

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE CAMPINAS

DAVI FARIA BURATTO

**PLATAFORMA DE BAIXO CUSTO PARA AQUISIÇÃO E
MONITORAMENTO DE SINAIS VITAIS**

CAMPINAS

2023

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE CAMPINAS
ESCOLA POLITÉCNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM GESTÃO DE REDES DE
TELECOMUNICAÇÕES**

DAVI FARIA BURATTO

**PLATAFORMA DE BAIXO CUSTO PARA AQUISIÇÃO E
MONITORAMENTO DE SINAIS VITAIS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Gestão de Redes de Telecomunicações da Escola Politécnica, da Pontifícia Universidade Católica de Campinas, como exigência para obtenção do título de Mestre em Gestão de Redes de Telecomunicações.

Orientador: Prof. Dr. Frank Herman Behrens

CAMPINAS

2023

Ficha catalográfica elaborada por Adriane Elane Borges de Carvalho CRB 8/9313
Sistema de Bibliotecas e Informação - SBI - PUC-Campinas

621.3851 Buratto , Davi Faria
B968p

Plataforma de baixo custo para aquisição e monitoramento de sinais vitais / Davi Faria Buratto . - Campinas: PUC-Campinas, 2023.

99 f.: il.

Orientador: Frank Herman Behrens.

Dissertação (Mestrado em Gestão de Redes de Telecomunicações) - Pós-Graduação em Gestão de Redes de Telecomunicações , Escola Politécnica, Pontifícia Universidade Católica de Campinas, Campinas, 2023.

Inclui bibliografia.

1. Redes de sensores sem fio. 2. Monitoramento de paciente - Tecnologia. 3. Aquisição - Plataformas - Biomedicina. I. Behrens, Frank Herman. II. Pontifícia Universidade Católica de Campinas. Escola Politécnica. Pós-Graduação em Gestão de Redes de Telecomunicações . III. Título.

23. ed. CDD 621.3851

DAVI FARIA BURATTO

**PLATAFORMA DE BAIXO CUSTO PARA AQUISIÇÃO E
MONITORAMENTO DE SINAIS VITAIS**

Dissertação apresentada como exigência para obtenção do título de Mestre em Gestão de Redes de Telecomunicações ao Programa de Pós-Graduação em Gestão de Redes de Telecomunicações da Escola Politécnica.
Área de Concentração: Gestão de Redes e Serviços.
Orientador (a): Prof. Dr. Frank Herman Behrens.

Dissertação defendida e aprovada em 28 de junho de 2023 pela Comissão Examinadora constituída dos seguintes professores:



Prof. Dr. Frank Herman Behrens
Orientador da Dissertação e Presidente da Comissão Examinadora
Pontifícia Universidade Católica de Campinas



Profa. Dra. Cecília de Freitas Moraes
Pontifícia Universidade Católica de Campinas



Prof. Dr. Fernando Chavez Porras
Instituto Eldorado

“Somente aqueles itens que eu noto moldam minha mente - sem interesse seletivo, a experiência é um caos total. Só o interesse dá acento e ênfase, luz e sombra, plano de fundo e primeiro plano - perspectiva inteligível, em uma palavra”.

William James.

(1842 - 1910)

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Frank Hermann Behrens

Além de um orientador excepcional, agora um grande amigo, sempre presente, que me manteve focado e incentivado durante todo o processo do trabalho, apesar de tantos desafios durante o processo.

Ao Prof. Dr. Omar de Carvalho Branquinho

Por apresentar o Professor Frank e me tolerar durante a graduação.

Ao Prof. Dr. Ivanil Sebastião Bonatti e sua esposa Nícia Adan Bonatti

Sem sua paciência nas infindáveis tardes que passamos estudando, a jornada do curso de engenharia nem teria se iniciado.

À PUC-Campinas

Pela oportunidade de realizar esse curso com a bolsa reitoria de 50%.

Ao Instituto de Pesquisas Eldorado

Pelo apoio recebido através do Programa de Capacitação Eldorado.

À minha esposa, Adriana e aos meus pais, por estarem sempre presentes, me apoiando e incentivando, sem os quais nem a graduação ou este trabalho poderiam ter sido, nem mesmo iniciados.

RESUMO

O presente trabalho se propõe a desenvolver uma Plataforma de Baixo Custo Para Aquisição e Monitoramento de Sinais Vitais. Este sistema pode ser aplicado em diversas áreas da saúde, como o monitoramento de pacientes enfermos, onde permite o monitoramento de diversos pacientes simultaneamente, além de permitir a configuração de alertas que podem ser utilizados para que o corpo médico foque em pacientes mais graves. Também é possível aplicar o mesmo sistema a profissionais do esporte, onde é possível avaliar ganhos de desempenho baseado nos dados capturados de um atleta sob treinamento físico. Este sistema de monitoramento de sinais vitais permite medir a porcentagem de oxigênio presente no sangue, frequência cardíaca, pressão arterial, concentração de dióxido de carbono e frequência respiratória. Os dados capturados são armazenados inicialmente em um cartão de memória e posteriormente enviados para a nuvem, onde são armazenados de forma definitiva, tratados e exibidos de forma otimizada. Os valores históricos armazenados podem permitir uma avaliação mais precisa sobre condições de melhora ou piora de um paciente.

Palavras-chave: Aquisição de dados biomédicos. Transdutores biomédicos. Monitoramento de pacientes, Monitoramento de atletas, Telemedicina.

ABSTRACT

This paper aims to develop a Low-Cost Platform for the Acquisition and Monitoring of Vital Signs. This system can be applied in various areas of health, such as the monitoring of ill patients, where it allows the monitoring of several patients simultaneously, in addition to allowing the configuration of alerts that can be used for the medical staff to focus on more serious patients. It is also possible to apply the same system to sports professionals, where it is possible to assess performance gains based on data captured from an athlete under physical training. This vital sign monitoring system allows you to measure the percentage of oxygen present in the blood, heart rate, blood pressure, carbon dioxide concentration, and respiratory rate. The captured data is initially stored on a memory card and then sent to the cloud, where it is permanently stored, treated, and displayed in an optimal way. The stored historical values can allow a more accurate assessment of a patient's improving or worsening conditions.

Keywords: Biomedical data acquisition. Biomedical transducers. Patient Monitoring, Athlete Monitoring, Telemedicine.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Exemplo de um sinal típico de ECG.....	18
Figura 2. Sinal Fotopleletismográfico com dois ciclos.....	20
Figura 3. Componentes do sinal Fotopleletismográfico capturado no dedo.....	21
Figura 4. Definições de PAT e PTT.	23
Figura 5. Gráfico de capacidade pulmonar.....	29
Figura 6. Forma de onda de capnografia final normal.....	30
Figura 7. Multimonitor de Pacientes PHILIPS MP30.....	34
Figura 8. Diagrama de blocos do multimonitor Philips MP30.....	35
Figura 9. Plataforma MySignals.....	35
Figura 10. Diagrama de blocos da solução proposta.....	37
Figura 11. Fluxograma do firmware.....	38
Figura 12. Diagrama da solução na Nuvem.....	38
Figura 13. Lenovo Smartband.....	39
Figura 14. LilyGo T-Wristwatch.....	39
Figura 15. Visão interna da pulseira T-Wristband.....	40
Figura 16. Diagrama de blocos da T-Wristband.....	40
Figura 17. Conector de expansão e conversor serial para programação.....	41
Figura 18. Periféricos de expansão.....	41
Figura 19. Kit de desenvolvimento de oxímetro TTGO.....	42
Figura 20. Diagrama de blocos do kit de desenvolvimento de oxímetro TTGO.....	42
Figura 21. Colagem de imagens de Raio-X da PCI do kit TTGO.....	43
Figura 22. Sensor de pressão BMP280.....	45
Figura 23. Diagrama de blocos do BMP280.....	46
Figura 24. Disposição interna do sensor BMP280.....	46
Figura 25. Sensor de concentração de CO ₂ SCD-41.....	47
Figura 26. Diagrama de blocos do sensor SCD-41.....	48
Figura 27. Princípio de funcionamento interno do SCD-41.....	48
Figura 28. Vista interna do sensor SCD-41.....	49
Figura 29. Comparação entre o MAX30101 (esquerda) e o MAX30102 (direita).....	50
Figura 30. Diagrama de blocos interno do MAX30101 e do MAX30102.....	51
Figura 31. Dispositivo Sensor Hub MAX32664D.....	52
Figura 32. Diagrama de blocos do sistema de alimentação da PCI principal.....	52
Figura 33. Esquema elétrico da placa de sensor.....	53
Figura 34. Fonte de 5V com o dispositivo PAM2401.....	54
Figura 35. Fonte de 1.8V com o dispositivo TPS7A0218.....	54
Figura 36. Layout da placa desenvolvida.....	55
Figura 37. Placa protótipo completamente montada.....	55
Figura 38. Vista inferior da placa e adaptações nas conexões e sinais.....	56
Figura 39. Vista superior da placa e adaptações.....	57
Figura 40. Fixação da placa desenvolvida.....	57
Figura 41. Máscara não-reinalante.....	58
Figura 42. Protótipo inicial da máscara e suporte dos sensores.....	59
Figura 43. Peça desenvolvida para acomodar os sensores de pressão e CO ₂	59
Figura 44. Requisitos de posicionamento do SCD41.....	60
Figura 45. Corte transversal do suporte dos sensores.....	61

Figura 46. Modelo 3D da máscara de oxigenoterapia e da peça desenvolvida.	62
Figura 47. Ambiente de desenvolvimento Visual Studio Code.	63
Figura 48. Logotipo comemorativo da PUC-Campinas.	63
Figura 49. Protótipo montado com a customização da tela.	64
Figura 50. Exibição das variáveis fisiológicas medidas.	64
Figura 51. Exemplo de dados coletados.	65
Figura 52. Interface do InfluxDB.	67
Figura 53. O dashboard desenvolvido na ferramenta Grafana.	68
Figura 54. O protótipo.	70
Figura 55. O autor utilizando os oxímetros e medidor de pressão.	72
Figura 56. Dados capturados da frequência cardíaca.	73
Figura 57. Saturação de Oxigênio – SpO ₂	74
Figura 58. Gráfico da Pressão Sistólica.	75
Figura 59. Gráfico da pressão Diastólica.	75
Figura 60. Valores de frequência cardíaca durante exercício.	76
Figura 61. Valores de saturação de oxigênio durante exercício.	77
Figura 62. Valores de pressão sistólica durante exercício.	78
Figura 63. Valores de pressão diastólica durante exercício.	78
Figura 64. Dispersão temporal do intervalo de amostragem dos dados.	79
Figura 65. Variação da frequência cardíaca.	80
Figura 66. Variação da saturação sanguínea.	81
Figura 67. Variação das pressões arteriais.	81
Figura 68. Nível de concentração de CO ₂	82
Figura 69. Pressão respiratória.	83
Figura 70. Detalhe do sinal respiratório capturado.	83
Figura 71. Medida da frequência respiratória.	84
Figura 72. Detalhe do sinal de CO ₂ expirado.	84

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Custos de desenvolvimento (valores em Dólares)	69
Tabela 2. Testes comparativos realizados.....	72
Tabela 3. Correlação da frequência cardíaca capturada por dois dispositivos.....	73
Tabela 4. Saturação de Oxigênio – SpO2.....	74
Tabela 5. Pressão Sistólica	75
Tabela 6. Pressão Diastólica	75
Tabela 7. Teste comparativo – Atividade 3.	76
Tabela 8. Valores de frequência cardíaca durante exercício.....	76
Tabela 9. Valores de saturação de oxigênio durante exercício.....	77
Tabela 10. Valores de pressão sistólica durante exercício.....	78
Tabela 11. Valores de pressão diastólica durante exercício	78

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AC	Corrente Alternada
ADC	Analogue-to-digital converter
BLE	Bluetooth de baixa energia
BT	Bluetooth
CMOS	Complementary metal–oxide–semiconductor
CO₂	Dióxido de Carbono
COVID-19	Doença causada pelo vírus SARS-CoV-2
DAC	Digital-to-analog converter
DC	Corrente Contínua
DPOC	doença pulmonar obstrutiva crônica
DSP	Processador digital de sinais
ECG	Eletrocardiografia
EEG	Eletroencefalografia
EMG	Eletromiografia
EtCO₂	End Tidal CO ₂
FC	Frequência Cardíaca
FEV₁	volume expiratório forçado no primeiro segundo
FRC	Capacidade residual funcional
FVC	Capacidade Vital Forçada
GB	Gigabyte
GPIO	Pino de entrada ou saída de uso geral
hPA	Hecto Pascal
HVAC	Heating, Ventilating and Air Conditioning
I/O	Entrada ou Saída
I²C	Inter-Integrated Circuit
IC	Capacidade inspiratória
IoT	Internet das Coisas
IRV	Volume inspiratório de reserva
LED	Diodo Emissor de Luz
MB/s	Megabyte por Segundo
mmHg	Milímetros de Mercúrio
mλ	Inclinação da borda ascendente do pico sistólico
NIR	Espectroscopia no Infravermelho Próximo
nm	Nanômetro
PAT	Atraso entre o sinal do eletrocardiograma e o sinal do fotopletismograma
PCI	Placa de circuito impresso
PPG	Fotopletismografia
PTT	Atraso temporal da onda de pressão arterial
QR	Quociente Respiratório
RER	Taxa de Troca Metabólica

RI	Índice de Reflexão do Pulso
RPM	Respirações por Minuto
RTC	Relógio em tempo real
RV	Volume residual
SPI	Serial Peripheral Interface
SPO2	Quantidade de oxigênio afixada na hemoglobina
TB	Terabyte
TLC	Capacidade pulmonar total
Tn	Notch Time
Tp	Tempo de crista
TV	Volume corrente
UART	Universal asynchronous receiver-transmitter
UHS-I	Ultra High Speed-1
UHS-II	Ultra High Speed-2
VER	Volume expiratório de reserva
VPW	Velocidade da Onda de Pulso
Vpλ	Altura do Pico Sistólico
Wi-Fi	Wireless Fidelity

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	14
1.1. Objetivos	16
1.2. Organização do trabalho.....	16
2. FUNDAMENTAÇÃO.....	17
2.1. Técnicas para Aquisição de Sinais Fisiológicos	17
2.1.1 Eletrofisiologia.....	17
2.1.1.1 Eletrocardiografia (ECG).....	18
2.1.2 Frequência Cardíaca.....	19
2.1.2.1 Medição por espectroscopia no infravermelho próximo.....	22
2.1.3 Oximetria	24
2.1.4 Pressão Arterial.....	24
2.1.5 Fisiologia respiratória básica.....	26
2.1.6 Pressão respiratória.....	27
2.1.6.1 Espirometria	27
2.1.6.2 Manovacuometria.....	29
2.1.6.3 Medição da concentração de CO ₂ respiratória	30
2.1.6.3.1 Interpretação das formas de onda de capnografia.....	31
2.1.6.4 Relação entre CO ₂ expirado e fadiga.....	32
2.2 Sistemas de Aquisição de Dados Fisiológicos	33
3 PROPOSTA.....	36
3.1 Diagrama de blocos do hardware	36
3.2 Fluxograma do software embarcado e na nuvem	37
4 DESENVOLVIMENTO.....	39
4.1 Sensores.....	44
4.1.1 Sensor de Pressão	44
4.1.2 Sensor de Dióxido de Carbono	47
4.1.3 Sensor de fotopletismografia.....	49
4.1.4 O sensor HUB	51
4.2 Implementação do hardware	52
4.2.1 A conexão com o kit de desenvolvimento	56
4.2.2 Adaptações mecânicas	57
4.3 Implementação do Software.....	62
4.3.1 O Firmware	62
4.3.2 Conexão com a Nuvem.....	65
5 RESULTADOS.....	69
6 CONCLUSÕES.....	85

6.1	Dos objetivos	85
6.2	Da aplicabilidade.....	85
6.3	Sugestão de trabalhos futuros.....	86
7	<i>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</i>	88

1. INTRODUÇÃO

Durante a pandemia do COVID-19, observou-se a sobrecarga do sistema de saúde global em diversos países, incluindo o Brasil, a capacidade de ocupação dos leitos hospitalares disponibilizados foi excedida. Não só os pacientes afetados pela COVID-19 foram impactados, mas também os pacientes portadores de outras doenças que comumente procuram o socorro hospitalar.

Para manter internados apenas pacientes graves e liberar leitos, cada vez mais aposta-se na recuperação do paciente em sua residência (MINISTÉRIO DA SAÚDE DO BRASIL, 2020), disponibilizando a vaga para outro paciente em estado mais grave. Assim, é necessário nesta situação que um técnico em enfermagem se locomova periodicamente à casa do paciente para monitorar seus sinais vitais, garantindo sua recuperação. O monitoramento de sinais vitais de pessoas idosas é particularmente interessante, já que a expectativa de vida da população mundial está crescendo ano a ano e, conseqüentemente, sua saúde deve ser avaliada regularmente ou monitorada continuamente (OLIVER; FLORES-MANGAS, 2006).

Nas últimas décadas houve um crescente interesse na área de monitoramento fisiológico utilizando tecnologia sem fios, tanto na área da saúde quanto para acompanhamento de condicionamento físico. Uma série de trabalhos se concentrou em aplicações em sistemas de monitoramento de saúde, sistemas remotos de monitoramento de sinais vitais e sistemas de monitoramento de desempenho em exercícios físicos (SOMANATHAN; KHALIL, 2010; KUMAR; RAHMAN, 2006; LI; ZHANG, 2007; LIM et al., 2009; OLIVER; FLORES-MANGAS, 2006; TEAW et al., 2005; ZHANG; CELLER, 2001).

Todos esses trabalhos possuem pontos em comum: monitoram frequência cardíaca, considerada um indicador de base da condição de saúde de um paciente e do condicionamento físico de um atleta. Durante uma atividade física, a demanda de sangue e oxigênio faz com que a frequência cardíaca aumente. Quanto mais intenso o exercício, maior a frequência cardíaca. Assim, o monitoramento do ritmo cardíaco durante o exercício pode ser uma abordagem adequada para monitorar a intensidade das atividades (SOMANATHAN; KHALIL, 2010).

O primeiro equipamento desenvolvido com a proposta de monitoramento da frequência cardíaca foi o Holter (HOLTER, 1961), que leva o sobrenome do cardiologista que o idealizou. O sistema Holter monitora os sinais elétricos emitidos pelo coração através de eletrodos fixados no peito do paciente. Após 24 horas com o equipamento ligado ao corpo, os dados coletados e armazenados são extraídos e analisados no consultório médico.

Outro exame de longa duração que pode ser feito seguindo o mesmo modelo é o de Monitorização Ambulatorial da Pressão Arterial (MAPA) que realiza medidas da pressão arterial em intervalos de 20 minutos (SANTOS, 2022).

