

Universidade Federal Fluminense
Instituto de Computação
Departamento de Ciência da Computação

João Guilherme Lino Rocha Bezerra
Luiz Gustavo Telles Vieira

Estimador de batimentos cardíacos usando sinais CSI de redes Wi-Fi

Niterói

2022

João Guilherme Lino Rocha Bezerra
Luiz Gustavo Telles Vieira

Estimador de batimentos cardíacos usando sinais CSI de redes Wi-Fi

Trabalho de Conclusão de Curso submetido
ao Departamento de Ciência da Computação
da Universidade Federal Fluminense como
requisito parcial para a obtenção do título de
Bacharel em Ciência da Computação.

Orientador: Prof. Dr. Célio Vinicius Neves de Albuquerque

Niterói

2022

Ficha catalográfica automática - SDC/BEE
Gerada com informações fornecidas pelo autor

B574e Bezerra, João Guilherme Lino Rocha
Estimador de batimentos cardíacos usando sinais CSI de
redes Wi-Fi / João Guilherme Lino Rocha Bezerra, Luiz Gustavo
Telles Vieira ; Célio Vinicius Neves de Albuquerque,
orientador. Niterói, 2022.
52 f. : il.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Ciência da
Computação)-Universidade Federal Fluminense, Instituto de
Computação, Niterói, 2022.

1. Rede sem fio. 2. Produção intelectual. I. Vieira, Luiz
Gustavo Telles. II. Albuquerque, Célio Vinicius Neves de,
orientador. III. Universidade Federal Fluminense. Instituto de
Computação. IV. Título.

CDD -

Bibliotecário responsável: Debora do Nascimento - CRB7/6368

João Guilherme Lino Rocha Bezerra
Luiz Gustavo Telles Vieira

Estimador de batimentos cardíacos usando sinais CSI de redes Wi-Fi

Trabalho de Conclusão de Curso submetido ao Departamento de Ciência da Computação da Universidade Federal Fluminense como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel em Ciência da Computação.


Aprovado em 15 de julho de 2022.



Prof. Dr. Célio Vinicius Neves de
Albuquerque
Orientador - UFF



Profa. Dra. Débora Christina
Muchaluat Saade
UFF



Prof. Dr. Cledson Oliveira de Sousa
UFF

Niterói
2022

Eu, João Guilherme, dedico este trabalho à minha mãe (in memoriam) por todo o apoio após meu ingresso na universidade e por ter se empenhado ao máximo na minha criação.

Ao meu querido pai, minha namorada, minha avó, e todos os familiares.

Eu, Luiz Gustavo, dedico este trabalho à minha esposa, que esteve comigo em todos os momentos da graduação. Dedico ainda à minha avó e minha mãe por terem me apoiado e dado forças para chegar até aqui, além de todos os familiares.

Agradecimentos

Agradecemos principalmente ao professor Célio Albuquerque pelo interesse no tema e pela excelente orientação, aos alunos de doutorado Júlio Soto e Egberto Caballero pelas importantes contribuições durante o desenvolvimento do trabalho, e a todo grupo eHealth do Laboratório MidiaCom.

Agradecemos especialmente também ao grupo do Laboratório MidiaCom da Universidade Federal Fluminense, que disponibilizou todos os equipamentos e a infraestrutura necessária para a realização dos experimentos deste trabalho, e ao grupo de voluntários pela participação e contribuição.

A todos os professores do Instituto de Computação da UFF - Niterói, pela sua enorme paciência e dedicação, buscando sempre a melhor formação para seus alunos, e também aos colaboradores.

Ao Instituto de Ciência e Tecnologia da UFF - Rio das Ostras, professores Sérgio Crespo, Maise Dantas, D'alessandro Vianna, Marcos Quinet, dentre outros, pelos profundos conhecimentos transmitidos em nosso início de graduação.

Resumo

A alta demanda por meios de monitoramento de sinais vitais na sociedade impulsionada pela pandemia da Covid-19 destacou a necessidade da busca de equipamentos para esta finalidade. A utilização de maneiras não invasivas para monitoramento é um fator importante, visto que a Covid-19 é altamente contagioso. Com este propósito, o uso de sinais CSI (*Channel State Information*) de redes Wi-Fi para estimar batimentos cardíacos pode ser uma alternativa não invasiva e de baixo custo comparado aos dispositivos domésticos e profissionais presentes no mercado. Neste trabalho, são demonstradas definições e técnicas de processamento de sinais CSI, o passo a passo do processamento dos dados obtidos por meio de experimentos realizados com voluntários em estado de repouso e movimento, a filtragem dos dados para redução de ruídos e remoção de informações irrelevantes presentes no sinal capturado, testes e simulações com diferentes entradas de parâmetros na execução do programa apresentado, além da comparação dos resultados com dispositivos vestíveis do mercado. Por fim, são apresentadas possibilidades futuras e desafios para evolução do monitoramento de sinais vitais via dados CSI.

Palavras-chaves: CSI. Monitoramento de sinais vitais. Wi-Fi. Batimentos cardíacos. Monitoramento não invasivo.

Abstract

The high demand for means of monitoring vital signs in society, driven by the Covid-19 pandemic, highlighted the need to search for equipments for this purpose. The use of non-invasive ways of monitoring is an important factor, as Covid-19 is highly contagious. For this purpose, the use of CSI (Channel State Information) signals from Wi-Fi networks to estimate heart rate can be a non-invasive and low-cost alternative compared to domestic and professional devices on the market. In this work, definitions and techniques of recognition of CSI signals are demonstrated, the step by step of the processing of the data obtained through experiments carried out with volunteers in a state of rest and movement, the filtering of the data for noise reduction and removal of irrelevant information present in the captured signal, tests and simulations with different parameter inputs in the execution of the presented program, in addition to the comparison of the results to the wearable devices on the market. Finally, future possibilities and challenges for the evolution of vital monitoring via CSI signals are presented.

Keywords: Channel State Information. CSI. Vital signs monitoring. Heart rate. Wi-Fi.

Lista de ilustrações

| | |
|--|----|
| Figura 1 – Etapas do processamento. | 17 |
| Figura 2 – Dados CSI coletados sem processamento. | 17 |
| Figura 3 – Dados CSI após o processamento do filtro hampel | 18 |
| Figura 4 – Dados CSI após o processamento do filtro de média móvel. | 19 |
| Figura 5 – Dados CSI após o processamento do filtro passa-banda. | 20 |
| Figura 6 – Dados CSI após o processamento do PCA. | 21 |
| Figura 7 – Dados CSI após o processamento da Transformada Rápida de Fourier. | 22 |
| Figura 8 – Interface de visualização do batimento cardíaco. | 23 |
| Figura 9 – Cenário experimental de teste. | 24 |
| Figura 10 – Coleta de dados CSI em laboratório da UFF. | 25 |
| Figura 11 – Smartwatch Galaxy Watch 4. | 25 |
| Figura 12 – Oxímetro para dedo Multilaser Hc261. | 26 |
| Figura 13 – Amostra de menor diferença média - Em repouso | 30 |
| Figura 14 – Amostra de menor diferença média - Em movimento. | 31 |
| Figura 15 – Dispersão CSI x Smartwatch/Oxímetro - Em repouso. | 32 |
| Figura 16 – Dispersão CSI x Smartwatch/Oxímetro - Em movimento | 33 |

Lista de tabelas

| | |
|--|----|
| Tabela 1 – Dispositivos principais de hardware do sistema. | 7 |
| Tabela 2 – Dispositivos principais de software do sistema. | 7 |
| Tabela 3 – Parâmetros de execução. | 28 |
| Tabela 4 – Diferença média dos experimentos em relação aos dispositivos vestíveis - em repouso. | 28 |
| Tabela 5 – Diferença média dos experimentos em relação aos dispositivos vestíveis - em movimento. | 29 |
| Tabela 6 – Amostra de menor diferença média - Em repouso. | 30 |
| Tabela 7 – Amostra de menor diferença média - Em movimento. | 31 |

Lista de abreviaturas e siglas

| | |
|------|---|
| CSI | <i>Channel State Information</i> |
| RSSI | <i>Received Signal Strength Indicator</i> |
| HAR | <i>Human Activity Recognition</i> |
| HCI | <i>Human–Computer Interaction</i> |
| SSH | <i>Secure Shell</i> |
| SCP | <i>Secure Copy Protocol</i> |
| OFDM | <i>Orthogonal Frequency Division Multiplexing</i> |
| CFR | <i>Channel Frequency Response</i> |
| PCA | <i>Principal Component Analysis</i> |
| BPM | <i>Batimentos por Minuto</i> |
| IP | <i>Internet Protocol</i> |
| VNC | <i>Virtual Network Computing</i> |
| OS | <i>Operating System</i> |
| PCAP | <i>Packet Capture Data</i> |
| ICMP | <i>Internet Control Message Protocol</i> |
| MAC | <i>Medium Access Control</i> |
| FFT | <i>Fast Fourier Transform</i> |

Sumário

| | | |
|------------|--|-----------|
| 1 | INTRODUÇÃO | 1 |
| 1.1 | Objetivo | 1 |
| 1.2 | Organização do Texto | 2 |
| 2 | CSI | 3 |
| 2.1 | Definição de CSI | 3 |
| 2.2 | Modulação OFDM | 4 |
| 2.3 | Batimento cardíaco e outras aplicações do CSI | 4 |
| 3 | PROJETO | 6 |
| 3.1 | Arquitetura | 6 |
| 3.1.1 | Hardware e Software | 6 |
| 3.2 | Configuração do Sistema | 7 |
| 3.2.1 | Raspberry Pi | 7 |
| 3.2.1.1 | Instalação do Sistema Operacional | 7 |
| 3.2.1.2 | Instalação de Dependências | 9 |
| 3.2.1.3 | Instalação do Firmware Nexmon e Kernel Headers | 9 |
| 3.2.1.4 | Configurações de Permissão | 10 |
| 3.2.2 | Roteador | 11 |
| 3.2.3 | Computador | 11 |
| 3.3 | Primeira fase: Coleta | 12 |
| 3.3.1 | Nexmon | 12 |
| 3.3.2 | Teorema de amostragem de Nyquist | 13 |
| 3.3.3 | Coletando os dados | 13 |
| 3.4 | Segunda fase: Transferência | 15 |
| 3.4.1 | SCP | 15 |
| 3.4.2 | Transferindo os arquivos | 15 |
| 3.5 | Terceira fase: Processamento | 16 |
| 3.5.1 | Filtro Hampel | 17 |
| 3.5.2 | Filtro Média Móvel | 18 |
| 3.5.3 | Filtro Passa-Banda | 19 |
| 3.5.4 | PCA (<i>Principal Component Analysis</i>) | 21 |
| 3.5.5 | FFT (<i>Fast Fourier Transform</i>) | 21 |
| 3.5.6 | Estimativa do batimento cardíaco | 22 |
| 3.6 | Quarta fase: Visualização | 23 |

| | | |
|-----|--|----|
| 4 | EXPERIMENTOS E RESULTADOS | 24 |
| 4.1 | Cenário Experimental | 24 |
| 4.2 | Outros dispositivos de monitoramento | 25 |
| 4.3 | Parametrizações | 26 |
| 4.4 | Resultados | 28 |
| 5 | CONCLUSÃO | 34 |
| 5.1 | Limitações | 34 |
| 5.2 | Trabalhos futuros | 35 |
| | REFERÊNCIAS | 37 |

1 Introdução

Com a pandemia do Covid-19 iniciada no ano de 2020, muitas vidas foram perdidas no mundo, afetando inúmeras famílias. A sociedade como um todo sentiu a pandemia como um choque de realidade que demonstrou o quanto os seres humanos estão vulneráveis a novas doenças. Diversas pesquisas relacionadas ao monitoramento vital de um paciente já existiam, porém após os eventos do covid, tornou-se notória a sua grande importância.

Os equipamentos de monitoramento de batimento cardíaco encontrados nos hospitais possuem um custo muito elevado, onde podemos encontrar um aparelho na faixa de 10 a 25 mil reais. Outros aparelhos que realizam este tipo de medição também podem ser encontrados, onde já é possível medir o batimento cardíaco através de um relógio inteligente (*smartwatch*), ou através de um aparelho oxímetro. Levando em consideração a alta demanda sobre o monitoramento de sinais vitais, é evidente o altíssimo custo necessário para manter estes aparelhos em hospitais, ou mesmo também mostra-se evidente a dificuldade do acesso da população de baixa renda aos aparelhos alternativos que podem realizar medições na sua própria residência. Também há de se considerar que, diante de pandemias, como a do Covid-19, estamos sempre lidando com doenças que podem ser altamente contagiosas o que exige o mínimo de contato físico com pacientes infectados. O monitoramento nestes casos deve ser feito de forma extremamente cuidadosa, com o mínimo de contato possível.

Com isso, novos meios de se realizar o monitoramento do batimento cardíaco sem contato físico poderiam beneficiar inúmeras pessoas, com a busca de métodos mais baratos e acessíveis, e também a possibilidade de monitoramento de forma não invasiva, ou até de forma remota, que reduzem assim as chances de contágio de doenças infecciosas.

1.1 Objetivo

Uma forma promissora de monitoramento de sinal vital se dá através das redes Wi-Fi (MA; ZHOU; WANG, 2019). Essa tecnologia já é amplamente difundida na sociedade, estando ela disponível em quase todas as residências, edifícios comerciais e hospitalares. Especificamente, as Informações de Estado do Canal Wi-Fi (CSI - *Channel State Information*) podem ser usadas para diversas finalidades, como captar sinais vitais, movimentos e detectar a presença de pessoas.

