxima corrente do circuito.

As trilhas que necessitam de uma maior largura na placa são as trilhas de potência conectadas a bateria e ao barramento de 3,3V do regulador de tensão. Considerando um fator de proteção de 5 vezes, ou seja, esperando por uma corrente de pico até 5 vezes maior que a de funcionamento normal, e considerando a espessura do cobre das trilhas do PCB iguais a 1,6mm, a largura mínima destas trilhas deve ser de 0,121mm. No PCB, a largura mínima usada nestas trilhas foi de 0,508mm. As larguras mínimas para as demais trilhas também foram respeitadas.

A lista de componentes completo para a produção de um exemplar da pulseira pode ser visto no Apêndice B. Considerando a cotação do dólar a R\$5,25 (referida no dia 24/08/2021) e o preço de produção de uma placa pelo valor de \$4,99 (cotado pela fabricante de PCB PCBWay), a construção de uma placa pode ser realizada por aproximadamente R\$390,00, sem adicionar os valores de impostos e frete.

Para a validação do resultado da leitura dos sensores, uma vez produzida a placa, serão comparados os valores armazenados no banco de dados do sistema, enviados pela pulseira, com os obtidos com dispositivos padrões para garantir a confiabilidade dos dados.

Parte do firmware, relacionado ao envio de STATUS + Dados, foi validado adaptando parte do fluxograma para o microcontrolador STM32L0, disponível no modulo muRata, verificando o envio de dados do muRata para o servidor e a máquina de estados criada.

VII. CONCLUSÃO

A epidemia causada pelo novo Corona vírus escancarou a necessidade da aplicação de novos métodos e tecnologias para auxiliar nos ambientes hospitalares, com objetivo de melhorar a qualidade do cuidado dos pacientes e diminuir a superlotação. E os "wearables" podem ser uma das possíveis melhorias no cuidado dos pacientes, permitindo o monitoramento remoto e constante dos indicadores de funções vitais