Além da frequência cardíaca e da pressão arterial, é possível monitorar diversos outros sinais vitais, tais como temperatura corporal, taxa de oxigenação do sangue, frequência respiratória, entre outros. Porém, a dinâmica de coleta e análise dos dados inviabiliza exames de longa duração ou com diversos sinais, problema esse que pode ser contornado se os equipamentos dispusessem de um sistema de comunicação sem fios que permita o envio dos dados para um servidor remoto. Essa tecnologia é conhecida por WBAN (do inglês, *Wireless Body Area Network*). A WBAN se caracteriza como uma rede de dispositivos que podem ser montados ou implantados no corpo humano, capazes de transmitir os dados adquiridos para um servidor externo, para que sejam armazenados e analisados (NIAZ *et al.*, 2020). Com a utilização de tecnologias de rede sem fios, o usuário ganha mobilidade e não é obrigado a permanecer em um local fixo durante o período de exame (RAWAT; BHATTACHARYA, 2016).

O acesso a aparelhos de medição de frequência cardíaca e pressão sanguínea está restrito a grupos com poder aquisitivo acima da média da população brasileira. Além do custo, a frequência com que se realiza a leitura das variáveis fisiológicas também pode gerar dados que não sejam representativos sobre o fenômeno que se deseja monitorar. Portanto, um equipamento que monitore constantemente os sinais vitais de interesse e que pouco interfira na rotina ou tarefas do usuário tem um apelo muito forte. Outras aplicações também são possíveis para os equipamentos de monitoramento dos sinais vitais, como por exemplo, o uso em atletas, com o intuito de monitorar a eficácia e carga dos exercícios executados, podendo otimizá-los e evitar a fadiga.

Atualmente, os equipamentos comercializados se restringem a coletar dados e armazená-los internamente, exigindo assim a intervenção de um técnico para recuperação desses dados. O envio desses dados coletados para uma aplicação em nuvem facilita a recuperação da informação e permite a avaliação em tempo real de diversos pacientes, necessitando poucos profissionais para isso. Aliado a esses pontos, um custo baixo de aquisição também contribui para a disseminação dessa abordagem entre a população.

Com o uso de sensores adequados, de microcontroladores e de módulos de comunicação por radiofrequência, é possível monitorar remotamente um conjunto de sinais vitais e enviar os dados coletados para a nuvem, permitindo que um profissional de saúde monitore vários

pacientes ao mesmo tempo, evitando o deslocamento desnecessário dos pacientes e profissionais.

1.1. Objetivos

Dada a relevância do contexto de monitoramento remoto de pacientes e da necessidade de otimizar recursos materiais e humanos, no presente trabalho propõe-se a desenvolver uma plataforma de baixo custo para aquisição e monitoramento de sinais vitais, que meça frequência cardíaca, taxa de oxigenação do sangue, pressão sanguínea, concentração de dióxido de carbono exalado e pressão respiratória (com a qual pode-se monitorar a frequência respiratória). Os dados coletados são armazenados internamente e posteriormente enviados para a nuvem ou tratados localmente, para posterior visualização por um profissional médico habilitado.

Tal plataforma deve ter uma arquitetura aberta que permita a escolha de sensores e componentes de baixo custo, bem como sua expansão ou adaptação para aquisição de outros tipos de sinais fisiológicos.

Espera-se poder apresentar diferentes aplicações em diversas áreas da saúde e no monitoramento de atletas avaliando vantagens e desvantagens com relação a outros dispositivos disponíveis comercialmente ou na literatura, ou no monitoramento de pacientes em recuperação, para alertar a equipe de saúde se houver alguma alteração importante nos sinais vitais, favorecendo o pronto atendimento. Pode também ser aplicada no monitoramento de idosos, podendo verificar em tempo real as condições de saúde ou a eficácia do uso de determinada medicação.

1.2. Organização do trabalho

Este trabalho organiza-se da seguinte forma. No Capítulo 2 são apresentados os principais temas que fundamentam esta pesquisa, sendo divididos em Técnicas para Aquisição de Sinais Fisiológicos e Sistemas de Aquisição de Dados Fisiológicos. No Capítulo 3 apresenta-se a Proposta a ser implementada neste trabalho. O Capítulo 4 descreve em detalhes o Desenvolvimento de um protótipo para a Plataforma de Aquisição e Monitoramento de Sinais Vitais. Nos capítulos 5 e 6, apresentam-se os resultados e conclusões acerca dos Objetivos, Aplicabilidade e Sugestões para Trabalhos Futuros.

2. FUNDAMENTAÇÃO

A aquisição de dados fisiológicos é fundamental para o monitoramento, diagnóstico e tratamento de diversas condições médicas. Com o avanço da tecnologia e o desenvolvimento de dispositivos biomédicos, os sistemas de aquisição de dados fisiológicos têm evoluído rapidamente, permitindo uma maior precisão, rapidez e flexibilidade no acompanhamento dos sinais vitais (KANIUSAS, 2019).

Os sinais vitais, como frequência cardíaca, pressão arterial, frequência respiratória e temperatura corporal, são parâmetros críticos para avaliar a condição de saúde de um indivíduo.

Atualmente, existe uma tendência de captura de dados fisiológicos utilizando sensores eletrônicos, que medem as grandezas de interesse (temperatura, pressão, concentração gasosa, etc) transformando-as em sinais elétricos. Dessa forma, estes sinais são facilmente digitalizados, processados, armazenados e comunicados utilizando tecnologias modernas de processamento de dados, armazenamento em nuvem, comunicação por radiofrequência ou via Internet e acesso remoto por meio de computadores e *smartphones* (PATEL *et al.*, 2012).

2.1. Técnicas para Aquisição de Sinais Fisiológicos

Nesta seção, são abordadas algumas técnicas fundamentais de aquisição de sinais fisiológicos que se manifestam diretamente de forma elétrica, bem como de sinais que se manifestam por meio de grandezas físicas não elétricas, tais com pressão e concentração de gases.

2.1.1 Eletrofisiologia

A eletrofisiologia é uma área que estuda os sinais elétricos gerados por células e tecidos do corpo humano, como o cérebro, coração e músculos. Os sistemas de aquisição de dados fisiológicos nesta área incluem eletrocardiografia (ECG), eletroencefalografia (EEG), e eletromiografia (EMG) (SCHOMER; SILVA, 2011).

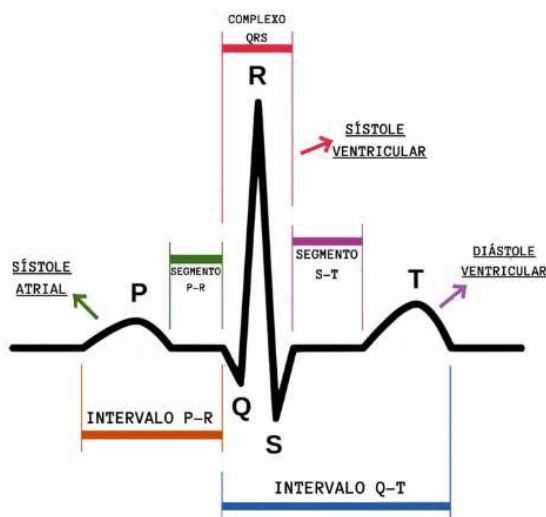
2.1.1.1 Eletrocardiografia (ECG)

A Eletrocardiografia (ECG), relevante no presente trabalho, é uma técnica de diagnóstico médico não invasiva que registra a atividade elétrica do coração ao longo do tempo. O exame é realizado utilizando eletrodos colocados na superfície da pele em posições determinadas do tórax, que medem as diferenças de potencial elétrico geradas pelos impulsos elétricos do coração. Estes impulsos são gerados pelas células cardíacas especializadas, chamadas células marca-passo, que controlam a contração e o relaxamento das câmaras do coração.

O ECG fornece informações importantes sobre a frequência cardíaca, o ritmo, a condução dos impulsos elétricos e a morfologia das ondas elétricas. Isso permite que médicos e profissionais de saúde identifiquem anormalidades, como arritmias cardíacas, isquemia miocárdica, infarto do miocárdio, hipertrofia ventricular, entre outras condições cardíacas.

Normalmente, a faixa de frequência de um sinal de ECG é de 0,05–100 Hz e sua faixa dinâmica varia entre 1–10 mV (SARITHA; SUKANYA; MURTHY, 2008). Um traçado de ECG típico consiste em diversas ondas, denominadas ondas P, complexo QRS e onda T (Figura 1). A onda P representa a despolarização atrial, o complexo QRS representa a despolarização ventricular e a onda T, a repolarização ventricular. Para uma análise adequada do ECG, é importante observar a frequência cardíaca, o eixo elétrico, a morfologia das ondas, a duração e amplitude das ondas e a presença de anormalidades ou alterações no traçado (SURAWICZ; KNILANS, 2008).

Figura 1. Exemplo de um sinal típico de ECG.



Fonte: (MEDWAY; SALEH, [s. d.]).

2.1.2 Frequência Cardíaca

A frequência cardíaca é um indicador importante da função cardiovascular e pode ser medida de várias maneiras.

Além do ECG, a fotopletismografia (do inglês, *Photoplethysmography* - PPG) é uma técnica comumente utilizada para medir a frequência cardíaca de forma não invasiva, usada também para medir as alterações do volume sanguíneo no leito microvascular do tecido. Através de diferentes comprimentos de onda, são medidas a reflexão, dispersão e absorção de luz no tecido do dedo. Usando uma variação da lei Beer-Lamberts, que estipula que um comprimento de onda de luz conhecido sofrerá um coeficiente de extinção específico, baseado na concentração da substância pela qual viaja, é possível medir a luz absorvida e a luz modulada pela pulsação do sangue arterial contido no tecido (LIMA; BAKKER, 2011).

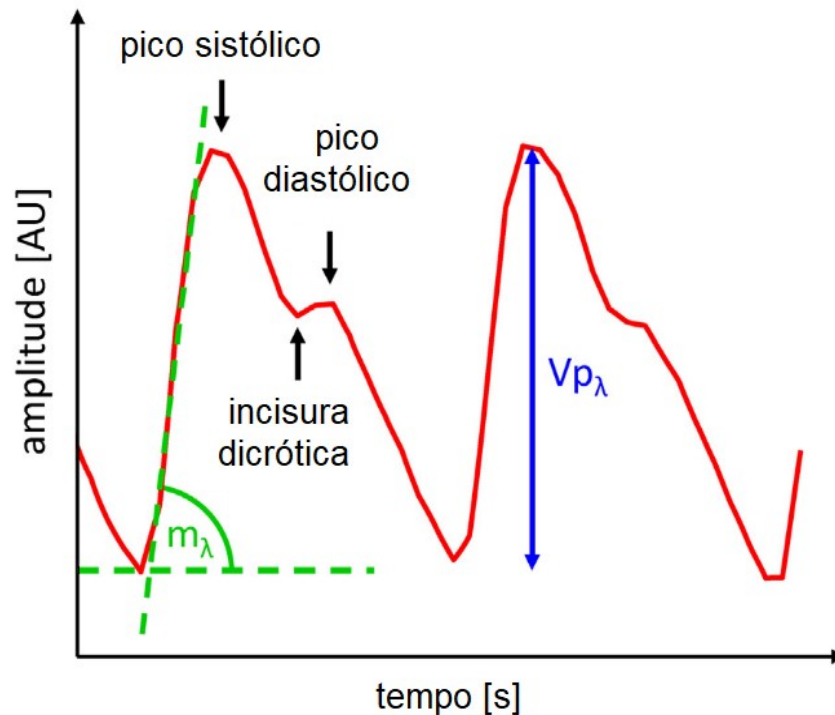
A técnica consiste em emitir um feixe de luz infravermelha em direção ao tecido em questão, geralmente utilizando-se um LED. Parte da luz é absorvida pelos tecidos e parte é refletida de volta a um fotodetector, que mede a intensidade da luz refletida e, a partir disso, é possível determinar a variação do volume sanguíneo na área.

A variação do volume sanguíneo está relacionada com a frequência de batimento cardíaco, uma vez que a cada batimento, há um aumento no volume sanguíneo na área em questão. A PPG é amplamente utilizada para várias aplicações clínicas, incluindo variabilidade da frequência cardíaca, estimativa da pressão arterial e tempo de trânsito do pulso. A forma de onda PPG é composta por um componente AC (do Inglês *Alternated Current* – Ou corrente Alternada) (devido à pulsação cardíaca) e um componente DC (do Inglês *Direct Current* – Ou corrente Contínua) (devido à absorção e dispersão do tecido). O componente AC é a parte mais importante da forma de onda PPG porque reflete a pulsação arterial. A amplitude e a largura são duas características importantes do componente AC da forma de onda PPG.

A amplitude da forma de onda PPG é definida como a diferença entre os valores máximo (sistólico) e mínimo (final da fase diastólica) dentro de um ciclo cardíaco. A amplitude média é calculada como a média de todos os pulsos de uma única gravação. O local de medição tem um efeito significativo na amplitude média do sinal PPG. Um estudo mostrou que, em padrões de respiração normal e profunda, a amplitude média do PPG do dedo é significativamente maior do que a dos outros cinco locais (lóbulo da orelha, nariz, bochecha, palma e região temporal), e o Tn (*Notch Time* – Incisura Dicrotica) é significativamente maior do que a do lóbulo da orelha (HARTMANN *et al.*, 2019).

A incisura dicrótica é uma pequena deflexão descendente que ocorre na forma de onda PPG durante a fase diastólica do ciclo cardíaco (Figura 2), já a largura da forma de onda PPG é definida como a duração do tempo entre o pico sistólico e a incisura dicrótica.

Figura 2. Sinal Fotopletismográfico com dois ciclos.



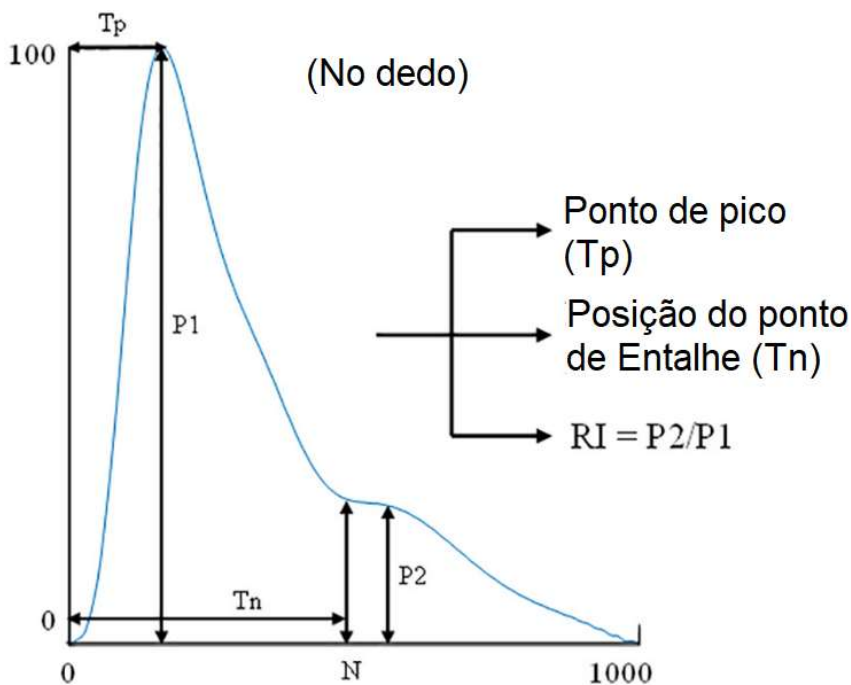
Fonte: (NEMCOVA et al., 2020).

A combinação da altura do pico sistólico ($V_{p\lambda}$) e a inclinação da borda ascendente do pico sistólico (m_λ) podem ser utilizados para o cálculo do SpO_2 (Saturação Arterial de Oxigênio).

A largura da forma de onda PPG é influenciada pela complacência arterial (complacência ou capacitância é o aumento absoluto do volume a partir de aplicada uma determinada pressão, ou seja, quanto um vaso pode acomodar de volume sanguíneo a depender do aumento da pressão) e pelas propriedades de reflexão do sistema arterial. A largura da forma de onda PPG também é afetada pelo local de medição (SISTEMA CARDIOVASCULAR - COLEÇÃO MEDICINA RESUMIDA - SANAR MEDICINA, [s. d.]).

Características da forma de onda PPG, como T_p (*Peak Time* – Tempo de Crista), T_n e RI (*Reflex Index* – Índice de Reflexão do Pulso), podem ser usadas para o diagnóstico de doenças vasculares. Na Figura 3, T_n reflete a transmissão da onda de pulso reflexiva. A RI indica a relação entre as amplitudes da onda de pico e da onda de pulso reflexiva, bem como as alterações no tônus vaso motor, particularmente a ocorrência de vasodilatação.

Figura 3. Componentes do sinal Fotopletismográfico capturado no dedo.



Fonte: (HARTMANN et al., 2019).

Foi demonstrado que o ato do paciente falar durante a medição diminui significativamente a amplitude absoluta, a amplitude do pulso e o intervalo entre pulsos das formas de onda PPG (HARTMANN *et al.*, 2019) e (OLIVEIRA, 2017).

A PPG pode ser utilizada em diversas aplicações, desde o monitoramento cardíaco em ambientes hospitalares até o monitoramento da atividade física em dispositivos vestíveis. Além disso, a técnica pode ser combinada com outras tecnologias, como a oximetria de pulso, para fornecer informações adicionais sobre o estado de saúde do paciente. A oximetria e a frequência cardíaca através da espectroscopia no infravermelho próximo, NIR, (do Inglês, *Near Infrared Spectroscopy*) são duas técnicas complementares que permitem monitorar a saúde cardiovascular e a saturação de oxigênio no sangue.

2.1.2.1 Medição por espectroscopia no infravermelho próximo

A espectroscopia NIR é uma técnica que pode ser utilizada para medir a frequência cardíaca. A técnica NIR utiliza a absorção de luz na região do infravermelho próximo (700-2500 nm) para avaliar as alterações no volume sanguíneo causadas pelos batimentos cardíacos. Durante cada batimento cardíaco, o volume sanguíneo nos vasos aumenta, o que leva a uma maior absorção de luz. Entre os batimentos, o volume sanguíneo diminui, e a absorção de luz também diminui.

Um dispositivo de monitoramento NIR emite luz infravermelha próxima através dos tecidos e capta a luz transmitida usando um fotodetector. Ao analisar as mudanças na absorção de luz ao longo do tempo, o dispositivo pode detectar a variação no volume sanguíneo associado aos batimentos cardíacos e, assim, determinar a frequência cardíaca.

Ambas as técnicas, oximetria e espectroscopia no infravermelho próximo, são não invasivas e podem ser realizadas usando dispositivos portáteis, como oxímetros de pulso e dispositivos de monitoramento de frequência cardíaca. Essas técnicas são amplamente utilizadas para monitorar a saúde cardiovascular de pacientes em hospitais e durante atividades físicas, bem como para avaliar a condição de pacientes com doenças cardíacas e pulmonares (SZUCS *et al.*, 2021).