Este trabalho de conclusão de curso possui como objetivo principal coletar dados CSI através de dispositivos conectados na rede Wi-Fi, e também coletar dados de batimento cardíaco através de dispositivos vestíveis disponíveis no mercado, como oxímetro e relógio

inteligente (*smartwatch*), buscando comparar as medidas e observar a correlação entre as medidas do batimento cardíaco obtido através dos dados CSI e a medição do batimento cardíaco dos demais dispositivos.

Através disso, busca-se obter uma técnica não invasiva, livre de dispositivos externos conectados fisicamente ao indivíduo, para obter uma estimação do batimento cardíaco.

1.2 Organização do Texto

Este capítulo inicial começa com uma breve introdução dos fatores que inspiraram a escolha do tema deste trabalho de conclusão de curso, e também uma descrição do objetivo principal.

No Capítulo 2 temos uma breve descrição do que é CSI e sua origem, sendo ele um tema central do trabalho. Também há uma rápida explicação sobre o conceito de modulação OFDM (*Orthogonal Frequency Division Multiplexing*), e também em como o CSI pode ser utilizado na estimação do batimento cardíaco.

O Capítulo 3 descreve o projeto desenvolvido, detalhando sua arquitetura, a configuração do sistema necessária, as fases envolvidas em como obter o batimento cardíaco, e sua visualização.

Os cenários experimentais e os resultados são descritos no Capítulo 4, demonstrando as variações de cenários de testes realizados, bem como sua acurácia em cada um deles.

O Capítulo 5 apresenta a conclusão do projeto, expondo as limitações e as possibilidades de trabalhos futuros.

2 CSI

Com a evolução recorrente da Internet das Coisas e o surgimento crescente de dispositivos inteligentes, técnicas de reconhecimento de movimentos humanos são cada vez mais estudadas e utilizadas como ferramentas para fomentar esse avanço tecnológico. Projetos voltados para HCI (*Human-Computer Interaction*), jogos eletrônicos e reconhecimento de gestos aplicam fortemente esses padrões.

O HAR (*Human Activity Recognition*) é o campo de pesquisa computacional voltado para o estudo da detecção de movimentos humanos em um ambiente controlado, onde os dados dos movimentos podem ser obtidos por diferentes dispositivos, como sensores, câmeras e smartphones. Recentemente surgiu uma nova técnica para detecção sem fio de movimentos, sem o uso de sensores físicos, apenas com o uso de pontos de acesso transmissores e receptores em uma rede (LEE et al., 2018). A interferência causada pelo movimento humano na área que abrange o sinal transmissor-receptor afeta o resultado capturado pelo indicador RSSI (*Received Signal Strength Indicator*), que faz o sinal variar conforme o movimento executado pelo corpo humano, e tal variação no sinal pode ser identificada sem o auxílio de dispositivos sensores adicionais. Utilizando essa forma de detecção de movimento através do RSSI, passa a ser possível realizar o reconhecimento de movimentos humanos através de dispositivos Wi-Fi, que estão presentes em todos os lugares hoje em dia.

O indicador RSSI é muito utilizado em projetos para identificação de ações corporais, como caminhar, sentar e deitar (BLUMROSEN; LUTTWAK, 2013), mas as ferramentas baseadas neste indicador possuem certas limitações causadas por detecções incorretas no sinal, visto que o RSSI possui uma determinada precisão de localização (superior a um metro) e a quantidade de variações de movimentos existentes em um ambiente é grande. O CSI (*Channel State Information*) surgiu com o mesmo propósito de detecção de movimentos sem dispositivos físicos, mas possui uma precisão de localização inferior a um metro, fazendo com que esse meio seja mais adequado para detecção de movimentos humanos, por trazer uma informação de canal de granularidade menor que o RSSI.

2.1 Definição de CSI

CSI (*Channel State Information*) é um conjunto de informações que descrevem como o sinal de redes sem fio se propagam de um nó transmissor até um nó receptor. Com a evolução do CSI e a maior percepção das pessoas em relação às vantagens do seu uso para diversas aplicações de tecnologia, vários estudos recentes propuseram a utilização do CSI como meio de detecção e classificação de movimentos corporais (MA; ZHOU; WANG,

2019).

O Wi-Fi é uma tecnologia que funciona através de ondas de rádio, sendo que o movimento do corpo humano pode afetar essas ondas, alterando assim as suas características quando são transmitidas de um dispositivo transmissor a um receptor, como de um celular para o roteador (GU et al., 2017). Justamente são essas alterações nas ondas de rádio que são reconhecidas dentro do CSI. Essas informações de estado do canal, como a amplitude e o RSSI, podem ser obtidas em cada uma das subportadoras envolvidas em uma transmissão multiportadora (OFDM) (WANG et al., 2019), considerando que os padrões de Wi-Fi atuais como o 802.11n/ac fazem uso desse tipo de modulação do sinal. Por fim, o sinal CSI irá representar a resposta do canal em frequência (CFR - *Channel Frequency Response*) para cada uma dessas subportadoras entre o transmissor e receptor.

2.2 Modulação OFDM

O OFDM consiste em um esquema de modulação de dados que hoje é amplamente utilizado em padrões de rede sem fio modernos, como no Wi-Fi (IEEE 802.11ac). Ele consiste na divisão da banda de frequência em várias portadoras ortogonais, que são chamadas de subportadoras. Essas subportadoras são chamadas ortogonais pois elas não possuem sobreposição de frequência entre elas, assim eliminando interferência.

Para evitar essas interferências, o OFDM divide o canal em subportadoras, no caso de 5 GHz, em um canal com 80 MHz de largura de banda, temos 256 subportadoras, sendo que, 234 delas transmitem dados, e outras 22 subportadoras, se dividem em subportadoras Piloto e em Nulas. As subportadoras Piloto servem para correção de erros de amplitude e de fase do sinal que é transmitido em cada subportadora. Já as subportadoras Nulas separam as subportadoras para evitar que ocorra uma sobreposição entre elas. Também é importante mencionar que, para larguras de banda menores, como 40MHz e 20MHz, temos respectivamente 128 e 64 subportadoras, possuindo assim menos dados para serem processados.

O que ocorre na prática é que, um fluxo serial com uma alta taxa de transmissão, é convertido em múltiplos fluxos menores com uma taxa de transmissão mais baixa, porém paralelos, onde após esta conversão cada fluxo é modulado para uma portadora ortogonal (subportadora). Isso faz com que se obtenha uma maior eficiência, já que será necessário utilizar uma largura de banda menor, para transferir a mesma quantidade de dados.

2.3 Batimento cardíaco e outras aplicações do CSI

O corpo humano causa inúmeras interferências no sinal eletromagnético, pois sinais provocam interferências em outros sinais, sendo o corpo humano um emissor de sinal

eletromagnético. Diversas pesquisas, como (DAMODARAN; SCHÄFER, 2019) e (LEE et al., 2018) apontam que o CSI pode ser utilizado para capturar essas interferências no sinal, sendo realizada uma análise da onda para detectar sinais vitais do corpo humano, como o batimento cardíaco e a respiração (GU et al., 2019). As várias subportadoras da modulação OFDM, são utilizadas como se fossem vários sensores, na captura desse sinal.

Também existe a possibilidade da técnica CSI ser aplicada em diferentes situações, como na detecção de presença, na detecção de movimento, no reconhecimento de gestos, na detecção de queda, entre diversas outras possíveis aplicações. Diversos estudos demonstram que a acessibilidade a essa tecnologia do uso de CSI é bastante promissora (WANG et al., 2019) e (YOUSEFI et al., 2017).

Para a sua aplicação na estimativa do batimento cardíaco, a partir dos dados CSI coletados, podemos realizar uma análise do sinal e identificar qual frequência em Hertz é dominante neste sinal e que se relaciona com o intervalo de frequência do batimento, convertendo assim essa taxa para BPM (Batimento por Minuto).

3 Projeto

Neste projeto foi desenvolvida uma ferramenta para estimação de batimentos cardíacos, onde são realizadas coletas CSI, que são processadas pela ferramenta e têm seu resultado visualizado em uma interface gráfica. A cada coleta CSI realizada e enviada ao computador para processamento, o valor de batimento cardíaco estimado é atualizado em tempo real na interface gráfica.

Um grupo de pesquisadores desenvolveu a ferramenta NEXMON¹ para extração de dados CSI em linguagem python, sendo esta ferramenta utilizada como base para a extração do sinal. Neste projeto o código foi adaptado, com a finalidade tratar o sinal buscando obter uma estimativa do valor de batimento cardíaco.

3.1 Arquitetura

A arquitetura do projeto é composta por quatro fases que consistem em:

1. Coleta dos dados CSI,
2. Transferência dos arquivos gerados através do protocolo SCP para o computador de destino,
3. Processamento dos arquivos no computador, e
4. Visualização dos resultados obtidos.

Mais adiante neste capítulo será detalhada cada uma das fases do projeto.

3.1.1 Hardware e Software

Para a configuração dos dispositivos e da estrutura da rede necessária para a captura dos dados CSI e posterior processamento e resultado do batimento cardíaco estimado, os principais equipamentos de hardware que foram utilizados e que compõem a arquitetura são descritos na Tabela 1.

Outros componentes de hardware também foram necessários no projeto, como mouse, teclado, cabo HDMI, e monitor, entre outros, porém estes não foram detalhados por serem os equipamentos mais básicos.

¹ Github da ferramenta de extração CSI:
https://github.com/nexmonster/nexmon_csi/tree/feature/python/utils/python

Tabela 1 – Dispositivos principais de hardware do sistema.

| Equipamento | Descrição |
|--------------|---------------------------|
| Raspberry Pi | Modelo 4B |
| Computador | Sistema Operacional Linux |
| Roteador | TP Link Archer C6 |

Além disso, é necessário que seja feita a instalação de alguns softwares para a correta configuração e funcionamento dos equipamentos presentes na rede que será modelada, que incluem sistemas operacionais e bibliotecas. Na Tabela 2, estão listados todos os principais softwares que foram utilizados, seus tipos e descrições.

Tabela 2 – Dispositivos principais de software do sistema.

| Software | Tipo | Descrição |
|----------|---------------------|-------------------------|
| Raspbian | Sistema Operacional | Versão 2021-01-11 |
| Linux | Sistema Operacional | Linux Zorin |
| Nexmon | Biblioteca | Captura de dados CSI |
| SSH | Biblioteca | Autenticação |
| SCP | Protocolo | Transmissão de arquivos |

3.2 Configuração do Sistema

Nesta seção será descrita toda a configuração do sistema necessária para a coleta dos dados CSI e posterior processamento e visualização dos resultados. Dentre os equipamentos utilizados, três são considerados os principais na arquitetura: Raspberry Pi, Roteador e um dispositivo cliente Wi-Fi (neste caso um notebook foi utilizado). Cada um destes dispositivos irá necessitar algum tipo de configuração prévia, a qual será detalhada adiante.

3.2.1 Raspberry Pi

Para a configuração do dispositivo Raspberry Pi responsável por realizar a captura do sinal de todas as subportadoras que trafegam na rede durante um experimento de coleta, é necessário que seja feito a instalação e a configuração de algumas ferramentas no dispositivo, as quais serão descritas nos próximos tópicos.

3.2.1.1 Instalação do Sistema Operacional

Inicialmente, é preciso que seja instalado um sistema operacional compatível com o Nexmon (firmware responsável por realizar a coleta de dados CSI), para que este funcione da

maneira correta, onde um dispositivo incompatível não irá funcionar adequadamente. Neste caso, o sistema operacional escolhido é o Raspbian, que é o SO oficial para os dispositivos Raspberry Pi, sendo a versão utilizada a “2021-01-11-raspbian-buster-armhf-full”. Esta versão é de uso obrigatório, pois outras versões do kernel não se mostraram compatíveis com o Nexmon. O download dessa versão de kernel do SO pode ser realizado através do repositório disponibilizado pela Tohoku Gakuin University, universidade localizada na cidade de Sendai, Japão².

O sistema operacional deverá ser copiado para um cartão Micro SD, sendo que esse procedimento poderá ser realizado através do software Raspberry Pi Imager, disponibilizado na página oficial do Raspberry Pi³.

Para a conclusão desta instalação e inicialização do sistema operacional instalado, os seguintes passos são seguidos:

- Inserir o cartão Micro SD portando o sistema operacional no Raspberry Pi;
- Conectar um Monitor HDMI e um teclado USB ao Raspberry Pi; e
- Ligar o dispositivo e realizar o login com o usuário 'pi' e senha 'raspberrypi'.

Após iniciar o SO, algumas configurações básicas são necessárias. Para que o acesso remoto ao dispositivo Raspberry Pi seja realizado através do computador, precisamos abrir o terminal, e digitar a seguinte instrução na linha de comando:

```
1 >> sudo raspi-config
```

Na janela que será aberta, a opção “Interfacing Options” deverá ser acessada para que a conexão SSH e o servidor VNC sejam habilitados. Também será necessário realizar as configurações de idioma e região, tal como, Time Zone, WLAN Country e idioma do teclado. O WLAN Country poderá ser configurado como US para que todos os canais de Wi-Fi sejam habilitados, além disso, é recomendável configurar um endereço de IP estático no dispositivo para evitar que o IP seja alterado, interferindo na conexão. Por fim, o sistema deverá ser reiniciado para que as configurações sejam aplicadas.