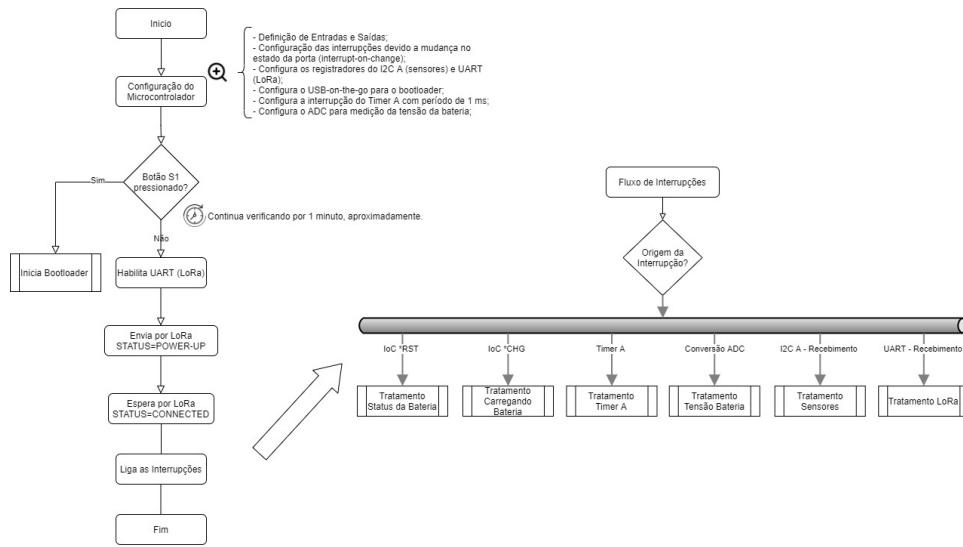


Figura 7. Fluxograma das Rotinas Principais do Firmware

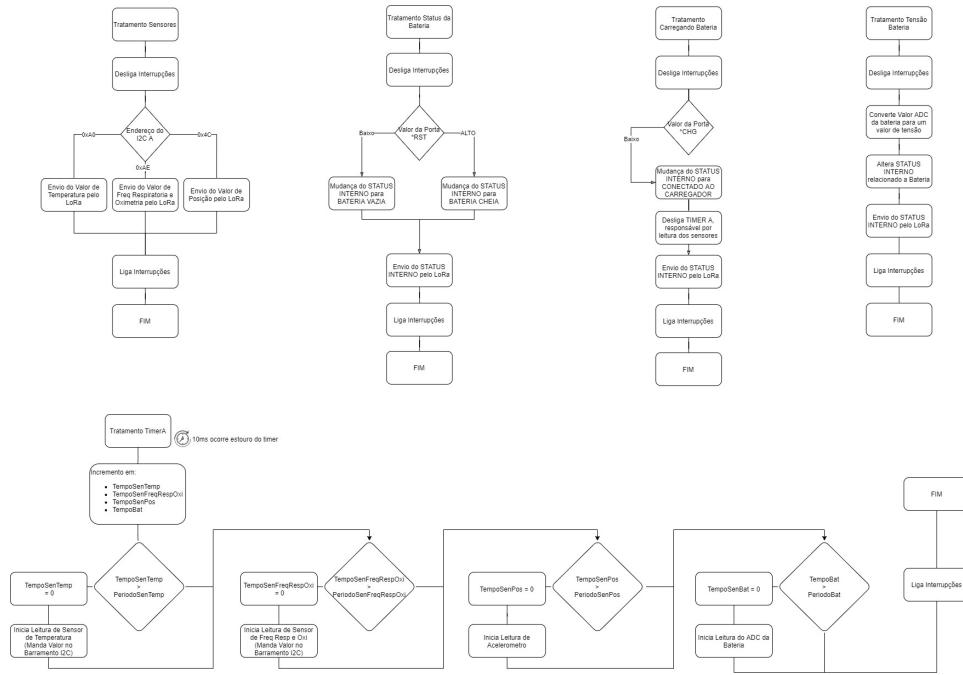


Figura 8. Fluxograma das Subrotinas do Firmware

dos pacientes, permitindo melhor acompanhamento de seus quadros com dispositivos não invasivos.

E durante este trabalho, foi apresentado um projeto de wearable, criado especificamente com o ambiente hospitalar brasileiro em mente, que poderia ser usado para realizar este monitoramento.

Os trabalhos em conjunto servem como prova de conceito do sistema criado, com o projeto de um protótipo de placa de circuito impresso capaz de ler os indicadores de funções vitais de pacientes e enviar-los utilizando protocolo LoRa; com uma estrutura de servidor central já implantada, que trata dados recebidos pelo servidor LoRa e os adequa ao padrão

esperado para armazenamento; e com o desenvolvimento de uma infraestrutura capaz de utilizar os dados reunidos e exibi-los em uma página *mobile-friendly*.

Para uma próxima etapa de desenvolvimento o protótipo da placa será construído, será realizado a verificação da transmissão de dados e resultados obtidos do sensor, garantindo a validade do sistema como um monitorador remoto de indicadores de funções vitais de pacientes, e interligado com as demais partes para a criação do sistema completo.

Algumas considerações relevantes para a próxima versão do hardware são a necessidade da troca do microcontrolador por um com mais portas disponíveis, permitindo a leitura das

Tabela III
STATUS DE COMUNICAÇÃO ENTRE PULSEIRA E SISTEMA E DADOS

| Grupo | Número | Nome | STATUS | |
|-----------------------|--------|-----------------------|--|-----------------|
| | | | Dados Extras | Direção |
| CONEXÃO | 1 | POWER-UP | 0x00 | Micro ->Sistema |
| | 2 | CONNECTED | 0x00 | Sistema ->Micro |
| ENVIO DE INFORMAÇÕES | 10 | ENVIANDO TEMP | {temperatura} | Micro ->Sistema |
| | 11 | ENVIANDO FREQ/OXI | {freq+oximetria} | Micro ->Sistema |
| | 12 | ENVIANDO POS | {x+y+z} | Micro ->Sistema |
| | 13 | ENVIANDO BAT | {bateria} | Micro ->Sistema |
| | 14 | ENVIANDO TODOS | {temperatura+freq+oximetria+x+y+z+bateria} | Micro ->Sistema |
| STATUS BATERIA | 20 | BATERIA VAZIA | 0x00 | Micro ->Sistema |
| | 21 | BATERIA CHEIA | 0x00 | Micro ->Sistema |
| | 22 | BATERIA CARREGANDO | {bateria} | Micro ->Sistema |
| LEITURA DE DADOS | 30 | LER DADO TEMP | 0x00 | Sistema ->Micro |
| | 31 | LER DADO FREQ/OXI | 0x00 | Sistema ->Micro |
| | 32 | LER DADO POS | 0x00 | Sistema ->Micro |
| | 33 | LER DADO BAT | 0x00 | Sistema ->Micro |
| | 34 | LER DADO TODOS | 0x00 | Sistema ->Micro |
| MUDANÇA DE PARÂMETROS | 40 | MUDA PERÍODO TEMP | {novo período} | Sistema ->Micro |
| | 41 | MUDA PERÍODO FREQ/OXI | {novo período} | Sistema ->Micro |
| | 42 | MUDA PERÍODO POS | {novo período} | Sistema ->Micro |
| | 43 | MUDA PERÍODO BAT | {novo período} | Sistema ->Micro |

saídas dos sensores que indicam o término de um ciclo de leitura, que facilitariam na criação de um sistema de baixo consumo. Também seria interessante investigar a possibilidade da troca dos sensores MAX30102 e MAX30102, substituindo por sensores com valores de tensão já compatíveis com o resto do sistema, e a troca do modulo muRata por apenas o transceptor usado no modulo e a antena, o que diminuiria o preço do dispositivo e o tamanho total da placa.