Da mesma forma, é possível monitorar a pressão sanguínea através do sinal fotopletismográfico, uma medida óptica não invasiva da variação do volume de sangue em um tecido, como na ponta do dedo ou no lóbulo da orelha. É possível estimar a pressão arterial sistólica e diastólica, que são dois componentes importantes da pressão sanguínea através do mesmo sinal.

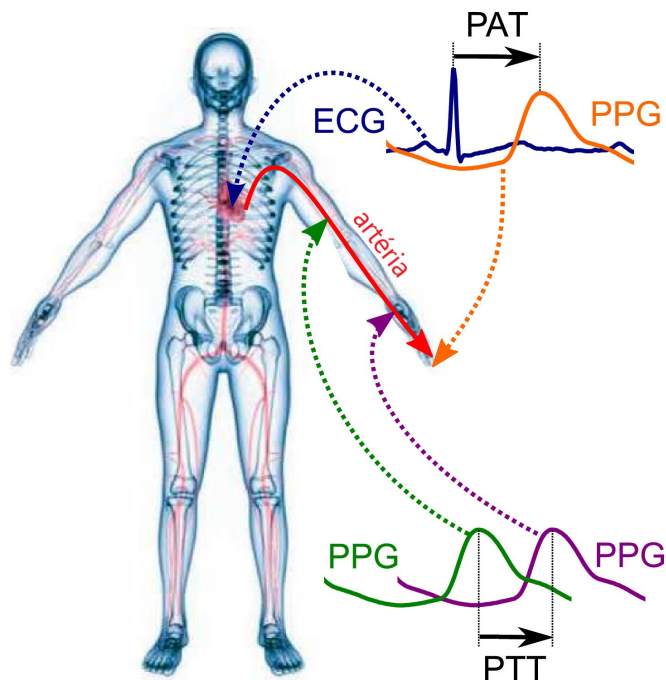
A pressão sistólica é a pressão máxima no sistema arterial durante a sístole cardíaca (contração do coração). A pressão diastólica é a pressão mínima no sistema arterial durante a diástole cardíaca (relaxamento do coração). Ambas as pressões podem ser estimadas a partir do sinal pletismográfico usando diferentes métodos e algoritmos. Um método comum de medida é baseado na análise do tempo e na forma de onda do sinal pletismográfico (Figura 4). A abordagem consiste nos seguintes passos:

Identificação dos pontos de inflexão: O sinal pletismográfico apresenta uma série de picos e vales relacionados ao ciclo cardíaco. Os pontos de inflexão são identificados como as partes mais altas e mais baixas da onda pletismográfica.

Cálculo dos intervalos de tempo: A partir dos pontos de inflexão identificados, calcula-se o intervalo de tempo entre os picos consecutivos ou os vales consecutivos. Esse intervalo de tempo é inversamente proporcional à frequência cardíaca.

Relação entre pressão arterial e tempo: Algoritmos específicos são aplicados para estimar a pressão arterial sistólica e diastólica com base na relação entre as variações de tempo e amplitude do sinal pletismográfico. A abordagem mais comum é o método que correlaciona a velocidade da onda de pulso (*Pulse Wave Velocity*, PWV) ao longo das artérias com a pressão arterial (Figura 4). O PAT (do Inglês, *Pulse Arrival Time*) é definido como o atraso de tempo entre o sinal do eletrocardiograma (ECG), que representa a atividade elétrica do coração, e o sinal do fotopletismograma (PPG), uma forma de onda de pulso das artérias periféricas que representa as mudanças relativas no fluxo sanguíneo dos capilares mais externos, ambos medidos na superfície da pele. PTT, (do Inglês, *Pulse Transit Time*), pode ser definido como o atraso temporal da onda de pressão arterial medida entre dois locais diferentes na mesma artéria (BOTE; RECAS; HERMIDA, 2020).

Figura 4. Definições de PAT e PTT.



Fonte: (BOTE; RECAS; HERMIDA, 2020).

Outras técnicas incluem uso de modelos matemáticos ou métodos de aprendizado de máquina para mapear as características do sinal pletismográfico às pressões arteriais. É importante notar que a estimativa da pressão arterial a partir do sinal pletismográfico pode não ser tão precisa quanto ao método considerado padrão, como a esfigmomanometria, onde a pressão é medida utilizando um esfigmomanômetro e um estetoscópio para auscultar o fluxo sanguíneo. No entanto, a vantagem do uso do sinal pletismográfico é que ele oferece uma abordagem não invasiva e contínua para monitorar a pressão arterial, o que pode ser útil para aplicações de monitoramento de longo prazo ou em telemedicina.

2.1.3 Oximetria

A oximetria é uma técnica não invasiva que mede a saturação de oxigênio no sangue (SpO₂). A oximetria utiliza a espectroscopia para avaliar a quantidade de oxigênio transportado pela hemoglobina no sangue. Esta técnica utiliza a transmissão de luz através dos tecidos para determinar a saturação de oxigênio.

A luz emitida por um LED (diodo emissor de luz) é transmitida através do tecido, e um fotodetector do outro lado capta a luz transmitida. A oximetria de pulso utiliza dois comprimentos de onda diferentes de luz: uma no espectro de luz vermelha (cerca de 660 nm) e outra no espectro de luz infravermelha (cerca de 940 nm). A hemoglobina oxigenada absorve mais luz no espectro infravermelho, enquanto a hemoglobina desoxigenada absorve mais luz no espectro vermelho. Ao medir a absorção em ambos os comprimentos de onda, o oxímetro calcula a proporção entre a hemoglobina oxigenada e a hemoglobina total, fornecendo uma estimativa da saturação de oxigênio no sangue (NITZAN *et al.*, 2000).

2.1.4 Pressão Arterial

A pressão arterial é um parâmetro crítico para avaliar a saúde cardiovascular e o risco de doenças, como hipertensão e insuficiência cardíaca. Os sistemas de aquisição de dados mais comuns para pressão arterial são esfigmomanômetros, que medem a pressão arterial indiretamente através da ausculta ou oscilometria (PICKERING *et al.*, 2005). No entanto, avanços recentes na tecnologia de fabricação de sensores têm permitido o desenvolvimento de dispositivos específicos, como sensores com tecnologia CMOS com capacidade de medir pressão sanguínea (SHIH *et al.*, 2021).

A pressão arterial refere-se à pressão medida nas grandes artérias da circulação sistêmica. Esta pressão é medida em milímetros de mercúrio e expressa em termos da relação entre a pressão sistólica e a pressão diastólica. A pressão sistólica refere-se à pressão máxima dentro das grandes artérias quando o músculo cardíaco se contrai para impulsionar o sangue através do corpo. A pressão diastólica descreve a pressão mais baixa dentro das grandes artérias durante o relaxamento do músculo cardíaco entre as batidas.

A pressão arterial está diretamente relacionada ao débito cardíaco, à elasticidade arterial e à resistência vascular periférica. A pressão arterial pode ser facilmente alterada / afetada por diversas atividades. Manter a pressão arterial dentro dos limites normais é essencial. A pressão arterial entre 140/80 mmHg a 159/99 mmHg é classificada como hipertensão estágio 1. A categorização da hipertensão do estágio 2 é recebida quando a pressão medida está entre 160/100 mmHg a 179/119 mmHg (REBOUSSIN *et al.*, 2018). A urgência hipertensiva descreve uma pressão arterial maior que 180/120 mmHg e a emergência hipertensiva refere-se a uma pressão arterial muito alta que resulta em sintomas potencialmente fatais e danos aos órgãos-alvo (comprometimento estrutural e funcional dos principais órgãos do corpo devido à pressão arterial elevada, como acidentes cardiovasculares, cerebrovasculares e renovasculares). Hipotensão, por outro lado, é uma pressão arterial inferior a 90/60 mmHg. É crucial que o corpo seja capaz de se ajustar a alterações agudas da pressão arterial e que o paciente receba tratamento médico ou ajustes de estilo de vida para variações crônicas (SHAHOU; SANVICTORES; AEDDULA, 2022).

A pressão arterial varia com cada batimento cardíaco, de acordo com o bombeamento do coração. Esses valores mudam com a idade, sendo menores em bebês e crianças do que em adultos. Além disso, os valores de pressão arterial das mulheres são 5-10 mmHg menores que os dos homens até a idade de 50 anos, após o que não há diferença apreciável.

Nos idosos, um aumento nas pressões sistólica e diastólica é parcialmente devido à perda de elasticidade das artérias. A taxa de queda da pressão arterial é controlada principalmente pelas arteríolas de resistência terminal, localizadas na junção da artéria com os capilares, que medem a taxa de fluxo de sangue das artérias. Um segundo fator é o intervalo entre as batidas, o tempo entre as contrações do ventrículo esquerdo e o direito, também denominado de frequência cardíaca (FC). Na resistência constante das arteríolas, o aumento da FC pode aumentar a pressão diastólica aparente, uma vez que há menos tempo para o sangue sair do compartimento arterial. Um terceiro fator é o rebote das artérias condutoras, o efeito de energia que sustenta a pressão arterial durante a diástole. A pressão diastólica é indiretamente determinada pela pressão sistólica em que um aumento na pressão sistólica leva a um ponto de

partida mais alto a partir do qual a pressão arterial pode descer entre as contrações. Isto conduz a um ponto de partida de pressão diastólica mais elevado (ARTERIAL PRESSURE - AN OVERVIEW, [s. d.]).

2.1.5 Fisiologia respiratória básica

A fisiologia respiratória é um ramo vital da biologia humana, dedicado ao estudo das funções do sistema respiratório. Este sistema complexo é composto por uma série de estruturas anatômicas que trabalham em conjunto para fornecer oxigênio ao sangue e eliminar dióxido de carbono, um subproduto do metabolismo celular. A compreensão da fisiologia respiratória é fundamental para o conhecimento das diversas funções corporais e para o diagnóstico e tratamento de muitas doenças pulmonares.

Os componentes principais do sistema respiratório incluem as vias aéreas (como o nariz, a faringe, a laringe, a traqueia e os brônquios), os pulmões e os músculos respiratórios, incluindo o diafragma. O processo de respiração pode ser dividido em duas etapas principais: inspiração (ou inalação) e expiração (ou exalação).

Inalação (ou inspiração) ocorre quando o diafragma e os músculos intercostais se contraem, aumentando o volume da cavidade torácica e causando uma queda na pressão. Isso faz com que o ar flua para os pulmões para equalizar a pressão.

Exalação (ou expiração) ocorre quando o diafragma e os músculos intercostais relaxam, diminuindo o volume da cavidade torácica e causando um aumento na pressão. Isso força o ar a sair dos pulmões.

Alguns termos associados à medição da pressão respiratória são:

- Pressão atmosférica (P_{atm}): A pressão do ar fora do corpo;

Pressão intrapulmonar (P_{ip}): A pressão dentro dos alvéolos dos pulmões. Em repouso, a pressão intrapulmonar deve ser igual à pressão atmosférica (cerca de 760 mmHg ao nível do mar) durante a inspiração e a expiração;

Pressão intrapleural (P_{ipr}): A pressão dentro da cavidade pleural (o espaço entre os pulmões e a parede torácica). A pressão intrapleural é normalmente cerca de 4 mmHg menor que a pressão intrapulmonar, o que ajuda a manter os pulmões inflados;

Dentre as formas de medir a pressão do ar respiratório, pode-se citar:

- Espirometria: Um método comum usado para medir a função pulmonar, no qual se registra o volume e o fluxo de ar durante a inspiração e a expiração;

- Manometria: Um método que mede a pressão diretamente, geralmente inserindo um transdutor de pressão no sistema respiratório;
- Pletismografia: Uma técnica que mede mudanças no volume de ar dos pulmões, que pode ser usada para estimar a pressão respiratória.

2.1.6 Pressão respiratória

A pressão do ar no sistema pulmonar é a pressão do ar durante o processo de inspiração e expiração. É importante que os profissionais de saúde entendam como ler e interpretar essa pressão do ar respiratório para avaliar a função pulmonar e controlar os distúrbios respiratórios (AL-ASHKAR; MEHRA; MAZZONE, 2003).

Os sistemas de aquisição de sinais de pressão respiratória e da concentração de dióxido de carbono são fundamentais para monitorar a função respiratória em diversos contextos clínicos e de pesquisa.

Os sistemas de aquisição de pressão respiratória geralmente utilizam transdutores de pressão colocados na via aérea do paciente, como no tubo endotraqueal ou na máscara de ventilação não invasiva (COUDRAY *et al.*, 2005), (GATTINONI; PESENTI, 2005). Esses sistemas permitem monitorar continuamente a pressão inspiratória e expiratória, bem como a pressão das vias aéreas, fornecendo informações valiosas sobre a mecânica pulmonar e o suporte ventilatório (Tobin, 1990).

2.1.6.1 Espirometria

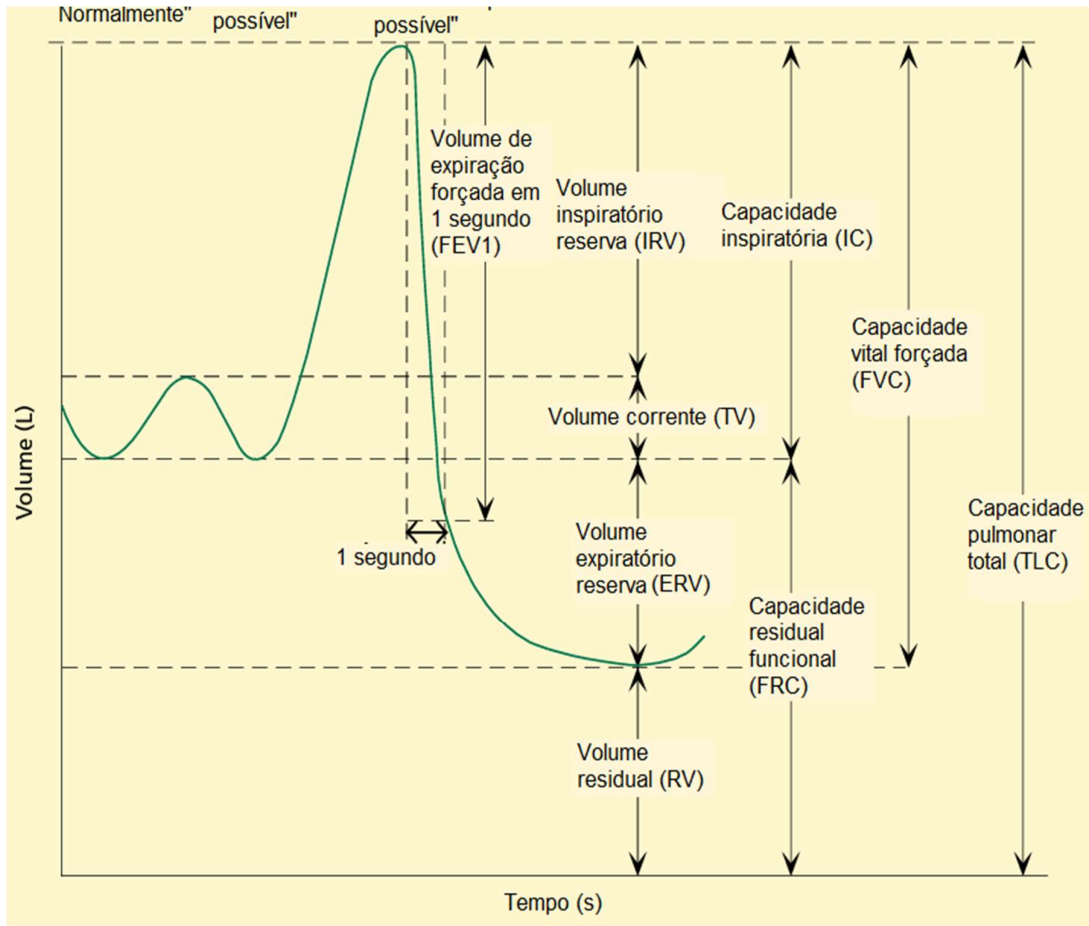
A espirometria é uma técnica não invasiva que pode ser usada para diagnosticar doenças pulmonares obstrutivas ou restritivas como asma, bronquite crônica, enfisema e fibrose pulmonar, na qual se mede a quantidade de ar que uma pessoa pode inspirar e expirar, bem como a velocidade com que o ar é movimentado. O espirômetro é o instrumento utilizado nesse método, e os principais parâmetros medidos incluem a capacidade vital forçada (FVC), o volume expiratório forçado no primeiro segundo (FEV1) e a relação FEV1/FVC (Figura 5).

Para o melhor entendimento do gráfico gerado pela espirometria, na Figura 5, os seguintes conceitos são necessários (todas as unidades abaixo estão em Litros):

- FEV1 - Volume expiratório forçado em 1 segundo: volume de ar expirado à força de um esforço inspiratório máximo no primeiro segundo.

- IRV - Volume inspiratório de reserva: o volume máximo de ar que pode ser inalado a partir da posição corrente inspiratória final.
- ERV – Volume expiratório de reserva: o volume máximo de ar que pode ser expirado da posição corrente expiratória final.
- TV - Volume corrente: o volume de ar que é inalado ou exalado em cada respiração quando uma pessoa está respirando em repouso.
- RV - Volume residual: o volume de ar que permanece nos pulmões após a expiração máxima.
- IC - Capacidade inspiratória: o volume máximo de ar que pode ser inspirado a partir do volume corrente, que corresponde à soma do IRV e do TV.
- FRC - Capacidade residual funcional: o volume de ar nos pulmões após uma expiração de volume corrente, que corresponde à soma de ERV com o RV.
- FVC - Capacidade vital forçada: o volume total que pode ser expirado à força de um esforço inspiratório máximo.
- TLC - Capacidade pulmonar total: o volume total de ar nos pulmões numa inspiração completa; que corresponde à soma de todos os compartimentos de volume (IC + FRC ou IRV + TV+ ERV + RV).

Figura 5. Gráfico de capacidade pulmonar.



Fonte: (AL-ASHKAR; MEHRA; MAZZONE, 2003).

2.1.6.2 Manovacuometria

A manovacuometria é outra técnica utilizada para medir a pressão respiratória, focando na força dos músculos respiratórios. Utiliza-se um manovacuômetro, um dispositivo que mede a pressão gerada durante a inspiração e expiração máxima. As pressões inspiratória e expiratória máximas (P_{Imáx} e P_{Emáx}) são os principais parâmetros medidos e podem indicar fraqueza muscular respiratória.

A manovacuometria pode ajudar a identificar fraquezas nos músculos respiratórios, como ocorre na miastenia gravis, distrofia muscular e doenças neuromusculares.