Após a reinicialização do sistema, deve-se confirmar se a versão correta do kernel foi instalada, através do terminal, com a seguinte instrução digitada na linha de comando:

```
1 >> uname -a
```

A versão instalada que será exibida no terminal deverá estar de acordo com a seguinte versão:

² Repositório Raspbian:
<http://www.cs.tohoku-gakuin.ac.jp/pub/Linux/RaspBerryPi/OLD/2021-01-11-raspbian-buster-armhf-full.zip>

³ Repositório Raspberry Pi Imager:
<https://www.raspberrypi.com/software>

```
Linux raspberrypi 5.4.83-v7l+ \#1379 SMP Mon Dec 14 13:11:54 GMT 2020
armv7l GNU/Linux
```

3.2.1.2 Instalação de Dependências

A instalação poderá ser realizada diretamente no Raspberry Pi com o auxílio de teclado e mouse, ou através do computador mediante conexão SSH, utilizando o software VNC Viewer. Todos os passos e comandos aqui descritos precisarão ser executados ordenadamente no terminal para correta instalação e configuração do firmware Nexmon. A princípio, será necessário baixar as atualizações e informações dos pacotes de todas as fontes (repositórios) configurados no dispositivo, utilizando o seguinte comando:

```
1 >> sudo apt update
```

A seguinte pergunta será exibida em tela: “Do you want to accept these changes and continue updating from this repository? [y/N]”. Responda “Y” para que as dependências sejam instaladas. Ao finalizar, o comando abaixo deverá ser utilizado para instalação das bibliotecas:

```
1 >> sudo apt install libgmp3-dev gawk qpdf bc bison flex libssl-
    dev make automake texinfo libtool-bin tmux libncurses5-dev git
    tcpdump
```

Em seguida, reinicie o dispositivo para aplicar as configurações através do comando:

```
1 >> sudo reboot
```

3.2.1.3 Instalação do Firmware Nexmon e Kernel Headers

Inicialmente, é preciso saber que após a devida instalação do firmware, o dispositivo Raspberry Pi não poderá mais utilizar sua interface de Wi-Fi para comunicação, pois ela ficará destinada ao Nexmon e será configurada somente para funcionar em modo escuta, e dessa forma, só será possível utilizar a porta Ethernet para comunicação. Como a versão de kernel do sistema operacional utilizada não é a mais atualizada, os headers disponíveis através do comando “apt-update” executado no passo anterior estão fora de sincronização com o kernel. Sendo assim será necessário realizar este ajuste utilizando os comandos a seguir:

```
1 >> sudo wget https://raw.githubusercontent.com/RPi-Distro/rpi-
    source/master/rpi-source -O /usr/local/bin/rpi-source && sudo
    chmod +x /usr/local/bin/rpi-source && /usr/local/bin/rpi-source
    -q --tag-update
```

```
1 >> rpi-source
```

```
1 >> sudo reboot
```

Com tudo o que é necessário instalado, pode-se obter os privilégios de usuário root no terminal, e inserir os comandos para instalação e configuração do Nexmon a partir do repositório original alocado no Github. Para isso, as seguintes instruções deverão ser executadas ordenadamente:

```
1 >> sudo su
```

```
1 >> wget https://raw.githubusercontent.com/zeroby0/nexmon_csi/pi
    -5.4.51/install.sh -O install.sh
```

```
1 >> tmux new -c /home/pi -s nexmon 'bash install.sh | tee output.
    log'
```

3.2.1.4 Configurações de Permissão

Para realizar a **captura dos dados CSI**, o *tcpdump* é utilizado. *Tcpdump* é uma ferramenta de linha de comando que captura e analisa o tráfego de rede a partir da interface do dispositivo. Um nível de permissões elevadas é exigido para sua utilização. Logo, será necessário atribuir essas permissões para que os experimentos sejam realizados. Caso as permissões ainda não tenham sido atribuídas, a seguinte mensagem será exibida durante a execução:

```
1 tcpdump: wlan0: you don't have permission to capture on that
    device
```

Para que as permissões sejam concedidas e a interface wlan seja liberada para acesso do *tcpdump*, é preciso criar um grupo de captura e incluir o usuário do OS com os comandos a seguir:

```
1 >> sudo groupadd pcap
```

```
1 >> sudo usermod -a -G pcap pi
```

Por fim, com o grupo criado, podemos alterá-lo e conceder as permissões com os comandos:

```
1 >> sudo chgrp pcap /usr/sbin/tcpdump
```

```
1 >> sudo chmod 750 /usr/sbin/tcpdump
```

```
1 >> sudo setcap cap_net_raw,cap_net_admin=eip /usr/sbin/tcpdump
```


3.2.2 Roteador

Uma rede Wi-Fi precisa ser configurada para que a coleta dos dados CSI seja realizada. É necessário que um dispositivo cliente seja conectado a um roteador, e o comando ping seja executado, iniciando a comunicação entre ambos. A resposta do roteador para esse comando será capturada pelo dispositivo Raspberry Pi, que também estará conectado na mesma rede Wi-Fi. Iniciamos as configurações no roteador sabendo que preferencialmente os dispositivos deverão operar na frequência de 5Ghz, já que essa faixa possui o sinal menos poluído e uma maior intensidade a curta distância. Assim, deve-se ter atenção para que os dispositivos Wi-Fi sejam conectados na rede por meio dessa faixa. Os 4 passos a seguir deverão ser executados na configuração do Roteador Wi-Fi:

- Como o endereço de IP do Raspberry Pi conectado ao Roteador deverá ser utilizado para a conexão SSH, a recomendação é que seja configurado um IP estático para que não exista risco da conexão ser desconfigurada por dinamicidade do IP. Neste passo, podemos acessar as configurações do roteador através de um computador conectado a ele, utilizando seu endereço de IP no navegador do computador para acessar as configurações após entrar com login e senha definidos pelo fabricante, para então, habilitar o servidor DHCP e definir um endereço IP fixo vinculado ao número do MAC do dispositivo Raspberry Pi.
- Confirmar se a interface Wi-Fi de 5Ghz (preferencialmente) está habilitada para conexão.
- Configurar o roteador para operar em um dos canais de transmissão correspondente a faixa de 5Ghz, conforme configurado no passo anterior. Podemos definir o canal 36 neste passo.
- O último passo é configurar a largura de banda do canal, para uma rede operando na faixa de 5Ghz podemos definir 20Mhz, 40Mhz ou 80Mhz como largura. Essa definição é importante, visto que especifica a quantidade de dados CSI que serão capturados em um experimento, de acordo com a largura de banda escolhida. Por isso, optamos pela utilização da largura de 80Mhz nos experimentos realizados. Para finalizar a configuração, podemos escolher essa opção.

3.2.3 Computador

Um computador com sistema operacional Linux é necessário para este experimento, onde ele deverá estar conectado na mesma rede que o dispositivo Raspberry Pi. Para que o computador receba os dados CSI coletados pelo Raspbberri via SCP, é necessária a

instalação do pacote `ssh`, caso este já não esteja instalado no sistema. O seguinte comando precisa ser executado no terminal do sistema operacional:

```
1 >> sudo apt-get install ssh
```

Com o `ssh` instalado, os comandos a seguir precisam ser executados com privilégios de administrador do sistema, para que o arquivo “`sshconfig`” seja aberto:

```
1 >> sudo su
```

```
1 >> sudo gedit /etc/ssh/ssh_config
```

Para habilitar o dispositivo Raspberry Pi a enviar os arquivos de coleta CSI para o computador via transmissão sem fio SCP, é preciso que o trecho de código abaixo seja escrito nas primeiras linhas do arquivo aberto, considerando que o roteador esteja utilizando o endereço IP `192.168.0.*`, podendo depois o arquivo ser salvo e fechado.

```
Host 192.168.0.*  
StrictHostKeyChecking=no  
UserKnownHostsFile=/dev/null
```

3.3 Primeira fase: Coleta

3.3.1 Nexmon

O Nexmon CSI Extractor ([SCHULZ et al., 2018](#)) é um firmware utilizado para a realização da captura e coleta dos dados CSI. Ele foi baseado na linguagem de programação C, e basicamente consiste em habilitar um modo de monitoramento que é capaz de extrair informações de estado de canais de comunicação, os chamados dados CSI, entre dois dispositivos Wi-Fi. Após a extração, são gerados arquivos com a extensão “`.pcap`”, que contém todos os sinais CSI capturados. Esses arquivos “`.pcap`”, ou packet capture data, são basicamente os arquivos gerados pela extração CSI no Nexmon que contém os dados dos pacotes na rede, sendo ele um formato padrão utilizado por sniffers de rede, como Wireshark e tcpdump.

O Nexmon pode operar em dispositivos de largura de banda até 80 MHz, sendo compatível com os padrões 802.11a/n/ac, podendo ser instalado em dispositivos móveis, ou em dispositivos de baixo custo, como um Raspberry Pi. Neste caso, é realizada uma configuração no Nexmon, para o uso da rede 5 GHz, sendo ela utilizada por ser vantajosa em relação à rede 2.4 GHz. Muitos dispositivos, como telefones sem fio, ou até microondas, podem emitir sinais na frequência de 2.4 GHz, o que pode causar interferência. A rede 5 GHz, por outro lado, sofre menos interferência, o que a faz se tornar mais interessante.

Outra vantagem é que as redes 5 GHz podem utilizar canais com largura de banda maior, obtendo assim uma maior quantidade de dados para processar.

Após a instalação do firmware Nexmon no equipamento Raspberry Pi, a rede Wi-Fi de transmissão se torna exclusiva para seu uso no modo de monitoramento, deixando essa rede desabilitada no equipamento Raspberry Pi. Isso se deve ao fato de que o Nexmon coloca a interface de rede em modo monitor, tornando seu uso como exclusivo para seu modo de monitoramento, realizando as capturas dos pacotes transmitidos pela rede e a extração das informações de estado do canal.

3.3.2 Teorema de amostragem de Nyquist

O Teorema de amostragem de Nyquist define uma relação entre a taxa de amostragem e a frequência do sinal que se busca recuperar (LEVESQUE, 2014). O teorema afirma que a taxa de amostragem mínima, dada por F_s , deve ser maior que o dobro da frequência máxima do sinal amostrado, o qual se deseja analisar. Essa frequência máxima é chamada de frequência de Nyquist, dada por F_n . Esta propriedade será utilizada na coleta dos dados CSI.

$$F_s > 2 \cdot F_n \quad (3.1)$$

3.3.3 Coletando os dados

Para a captura do sinal CSI, o firmware Nexmon foi utilizado, sendo ele instalado no dispositivo Raspberry Pi. Já o sistema operacional Raspbian foi utilizado no dispositivo Raspberry, por ser compatível com o Nexmon. Inicialmente, antes da coleta dos dados CSI é necessário utilizar o utilitário ping, que utiliza o protocolo ICMP para enviar pacotes para o equipamento de destino, gerando um tráfego na rede Wi-Fi entre o cliente e o roteador, neste caso identificado pelo endereço IP 192.168.0.1, sendo este tráfego necessário para que o Nexmon capture os dados na rede. Esse utilitário é utilizado no dispositivo notebook linux que faz parte da arquitetura do projeto, sendo ele executado indefinidamente, através do comando abaixo:

```
1 >> sudo ping -I wlo1 -f -i 0,023 192.168.0.1
```

É importante destacar que o intervalo entre cada pacote transmitido deve ser configurado de forma correta, de acordo com a taxa de amostragem necessária para a estimativa do batimento cardíaco. Dada a equação 3.1, que define o Teorema de Nyquist, busca-se obter o batimento cardíaco em uma taxa máxima de 220 BPM. Este valor de batimento, é equivalente a uma frequência de 3.67 Hz, dado que o valor de 1 Hz é equivalente a 60 batimentos por minuto. Como o teorema de Nyquist define que a taxa de amostragem deve ser maior que o dobro da frequência de Nyquist (a frequência máxima

do sinal amostrado), temos que a taxa mínima de amostragem deve ser de 7.34 Hz. Este valor em hertz indica que a onda do sinal deve oscilar em uma frequência de 7.34 vezes por segundo, no qual equivale a dizer que o intervalo máximo entre os pacotes configurado no ping deve ser de no máximo 0,136 segundos. Logo, baseado no teorema de Nyquist, qualquer valor de ping menor que este é considerado válido, pois a taxa de amostragem estará acima de 7.34 Hz.

Considerando isso, foi escolhido um ping de valor 43.48Hz (0,023 segundos) experimentalmente. Isso se deve ao fato que, caso o ping seja próximo ao valor máximo calculado com Nyquist de 0,136, teríamos uma demora excessiva para cada coleta, e o objetivo é que se obtenha um sistema o mais próximo possível ao tempo real. Com isso, este valor menor de ping, com uma taxa de amostragem maior, foi escolhida para que se obtivesse uma maior granularidade dos dados, obtendo assim também um resultado estimado de batimento cardíaco mais rápido.

Como o Nexmon mantém a interface sem fio em modo de monitoramento, ele escuta e captura os quadros do meio de transmissão. Através do algoritmo criado para executar a captura, o Nexmon irá capturar somente os quadros da comunicação que corresponde entre o roteador e o cliente Wi-Fi, neste caso o dispositivo notebook linux, identificando os quadros através do endereço MAC deste dispositivo que está criando o tráfego na rede.

Após a criação do tráfego por tempo indeterminado na rede através do ping, é iniciada uma captura de um indivíduo, através de um código *shell script bash* que é executado no dispositivo Raspberry Pi. Através dele devemos especificar qual canal de transmissão, e qual largura de banda utilizada, através de variáveis de *bandwidth* e *channel*, podendo alterá-las sempre que necessário. Além disso, deve-se especificar qual o dispositivo de origem do sinal coletado, através de seu endereço físico MAC, identificado neste trabalho pelo endereço 58:6C:25:07:2B:B9 do notebook utilizado.