Outra melhoria interessante para o hardware do circuito seria a troca do sistema de recarga da bateria por um que permitisse a recarga sem fio do dispositivo e realizar as mudanças necessárias para que a pulseira esteja em conformidade com os níveis de classe de proteção IP67 ou superior, permitindo o uso constante da pulseira pelos pacientes em qualquer situação no hospital.

A última melhoria sugerida se refere ao firmware, adicionando mecanismos de validação do recebimento dos dados enviados pela pulseira, através de uma mensagem de confirmação do sistema para a pulseira, enviando de novo caso haja um problema.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus pelas oportunidades. Agradeço aos meus pais e irmã, que sempre me incentivaram e formaram a base necessária para as minhas conquistas.

Agradeço aos meus parceiros de trabalho, Filipe e Lucca, e ao meu orientador Prof. Túlio Charles e coorientador Prof. Anthony Chiaratti.

Agradeço ao Núcleo de Engenharia Aplicada a Competições do CEFETMG, principalmente a Equipe de Robótica Trincabotz, por me fornecer tantas oportunidades e me incentivar a procurar e resolver os desafios.

E finalmente aos amigos e professores, que auxiliaram em todos os momentos.

REFERÊNCIAS

- [1] Gallasch, Cristiane Helena et al, “Prevenção relacionada à exposição ocupacional do profissional de saúde no cenário de COVID-19”, Revista Enferm UERJ, Rio de Janeiro, 2020; 28:e49596, DOI: <http://dx.doi.org/10.12957/reuerj.2020.49596> Disponível em: <https://www.e-publicacoes.uerj.br/index.php/enfermagemuerj/article/view/49596/33146> Acessado em: 30 de março de 2021
- [2] Brekke, I. et all, “The value of vital sign trends in predicting and monitoring clinical deterioration: A systematic review”, Publicado: 15 de janeiro de 2019 <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0210875> Disponível em: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0210875> Acessado em: 20 de março de 2021.
- [3] Kause, J. et all. “A comparison of antecedents to cardiac arrests, deaths and emergency intensive care admissions in Australia and New Zealand, and the United Kingdom - the ACADEMIA study”. Em: Resuscitation. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15325446/>. Acessado em: 20 de março de 2021.
- [4] Gouche, Catherine, G. e JONES, J.. “Wearables, wearing, and the rhetorics that attend to them”. Em: Rhetoric Society Quarterly 46(3), pp. 199–206, publicado em 02 de junho de 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/02773945.2016.1171689> Acesso em: 20 de março de 2021.
- [5] Maeng, D. et al “Can telemonitoring reduce hospitalization and cost of care? A health plan’s experience in managing patients with heart failure”. Em: Population Health Management 17(6). PMID: 24865986, pp. 340–344., dezembro 2014. DOI: 10.1089/pop.2013.0107. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24865986/> Acesso em: 20 de março de 2021.
- [6] Lu, Tsung-Chien et al. “Healthcare Applications of Smart Watches. A Systematic Review”. Em: Applied Clinical Informatics 7, pp. 850–869. 14 de setembro de 2016. Disponível em: <https://www.thieme-connect.de/products/ejournals/pdf/10.4338/ACI-2016-03-R-0042.pdf> Acesso em: 20 de março de 2021.

APÊNDICE A

A seguir estarão representados os esquemáticos criados para o desenvolvimento da Placa de Circuito Impresso:

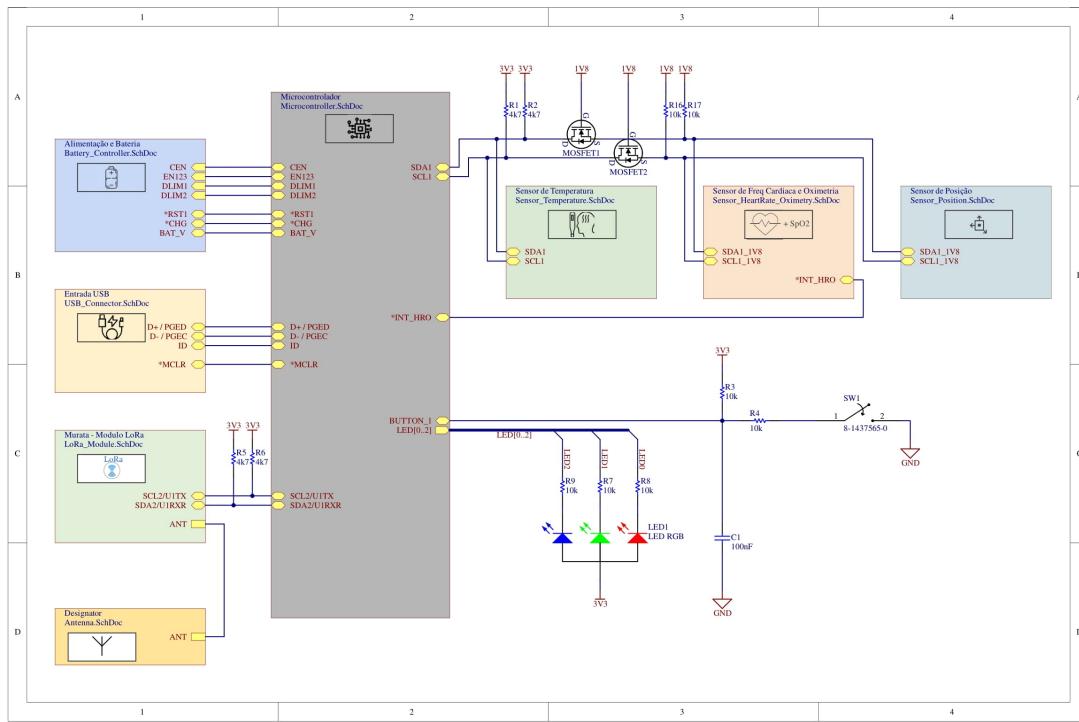


Figura 9. Esquemático 1 - Circuito Completo

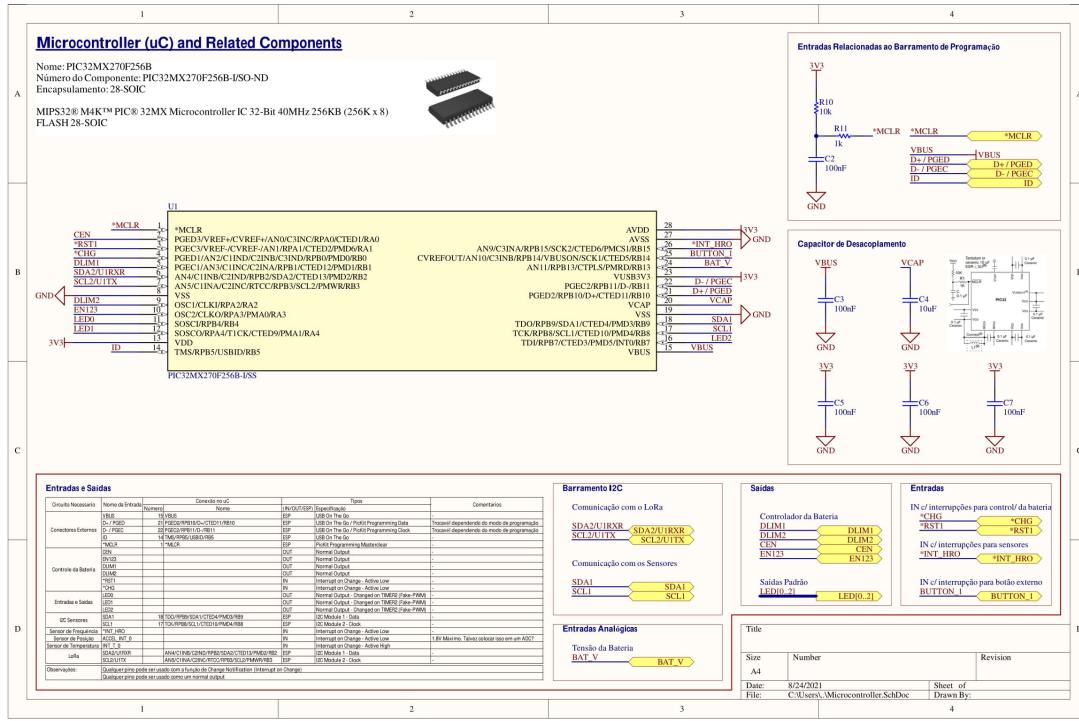


Figura 10. Esquemático 2 - Microcontrolador e Componentes Relacionados

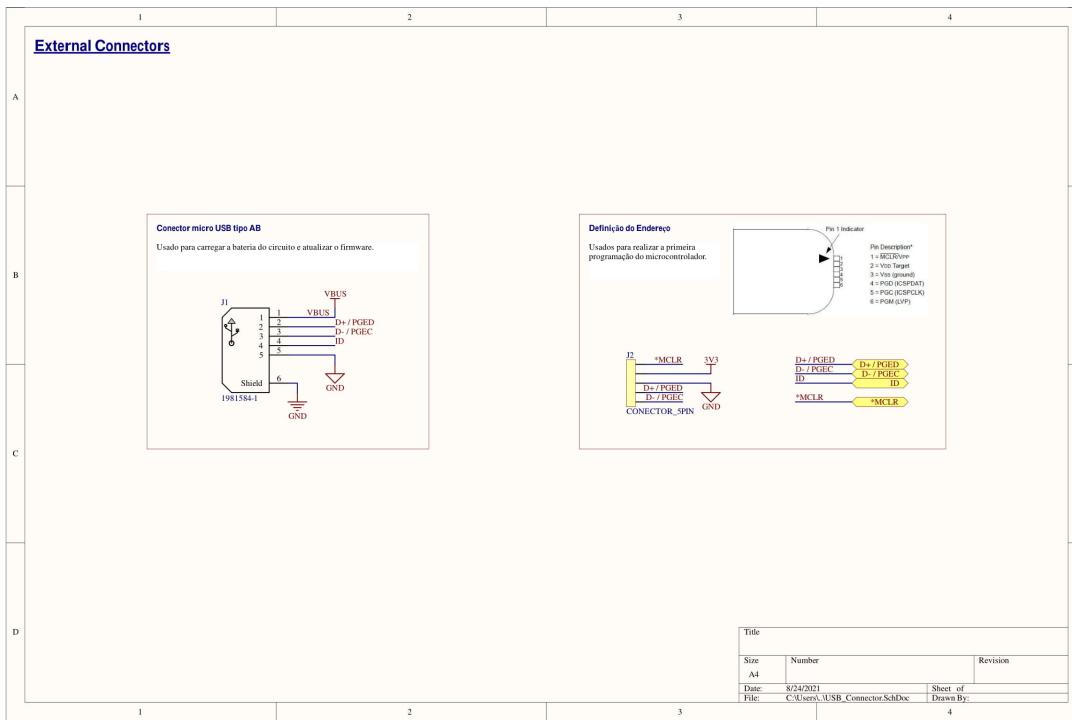


Figura 11. Esquemático 3 - Conectores externos

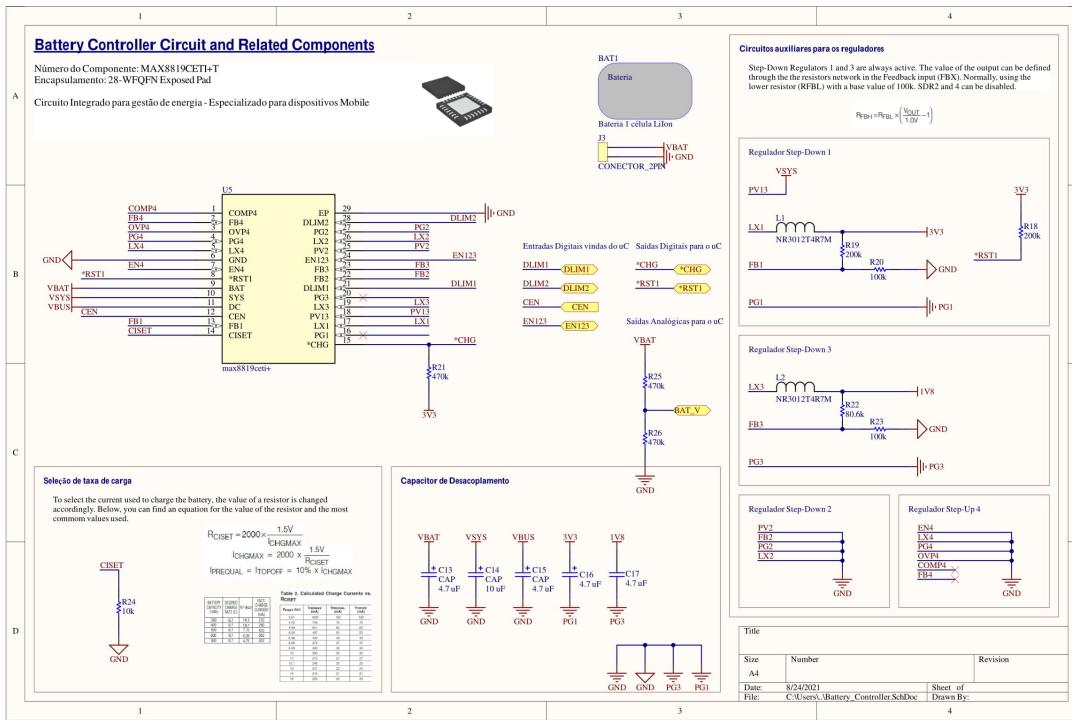