2.1.6.3 Medição da concentração de CO₂ respiratória

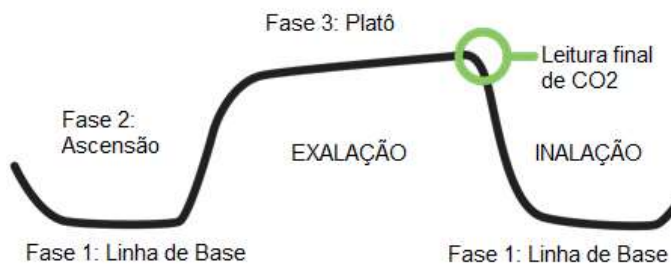
EtCO₂ (do inglês, *End Tidal CO₂*) é a quantidade de CO₂ exalada no final da respiração, que é usada para avaliar o metabolismo, a ventilação e a perfusão de um paciente.

Para medir o EtCO₂, um sensor precisa ser integrado a um dispositivo de capnografia. A capnografia é uma técnica utilizada para medir a concentração de dióxido de carbono (CO₂) no ar exalado pelos pacientes. Ela pode ser realizada de forma não invasiva, utilizando sensores infravermelhos ou espectrofotômetros que analisam o ar exalado, fornecendo informações sobre a ventilação e a perfusão pulmonar (processo pelo qual o sangue é transportado através dos vasos sanguíneos do coração para os pulmões, onde ocorre a troca gasosa) e é especialmente útil no monitoramento de pacientes em ventilação mecânica, durante procedimentos de sedação ou anestesia, e na avaliação de distúrbios respiratórios, como a hiperventilação e a insuficiência respiratória (HESS, 2012).

A capnografia é uma ferramenta de diagnóstico que monitora a ventilação e a quantidade de CO₂ no ar expirado. A forma de onda produzida pela capnografia pode ser usada para avaliar a adequação, quantidade, taxa, forma e tendência do EtCO₂.

Ao usar a capnografia para medir EtCO₂, a quantidade, taxa, forma e tendência adequadas de EtCO₂ devem ser avaliadas com base em leituras normais para indivíduos saudáveis sem problemas de metabolismo, ventilação ou perfusão. A taxa de ventilação (medida em RPM – Respirações por Minuto) para adultos deve ser de 12 a 20 rpm se o paciente estiver respirando sozinho e de 10 a 12 rpm, se estiver sendo ventilado. As crianças devem ser ventiladas a uma taxa de 15 a 30 rpm e os bebês a 25 a 50 rpm. A forma de onda normalmente deve ser um retângulo com cantos arredondados, mas formas diferentes podem indicar condições diferentes (Figura 6).

Figura 6. Forma de onda de capnografia final normal.



Fonte: (DUCKWORTH, 2017).

2.1.6.3.1 Interpretação das formas de onda de capnografia

O monitoramento final da forma de onda da concentração de dióxido de carbono (EtCO₂) permite avaliar o metabolismo, a ventilação e a perfusão de um paciente simultaneamente, tornando-o um dos sinais vitais mais importantes a serem usados.

Ao se observar um diagrama de forma de onda, é possível notar que o eixo vertical mede o valor EtCO₂ (em mmHg). O eixo horizontal mostra o tempo decorrido. Os valores normais para pacientes, independentemente da idade, sexo, raça ou tamanho, variam entre 35 e 45 mmHg, ou cerca de 5% de CO₂. A forma de onda normal da capnografia está mostrada na Figura 6. Quando uma pessoa está expirando CO₂, a curva do gráfico sobe. Quando uma pessoa está respirando, ela volta para baixo. A fase 1 é a inalação, que é a linha de base. Como nenhum CO₂ sai quando o paciente está respirando, a linha de base geralmente é zero. A fase 2 é o início da expiração. O CO₂ começa a viajar dos alvéolos através do espaço morto anatômico das vias aéreas, causando um rápido aumento da concentração de CO₂ no gráfico. A fase 3 é quando o sensor está recebendo o gás rico em CO₂ que estava nos alvéolos. A medição no final da expiração, que corresponde ao ângulo reto arredondado do pico no final da fase 3, é a leitura do EtCO₂.

O lado da forma de onda ascendente mostra com que rapidez e facilidade o ar está saindo dos pulmões; o lado da forma de onda descendente mostra a rapidez e facilidade com que o ar entra nos pulmões; o topo mostra a facilidade com que os alvéolos se esvaziam.

As formas de onda anormais da capnografia e sua interpretação podem informar sobre a perfusão, o estado metabólico e quaisquer estados respiratórios anormais do paciente. Alterações na forma de onda típica de CO₂ podem ser usadas como pistas para mudanças no estado do paciente, como hiperventilação ou hipoventilação, por exemplo, um aumento ou diminuição repentina na amplitude da curva EtCO₂ pode indicar que o paciente sofreu uma alteração em seu estado respiratório ou cardíaco. Uma linha de base elevada pode indicar que o paciente tem doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) ou outra condição respiratória crônica. Uma diminuição repentina na amplitude EtCO₂ pode indicar uma queda repentina no débito cardíaco ou embolia pulmonar.

2.1.6.4 Relação entre CO₂ expirado e fadiga

O CO₂ exalado é uma medida da produção metabólica de dióxido de carbono e pode ser usado para estimar o quociente respiratório (QR), que indica qual combustível (carboidrato ou gordura) está sendo metabolizado para obter energia. Uma forma de determinar o combustível é por meio da taxa de troca metabólica (RER, do Inglês *Respiratory Exchange Ratio*), que é a razão entre a produção metabólica de dióxido de carbono e a absorção de oxigênio. Quando seu valor é próximo a 0,7 indica que a gordura é a fonte de combustível predominante, enquanto um valor de 1,0 é indicativo de que o carboidrato é a fonte de combustível predominante, e um valor entre 0,7 e 1,0 sugere uma mistura de gordura e carboidrato.

Por outro lado, a fadiga é uma sensação de cansaço físico e/ou mental que pode ser causada por uma variedade de fatores, como falta de sono, atividade física ou doença. Embora não haja relação direta entre o CO₂ expirado e a fadiga, existem alguns estudos que sugerem que a medição do CO₂ exalado pode fornecer informações sobre os níveis de fadiga em atletas. Por exemplo, um estudo (RAMOS-JIMÉNEZ *et al*>, 2008) descobriu que medir o CO₂ exalado durante um teste de ciclismo pode ser usado para prever os níveis de fadiga em atletas, fornecendo informações sobre o estado respiratório e metabólico de uma pessoa. Embora existam diferenças de design entre os detectores de CO₂, os detectores quantitativos medem o nível de CO₂ que é exalado e fornecem informações mais detalhadas do que os detectores qualitativos. Um experimento usando a respiração expirada pode ser usado para explorar a reação entre o dióxido de carbono e a água.

Quando o dióxido de carbono reage com a água, um ácido fraco é formado, e a formação desse ácido pode ser observada por meio da mudança de cor de um indicador ácido-base. Embora esse experimento não esteja diretamente relacionado à relação entre o CO₂ expirado e a fadiga, ele fornece uma maneira simples de introduzir o conceito de CO₂ expirado e as reações químicas que ocorrem como resultado da respiração. O dióxido de carbono é um produto residual produzido pelas células do corpo à medida que elas usam oxigênio. É transportado pelo sangue para os pulmões, onde é exalado. A quantidade de dióxido de carbono no corpo afeta o equilíbrio ácido-base do sangue.

Quando há muito dióxido de carbono no sangue, o corpo fica mais ácido e, quando há muito pouco dióxido de carbono no sangue, o corpo fica mais alcalino. A alcalose respiratória é uma condição que ocorre quando há muito pouco dióxido de

carbono no sangue devido à respiração excessiva ou à hiperventilação. A hiperventilação pode ser causada por ansiedade, pânico ou doenças pulmonares que levam à falta de ar, como asma ou embolia pulmonar. Quando uma pessoa hiperventila, ela inala mais oxigênio e exala mais dióxido de carbono do que o corpo precisa. Conseqüentemente, os baixos níveis de dióxido de carbono no sangue podem causar sintomas como dormência, formigamento nas pontas dos dedos, pés e lábios, tontura, desmaio e confusão. Em casos extremos, pode levar à inconsciência, coma e morte.

Por outro lado, quando a pessoa está com pulmões danificados, como é o caso das pessoas com DPOC, apresenta dificuldade na expiração do dióxido de carbono. O acúmulo de CO₂ no sangue pode causar cansaço ou exaustão, entre outros sintomas.

2.2 Sistemas de Aquisição de Dados Fisiológicos

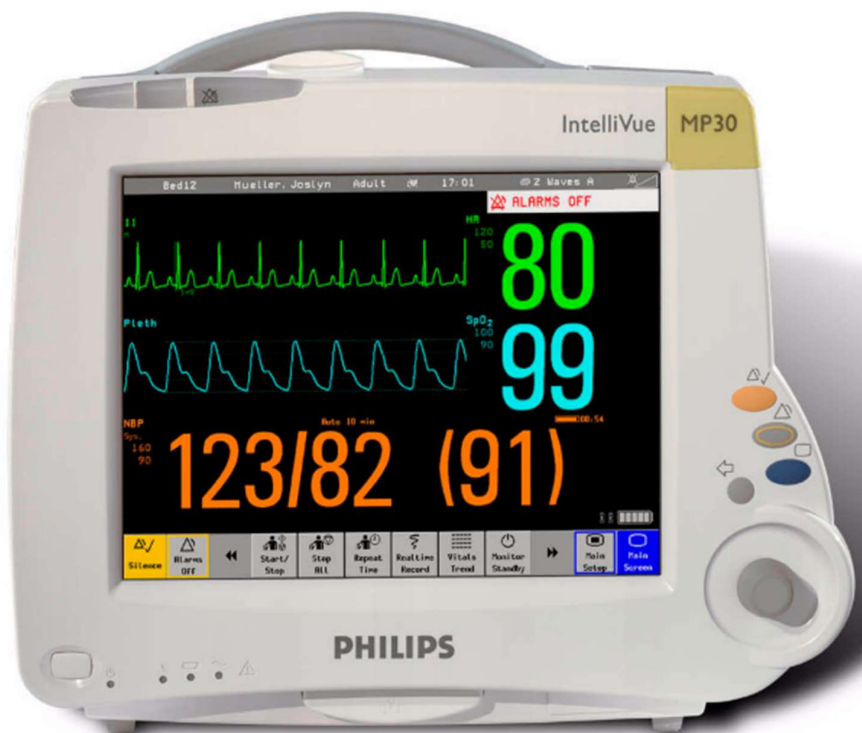
Nesta seção serão descritos dois tipos de sistemas de aquisição de dados fisiológicos que serviram como inspiração para o desenvolvimento desse projeto. O primeiro (Philips IntelliVue MP30 - Figura 7) consiste em um sistema profissional usado em ambientes hospitalares enquanto o segundo (Plataforma MySignals - Figura 9) foi desenvolvido para uso domiciliar. Monitores de sinais vitais, por se tratar de equipamentos certificados para uso hospitalar, custam na faixa de 10 a 20mil reais, sem os módulos opcionais.

O Philips IntelliVue MP30, possui capacidade de monitoramento e medições essenciais em uma unidade compacta para atender às necessidades de cuidados intermediários, cirurgia ambulatorial, cuidados pós-operatórios, procedimentos especiais, ambientes de menor acuidade e transferência de pacientes. Ele é capaz de medir a pressão corporal na faixa de 10-300 mmHg, pressão de saturação de oxigênio de 0 a 100%, frequência de pulso na faixa de 15-300 bpm e pode exibir sinais de ECG capturados com 3 derivações. Os dados podem ser transferidos por conectividade com e sem fio. Possui tela de 10 polegadas sensível ao toque e permite que até 6 ondas sejam exibidas ao mesmo tempo. Também possibilita o acoplamento a um módulo de gravação, permitindo o registro temporal dos dados visualizados. Para cada grandeza que se deseje monitorar, é necessária a aquisição de um módulo específico. Os módulos disponíveis são:

- Pressão arterial invasiva (M1006B)
- Temperatura (M1029A)
- Saturação de oxigênio do sangue arterial (SpO₂) (M1020B)
- Débito cardíaco (M1012A)

- Débito cardíaco contínuo (M1012A Opção #C10)
- Gás transcutâneo (M1018A)
- Saturação venosa mista de oxigênio - SvO2 (M1021A)
- Saturação Intravascular de Oxigênio - ScvO2 ou SvO2 (M1011A)
- EEG (M1027A)
- Índice Bispectral - BIS (M1034A)
- Espirometria (M1014A)

Figura 7. Multimonitor de Pacientes PHILIPS MP30.



Fonte: (INTELLIVUE PATIENT MONITOR, 2016).

Este monitor é composto por módulos listados na Figura 8. É um equipamento desenvolvido e certificado para uso na área médica, o que gera um alto custo para o fabricante, com certificações compulsórias universais e específicas para cada país onde o produto for comercializado, incluindo adequação à normas de saúde locais, dentre outras (LLP, 2023).

Figura 8. Diagrama de blocos do multimonitor Philips MP30.



Fonte: (INTELLIVUE PATIENT MONITOR, 2016).

Para a utilização em ambientes residenciais e que não envolvam suporte à vida, equipamentos similares ao My Signals (Figura 9) desenvolvida pela empresa Libelium são uma opção. Apesar deste produto aparentemente ter sido descontinuado pelo fabricante, a versão ilustrada pela *Figura 9* provê uma plataforma na nuvem que permite que dados coletados por sensores biomédicos, tais como sinais de ECG, pressão arterial, concentração de oxigênio no sangue, frequência cardíaca, frequência respiratória, temperatura corporal, glicosímetro, dentre outros, possam ser armazenados, processados e exibidos.

Figura 9. Plataforma MySignals.



Fonte: (LIBELIUM, [s. d.]).

3 PROPOSTA

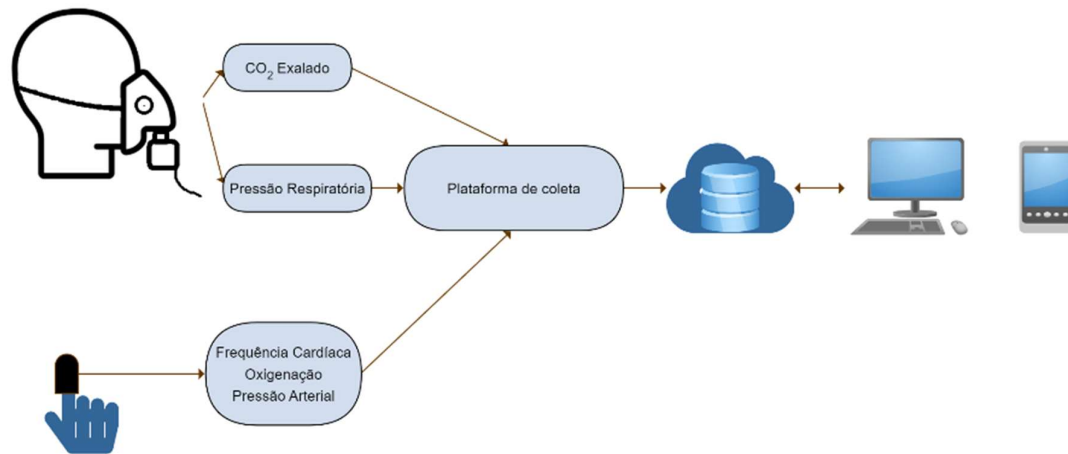
Considerando os objetivos definidos na seção 1.1, o presente trabalho se propõe a desenvolver uma plataforma de baixo custo para aquisição e monitoramento de sinais vitais. Essa plataforma deve ser capaz de medir um conjunto de variáveis consideradas essenciais ao monitoramento de indivíduos sãos e em observação, tais como frequência cardíaca, taxa de oxigenação do sangue, pressão sanguínea, concentração de dióxido de carbono exalado e pressão respiratória (com a qual pode-se monitorar a frequência respiratória). Adicionalmente, deseja-se que tal plataforma tenha uma arquitetura aberta que permita a escolha de sensores e componentes de baixo custo, bem como permita sua expansão ou adaptação para outros tipos de sinais fisiológicos através de portas analógicas, portas digitais e canais de comunicação serial (SPI, I2C, Wi-Fi, BLE, etc.).

A seguir, são detalhados o diagrama de blocos da plataforma desenvolvida neste trabalho, bem como o fluxograma geral do software embarcado e na nuvem.

3.1 Diagrama de blocos do hardware

A Figura 10 mostra o diagrama de blocos da solução proposta para uma plataforma de aquisição de dados fisiológicos, que é subdividida em duas partes, um dispositivo primário contendo um grupo de sensores relacionados à medidas de sinais fotopletismográficos, a ser posicionado no dedo indicador ou médio da mão do usuário, e um módulo de extensão construído numa máscara contendo um segundo grupo de sensores relacionados à respiração, a ser utilizada sobre o rosto do usuário.

Figura 10. Diagrama de blocos da solução proposta.

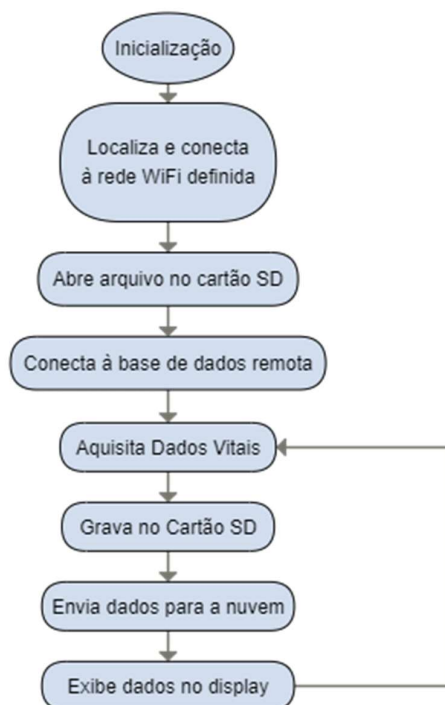


Fonte: o autor.

3.2 Fluxograma do software embarcado e na nuvem

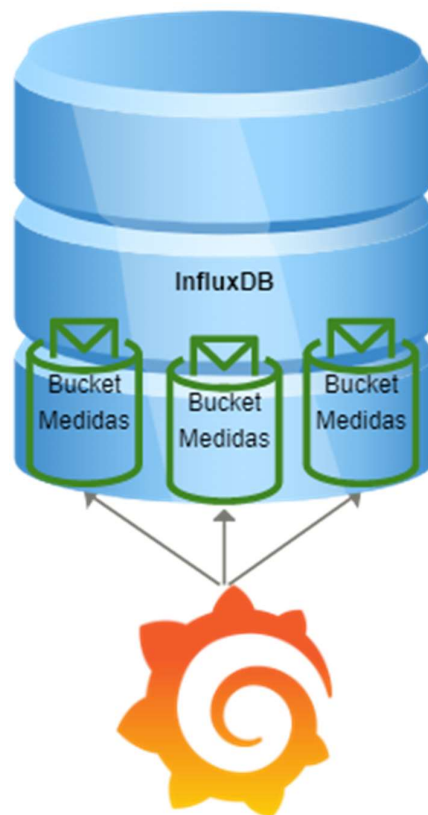
As Figura 11 e Figura 12 ilustram a implementação feita no software embarcado (*firmware*) e instalado na nuvem. O *firmware*, por questões de velocidade e uso de bateria, captura os dados, agrupa, salva no cartão de memória e transfere para a nuvem. Na nuvem, os dados são salvos dentro de um banco de dados, em unidades lógicas de armazenamento denominadas “*Buckets*”, que depois são acessados pelo aplicativo gráfico que permite a visualização temporal dos dados capturados.