Podemos também através do algoritmo, delimitar qual a quantidade de coletas a ser realizada, ou, caso seja desejado, pode-se efetuar coletas indefinidamente, o que manterá o monitoramento do sinal vital ocorrendo sem um tempo limite definido. Cada coleta possui um limite de 500 pacotes, onde um ping representa cada pacote, e quando este número for atingido, a coleta deste arquivo será encerrada e uma nova coleta será iniciada em um novo arquivo. O tempo de coleta de 500 pacotes é estimado entre 15 e 20 segundos. Buscou-se inicialmente um número ideal de pacotes para cada arquivo coletado, onde foi descoberto que um número pequeno de pacotes, abaixo de 500, ocasiona erros de processamento por falta de dados suficientes.

Trecho de código bash de execução da coleta de captura dos dados:

```
1 while [ $cont -le $num_coletas ]  
2 do
```

```
3   scan_wifi 80 36
4   timeout 60 tcpdump -i wlan0 dst port 5500 -c 500 -w /home/pi/
   CSI/arq${cont}.pcap
5   echo $cont
6   sshpass -p $pass scp /home/pi/CSI/arq${cont}.pcap gustavo@192
   .168.0.185:/home/gustavo/Downloads/CSI_codigo/pcapfiles
7
8   cont=$(( $cont + 1 ))
9 done
```

O primeiro arquivo de coleta possui um contador em seu nome, para fins de identificação, iniciando-se com o valor 1 (um), e a cada novo arquivo coletado, o contador dos arquivos será acrescentado em um número. Assim, o dispositivo destinatário deste arquivo irá basear seu processamento no número de sequência enviado. Com esse mecanismo, buscamos uma aproximação com um modelo de tempo real de monitoramento, onde os arquivos são coletados em um espaço de tempo não muito longo, sendo que cada arquivo coletado será processado e resultará em um valor de batimento cardíaco. O arquivo após a geração é armazenado no dispositivo Raspberry Pi, e uma nova coleta se inicia, armazenando os dados em um novo arquivo identificado com o próximo número de sequência.

3.4 Segunda fase: Transferência

3.4.1 SCP

O SCP, ou *Secure Copy Protocol*, é um protocolo utilizado na transferência de arquivos e pastas entre sistemas UNIX. Ele é baseado no SSH (Secure Shell), que é um protocolo utilizado para comunicação segura entre um computador e um servidor remoto. Através do SCP, é possível transferir arquivos ou pastas de um host local para um sistema remoto e vice-versa, ou mesmo transferir arquivos dentro da mesma máquina. Antes da transmissão ser realizada, o SCP criptografa os dados para evitar que alguma tentativa de espionagem do tráfego seja bem sucedida, utilizando por padrão a porta 22 para realizar a transferência. Porém também é possível modificar o comando básico do protocolo para a comunicação ser realizada através de outra porta. A transferência dos dados só ocorre efetivamente quando já estão concedidas as permissões de leitura no sistema de origem e a de escrita no sistema de destino.

3.4.2 Transferindo os arquivos

Na fase de coleta, diversos arquivos “.pcap” com os dados coletados são gerados. Após cada arquivo gerado, já ocorre a transferência desse arquivo via protocolo SCP, e

uma nova coleta se inicia. Os arquivos transferidos têm como destino o mesmo dispositivo notebook que está gerando tráfego na rede. Este dispositivo será responsável por processar os arquivos recebidos. Neste projeto, foi optado o uso do mesmo dispositivo para geração do tráfego na rede com o roteador, e também para recebimento via SCP e processamento dos dados, pelo único fim de se utilizar a menor quantidade de equipamentos possível. Outro dispositivo poderia ter sido utilizado para receber o arquivo para posterior processamento.

Trecho de código que realiza o envio dos arquivos via SCP:

```
1 >> sshpass -p $pass scp /home/pi/CSI/arq${cont}.pcap gustavo@192
    .168.0.185:/home/gustavo/Downloads/CSI_codigo/pcapfiles
```

Com este comando, é especificada a origem do arquivo, e o destino, que é representado neste trabalho pelo dispositivo "gustavo@192.168.0.185" (usuário@host), número que representa o endereço IP e o usuário do destinatário.

3.5 Terceira fase: Processamento

Para tornar os dados mais claros e reduzir os ruídos e/ou *outliers* existentes no sinal coletado na rede durante um experimento, existe a necessidade da busca e utilização de diferentes técnicas de redução de ruídos. Essa contaminação do sinal obtido é um fator que prejudica gravemente o desempenho da detecção do batimento cardíaco. Com isso, como parte das técnicas de redução de ruídos e *outliers*, diversos filtros conhecidos na literatura são utilizados no sinal, como filtro Hampel e filtro de média móvel (*moving average*).

Os dados inicialmente coletados também carregam informações de todo o sinal que trafegou na rede durante o período de tempo estipulado na coleta, ou seja, nem todas as informações existentes são representativas para a medição do batimento cardíaco. Com isso, também existe a necessidade de se filtrar os dados para identificação de quais pontos do sinal representam as informações de BPM, como um filtro passa banda, para, a partir disso, utilizá-los no cálculo que o software realiza.

Em (GU et al., 2019), os autores utilizam diversos filtros empregados aqui, como o filtro Hampel para a remoção de valores significativamente distantes de suas vizinhanças, e o passa-banda e FFT (*Fast Fourier Transform*) para processamento. O uso do filtro de média também é relatado por (WANG et al., 2016) para o processamento da respiração humana.

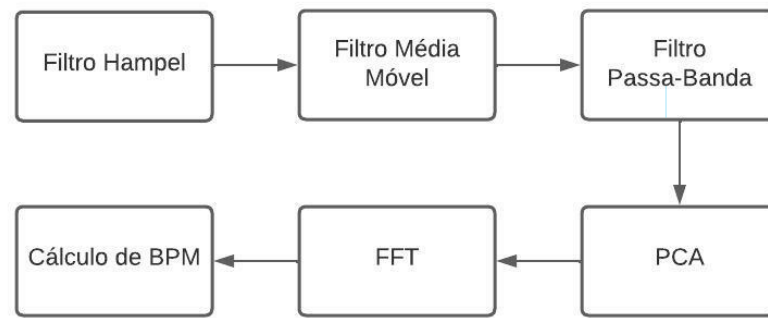


Figura 1 – Etapas do processamento.

Na Figura 2 podemos observar um exemplo dos dados CSI coletados sem nenhum tipo de tratamento em seu sinal, com a presença de muitos ruídos e *outliers* fora do padrão do sinal exibido.

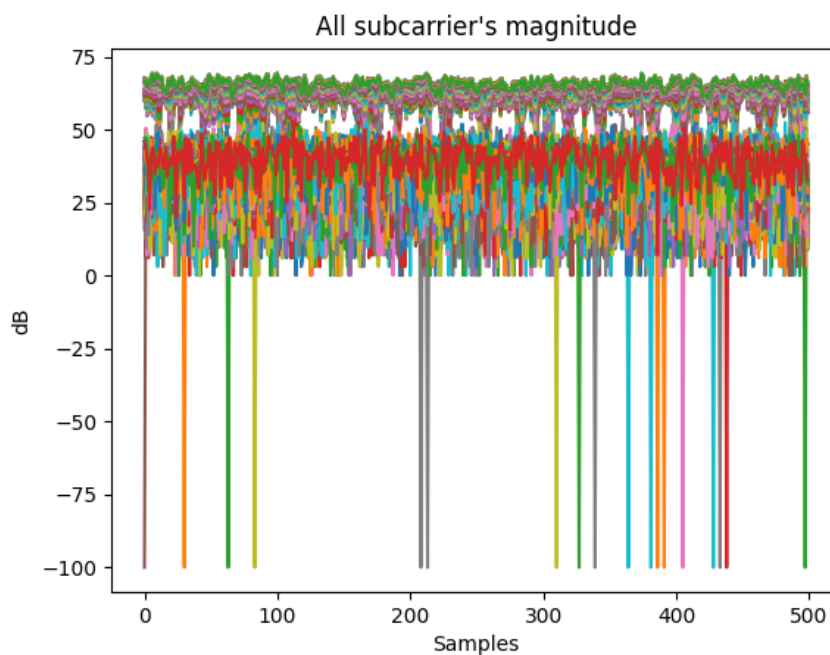


Figura 2 – Dados CSI coletados sem processamento.

3.5.1 Filtro Hampel

O filtro Hampel tem sua aplicação no programa com o objetivo de filtrar os valores que são discrepantes de uma janela móvel. Ele é considerado um membro de uma classe de filtros que substitui o valor original de um sinal pela sua mediana, dentro de uma janela de dados, caso o valor original esteja distante o suficiente do valor da mediana dentro dessa janela, sendo assim considerado um *outlier*.

Neste filtro, podemos configurar duas variáveis distintas, sendo elas o tamanho da janela deslizante dada por *window size*, e a quantidade de desvios padrão, dada por *n*, que se pode classificar um valor como atípico.

Trecho de aplicação do filtro Hampel:

```
1 >> hampel(series[key], window size=31, n=3, imputation=True)
```

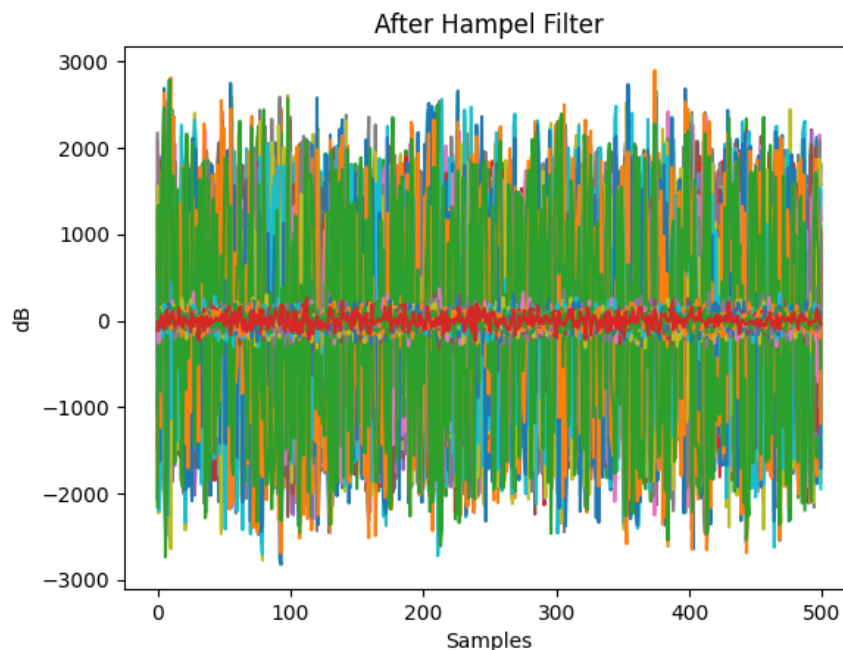


Figura 3 – Dados CSI após o processamento do filtro hampel

Mesmo após a aplicação do filtro Hampel, exemplo que pode ser visto na Figura 3, ruídos e *outliers* ainda podem permanecer no sinal coletado, causando assim interferências no valor de batimento cardíaco. Para tornar os dados mais confiáveis, utiliza-se um outro filtro para eliminar outros possíveis ruídos, o chamado filtro de média móvel, ou *moving average*.

3.5.2 Filtro Média Móvel

O filtro *moving average*, também chamado de filtro de média móvel, tem como objetivo suavizar e reduzir os *outliers* presentes no sinal. Ele funciona através do cálculo de uma média dos dados do sinal em uma determinada janela ou período de tempo. Após este cálculo, utilizamos seu resultado para substituir possíveis *outliers*, reduzindo assim as amplitudes que estejam fora do intervalo normal do sinal coletado. Este filtro é útil mesmo após a aplicação do filtro Hampel, pois ainda podem existir ruídos e *outliers* presentes

no sinal coletado que podem atrapalhar na medição do batimento cardíaco. A figura 4 demonstra os dados após a aplicação do filtro.

Através deste filtro, definimos o tamanho da janela, com uma quantidade mínima de observações, podendo ajustar a janela conforme necessidade.

Trecho de aplicação do filtro média móvel:

```
1 >> series[key].rolling(window=10, min_periods=1, center=True).  
    mean()
```

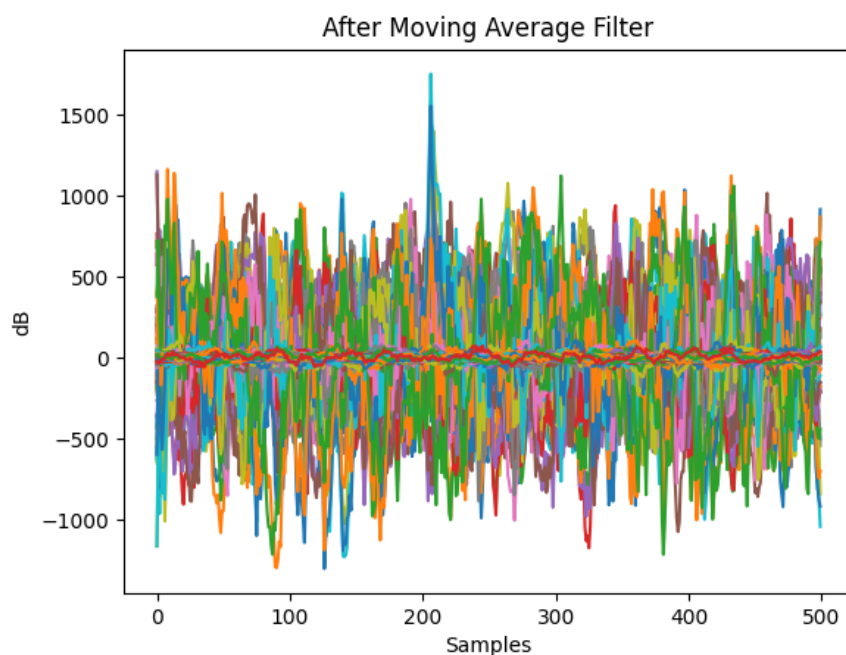


Figura 4 – Dados CSI após o processamento do filtro de média móvel.