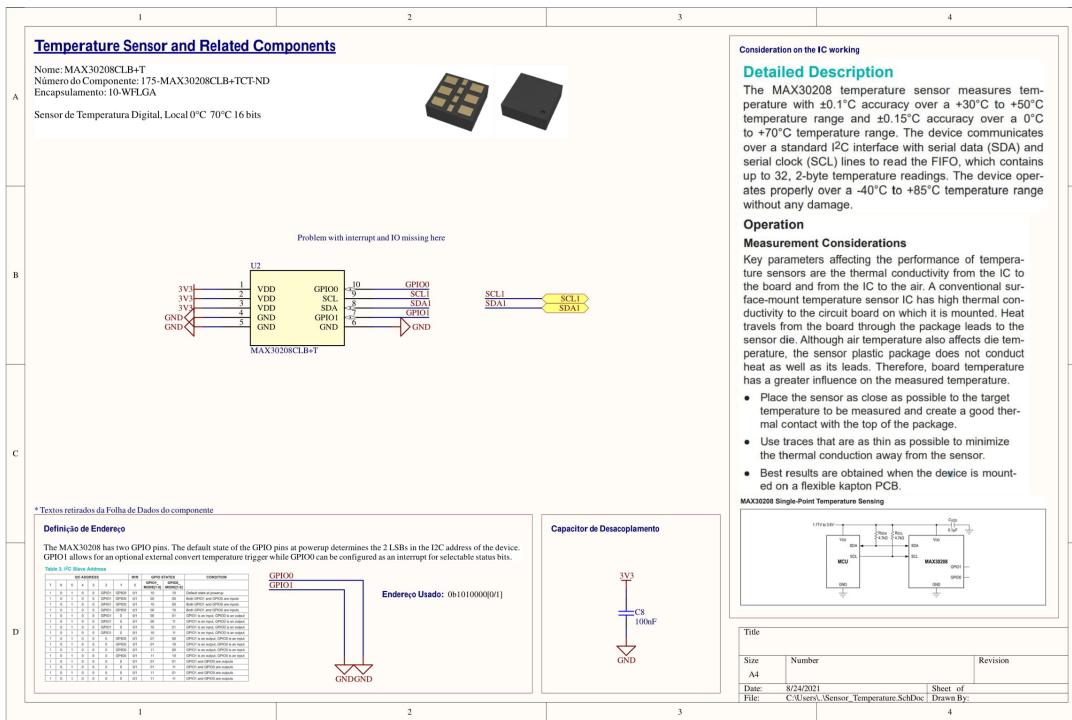


Figura 12. Esquemático 4 - Controle de Bateria, Reguladores de Tensão e Componentes Relacionados