Figura 11. Fluxograma do firmware.



Fonte: o autor.

Figura 12. Diagrama da solução na Nuvem.



Fonte: o autor.

No Capítulo 4 são detalhadas as atividades de desenvolvimento de um protótipo para atender os requisitos descritos nesta proposta.

4 DESENVOLVIMENTO

Para desenvolvimento da plataforma de monitoramento de sinais vitais, inicialmente buscou-se por uma pulseira ou relógio inteligente que pudesse ser modificado de forma a permitir o acesso aos dados registrados, possivelmente após serem transmitidos para a nuvem ou aplicativo, geralmente proprietários. Inicialmente foi estudada a pulseira da Lenovo (Figura 13), que é controlada por um circuito integrado NRF52 da Nordic Semiconductor, mas ela é mecanicamente hermética.

Durante a busca de possíveis candidatos, foi encontrada a T-Wristband do fabricante LilyGo (Figura 14) (TTGO Heart rate programming development kit LILYGO, [s. d.]). Essa pulseira permite sua reprogramação, o que tornaria mais simples o processo de adaptação para a aquisição dos dados pretendida, mas não possui originalmente o sensor de fotopletismografia.

Figura 13. Lenovo Smartband.



Fonte: o autor.

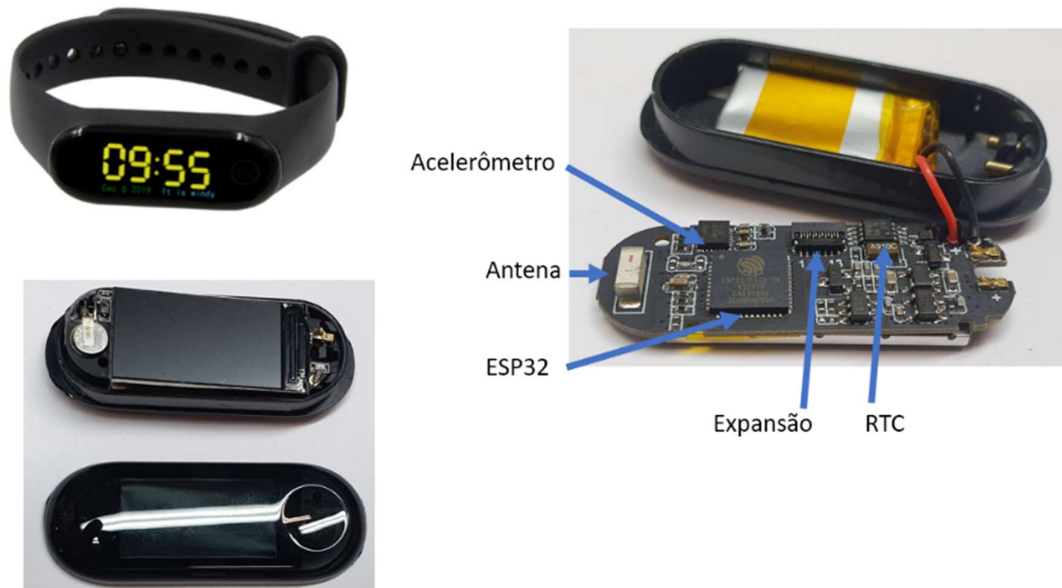
Figura 14. LilyGo T-Wristwatch.



Fonte: o autor.

A pulseira inteligente T-Wristband da LilyGo possui duas arquiteturas similares, uma com um processador NRF52 da Nordic Semiconductor, também utilizado no dispositivo da Lenovo e outro com o ESP32 da Espressif. Todos os demais periféricos são idênticos. A Figura 15 mostra uma visão interna da pulseira T-Wristband com um destaque para os componentes de interesse.

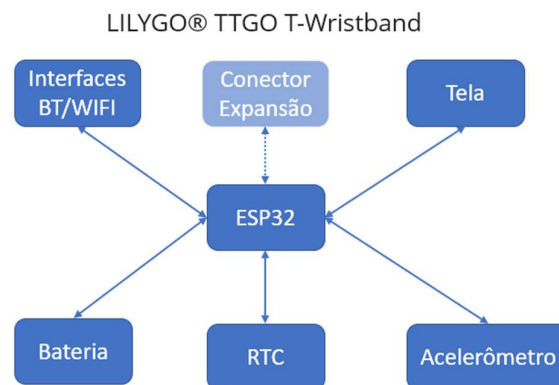
Figura 15. Visão interna da pulseira T-Wristband.



Fonte: o autor.

A arquitetura das pulseiras (Figura 16) é composta de um processador que recebe os dados provenientes de um sensor acelerômetro e um relógio em tempo real (RTC) e exibe essas informações em uma tela gráfica. Possui uma bateria de 3.7V com 120mAh de capacidade, conector de expansão e interfaces de comunicação via Bluetooth (BT) e Wi-Fi.

Figura 16. Diagrama de blocos da T-Wristband.



Fonte: o autor.

O modelo original apresentado na Figura 15 permite reprogramação por meio de um conversor serial (Figura 17). Ele permite a instalação de sensores extras (Figura 18), que devem ser encaixados por baixo da bateria e utilizam o conector de expansão.

Figura 17. Conector de expansão e conversor serial para programação.

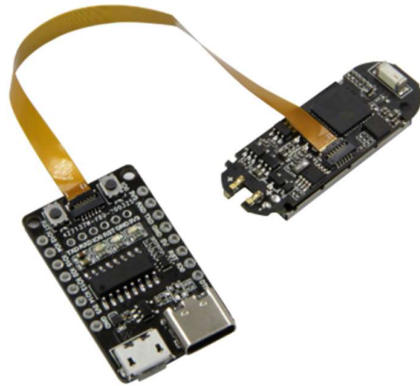
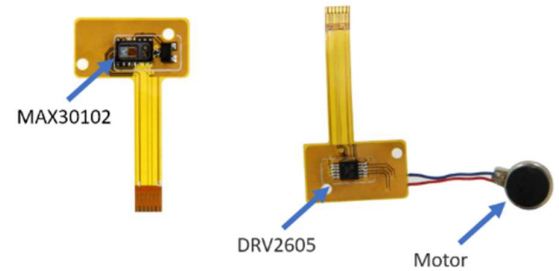


Figura 18. Periféricos de expansão.



Fonte: LilyGo.

Durante o estudo da pulseira, foram encontradas algumas dificuldades, tais como:

- O sensor de fotopletismografia MAX30102 foi danificado durante o processo de reprogramação devido ao processo de conexão/desconexão ser bastante delicado.
- Devido às suas pequenas dimensões, quaisquer modificações mecânicas se tornariam muito complexas, então a captura e transmissão dos dados através de Bluetooth ou Wi-fi tendem a ser as únicas opções viáveis, apesar do alto consumo energético, no caso do Wi-fi, que descarregaria rapidamente a bateria.
- Como a placa de circuito impresso é muito densa, a complexidade para modificar ou acessar pontos de comunicação é alta.
- Uma vez instalado o módulo de fotopletismografia, qualquer alteração no firmware envolveria a desmontagem e desconexão, que poderia danificar o conector ou até mesmo o cabo flat com o sensor (de fato, durante a etapa de testes, devido ao processo de conexão/desconexão ser bastante delicado, o sensor de fotopletismografia MAX30102 mostrado na Figura 18 foi danificado na etapa de reprogramação da pulseira).
 - As leituras variam muito de acordo com a firmeza com que a pulseira é presa ao pulso.
 - A medição da pressão sanguínea é impossibilitada no uso de uma pulseira, pois com as técnicas empregadas, a medição só pode ser realizada nas extremidades do corpo, tais como dedos e lóbulo da orelha, não sendo possível medi-la no pulso.

Em decorrência dos problemas listados acima, buscou-se por um candidato alternativo para implementar o projeto e foi encontrado entre os produtos do mesmo fabricante, um kit de desenvolvimento de oxímetro mostrado na Figura 19 (TTGO Heart rate programming development kit LILYGO, [s. d.]).

Figura 19. Kit de desenvolvimento de oxímetro TTGO.

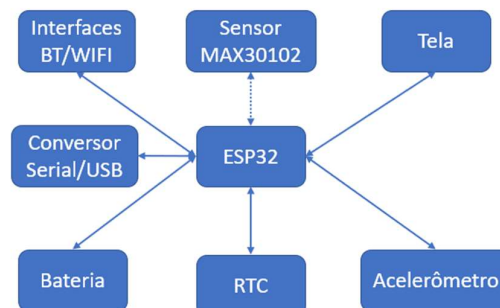


Fonte: LilyGo.

Conforme o diagrama de blocos da Figura 20, o kit TTGO é composto por um microcontrolador ESP32, uma tela com tecnologia OLED, um acelerômetro, um Relógio em Tempo Real (RTC) e um sensor de oxigenação MAX30102. O sistema possui um ambiente de desenvolvimento aberto com alguns poucos exemplos, muito simplificados, disponibilizados pelo fabricante. Em contrapartida, este kit possui um tamanho mais propício para modificações, sendo mais fácil de incluir novas funcionalidades, apesar do fabricante não fornecer suporte ao produto, nem disponibilizar o seu diagrama esquemático. Assim, foi necessário realizar um processo de engenharia reversa da placa de circuito impresso (PCI) através de radiografias.

Figura 20. Diagrama de blocos do kit de desenvolvimento de oxímetro TTGO.

LILYGO® TTGO Heart rate programming development kit

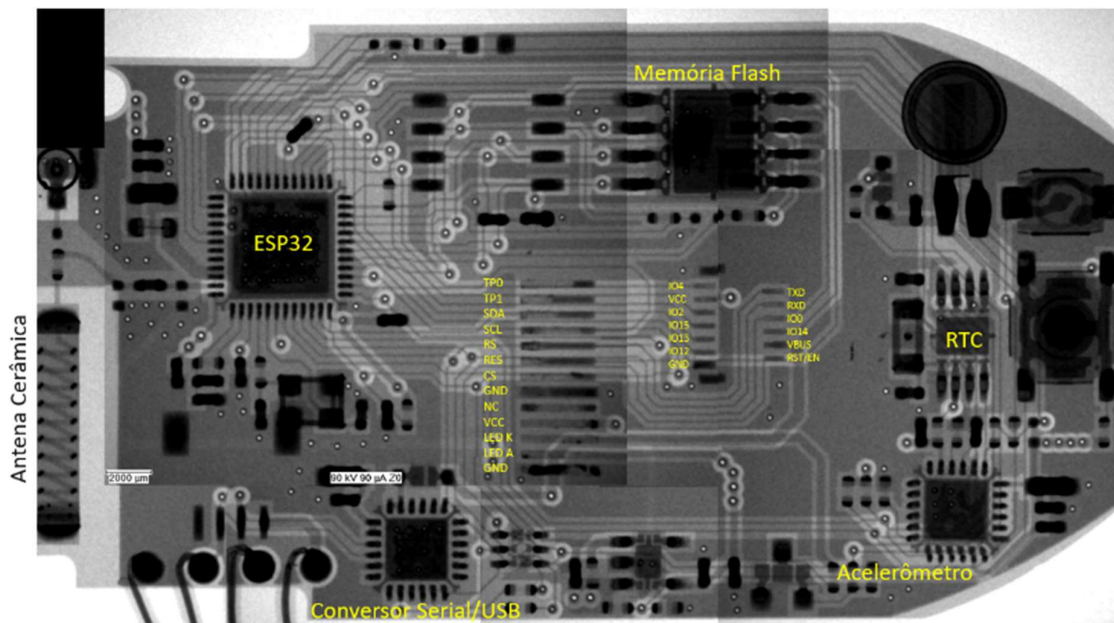


Fonte: o autor.

A Figura 21 mostra uma colagem de diversas imagens de Raio-X feitas da PCI, que permite a visualização de diversos detalhes construtivos.

Baseado nessa imagem, foi possível levantar as conexões entre o microcontrolador ESP32 e os periféricos. Todas as conexões foram validadas utilizando-se um multímetro na função detector de continuidade, que possibilitou planejar as conexões adicionais necessárias dos novos periféricos.

Figura 21. Colagem de imagens de Raio-X da PCI do kit TTGO.



Fonte: o autor.

Considerando o diagrama de blocos da Figura 20, foi proposta a arquitetura a ser implementada. O protótipo foi dividido em duas partes, a primeira contém o processador, o sensor de oxigenação e um cartão de memória montados dentro da estrutura do oxímetro. A segunda parte é uma máscara, utilizada no rosto do usuário, que contém o sensor de dióxido de carbono e o sensor de pressão.

O processador utilizado foi o ESP32, por fazer parte do kit de desenvolvimento utilizado. Esse microcontrolador é um System-on-Chip (SoC) desenvolvido pela Espressif Systems, que é especialmente projetado para aplicações de Internet das Coisas (IoT). Ele é baseado no processador Xtensa LX6 de 32 bits e possui dois núcleos, o que permite a execução de múltiplas tarefas simultaneamente. Ele também possui uma unidade de processamento de sinais digitais (DSP) que permite o processamento de áudio e vídeo em tempo real, além de uma grande variedade de interfaces de entrada/saída (I/O), como GPIO, I2C, SPI, UART, ADC e DAC. Suporta Wi-Fi, Bluetooth e Bluetooth Low Energy (BLE). O ESP32 pode ser programado em diversas linguagens de programação, incluindo C, C++, Python e LUA.

Também suporta uma ampla gama de bibliotecas e ferramentas de desenvolvimento disponíveis. Possui ainda a capacidade de operar em baixa potência, o que o torna ideal para aplicações alimentadas por bateria, e recursos de segurança integrados, como criptografia de dados e autenticação de dispositivos (ESP32 DATASHEET, [s. d.]). Esse processador é conectado a um cartão micro SD, um tipo de memória removível e compacta que é amplamente utilizado em dispositivos portáteis, como smartphones, tablets, câmeras digitais e consoles de videogame. Possui capacidade de armazenar uma grande quantidade de dados e podem ser facilmente transferidos entre dispositivos compatíveis. Existem vários tipos de cartões micro SD disponíveis, incluindo capacidades variadas, indo de 1 GB até mais de 1 TB. Além disso, existem diferentes classes, que indicam a velocidade de leitura e gravação do cartão, e diferentes padrões de velocidade, como UHS-I e UHS-II podendo atingir velocidades de leitura de até 300 MB/s e velocidades de gravação de até 260 MB/s, dependendo do fabricante, tipo de arquivo e forma de acesso ao cartão. Este cartão é utilizado para armazenar os arquivos gerados pelo ESP32, provenientes das leituras dos sensores.

4.1 Sensores

A precisão dos sinais adquiridos está diretamente relacionada ao custo de investimento no sensor e por isso, a escolha de sensores de aplicação geral e de baixo custo passa a ter um grande apelo, permitindo sua utilização de forma ampla (MAJUMDER; MONDAL; DEEN, 2017).

4.1.1 Sensor de Pressão

O sensor de pressão utilizado na máscara facial é o BMP280 (Figura 22), fabricado pela Bosch Sensortec, capaz de medir a pressão e temperatura atmosférica com alta precisão (PRESSURE SENSOR BMP280 | BOSCH SENSORTEC, [s. d.]).

Figura 22. Sensor de pressão BMP280.



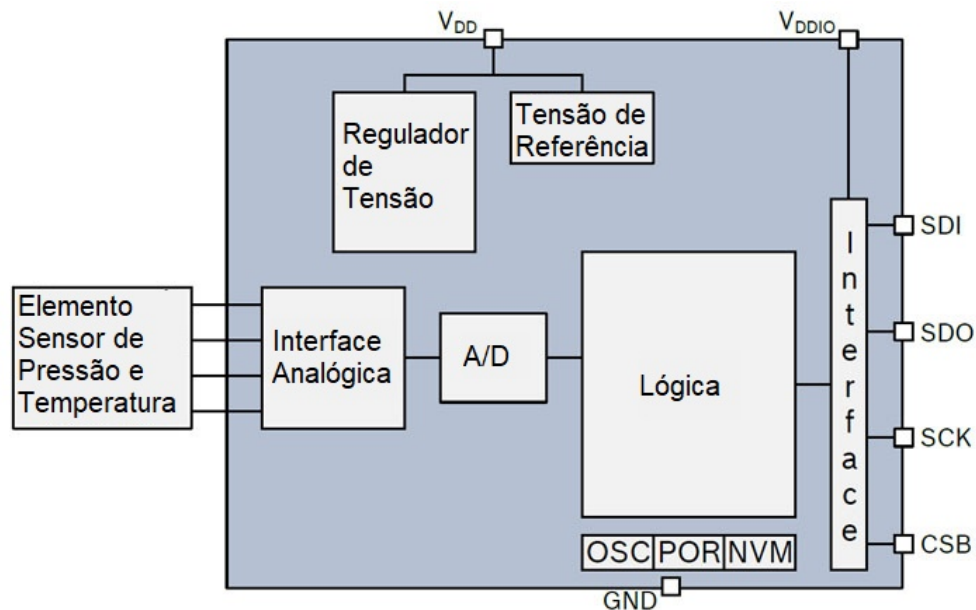
Fonte: <https://www.richis-lab.de/>

Esse sensor é conectado ao microcontrolador por meio de uma interface de comunicação I2C ou SPI e pode ser facilmente integrado em projetos de IoT e sistemas embarcados. Ele é capaz de medir a pressão atmosférica em uma faixa de 300 a 1100 hPa com uma precisão de ± 1 hPa. É capaz de medir a temperatura ambiente em uma faixa de -40 a 85 °C com uma precisão de ± 1 °C e pode operar em baixa potência.

Neste projeto, o BMP280 é utilizado para indicar a pressão respiratória e auxiliar na detecção dos momentos de inspiração e expiração, com o propósito de sincronizar a aquisição do sinal do sensor de dióxido de carbono (RAMIN et al., 1998).

A Figura 23 apresenta o diagrama de blocos interno do sensor BMP280. Ele é composto por um elemento sensor de pressão piezo resistivo que deforma proporcionalmente à pressão atmosférica aplicada a ele. A flexão medida passa por uma interface analógica e depois por um conversor AD que produz um valor equivalente digital, já compensado em temperatura que é disponibilizado através de uma interface digital I2C.