3.5.3 Filtro Passa-Banda

Originalmente, um filtro passa-banda é um dispositivo que delimita a passagem de sinal entre determinadas faixas de frequência. Existem tipos de filtro passa-banda que são aplicados em diferentes circuitos eletrônicos. Um deles, o filtro passa-banda ativo, é formado por transistores e necessita de uma fonte externa de energia para funcionar. Outro tipo são os filtros passa-banda passivos, que não utilizam fonte externa de energia e são compostos por capacitores e indutores. Para qualquer tipo, o filtro passa-banda segue a premissa de descartar a parte do sinal que seja irrelevante e fora da faixa, para manter somente a faixa que possui representatividade onde será empregada.

Em uma rede sem fio, transmissores e receptores empregam filtros passa-banda para controlar o tráfego. Os transmissores utilizam um filtro passa-banda para delimitar a velocidade do tráfego na rede, e os receptores podem delimitar o *range* de sinal que será ouvido na rede.

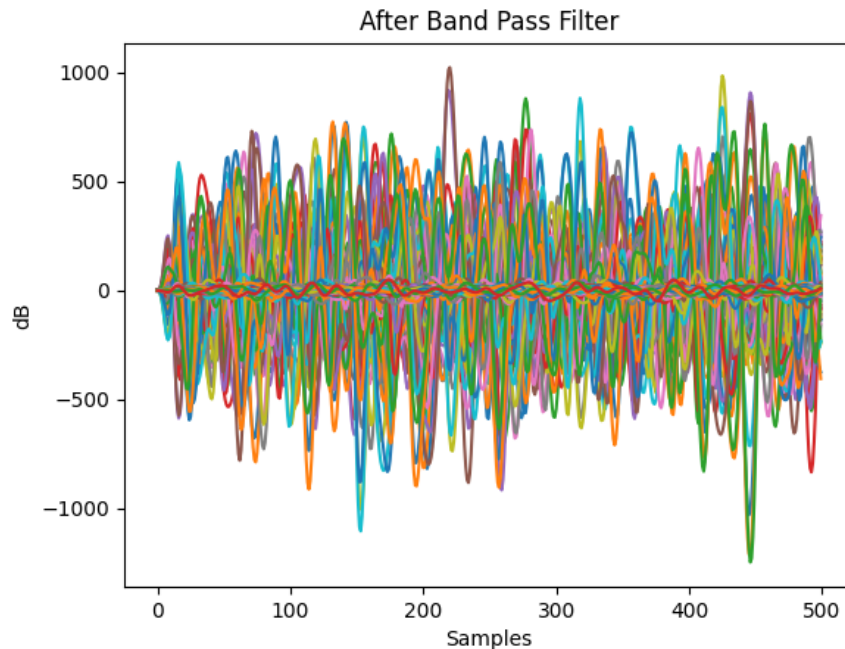


Figura 5 – Dados CSI após o processamento do filtro passa-banda.

No caso do objetivo de obter-se o batimento cardíaco, o intervalo de frequência de interesse deste projeto corresponde a faixa entre 0,6 Hz e 3,67 Hz. Isso, dado que 1 Hz equivale a 60 batimentos por minuto, o intervalo é compreendido entre 36 e 220 BPM. Com isso, é necessário limitar o espectro de frequências, para que se mantenha presente nesse sinal somente frequências dentro deste intervalo de interesse, aplicando-se o filtro passa-banda. O movimento de batimento do coração acaba gerando perturbações no sinal eletromagnético capturado, sendo elas observadas na faixa de frequência mencionada, entre 0.6 Hz e 3.67 Hz.

Trecho de aplicação do filtro passa-banda:

```
1 fs = 43.47 %taxa de amostragem
2 lowcut = 0.6
3 highcut = 3.67
4 butter(5, [lowcut / (fs / 2), highcut / (fs / 2)],
5 'band', analog=False, output='ba')
```

3.5.4 PCA (*Principal Component Analysis*)

A partir dos sinais CSI coletados, buscamos efetivamente representá-los, onde uma das formas possíveis segundo a literatura (LI et al., 2021), é utilizando o PCA. Como através da modulação OFDM, existem várias subportadoras, onde cada uma delas tem uma representação própria do sinal, o PCA faz com que o conjunto de sinais capturados, seja representado somente por um conjunto menor de componentes.

Neste projeto, foi definido que todas as subportadoras acabam, através do PCA, sendo representadas por um único componente, que representa de forma única todos os sinais CSI que foram coletados.

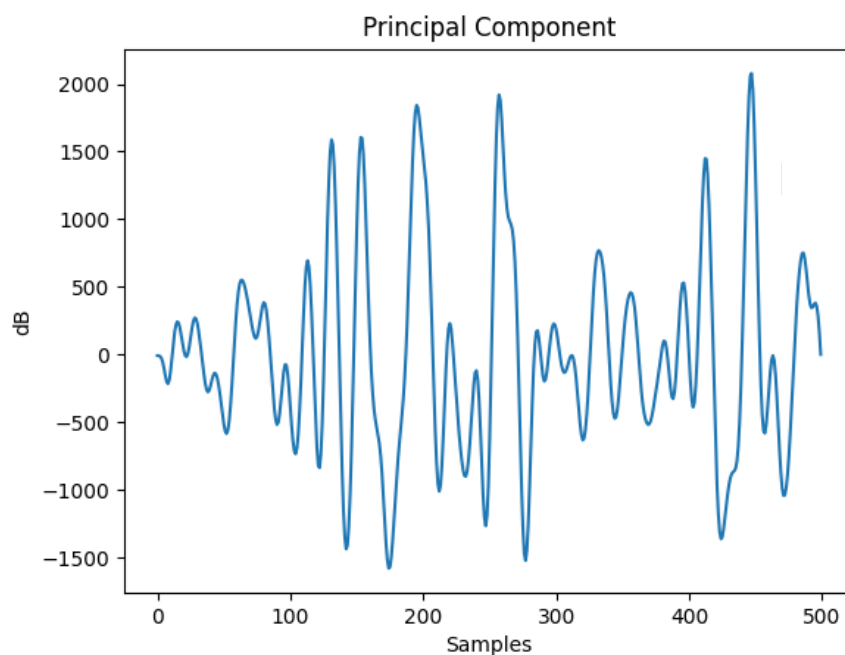


Figura 6 – Dados CSI após o processamento do PCA.

Aplicação do PCA:

```
1 PCA(n_components=1)
2 pca.fit_transform(series)
```

3.5.5 FFT (*Fast Fourier Transform*)

A FFT, ou transformada rápida de fourier, é utilizada para converter o sinal do domínio do tempo, para uma representação no domínio da frequência. A partir do resultado do PCA, que transformou o conjunto de dados CSI coletados em uma componente única, a FFT irá resultar em um conjunto discreto de valores de frequência, que estão dentro

da faixa de frequência de interesse que foi filtrada através do filtro passa-banda. Uma biblioteca padrão do python, o `scipy.fft`, realiza automaticamente essa transformada.

Transformada rápida de Fourier:

```
1 yf = fft(pca_pc_transpose)
2 xf = fftfreq(yf.size, 1 / 7.35) %tamanho do sinal/taxa amostragem
```

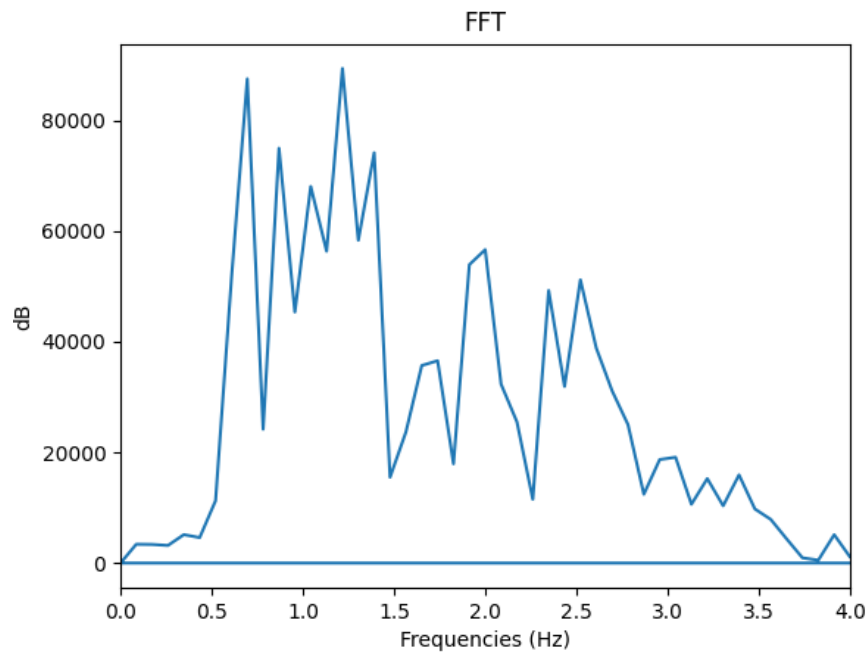


Figura 7 – Dados CSI após o processamento da Transformada Rápida de Fourier.

3.5.6 Estimativa do batimento cardíaco

Como objetivo final de obter-se o valor estimado de batimento cardíaco, após a utilização de todos os filtros, do PCA e da FFT, temos como resultado final um conjunto de valores discretos de frequências, e suas respectivas amplitudes, o que representa a intensidade do sinal naquela frequência. Com isso, para o cálculo do batimento cardíaco, uma média é realizada entre alguns determinados valores discretos de frequência que possuem a maior amplitude. Assim, uma frequência em Hertz do valor de BPM é obtido, sendo feito assim um cálculo de conversão de Hz para batimento por minuto, dado que 1 Hz representa 60 BPM.

3.6 Quarta fase: Visualização

A interface gráfica para visualizar o valor estimado do batimento cardíaco foi desenvolvida utilizando a biblioteca tkinter do python.

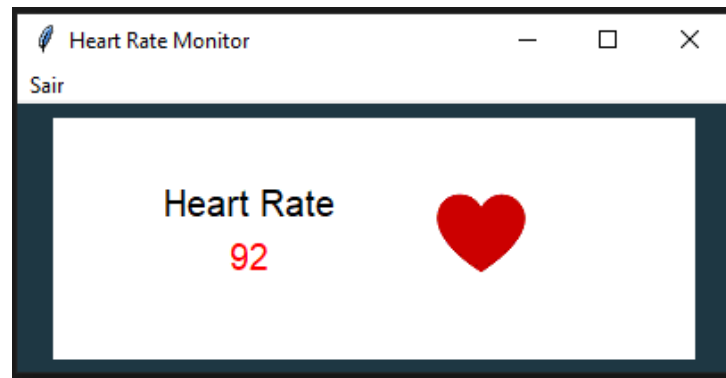


Figura 8 – Interface de visualização do batimento cardíaco.

Ao início do processamento de cada arquivo “.pcap” coletado e recebido, o “*Heart Rate Monitor*” é iniciado, aguardando o término do processamento. Após o término de processamento de cada arquivo coletado que dura em média de 15 a 20 segundos, o valor obtido de batimento cardíaco após a execução dos vários filtros é recebido pela interface gráfica, que por fim atualiza o valor da taxa “*Heart Rate*” no monitor.

4 Experimentos e Resultados

4.1 Cenário Experimental

O cenário experimental de captura de dados CSI consiste no participante permanecer ao centro, a uma distância de 1 metro de cada equipamento. Com isso, os sinais eletromagnéticos da rede irão se propagar no ambiente, passando ao redor e através do participante, causando assim interferências no sinal. Sendo assim, essas interferências serão capturadas pelo dispositivo Raspberry Pi, através do software Nexmon. A figura 9 (FERREIRA et al., 2022) demonstra visualmente o cenário utilizado.