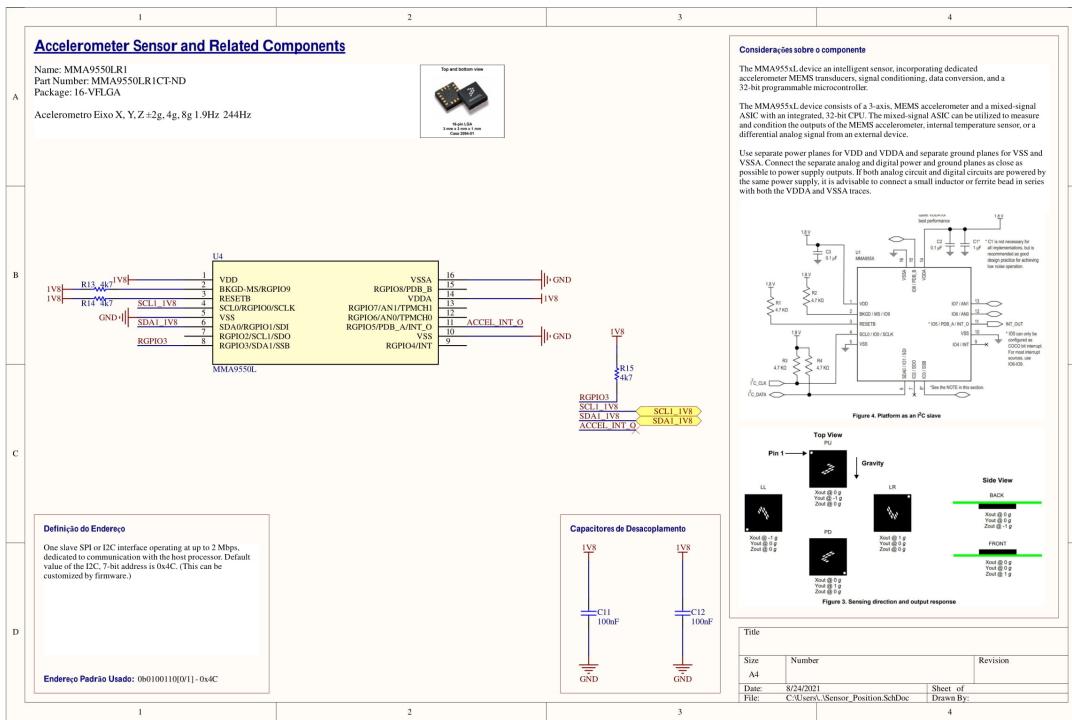
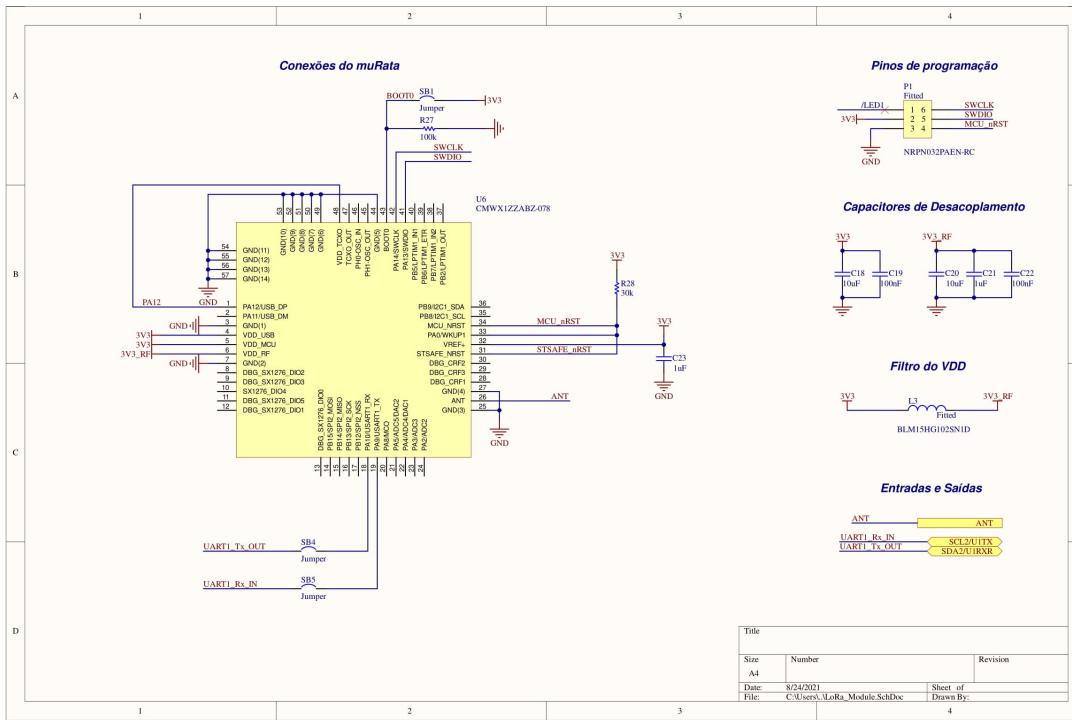