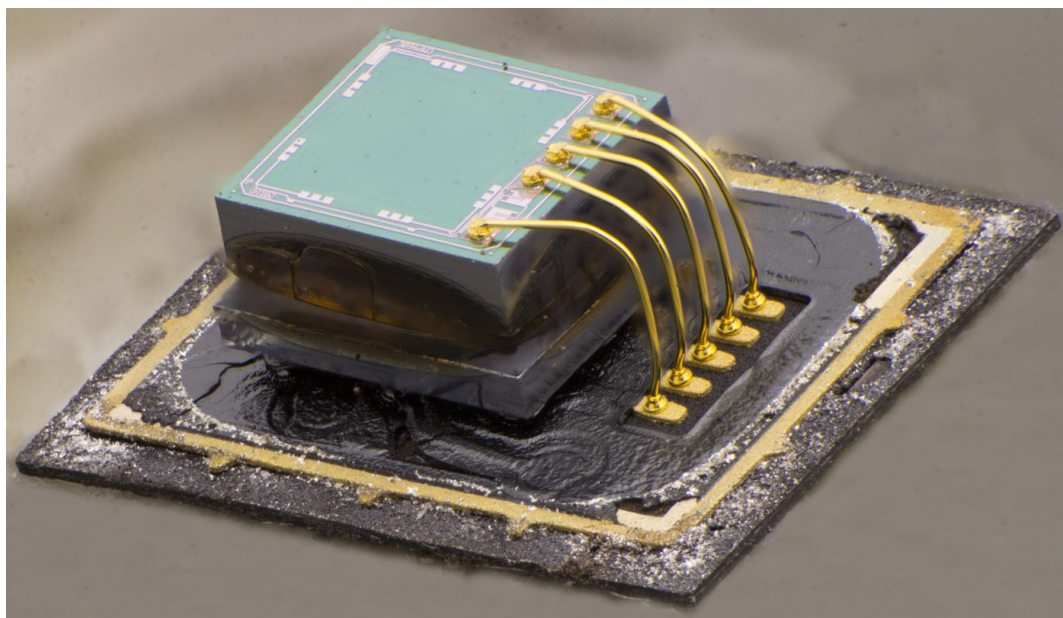
Figura 23. Diagrama de blocos do BMP280.



Fonte: (SENSORTEC, [s. d.]).

Internamente o sensor é composto por duas pastilhas de silício sobrepostas (Figura 24). A superior é o elemento sensor de pressão e o inferior a parte lógica, que contém os circuitos de processamento de sinal, conversão analógico-digital e interfaces de comunicação.

Figura 24. Disposição interna do sensor BMP280.



Fonte: https://www.richis-lab.de/MEMS_08.htm

4.1.2 Sensor de Dióxido de Carbono

O sensor SCD41 (Figura 25) é um sensor de dióxido de carbono (CO_2) de alta precisão fabricado pela empresa suíça Sensirion (SCD41 - CO_2 SENSOR, [s. d.]). Sua tecnologia de medição se baseia na espectroscopia não dispersiva em infravermelho fotoacústica – Photoacoustic NDIR – (PALZER, 2020; POPA; UDREA, 2019).

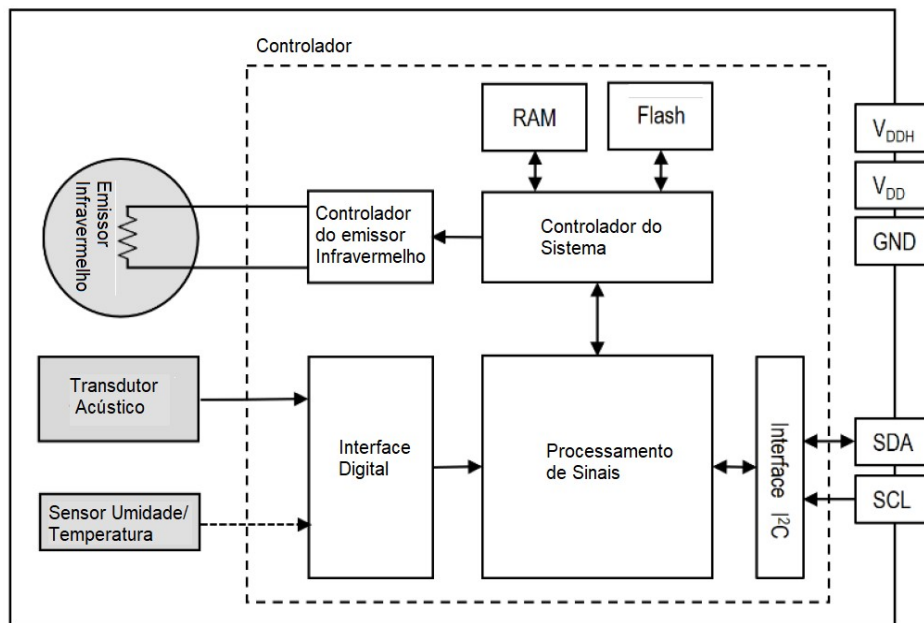
Figura 25. Sensor de concentração de CO_2 SCD-41.



Fonte: <https://sensirion.com/products/catalog/SCD41/>

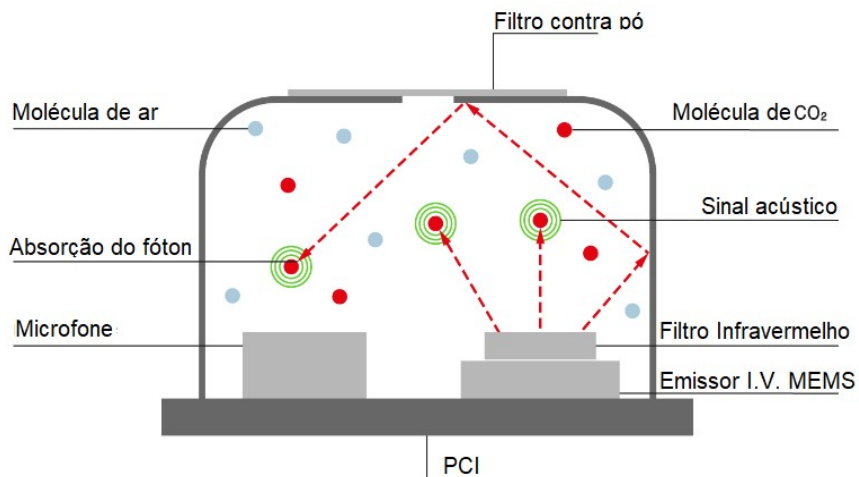
De forma resumida, os sensores fotoacústicos por infravermelho não dispersivo detectam a quantidade de energia que é absorvida pelas moléculas de dióxido de carbono. A Figura 26 ilustra o diagrama de blocos do sensor SCD-41. Internamente, o sensor possui uma fonte de luz de comprimento de onda na faixa de infravermelho, calibrada para excitar as moléculas de CO_2 amostradas pelo sensor, que aumenta sua energia translacional, conforme o princípio de funcionamento descrito na Figura 27. Essa excitação resulta num súbito aumento da pressão interna do sensor, que é medida utilizando um microfone com tecnologia MEMS (do Inglês, Microelectromechanical Systems, ou Sistemas Micro Eletromecânicos). O sinal gerado possui intensidade proporcional ao número de moléculas em movimento de forma que o sensor seja capaz de detectar concentrações de CO_2 na faixa de 0 a 40.000 partes por milhão (ppm), com uma precisão de ± 30 ppm ou $\pm 3\%$ da leitura. O SCD-41 possui uma saída digital I2C, o que o torna fácil de integrar em sistemas eletrônicos (SCD4x Datasheet SENSIRION AG, 2022) (SENSIRION AG, [s. d.]).

Figura 26. Diagrama de blocos do sensor SCD-41.



Fonte: <https://sensirion.com/products/catalog/SCD41/>

Figura 27. Princípio de funcionamento interno do SCD-41.



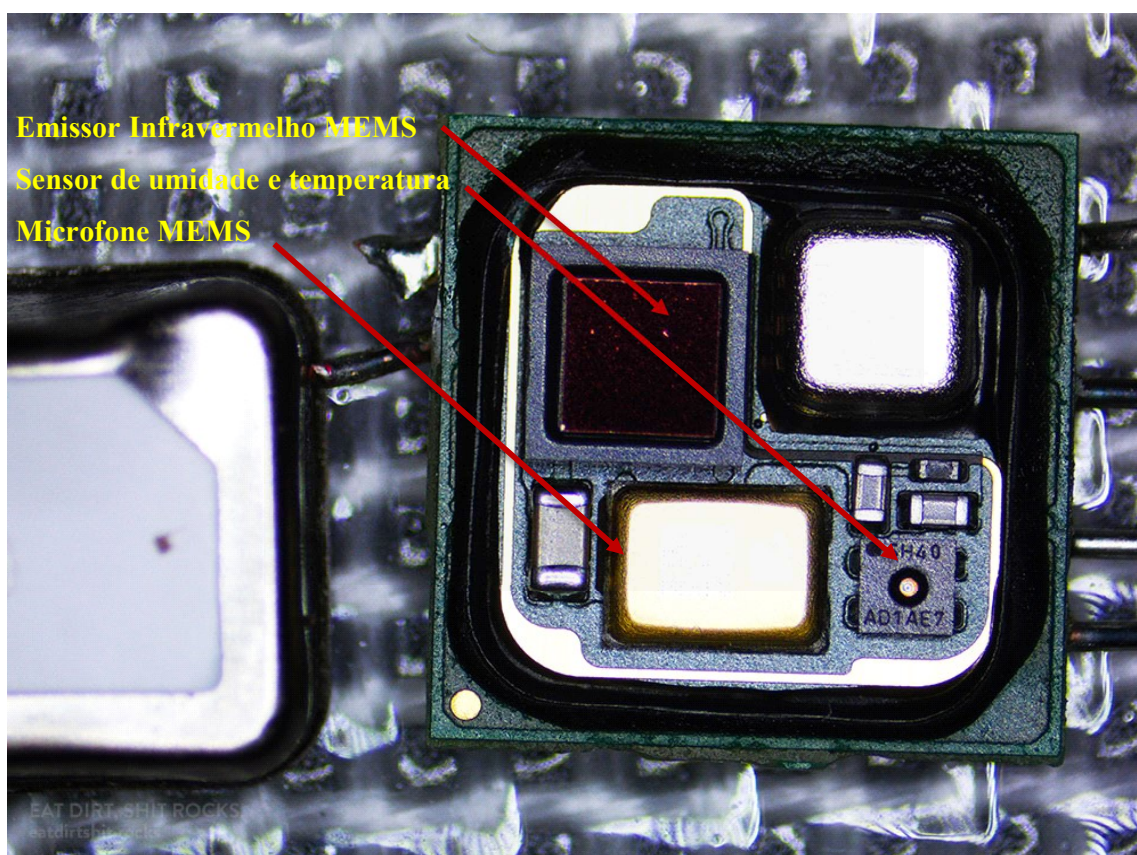
Fonte: <https://sensirion.com/products/technology>

Este sensor pode ser usado em uma variedade de aplicações, incluindo monitoramento da qualidade do ar interno, controle de ventilação em edifícios, monitoramento da qualidade do ar em sistemas HVAC (do Inglês *Heating, Ventilation and Air Conditioning* - Aquecimento,

Ventilação e Ar Condicionado) e em sistemas de controle de climatização automatizados. Isso garante que o sensor forneça leituras precisas e confiáveis ao longo do tempo. Este sensor foi escolhido por trabalhar em uma faixa ampla de medidas, permitindo maior flexibilidade nas experimentações, além de operar em baixo consumo de energia, o que o torna ideal para aplicações em dispositivos alimentados por bateria. (ENVIRONMENTAL SENSORS, SENSIRION, [s. d.]) e (Palzer, Stefan. 2020).

A Figura 28 apresenta uma vista interna do sensor SCD-41 indicando seus componentes principais.

Figura 28. Vista interna do sensor SCD-41.



Fonte: <https://www.eatdirtshit.rocks/this-may-not-have-worked-reliably-anyway/>

4.1.3 Sensor de fotopletismografia

O sensor MAX3010x (MAXIM INTEGRATED, [s. d.]) é um sensor de oximetria de pulso e monitoramento de frequência cardíaca integrado em um único chip, fabricado pela Maxim Integrated. Ele utiliza a técnica de fotopletismografia (PPG) para medir a quantidade de

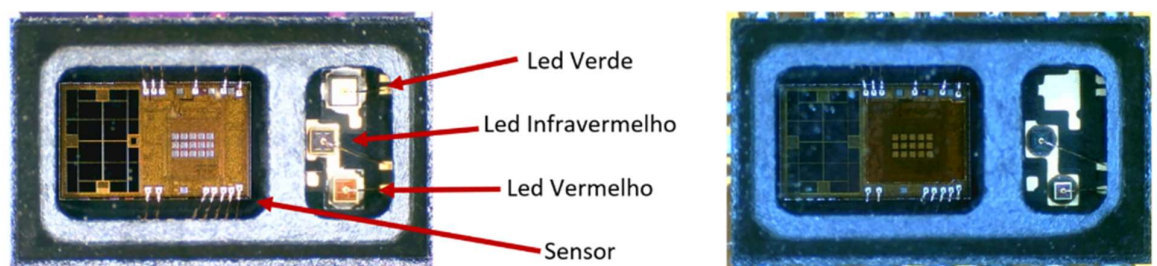
luz infravermelha e vermelha refletida pela pele do paciente, permitindo determinar o nível de oxigênio no sangue e a frequência cardíaca.

O sensor consiste em duas partes principais: um emissor de luz e um fotodiodo que recebem a luz refletida pela pele. O emissor de luz emite luz vermelha (660nm), infravermelha (880nm) e verde (537nm), que penetra na pele do paciente e é refletida de volta para o fotodiodo através de fenômenos de reflexão, dispersão e absorção da luz. A medição da frequência cardíaca utiliza os emissores vermelho e/ou infravermelho, mas no caso de medições no pulso, são pouco eficazes. Neste caso, o emissor verde é utilizado, por se tratar de um sinal de energia luminosa com maior intensidade. O fotodiodo mede a quantidade de luz que é absorvida pelo sangue e calcula a quantidade de oxigênio carregado pelas hemácias contidas no sangue e medir a pulsação.

O sensor é capaz de medir a concentração de oxigênio do sangue e a frequência cardíaca com alta precisão, mesmo em condições adversas, como baixa perfusão ou movimento do paciente. Ele também possui filtros digitais avançados de cancelamento de interferência de luz externa que eliminam o ruído ambiental e garantem medidas precisas, através de um conversor analógico-digital de 16 bits. É amplamente utilizado em dispositivos médicos, como monitores de oximetria de pulso, monitores de frequência cardíaca, monitores de saúde e fitness, entre outros (CASTANEDA D, ESPARZA A, GHAMARI M, SOLTANPUR C, 2018).

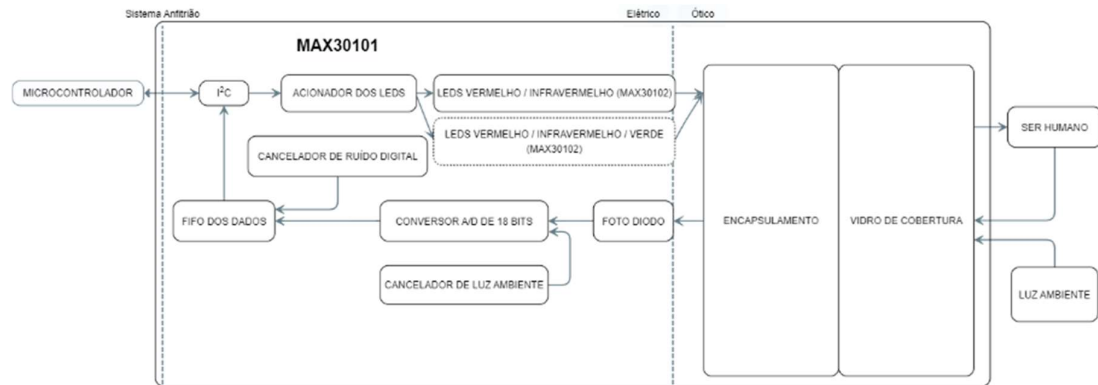
A família de sensores de fotopleletismografia MAX3010x é composta pelo MAX30101 e pelo MAX30102 (Figura 29). Ambos possuem praticamente as mesmas características tanto elétricas, quanto de precisão, se diferenciando apenas no emissor de luz na cor verde, disponível apenas no MAX30101. A Figura 30, apresenta os diagramas de bloco interno desses componentes.

Figura 29. Comparação entre o MAX30101 (esquerda) e o MAX30102 (direita).



Fonte: o autor.

Figura 30. Diagrama de blocos interno do MAX30101 e do MAX30102.



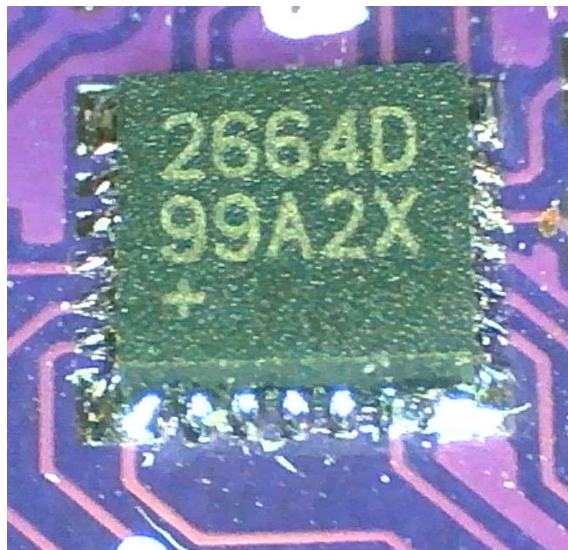
Fonte: o autor.

4.1.4 O sensor HUB

O sensor de fotopletismografia MAX30101 pode ser conectado a uma plataforma de sensor biométrico que expande sua funcionalidade. Trata-se de do componente MAX32664 (Figura 31), também conhecido como sensor hub, que possui um processador Cortex-M4F, que pode rodar a até 96MHz, possui 256 KB de memória flash contendo um código proprietário do fabricante, chamado “*Finger-based blood pressure trending (BPT), heart-rate, and SpO2 monitoring algorithm*” (Algoritmo de monitoramento de tendência da pressão arterial, frequência cardíaca e taxa de oxigenação no sangue), com capacidade de coleta de dados a uma taxa de 100 Hz e processamento de sinais vitais. Essa plataforma comunica-se diretamente com o MAX30101 e realiza o processamento de sinais necessário para determinar as variáveis de pressão sanguínea, taxa de oxigenação do sangue e frequência cardíaca, através de um algoritmo interno proprietário.