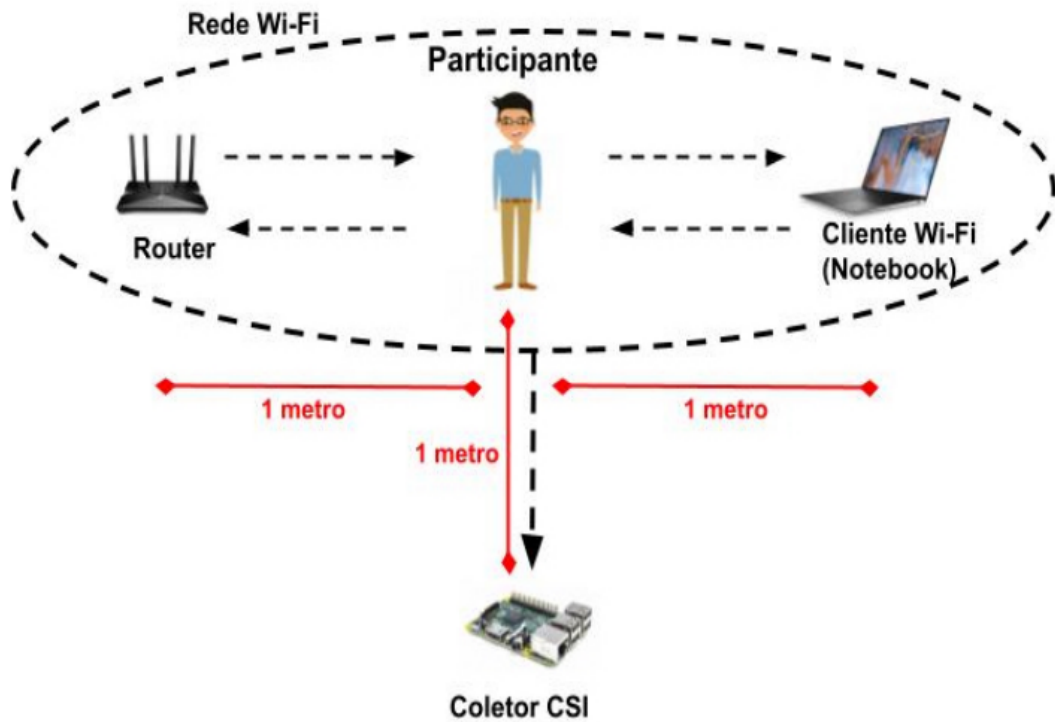


Figura 9 – Cenário experimental de teste.

Na Figura 10 observa-se um exemplo de coleta sendo realizada na universidade, com o voluntário estando posicionado ao centro dos equipamentos, buscando medir o batimento cardíaco em repouso.



Figura 10 – Coleta de dados CSI em laboratório da UFF.

4.2 Outros dispositivos de monitoramento

Durante os experimentos CSI, foi realizada em paralelo a captura de batimentos cardíacos através de dois dispositivos vestíveis presentes no mercado, para medição e comparação dos resultados gerados. Observamos claramente que mesmo esses dispositivos não são 100% precisos, e conforme relatado no estudo (NELSON; ALLEN, 2019), estes dispositivos podem atingir 95% de acurácia quando comparados aos resultados gerados por um eletrocardiograma. Os tipos e modelos dos dispositivos utilizados estão representados nas figuras 11 e 12 a seguir.



Figura 11 – Smartwatch Galaxy Watch 4.



Figura 12 – Oxímetro para dedo Multilaser Hc261.

4.3 Parametrizações

Com o objetivo de identificar o desempenho e a precisão dos batimentos cardíacos em relação aos dispositivos vestíveis utilizados para comparação (Smartwatch e Oxímetro), foram realizadas seis configurações de parâmetros distintas a serem detalhadas mais à frente, de testes de execução com diferentes valores em alguns parâmetros dos filtros utilizados e detalhados no Capítulo 3. Para isso, foi tomado como medida de desempenho a diferença média dos resultados da execução do estimador com os resultados gerados pelos dispositivos vestíveis Oxímetro ou *Smartwatch*, que foram utilizados durante os experimentos para medição dos batimentos cardíacos, sendo quanto menor o valor médio de diferença em porcentagem, mais próximo os valores do experimento estão dos dispositivos vestíveis. Os seguintes parâmetros foram alterados em cada configuração:

- **Frequência mínima e máxima:** Parâmetro utilizado no filtro Passa-Banda para delimitar a frequência (medida em Hertz) máxima e mínima do sinal capturado no experimento. Como 1 Hz equivale a 60 batimentos por minuto, foram testados cenários com os valores de 0,6 Hz e 3,67 Hz para as variáveis de frequência mínima e máxima presentes no filtro, equivalentes ao range de 36 a 220 batimentos por minuto, além de valores de 1 Hz e 2,5 Hz para as mesmas variáveis, respectivamente, o que equivale ao intervalo de 60 a 150 batimentos por minuto. Alguns estudos, como (GU et al., 2019), apontam que os dados CSI coletados contém muito ruído de interferência devido a equipamentos externos e fatores ambientais. Portanto, a utilização de ranges com um limite superior muito alto, pode trazer a presença de alguns outliers para os resultados da execução que os filtros utilizados em experimentos não conseguem removê-los. Os autores neste caso consideraram somente um intervalo de frequência entre 1 e 2 Hz, o que equivale ao intervalo de 60 a 120 bpm, não buscando capturar batimentos que estejam fora deste intervalo.
- **Total de frequências de maior amplitude:** Parâmetro utilizado no cálculo do batimento cardíaco. A variável que carrega esse valor representa a quantidade de

frequências de maior amplitude que serão utilizadas para o cálculo da frequência a ser convertida em batimento por minuto. Como a coleta de dados CSI dura vários segundos, o batimento cardíaco varia durante o período da coleta e o cálculo da estimativa CSI é realizado através de uma média das frequências de maior amplitude selecionadas. Para este parâmetro, testes foram realizados na execução do programa utilizando as três e quatro frequências com maior valor de amplitude.

- **Tamanho da janela deslizante no Filtro Hampel:** Parâmetro utilizado no Filtro Hampel para determinar o tamanho da janela deslizante que percorrerá todos os valores capturados no experimento. Esse método tem o objetivo de remover *outliers* da coleta. Esse parâmetro é importante pois o bloco com todos os valores presentes na janela deslizante será utilizado no cálculo de uma mediana para comparação com o valor central da janela, que deverá ser analisado e substituído, caso um *outlier* seja identificado. Diferentes valores foram testados nesse parâmetro, onde foram consideradas janelas com tamanho 31 (utilizada no estudo (SOTO et al., under review, 2022)) e com tamanho 5, experimentalmente utilizada neste trabalho, onde valores de janela muito próximos a 31 não resultaram em diferenças, e valores maiores trouxeram resultados muito incorretos. Porém um tamanho de janela menor de 5 amostras trouxe resultados melhores para experimentos em movimento.
- **Tamanho da janela deslizante no Filtro de Médias Móveis:** Similar ao tamanho de janela do Filtro Hampel, a janela deslizante do Filtro de Médias Móveis é utilizada também para o tratamento de ruídos e *outliers* presentes nos dados do experimento. Uma maior suavização dos dados poderá ser obtida a partir da alteração do valor desse parâmetro na execução do programa. Tamanhos de janela de 10 (usado em (SOTO et al., under review, 2022)) e 3 foram utilizados, onde, similarmente ao Filtro Hampel, uma janela menor trouxe mais benefícios para os casos de movimento. Segundo (HYNDMAN; ATHANASOPOULOS, 2018), é preferível utilizar um valor ímpar na janela deslizante para que a quantidade de valores à esquerda ou à direita da janela seja simétrica, e orienta uma segunda aplicação do filtro de médias móveis quando o tamanho da janela é par. Assim, também foi utilizada essa configuração em um dos cenários de testes, aplicando 2 vezes o filtro para o tamanho de janela deslizante de 10 amostras.

Dessa forma, as diferentes configurações de testes foram executadas conforme os valores determinados na Tabela 3 a seguir.

Tabela 3 – Parâmetros de execução.

| Configuração | Frequência Min/Máx | Maiores Amplitudes | Janela Hampel | Janela Médias Móveis |
|--------------|-----------------------|-----------------------|------------------|-------------------------|
| 1 | 0.6/3.67 | 4 | 31 | 10 |
| 2 | 0.6/3.67 | 3 | 31 | 10 |
| 3 | 1/2.5 | 4 | 31 | 10 |
| 4 | 1/2.5 | 3 | 31 | 10 |
| 5 | 1/2.5 | 3 | 5 | 3 |
| 6 | 1/2.5 | 3 | 31 | 10 (2x) |

4.4 Resultados

Foram realizados 30 experimentos no total, sendo 16 coletas de dados CSI com diferentes voluntários em estado de repouso, utilizando o dispositivo Oxímetro ou o dispositivo *Smartwatch* para comparação, em paralelo ao experimento. E da mesma forma, os outros 14 experimentos CSI foram com diferentes voluntários em estado de movimento de corrida, todos também utilizando ou o Oxímetro ou o *Smartwatch*. A partir do processamento desses dados coletados durante a execução do estimador com as 6 configurações de parâmetros mencionadas anteriormente, em geral, é possível notar que para os cenários de estado em repouso, a menor diferença percentual média em relação aos resultados coletados pelos dispositivos vestíveis é a da configuração 6, totalizando 11,98% de diferença média, conforme mostrado na Tabela 4.

Tabela 4 – Diferença média dos experimentos em relação aos dispositivos vestíveis - em repouso.

| Configuração | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
|-----------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Diferença Média | 16,97% | 17,76% | 16,79% | 15,80% | 20,87% | 11,98% |

Para as mesmas 6 configurações de parâmetros testadas com amostras de voluntários no estado de movimento, a menor diferença percentual média em relação aos resultados coletados pelos dispositivos vestíveis, é a da configuração 5, totalizando 19,09% de diferença média, conforme mostrado na Tabela 5. Para esse cenário de amostras a partir de voluntários em estado de movimento, é importante ressaltar a existência de um grande fator externo que pode distorcer o valor dos dados coletados e aumentar o percentual como descrito em

(XIAOCHAO et al., 2020) e (HAO et al., 2022), que é o movimento corporal realizado pelo voluntário durante o experimento para acelerar o batimento cardíaco. O movimento dos membros do corpo durante uma ação de movimento, pode interferir diretamente no sinal alterando o resultado da coleta e consequentemente o valor gerado pela execução do programa para as configurações testadas, visto que a movimentação dos membros do corpo é capturada pelo dispositivo Raspberry Pi juntamente com os batimentos cardíacos. Mesmo a própria respiração, que se encontra em um intervalo de frequência diferente do batimento cardíaco, com o simples movimento do peito, já pode causar interferências no sinal, segundo os estudos.

Tabela 5 – Diferença média dos experimentos em relação aos dispositivos vestíveis - em movimento.

| Configuração | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
|-----------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Diferença Média | 37,66% | 38,32% | 25,32% | 26,45% | 19,09% | 31,81% |

É importante ressaltar que já existe uma diferença percentual média quando comparamos o Oxímetro com o *Smartwatch*, correspondente a cerca de 8%, conforme relatado no estudo (PIPEK et al., 2021). Além disso, conforme relatado em (NELSON; ALLEN, 2019) e (VONDEREN et al., 2015), esses dispositivos vestíveis também não são 100% precisos e atingem cerca de 5% a 8% de diferença média quando comparados aos resultados de um eletrocardiograma, utilizado profissionalmente para medição de batimentos cardíacos de pacientes em hospitais.

Quando é selecionada a amostra em repouso que obteve a menor diferença percentual testada na execução do estimador, o resultado para essa diferença é de 1.57% na configuração 6, quando comparada ao dispositivo *Smartwatch* utilizado em paralelo, onde há a execução do filtro de média duas vezes. Na Tabela 6, são exibidas todas as configurações de testes e resultados para cada um deles, dos batimentos cardíacos por minuto gerados pelo estimador a partir dos dados CSI coletados para este experimento onde foi obtida a menor diferença média, juntamente com os resultados gerados pelo dispositivo vestível. As diferenças de cada configuração também podem ser identificadas a partir do gráfico exibido na Figura 13.

Tabela 6 – Amostra de menor diferença média - Em repouso.

| Configuração | BPM1 | BPM2 | BPM3 | BPM4 | BPM5 | BPM6 | BPM7 | BPM8 | BPM9 | BPM10 |
|--------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|
| 1 | 86 | 61 | 74 | 73 | 74 | 87 | 86 | 44 | 69 | 61 |
| 2 | 80 | 66 | 70 | 56 | 63 | 78 | 83 | 47 | 78 | 54 |
| 3 | 103 | 87 | 83 | 83 | 81 | 86 | 83 | 97 | 82 | 82 |
| 4 | 96 | 90 | 82 | 90 | 87 | 87 | 83 | 97 | 85 | 83 |
| 5 | 96 | 85 | 80 | 89 | 89 | 94 | 87 | 97 | 99 | 89 |
| 6 | 83 | 77 | 73 | 70 | 71 | 77 | 77 | 78 | 82 | 80 |
| Smartwatch | 82 | 77 | 73 | 74 | 74 | 77 | 78 | 79 | 83 | 81 |

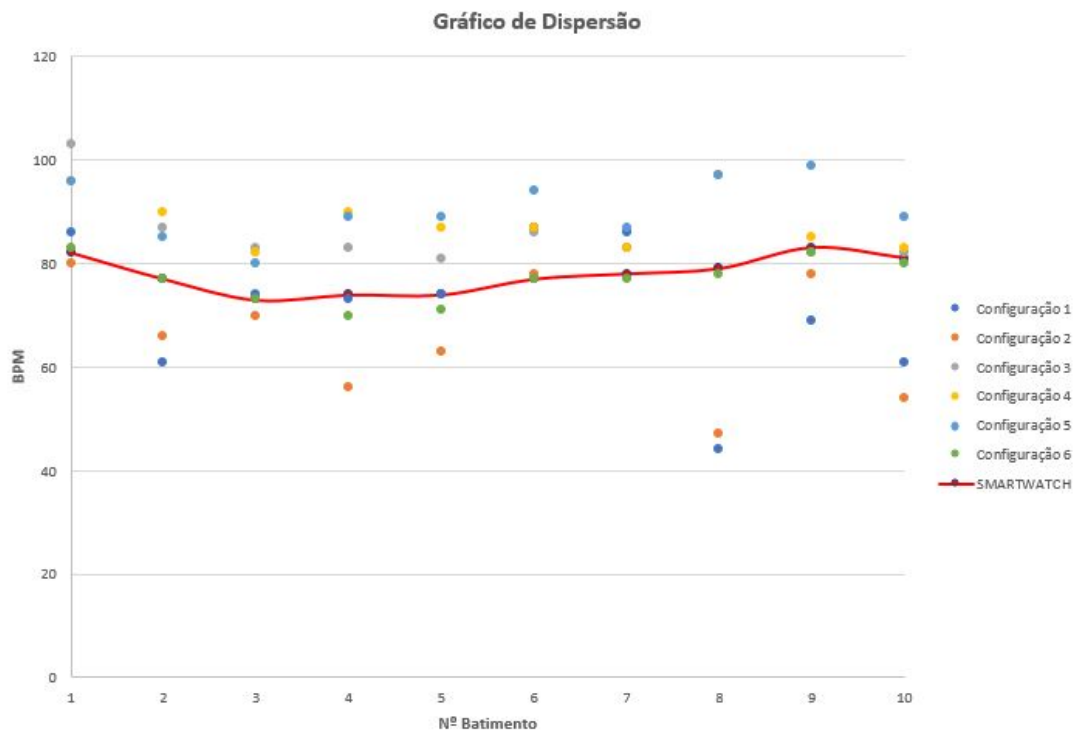


Figura 13 – Amostra de menor diferença média - Em repouso

Ao selecionar da mesma forma o experimento com a menor diferença percentual média executada no estimador para os casos de indivíduos em movimento, o resultado para essa diferença é de 8.94% na configuração 5, quando comparada ao dispositivo *Smartwatch* utilizado em paralelo. As configurações e resultados em batimentos cardíacos por minuto são exibidas para esse caso conforme a Tabela 7 e a Figura 14, que demonstra o gráfico de dispersão das diferenças médias entre as configurações.