Figura 15. Esquemático 7 - Acelerômetro e Componentes Relacionados



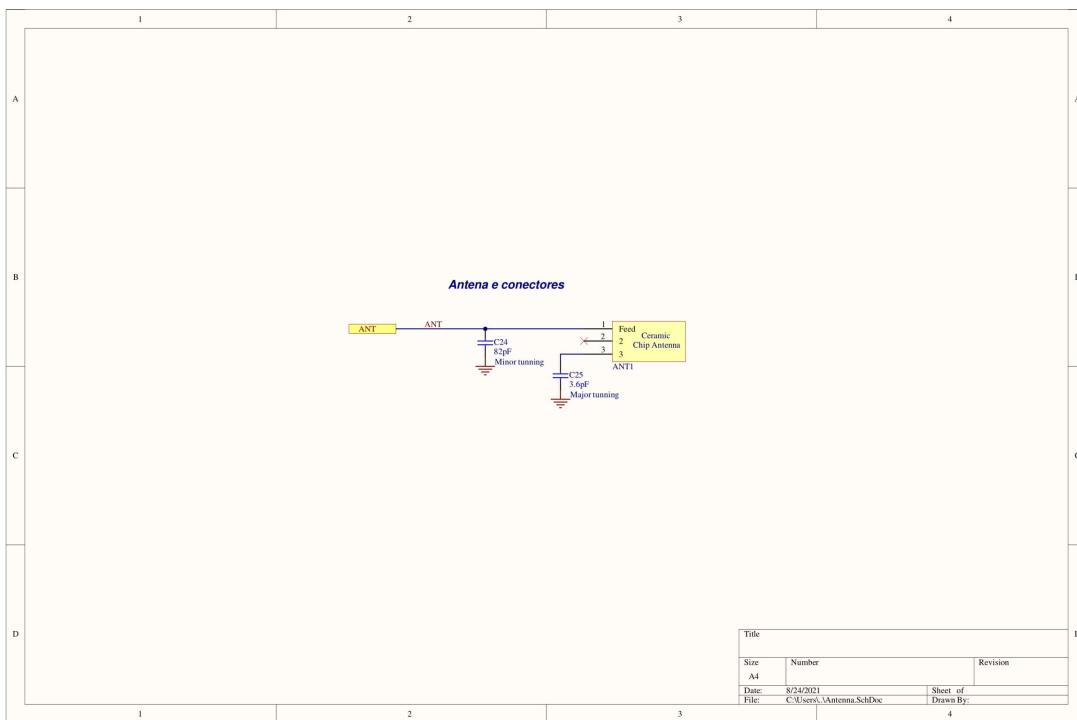


Figura 17. Esquemático 9 - Antena

Tabela IV
LISTA DE MATERIAIS UTILIZADOS PARA UMA PULSEIRA

| Nome do Componente | Designador | Footprint | LibRef | Quantidade | Preço Unidade (\$) | Preço Total (\$) |
|----------------------|--------------------|----------------------|----------------------------|------------|--------------------|------------------|
| M620720 | ANT1 | ANT_M620720 | M620720 | 1 | 1.86 | 1.86 |
| 1 Cell Liion Battery | BAT1 | 1 Cell Liion Battery | Battery | 1 | 9.95 | 9.95 |
| CAP | C11..12 _C17..23 | CAP_0805 | Cap Cerâmico, CAP CERÂMICO | 19 | 0.1 | 1.9 |
| CAP | C13..C14..C15..C16 | WCAP-PSLP_D4H5.5 | Cap Aluminum Polymer | 4 | 0.44 | 1.76 |
| Cap | C24..C25 | 0402PEQ-CAP | Cap | 2 | 0.25 | 0.5 |
| 1981584-1 | J1 | CONN5_1981584-1_TEC | 1981584-1 | 1 | 1.71 | 1.71 |
| CONNECTOR_5PIN | J2 | CONS5 | CONNECTOR_5PIN | 1 | 0.05 | 0.05 |
| CONNECTOR_2PIN | J3 | CON2 | CONNECTOR_2PIN | 1 | 0.02 | 0.02 |
| NR3012T4R7NM | L1..L2 | IND_TAYO_NR3012_TAY | NR3012T4R7NM | 2 | 0.374 | 0.748 |
| BLM15HG102SN1D | L3 | 0402PEQ-RES | BLM15HG102SN1D | 1 | 0.15 | 0.15 |
| LED RGB | LED1 | 5977715607F | RGB LED | 1 | 0.7 | 0.7 |
| SU2342DS-T1-GB3 | MOSFET1..MOSFET2 | SOT23_TO-236_VIS | SU2342DS-T1-GB3 | 2 | 0.53 | 1.06 |
| CONNECTOR_2X3 | P1 | HDR2x3_2.0mm | Header 2x3 2.0mm | 1 | 0.53 | 0.53 |
| RESISTOR | R1..28 | RIES_0805 | RESISTOR | 28 | 0.1 | 2.8 |
| Jumper | SB1..SB4..SB5 | 0402-JUMPER | Jumper | 3 | 0.1 | 0.3 |
| 8-1437565-0 | SW1 | SW4_1437565_TECH | 8-1437565-0 | 1 | 0.83 | 0.83 |
| PIC32MX270F256B-I/SS | U1 | SSOP28_MC..MCH | PIC32MX270F256B-I/SS | 1 | 4.63 | 4.63 |
| MAX30208CLB+T | U2 | 21-100265_MXM | MAX30208CLB+T | 1 | 2.77 | 2.77 |
| MAX30102EFD+ | U3 | 21-1048_Fl43A5+1_MXM | MAX30102EFD+ | 1 | 8.78 | 8.78 |
| MMA9550L | U4 | LGA-16_3x3X1_STM | MMA9550L | 1 | 5.53 | 5.53 |
| max8819ceil+ | U5 | 21-0139_T2844+1_MXM | MAX8819ceil+ | 1 | 6.87 | 6.87 |
| CMWXLIZZABZ-078 | U6 | CMWXLIZZABZ-078 | CMWXLIZZABZ-078 | 1 | 15.75 | 15.75 |

Conversão Dolar-Real:
Valor Total (R\$):

| |
|----------|
| 5,25 |
| 363,2895 |

APÊNDICE B