O MAX32664 possui modos de baixo consumo de energia, onde o microcontrolador pode ser colocado em um estado de hibernação reduzindo sua atividade e por consequência o consumo de corrente. Ele também inclui uma função de gerenciamento de energia que controla a alimentação dos sensores e atuadores para otimizar o consumo de energia. Ele pode se comunicar com os sensores usando uma variedade de interfaces, incluindo I2C, SPI e UART, permitindo que se conecte a sensores que comunicam suas medidas em formato já digitalizado. No caso do MAX30102, é possível a utilização dos dados de um acelerômetro para compensar a movimentação do usuário durante a leitura (INTEGRATED, 2020).

Figura 31. Dispositivo Sensor Hub MAX32664D.

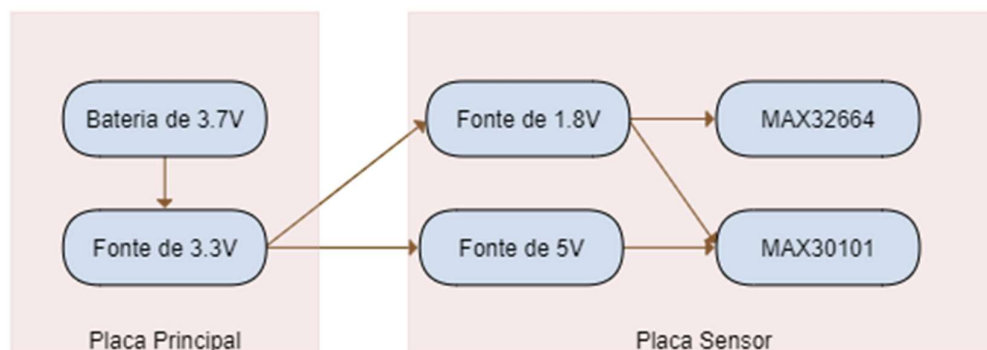


Fonte: o autor.

4.2 Implementação do hardware

Como o sensor MAX30101 trabalha com diferentes tensões, 1,8V para o circuito lógico interno e 5V para os LEDs, é necessário utilizar conversores DC-DC para transformar os 3,3V da bateria nessas tensões. A Figura 32 apresenta o diagrama de blocos do sistema de alimentação projetado.

Figura 32. Diagrama de blocos do sistema de alimentação da PCI principal.



Fonte: o autor.

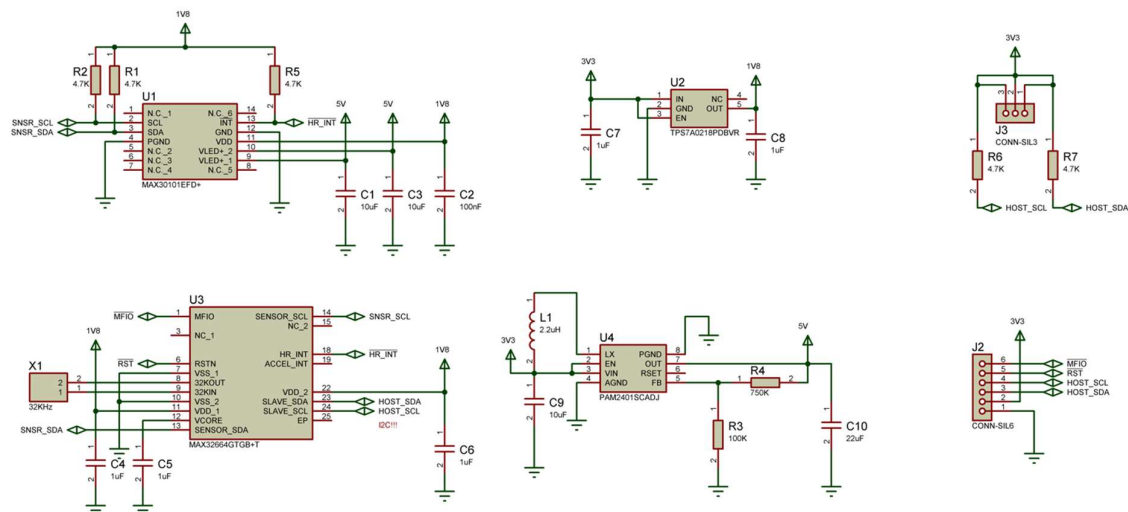
Como a bateria utilizada para alimentar o circuito é de 3,7V e a maior parte dos circuitos integrados utiliza 3,3V, foi necessário adicionar duas fontes chaveadas para reduzir e aumentar as tensões utilizadas pelo MAX30101 e pelo MAX32664.

A Figura 33 apresenta o diagrama esquemático da placa de circuito impresso desenvolvida para acomodar o sensor de fotopletismografia MAX30101, o sensor HUB MAX32664 e todos os periféricos necessários para sua operação, como as fontes chaveadas.

A tensão de 5V é utilizada para alimentar os LEDs do MAX30101, mais especificamente, o LED Verde. Assim os requisitos principais para os conversores DC-DC tanto da fonte de 1,8V quanto para a de 5V são: baixíssimo consumo, máxima eficiência possível e o menor número de componentes auxiliares possível. Dessa forma, para a fonte de 5V foi selecionado o componente PAM2401 do fabricante DIODES, que é um regulador “*Step-up*” com uma eficiência de até 95%. Pode fornecer até 1A e trabalha com tensão de entrada variável.

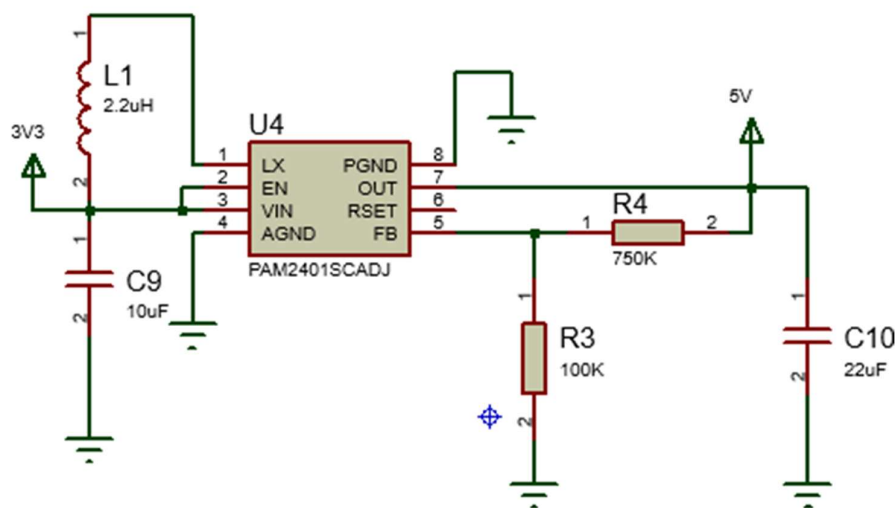
A Figura 34 apresenta o diagrama esquemático do circuito da fonte de 5V com os componentes externos devidamente dimensionados.

Figura 33. Esquema elétrico da placa de sensor.



Fonte: o autor.

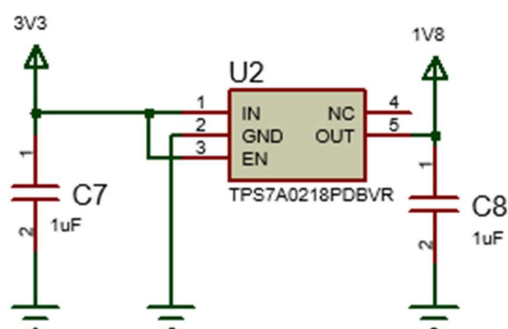
Figura 34. Fonte de 5V com o dispositivo PAM2401.



Fonte: o autor.

Para a fonte de 1,8V, foi escolhido o TPS7A02 (Figura 35). Apesar de se tratar de um regulador linear, possui boas características, como baixa corrente quiescente (consumo do próprio componente) de 25nA, podendo fornecer até 200mA em sua saída. A Figura 36 apresenta o diagrama esquemático do circuito da fonte de 1,8V. Por se tratar de um regulador linear, necessita de poucos componentes auxiliares, sendo necessários apenas capacitores de filtragem em sua entrada e saída.

Figura 35. Fonte de 1.8V com o dispositivo TPS7A0218.



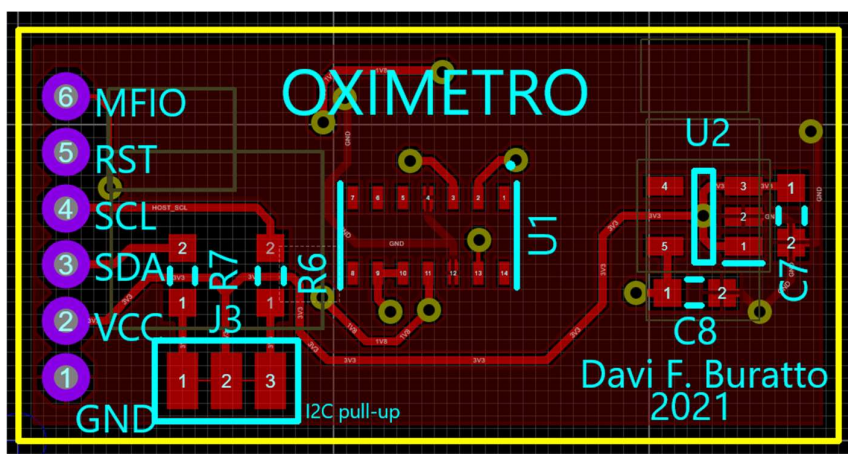
Fonte: o autor.

Após o diagrama esquemático da Figura 33 ter sido desenhado e todas as ligações confirmadas, a etapa do layout da placa pôde ser iniciada. Utilizou-se o CAD Labcenter Proteus VSM para essas tarefas. Como o tamanho final da placa teve que ser otimizado de forma a ser

possível adaptá-lo na caixa do kit de desenvolvimento, houve a necessidade de utilizar uma placa com duas camadas de cobre, de forma a permitir a montagem de componentes em suas duas faces (Figura 36). Finalizada a etapa do layout, arquivos GERBER (formato vetorial ASCII aberto para imagens binárias 2D, padrão usado para impressão de PCIs) para fabricação da PCI foram gerados.

Uma pequena quantidade de placas de circuito impresso (PCI) do sensor de fotopletismografia foi produzida e montada para validar o protótipo (Figura 37). Essa placa foi então conectada via I2C ao ESP32 do kit de desenvolvimento mostrado na radiografia da Figura 21.

Figura 36. Layout da placa desenvolvida.



Fonte: o autor.

Figura 37. Placa protótipo completamente montada.

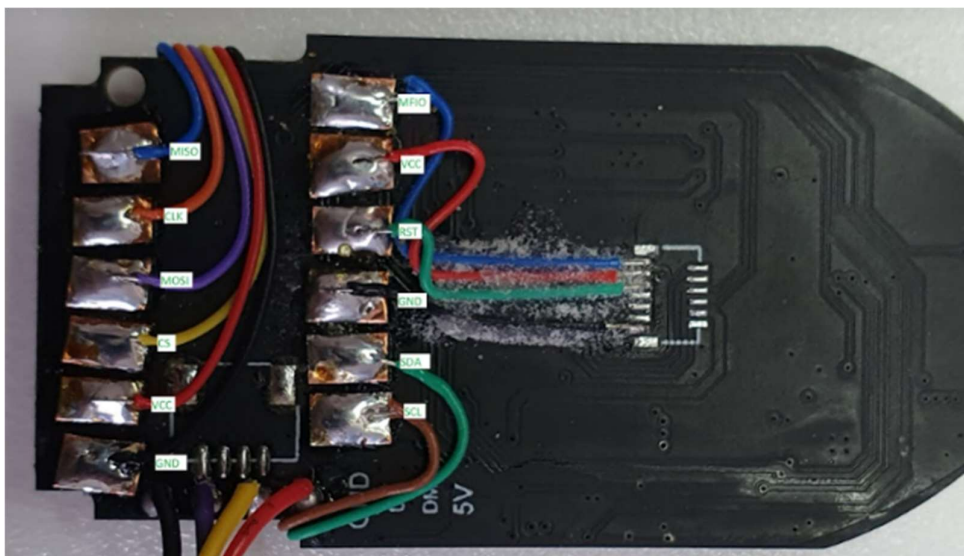


Fonte: o autor.

4.2.1 A conexão com o kit de desenvolvimento

Para ligar os novos periféricos na placa do kit de desenvolvimento, foi necessário adicionar algumas novas conexões e realizar algumas modificações em sinais de controle, conforme indicado pelas Figura 38 e Figura 39. Utilizando o diagrama esquemático parcial levantado com o auxílio da Figura 21, foi possível localizar pontos possíveis para conexão da placa do sensor MAX30101, que utilizou alguns pinos do conector original para o MAX30102. Nem todos os pinos puderam ser utilizados, pois, como foi adicionado o slot para o cartão SD, nem todos os pinos da mesma porta poderiam ser utilizados. Assim, na parte inferior (Figura 38) foram deixados pontos de solda para conectar o slot do cartão SD (via SPI) e na parte superior ficaram os sinais do oxímetro, que compartilham alguns pinos do display.

Figura 38. Vista inferior da placa e adaptações nas conexões e sinais.



Fonte: o autor.

A parte superior da placa (Figura 39) mostra algumas conexões que eram originalmente compartilhadas com o display e com a interrupção do acelerômetro e que precisaram ser modificadas. Outra funcionalidade que foi necessária desabilitar foi a de controle da iluminação da tela, que passou a ficar ligada o tempo todo.

Figura 39. Vista superior da placa e adaptações.



Fonte: o autor.

4.2.2 Adaptações mecânicas

Para realizar a fixação mecânica da placa do sensor MAX30101 conforme indicado na Figura 40, foi recortado o espaço originalmente utilizado pelo sensor e a placa foi fixada em seu lugar.

Figura 40. Fixação da placa desenvolvida.



Fonte: o autor.

Os sensores relacionados ao monitoramento da respiração foram montados dentro de uma máscara não-reinalante, utilizada para oxigenoterapia (Figura 41). Essa máscara possui válvulas que permitem a circulação do ar apenas em uma direção, transportando ar através do reservatório frontal. Existe uma válvula de entrada que permite a passagem do ar apenas em um

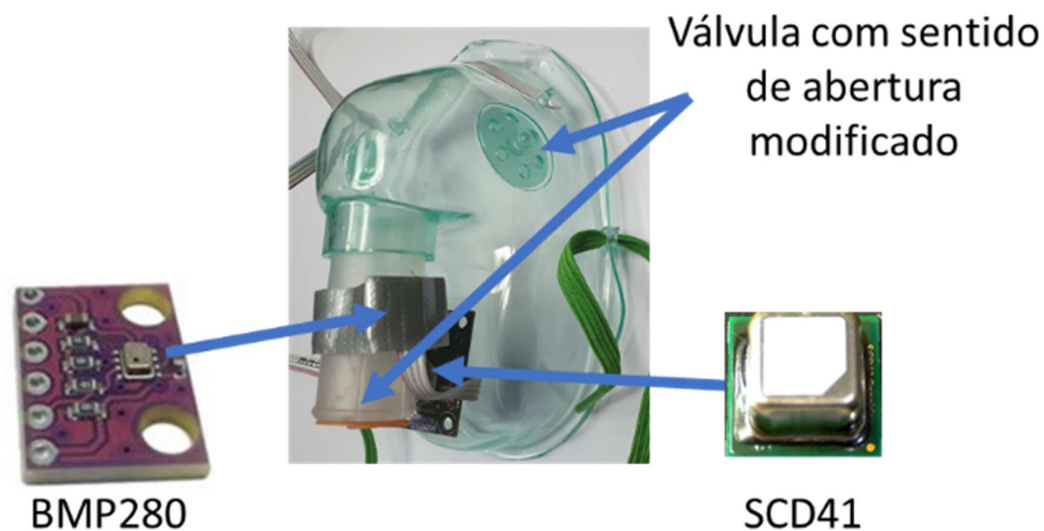
sentido. Assim, quando há pressão positiva do ar, ela permite a circulação para dentro da máscara. Quando há inversão no fluxo de ar, a pressão proveniente dos pulmões fecha essa válvula, forçando a saída do ar rico em CO₂ pelas aberturas laterais superiores. Esta máscara teve o fluxo de circulação do ar modificado, de forma que o ar entre pelas laterais superiores e saia pelo orifício central inferior, onde os sensores de pressão e de concentração de CO₂ estão localizados, conforme a Figura 42.

Figura 41. Máscara não-reinalante.



Fonte: (SUPPLY, [s. d.]

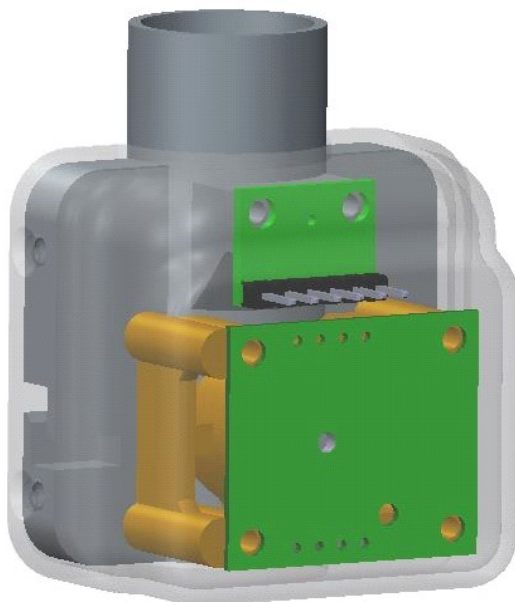
Figura 42. Protótipo inicial da máscara e suporte dos sensores.



Fonte: o autor.

Para a fixação dos sensores de pressão e de dióxido de carbono, foi desenvolvida uma peça plástica em 3D, mostrada na Figura 43, que permite a utilização dos sensores em suas placas de avaliação e provê as condições especificadas pelos fabricantes para leitura do ar de saída da respiração.

Figura 43. Peça desenvolvida para acomodar os sensores de pressão e CO₂.