Tabela 7 – Amostra de menor diferença média - Em movimento.

| Configuração | BPM1 | BPM2 | BPM3 | BPM4 | BPM5 | BPM6 | BPM7 | BPM8 | BPM9 | BPM10 |
|--------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|
| 1 | 72 | 99 | 77 | 59 | 82 | 69 | 63 | 80 | 51 | 67 |
| 2 | 64 | 87 | 66 | 57 | 77 | 71 | 54 | 70 | 56 | 66 |
| 3 | 91 | 99 | 103 | 76 | 90 | 86 | 95 | 93 | 93 | 80 |
| 4 | 99 | 104 | 97 | 75 | 87 | 78 | 83 | 89 | 96 | 77 |
| 5 | 103 | 115 | 106 | 108 | 90 | 106 | 117 | 99 | 96 | 96 |
| 6 | 82 | 87 | 87 | 70 | 77 | 78 | 83 | 77 | 73 | 73 |
| Smartwatch | 93 | 97 | 103 | 108 | 104 | 110 | 117 | 116 | 110 | 110 |

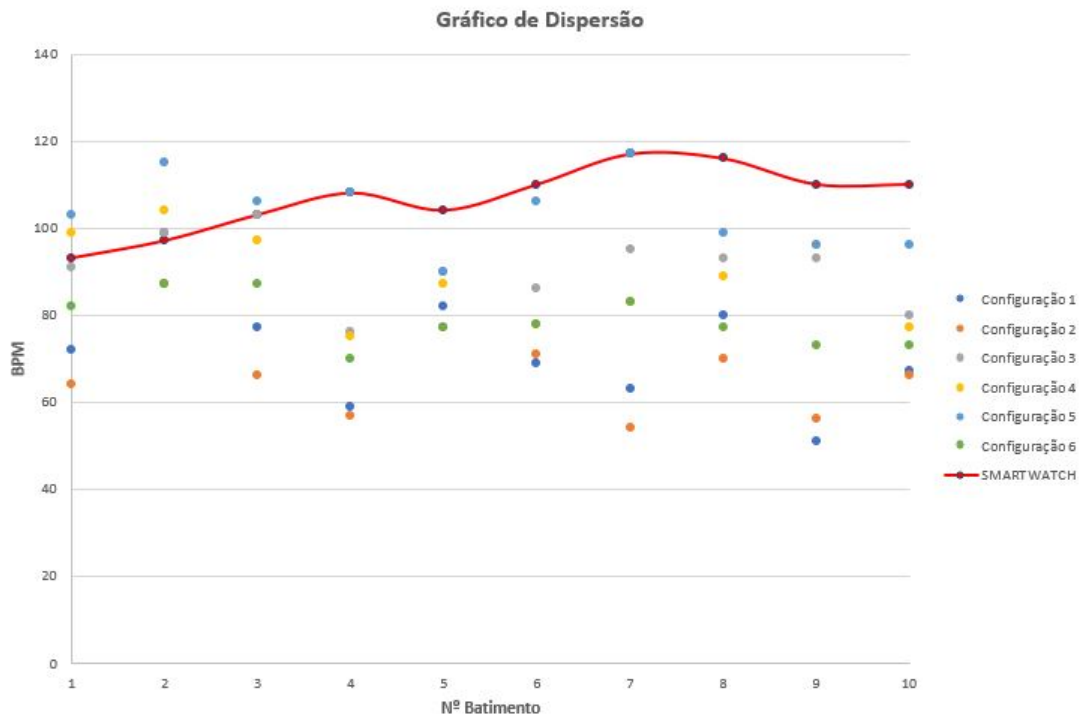


Figura 14 – Amostra de menor diferença média - Em movimento.

Durante os testes executados, verificou-se que muitos *outliers* ainda estavam sendo gerados na execução do programa com o uso do range de 0,6 Hz a 3,67 Hz no filtro Passa Banda. Com isso, ao utilizar o range de 1 Hz a 2,5 Hz notou-se uma melhora significativa na estimativa de batimentos na faixa entre 70 Bpm e 110 Bpm, com diferenças médias abaixo de 10%. Por outro lado, esse range não funciona tão bem para amostras de pessoas com batimentos cardíacos mais baixos no estado de repouso, próximos a 60 Bpm. Como o range de 1 Hz - 2,5 Hz corresponde a faixa entre 60 Bpm e 150 Bpm, nem todos os valores puderam ser capturados por estarem fora da faixa delimitada, resultando em diferenças médias de mais de 40%. Para essas amostras, o range de 0,6 Hz - 3,67 Hz resulta em diferenças médias próximas a 16%, o que é uma melhora significativa para esses casos.

Como descrito anteriormente, o movimento corporal para os experimentos realizados de pessoas em movimento retornou uma diferença maior, visto que a movimentação dos membros do corpo gera efeito e resultado nos dados coletados. Tanto que, o melhor experimento obtido com os casos em repouso obteve uma diferença média de apenas 1.57%, contra 8.94% de diferença média, no melhor caso de experimento em movimento. Como exemplo, podemos citar um dos voluntários testados, este que foi quem mais realizou movimentos corporais durante os experimentos, no qual o resultado da execução do estimador para esse caso foi o que resultou na maior diferença média (42.87%) quando comparado ao dispositivo *Smartwatch*. Vemos que o maior caso de diferença média ocorreu justamente no experimento onde o participante realizou movimentos de maior intensidade.

Na Figura 15, é exibido um resultado geral com todos os resultados de coletas executadas na Configuração 6, que demonstrou o menor percentual de diferença média a partir de voluntários em estado de repouso. O eixo X representa o resultado da execução para o experimento CSI e o eixo Y representa o resultado da execução para o experimento utilizando um dos dispositivos vestíveis.

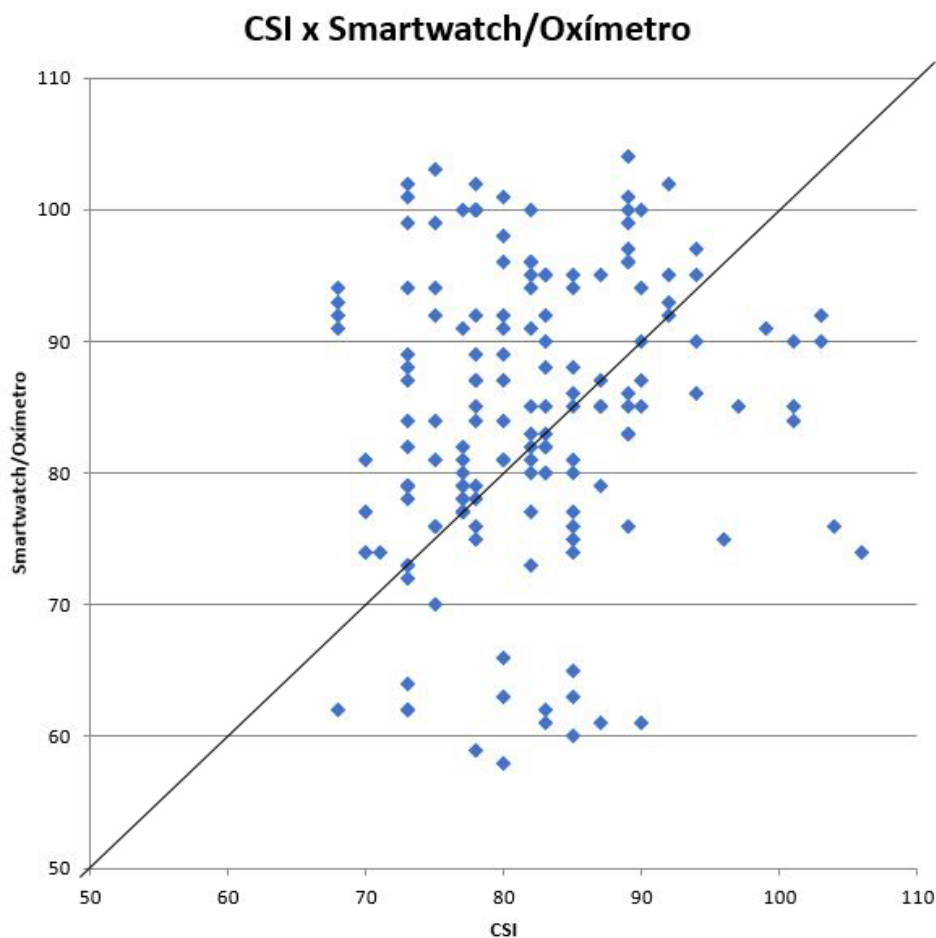


Figura 15 – Dispersão CSI x Smartwatch/Oxímetro - Em repouso.

A diagonal traçada no gráfico demonstra a proximidade dos resultados CSI em

relação aos resultados dos dispositivos, e é possível notar que a densidade dos pontos na região da diagonal é maior.

A Figura 16 exibe os resultados para os experimentos realizados em voluntários no estado de movimento, onde a Configuração 5 foi responsável pelo menor percentual de diferença média. É possível notar na figura um acúmulo de resultados próximo a diagonal que representa a igualdade, mas com uma maior densidade na parte superior do gráfico. Conforme explicado anteriormente, os experimentos de voluntários em estado de movimento possuem os resultados impactados pelos movimentos corporais, logo, isso explica o deslocamento dos pontos, com a concentração dos resultados na região superior.

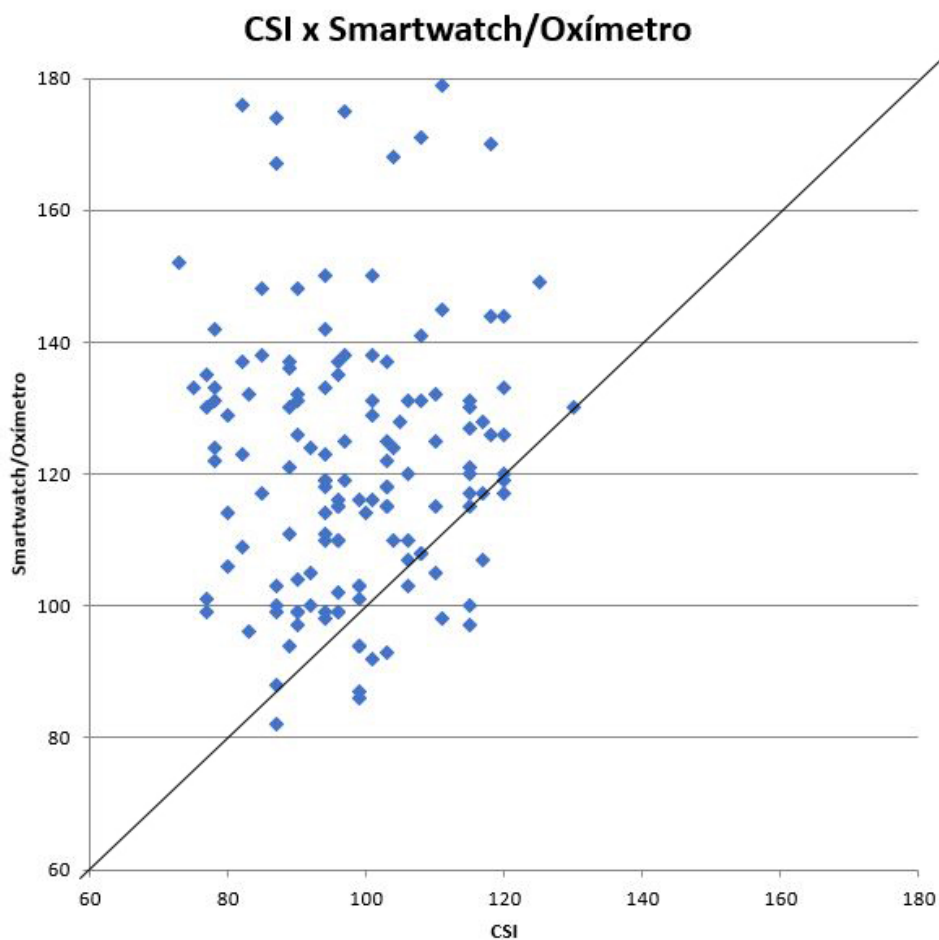


Figura 16 – Dispersão CSI x Smartwatch/Oxímetro - Em movimento

E realizando uma comparação entre a Figura 15 e a Figura 16, os pontos que representam os experimentos em repouso ficam muito mais próximos da diagonal, enquanto os pontos onde são representados movimento, ficaram concentrados na parte superior.

5 Conclusão

O acesso ao monitoramento de sinais vitais ainda não é um privilégio para toda a população, devido ao seu custo. Além disso, em tempos de pandemia e de surtos de doenças, muitas vezes as pessoas deixam de se encaminhar aos hospitais por medo de contaminações. O monitoramento cardíaco desses indivíduos se torna ainda mais essencial para estes casos, e o uso do CSI para este fim se torna importante. Além do custo baixo, pois depende apenas da rede Wi-Fi, que já é encontrada na maioria das residências, o CSI também pode ser implementado de uma forma a se obter um monitoramento remoto.

O projeto aqui demonstrado consegue realizar a captura dos dados CSI e processá-los, de forma contínua e ininterrupta, e realizar uma estimação do valor de batimento cardíaco por minuto com uma certa acurácia para casos de repouso, trazendo a possibilidade de melhorias futuras em uma tecnologia totalmente nova, de monitoramento de batimentos cardíacos sem a utilização de dispositivos vestíveis no corpo humano. É importante destacar a possibilidade do monitoramento contínuo que foi alcançada. Uma equipe médica, por exemplo, necessita receber as informações de forma atualizada do paciente, para que se tenham as melhores decisões possíveis em relação ao paciente. Observamos que, pelo nosso estudo, até o momento os estudos na literatura sobre estimativa de batimentos cardíacos usando CSI não consideram uma abordagem de monitoramento contínuo.

5.1 Limitações

Os resultados demonstrados no Capítulo 4 mostraram que a medição em repouso resultou em uma diferença muito menor em relação aos dispositivos vestíveis *Oxímetro* e *Smartwatch*, comparado com a medição em movimento. É portanto ainda um desafio ter medidas CSI acuradas com indivíduos em movimento. Diversos outros estudos como (XIAOCHAO et al., 2020) e (HAO et al., 2022) demonstram a mesma situação, também destacando que a quantidade de massa corporal, altura, diversas características físicas das pessoas, podem gerar interferência no sinal. Realizar o monitoramento de sinais vitais em indivíduos em movimento, e também em pessoas de diferentes características físicas, se torna um desafio.

Além também do desafio da aplicação de filtros para a limpeza do sinal, a detecção de batimentos cardíacos sofre com interferências em uma grande intensidade, se comparada com a detecção de outros sinais vitais, como a taxa de respiração, onde o efeito da respiração humana por exemplo, tem um efeito maior no CSI se comparado ao batimento cardíaco, como relatado em (SOTO et al., under review, 2022; FERREIRA et al., 2022).

Também é importante considerar o problema do monitoramento em ambientes onde em suas proximidades há mais de um indivíduo. O sinal poderá sofrer uma clara interferência entre os indivíduos (CHEN et al., 2016), levando a dificuldades em se processar o batimento cardíaco individualmente, diminuindo em muito a precisão. Menciona-se também que objetos e paredes podem influenciar diretamente no sinal obtido, causando distorções.

Quando buscamos medir sinais vitais de um indivíduo, é de extrema importância que o sistema medidor tenha uma medição mais próxima do tempo real. O estimador de batimentos cardíacos desenvolvido neste projeto consegue coletar e processar sinais vitais em um intervalo de tempo um pouco maior que os dispositivos vestíveis. Entre o início da coleta, e posterior atualização do valor de BPM na interface de visualização gráfica, tem-se um tempo estimado de 40 segundos. Todavia, tratando-se de sistemas na área da saúde, e monitoramento vital, esta quantidade de tempo pode ser considerada muito elevada, onde cada segundo é crucial em um eventual problema de saúde no paciente.

5.2 Trabalhos futuros

Um dos propósitos da utilização do sinal CSI de forma mais acessível e barata, inclui a busca de se monitorar, futuramente, indivíduos em suas residências que estejam realizando suas tarefas cotidianas, buscando utilizar suas próprias redes Wi-Fi para este monitoramento. Sensores auxiliares adicionais poderiam ser considerados, a fim de se buscar um monitoramento melhor com uma maior área de cobertura, levando em conta que o tamanho das residências poderia dificultar este processo.

O uso de sensores auxiliares, e também de detectores de movimento, poderiam também ajudar na melhor acurácia do monitoramento de batimento cardíaco, visto que por exemplo neste trabalho, diferentes configurações foram melhores para casos de repouso e casos de movimento, sendo realizada assim a detecção de movimento para posterior processamento deste sinal. Uma maior quantidade de sensores e antenas também significa mais dados para serem capturados e processados, sendo que existem estudos específicos de (ZHU et al., 2017) e (LI et al., 2018) que demonstram um melhor desempenho do sistema com a presença de mais dispositivos. Porém, o seu aumento demasiadamente pode ampliar as interferências eletromagnéticas, sendo este um dos maiores desafios na busca de monitoramento de sinais vitais.

Para o monitoramento em tempo real, que é extremamente necessário tratando-se de um sinal vital, é importante a busca de meios de otimização para se obter um rápido processamento dos sinais CSI, de forma a conseguir uma visualização dos dados o mais rápido possível, de forma similar a um monitor multiparamétrico de sinais vitais utilizado profissionalmente em hospitais.

Considerando o monitoramento remoto, é importante a busca de meios menos

complexos e mais compatíveis com diversos dispositivos, para que a captura de sinal CSI seja realizada. O software Nexmon utilizado neste projeto contém limitações de compatibilidade, não sendo executado em qualquer dispositivo, ou mesmo em alguns *kernels* do sistema operacional utilizado (Raspbian). Considerando ainda a dificuldade de instalação e configuração do Nexmon ser um problema para pessoas com menos afinidade ao assunto, é importante em trabalhos futuros que se busque formas mais práticas e mais acessíveis.

A busca também de maiores pesquisas em torno da definição do tamanho de janela deslizante apropriado a se utilizar e busca de uma melhor disposição dos equipamentos no cenário experimental pode trazer benefícios na acurácia dos valores de batimentos cardíacos. Valores diferentes de tamanho de janela influenciam diretamente no resultado, onde o filtro pode acabar removendo amostras que poderiam ser utilizadas no cálculo, ou ainda, pode ocorrer de um ruído permanecer no sinal coletado, influenciando na estimação.

Referências

- BLUMROSEN, G.; LUTTWAK, A. Human body parts tracking and kinematic features assessment based on rssi and inertial sensor measurements. *Sensors (Basel, Switzerland)*, v. 13, p. 11289–313, 09 2013. Citado na página 3.
- CHEN, C.; HAN, Y.; CHEN, Y.; LIU, K. J. R. Multi-person breathing rate estimation using time-reversal on wifi platforms. In: *2016 IEEE Global Conference on Signal and Information Processing (GlobalSIP)*. [S.l.: s.n.], 2016. p. 1059–1063. Citado na página 35.
- DAMODARAN, N.; SCHÄFER, J. Device free human activity recognition using wifi channel state information. In: *2019 IEEE SmartWorld, Ubiquitous Intelligence Computing, Advanced Trusted Computing, Scalable Computing Communications, Cloud Big Data Computing, Internet of People and Smart City Innovation (SmartWorld/SCALCOM/UIC/ATC/CBDCom/IOP/SCI)*. [S.l.: s.n.], 2019. p. 1069–1074. Citado na página 5.
- FERREIRA, V.; SOTO, J.; GALDINO, I.; CABALLERO, E.; MUCHALUAT-SAADE, D.; ALBUQUERQUE, C. Monitoramento de sinais vitais utilizando redes wi-fi. *Livro de Minicursos do SBRC*, 2022. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 34.
- GU, Y.; ZHAN, J.; JI, Y.; LI, J.; REN, F.; GAO, S. Mosense: An rf-based motion detection system via off-the-shelf wifi devices. *IEEE Internet of Things Journal*, v. 4, n. 6, p. 2326–2341, 2017. Citado na página 4.
- GU, Y.; ZHANG, X.; LIU, Z.; REN, F. Wifi-based real-time breathing and heart rate monitoring during sleep. In: *2019 IEEE Global Communications Conference (GLOBECOM)*. [S.l.: s.n.], 2019. p. 1–6. Citado 3 vezes nas páginas 5, 16 e 26.
- HAO, Z.; NIU, J.; DANG, X.; QIAO, Z. Wipg: Contactless action recognition using ambient wi-fi signals. *Sensors*, v. 22, n. 1, 2022. ISSN 1424-8220. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 34.
- HYNDMAN, R. J.; ATHANASOPOULOS, G. *Forecasting: Principles & Practice*. 2. ed. [S.l.]: OTexts, 2018. Citado na página 27.
- LEE, S.; PARK, Y.-D.; SUH, Y.-J.; JEON, S. Design and implementation of monitoring system for breathing and heart rate pattern using wifi signals. In: *2018 15th IEEE Annual Consumer Communications Networking Conference (CCNC)*. [S.l.: s.n.], 2018. p. 1–7. Citado 2 vezes nas páginas 3 e 5.
- LEVESQUE, L. Nyquist sampling theorem: Understanding the illusion of a spinning wheel captured with a video camera. *Physics Education*, v. 49, p. 697, 11 2014. Citado na página 13.
- LI, F.; VALERO, M.; SHAHRIAR, H.; KHAN, R. A.; AHAMED, S. I. Wi-covid: A covid-19 symptom detection and patient monitoring framework using wifi. *Smart Health*, Elsevier, v. 19, p. 100147, 2021. Citado na página 21.

- LI, H.; OTA, K.; DONG, M.; GUO, M. Learning human activities through wi-fi channel state information with multiple access points. *IEEE Communications Magazine*, v. 56, n. 5, p. 124–129, 2018. Citado na página 35.
- MA, Y.; ZHOU, G.; WANG, S. Wifi sensing with channel state information: A survey. *ACM Computing Surveys*, v. 52, p. 1–36, 06 2019. Citado 2 vezes nas páginas 1 e 4.
- NELSON, B. W.; ALLEN, N. B. Accuracy of consumer wearable heart rate measurement during an ecologically valid 24-hour period: Intraindividual validation study. *JMIR mHealth and uHealth*, v. 7, n. 3, 2019. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 29.
- PIPEK, L. Z.; NASCIMENTO, R. F. V.; ACENCIO, M. M. P.; TEIXEIRA, L. R. Comparison of spo2 and heart rate values on apple watch and conventional commercial oximeters devices in patients with lung disease. *Sci Rep*, v. 11, n. 18901, 05 2021. Citado na página 29.
- SCHULZ, M.; LINK, J.; GRINGOLI, F.; HOLLICK, M. Shadow wi-fi: Teaching smartphones to transmit raw signals and to extract channel state information to implement practical covert channels over wi-fi. In: . [S.l.: s.n.], 2018. p. 256–268. Citado na página 12.
- SOTO, J.; GALDINO, I.; CABALLERO, E.; FERREIRA, V.; MUCHALUAT-SAADE, D.; ALBUQUERQUE, C. A survey on vital signs monitoring based on wi-fi csi data. *Computer Communications*, under review, 2022. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 34.
- VONDEREN, J. J. van; HOOPER, S. B.; KROESE, J. K.; ROEST, A. A.; NARAYEN, I. C.; ZWET, E. W. van; PAS, A. B. te. Pulse oximetry measures a lower heart rate at birth compared with electrocardiography. *The Journal of Pediatrics*, v. 166, n. 1, p. 49–53, 2015. ISSN 0022-3476. Citado na página 29.
- WANG, H.; ZHANG, D.; MA, J.; WANG, Y.; WANG, Y.; WU, D.; GU, T.; XIE, B. Human respiration detection with commodity wifi devices: do user location and body orientation matter? In: . [S.l.: s.n.], 2016. p. 25–36. Citado na página 16.
- WANG, Z.; JIANG, K.; HOU, Y.; DOU, W.; ZHANG, C.; HUANG, Z.; GUO, Y. A survey on human behavior recognition using channel state information. *IEEE Access*, v. 7, p. 155986–156024, 2019. Citado 2 vezes nas páginas 4 e 5.
- XIAOCHAO, D.; YUAN, C.; ZHANJUN, H.; YANG, L. Wigid: Indoor group identification with csi-based random forest. *Sensors (Basel)*, v. 20, n. 16, 2020. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 34.
- YOUSEFI, S.; NARUI, H.; DAYAL, S.; ERMON, S.; VALAEE, S. A survey on behavior recognition using wifi channel state information. *IEEE Communications Magazine*, v. 55, n. 10, p. 98–104, 2017. Citado na página 5.
- ZHU, D.; PANG, N.; LI, G.; LIU, S. Notifi: A ubiquitous wifi-based abnormal activity detection system. In: *2017 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN)*. [S.l.: s.n.], 2017. p. 1766–1773. Citado na página 35.