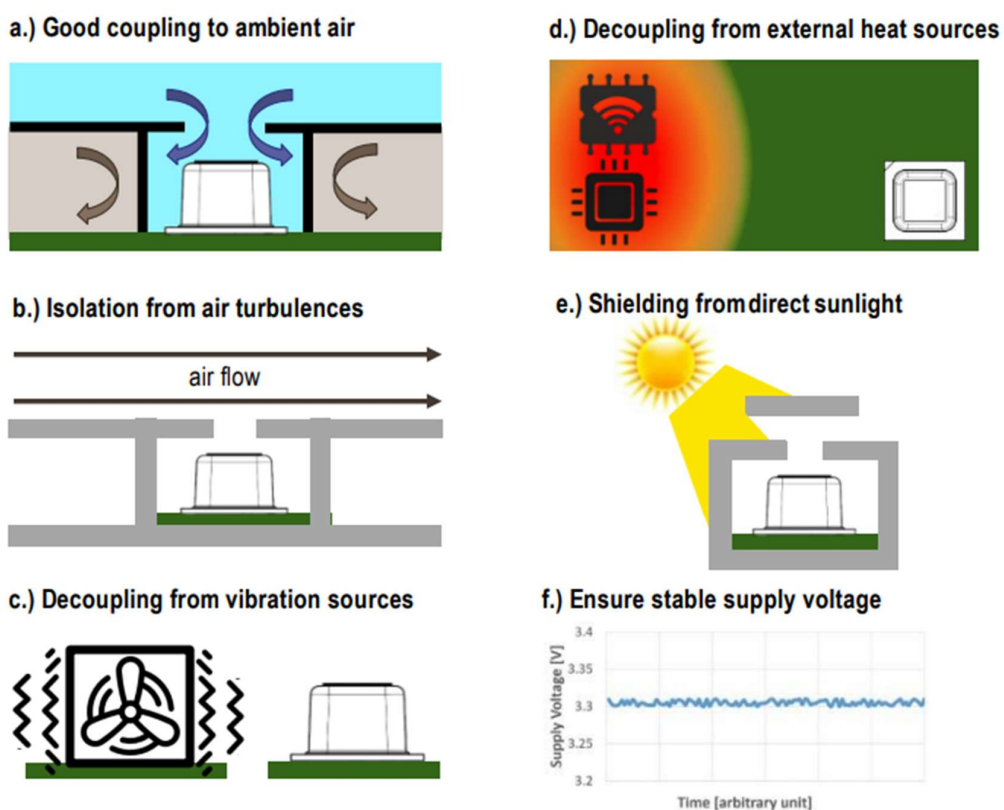


Fonte: o autor.

Como o sensor de dióxido de carbono SCD41 precisa de condições de funcionamento específicas, mostradas na Figura 44, foi necessário desenvolver um “poço” para medidas, que permita que o ar medido seja amostrado, mas que evite que o mesmo fique preso ou que seja turbulento, tornando a medida menos precisa (Design-in Guide SCD4x CO2 Sensor SENSIRION AG, 2022).

Figura 44. Requisitos de posicionamento do SCD41.

Overview: Key Design-in Recommendations

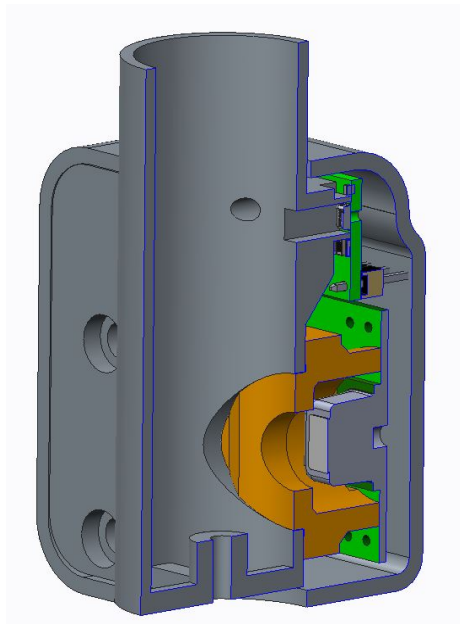


Fonte: Sensirion: Design-in Guide SCD4x CO₂ Sensor.

Esse poço foi modelado em uma segunda peça de suporte, mostrada na cor laranja no modelo 3D, que permite que futuras otimizações sejam feitas sem que seja necessário refazer toda a peça, como mostra a Figura 45. Acima dessa peça foi também modelado um suporte e duto de condução do ar para fixar a placa do sensor de pressão BMP280. O suporte como um todo foi modelado visando reduzir o peso, pois o mesmo é preso na máscara e o uso prolongado poderia se tornar desconfortável. Assim, todas as partes são feitas com pouco preenchimento

de material, mas mantendo a firmeza da peça, graças a estruturas de suporte entre as paredes da peça.

Figura 45. Corte transversal do suporte dos sensores.



Fonte: o autor.

Para que o desenvolvimento do suporte fosse ágil, foi utilizado um modelo 3D genérico de uma máscara disponível na internet (GAO, [s. d.]). Esse modelo permitiu que medidas fossem feitas para validar o modelo e sua acomodação e o foco se mantivesse na peça a ser desenvolvida. A Figura 46 mostra a integração da peça desenvolvida com a máscara.

Figura 46. Modelo 3D da máscara de oxigenoterapia e da peça desenvolvida.



Fonte: o autor.

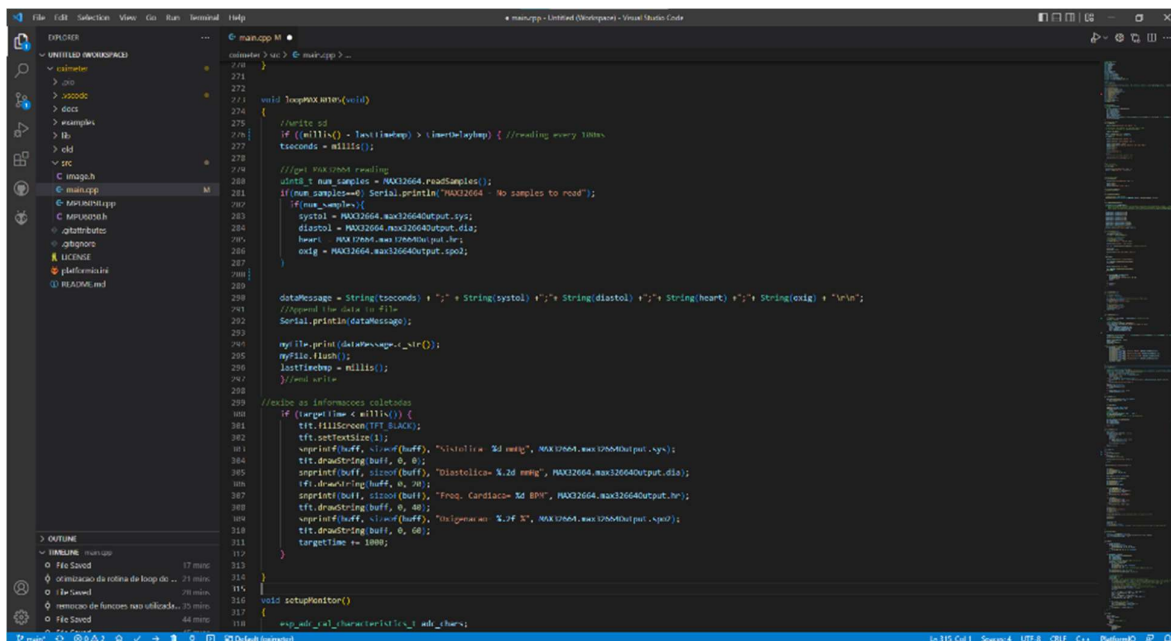
4.3 Implementação do Software

Para que o hardware desenvolvido operasse corretamente, foi desenvolvida uma solução dividida em duas partes, uma implementada no hardware local, (o *firmware*), responsável pela aquisição e transmissão dos dados e outra parte rodando em um servidor na nuvem, responsável pelo armazenamento e exibição dos dados adquiridos.

4.3.1 O Firmware

Após o desenvolvimento e validação das conexões internas da placa, foi iniciada a parte de modificação do *firmware* original, disponibilizado pelo fabricante (T-Wristband SchematicLILYGO, [s. d.]). Essa customização envolveu a remoção de todo código que não fosse relacionado ao funcionamento básico e foi feita utilizando o Visual Studio Code (Figura 47), com o complemento PlatformIO. Apesar de ter sido removido do código, ainda é possível utilizar o acelerômetro, para monitoramento de quedas ou contagem de passos, por exemplo.

Figura 47. Ambiente de desenvolvimento Visual Studio Code.



Fonte: o autor.

Após essa customização foram criadas as rotinas de inicialização de cartão SD, do MAX32664, a customização da tela inicial (Figura 48 e Figura 49) e a de exibição das medições realizadas (Figura 50).

Figura 48. Logotipo comemorativo da PUC-Campinas.



Fonte: Site da PUC-Campinas

Utilizando o programa ImageConverter, (ELECTRONICS, [s. d.]) o logotipo da PUC-Campinas (Figura 48) foi convertido em uma estrutura de dados, criando um *array* contendo 25.600 bytes. Cada um desses bytes representa 256 níveis das cores vermelha, verde e azul de um dos 160x80 *pixels* da imagem a ser reproduzida na tela, como mostra a Figura 50. Essa estrutura de dados foi incluída no *firmware*, o que possibilitou a exibição do logotipo da PUC-Campinas durante a inicialização.

Figura 49. Protótipo montado com a customização da tela.



Fonte: o autor.

Figura 50. Exibição das variáveis fisiológicas medidas.



Fonte: o autor.

A Figura 50 exibe os valores convertidos provenientes da leitura dos sinais vitais. “Sys” representa a pressão Sistólica, “Dia”, a pressão Diastólica, “HR” é relativo à frequência cardíaca e SPO, exibe o nível de oxigenação do usuário.

Um processo de calibração é necessário para cada usuário para otimizar o algoritmo de pressão contido no MAX32664. O processo consiste em medir três vezes a pressão sistólica e diastólica utilizando um equipamento de referência. Esses valores são inseridos no programa e utilizados no vetor de calibração, a referência utilizada para o processo de calibração inicial, feito no início de cada utilização do protótipo.

Os dados coletados são armazenados no cartão SD, em uma *string* no seguinte formato:

```
dataMessage = String(tseconds) + ";" + String(systol) + ";" + String(diastol) + ";" + String(heart) + ";" + String(oxig) + ";" + String(co2) + ";" + String(temperature) + ";" + String(humidity) + ";" + String(pressao) + "\r\n";
```

Esse agrupamento de dados contém o tempo no qual os dados foram agrupados, armazenado na variável “tseconds”, a pressão sistólica, a pressão diastólica, a frequência cardíaca, a saturação sanguínea, a concentração de dióxido de carbono expirado, a temperatura do ar expirado, a umidade do ar expirado e a pressão do ar expirado. Todos esses valores são separados por ponto e vírgula e finalizados por um comando de nova linha, formando a estrutura básica de um arquivo “csv”. Sempre que uma nova captura é iniciada, um cabeçalho é inserido no arquivo, permitindo distinguir capturas não contínuas ou feitas em diferentes momentos, conforme a Figura 51.

Figura 51. Exemplo de dados coletados.

```
Data collection begin. Date: 17/5/2023-23:45:56

Milliseconds; Systolic; Diastolic; Heart Rate; SPO2; CO2; Temp.;Umid.;Pressao
67366;118.00;77.00;83.00;96.30;11291;23.23;93.30;94108.34
67679;118.00;77.00;83.00;96.30;11291;23.23;93.30;94103.66
67992;118.00;77.00;83.00;96.30;11291;23.23;93.30;94129.12
68363;118.00;77.00;82.00;96.30;11291;23.23;93.30;94173.69
68763;118.00;77.00;82.00;96.30;11342;23.17;94.26;94204.78
69110;117.00;77.00;83.00;96.30;11342;23.17;94.26;94220.05
69549;117.00;77.00;84.00;96.30;11342;23.17;94.26;94225.30
69862;117.00;77.00;84.00;96.30;11342;23.17;94.26;94220.54
70174;117.00;77.00;84.00;96.30;11342;23.17;94.26;94212.55
```

Fonte: o autor.

4.3.2 Conexão com a Nuvem

Originalmente pensou-se em utilizar o protocolo MQTT (do inglês, *Message Queuing Telemetry Transport*) para promover o envio de mensagens entre os dispositivos e o servidor,

localizado na nuvem. MQTT é um protocolo de mensagens leve baseado em publicação/assinatura, projetado para comunicações M2M (*Machine-to-Machine*) e IoT (Internet das Coisas). Ele permite a transmissão eficiente de dados entre dispositivos com consumo reduzido de largura de banda e energia, sendo ideal para ambientes de conexão instável ou de baixa qualidade (O QUE É MQTT? – EXPLICAÇÃO SOBRE O PROTOCOLO MQTT – AWS, [s. d.]).

A comunicação Wi-Fi foi escolhida para a utilização neste trabalho, de forma que é necessário um ponto de acesso disponibilizado por um roteador residencial ou por um *smartphone* configurado em modo ponto de acesso. Dessa forma, existe uma garantia maior de envio e recebimento dos dados, que trafegam através do protocolo TCP/IP. Assim, a implementação de comunicação direta com o banco de dados se torna possível, reduzindo a complexidade do sistema.

Apesar da grande maioria dos bancos de dados integráveis em sistemas embarcados utilizar séries sequenciais e não ser otimizados para gravações em grandes velocidades, durante a pesquisa de potenciais alternativas, uma que mereceu destaque foi o InfluxDB, que é um banco de dados de séries temporais (*Time Series Database* - TSDB) de código aberto, desenvolvido pela InfluxData. Ele é projetado para lidar com a coleta, armazenamento e consulta de dados gerados ao longo do tempo, como métricas, eventos e registros. InfluxDB é especialmente adequado para cenários de monitoramento, IoT, análise em tempo real e aplicativos de telemetria, onde o desempenho e a escalabilidade são cruciais (INFLUXDATA, [s. d.]).

As características principais do InfluxDB são:

a) Otimizado para séries temporais: InfluxDB é projetado especificamente para lidar com dados de séries temporais, o que significa que possui recursos e otimizações para melhorar a eficiência no armazenamento e na consulta de dados com marcação temporal.

b) Escalabilidade e desempenho: InfluxDB é projetado para lidar com grandes volumes de dados e alta taxa de gravação. Ele oferece alta disponibilidade, escalabilidade horizontal e balanceamento de carga para garantir o desempenho e a resiliência em ambientes de produção.

c) Modelo de dados simples: InfluxDB utiliza um modelo de dados simples baseado em medidas, tags e campos. As medidas são como tabelas e agrupam pontos de dados relacionados. As tags são metadados indexados que ajudam a identificar e consultar os pontos de dados. Os campos são os valores associados a cada ponto de dados.

d) Linguagem de consulta InfluxQL: InfluxDB possui sua própria linguagem de consulta, chamada InfluxQL, que é similar ao SQL e permite consultas complexas e agregações de dados em tempo real.

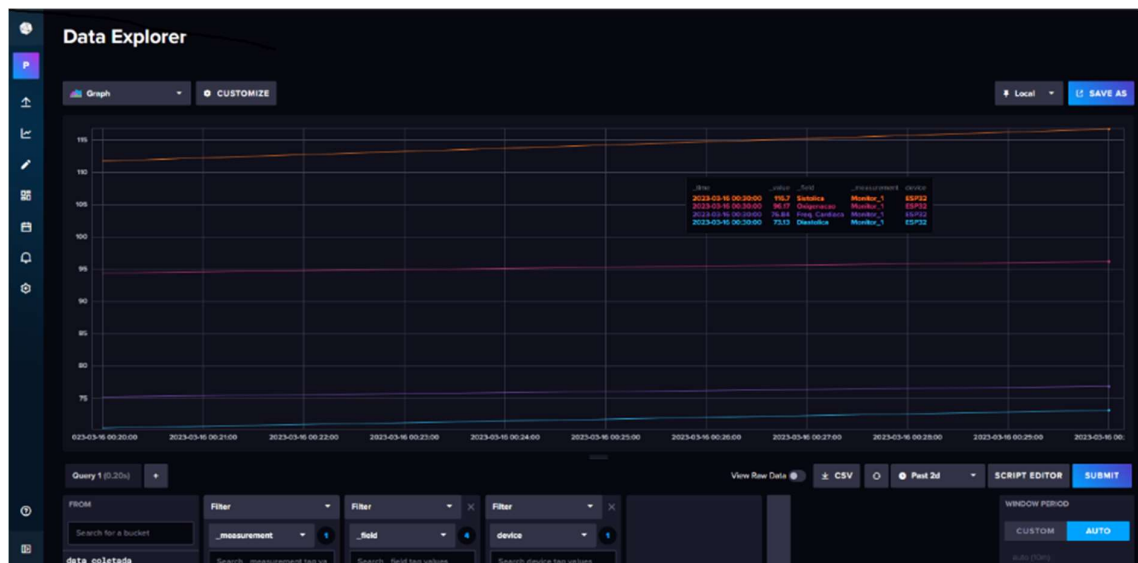
e) Retenção de dados e downsampling: InfluxDB suporta políticas de retenção de dados para gerenciar automaticamente a expiração e o downsampling (redução da resolução) de dados antigos, ajudando a otimizar o armazenamento e melhorar o desempenho das consultas.

Adicionalmente, o InfluxDB possui uma versão de uso gratuito e permite sua integração de forma muito simples com o ESP32, disponibilizando uma biblioteca com exemplos de acesso em (GETTING STARTED WITH ARDUINO AND INFLUXDB | INFLUXDATA, [s. d.]), a qual foi integrada ao *firmware* desenvolvido e gravada no ESP32. Essa integração permite que o dispositivo remoto acesse diretamente o banco de dados de uma forma bidirecional, característica que simplifica a arquitetura do sistema.

Para proporcionar um ambiente de desenvolvimento livre de limitações de largura de banda de rede e com alta disponibilidade, optou-se pela utilização de um servidor em nuvem. Dentre várias opções comparadas, a Digital Ocean foi selecionada, devido ao baixo custo de operação e facilidade de configuração.

Esse provedor de serviços possui máquinas virtuais pré-configuradas, chamadas de “*Droplets*”, que permitem diversas customizações, como incremento de processadores, espaço em disco, entre outros. Dessa forma, uma “*Droplet*” foi instalada com Ubuntu Linux. Nela, o InfluxDB foi instalado e configurado. A Figura 52 apresenta a interface do InfluxDB acessada a partir do servidor Linux hospedado em nuvem.

Figura 52. Interface do InfluxDB.



Fonte: o autor.

Apesar de permitir a exibição de séries temporais, o InfluxDB não é muito flexível no modo de exibição. Assim, a busca de algum sistema que permitisse a exibição dos dados coletados em um “*dashboard*” mais conveniente, resultou na escolha da ferramenta Grafana (Figura 53). O sistema Grafana é uma plataforma de visualização e análise de métricas de código aberto, amplamente utilizada para monitoramento de infraestrutura, aplicações e outras métricas de negócios. Ele permite que os usuários criem painéis de controle personalizados, com gráficos e alertas interativos, para acompanhar os dados em tempo real e tomar decisões informadas. O Grafana suporta diversas fontes de dados, incluindo o InfluxDB.

Os “*Buckets*”, utilizados pelo banco de dados armazenam séries temporais dos dados capturados. Esses dados podem ser acessados externamente, bastando que o Grafana busque o “*Bucket*” e os “*Campos*” correspondentes, como no exemplo abaixo:

```
from(bucket: "data_coletada")
  |>range(start: -1d)
  |>filter(fn: (r) => r._field == "oxigenacao")
  |>yield(name: "_results")
```

No exemplo da Figura 53, os dados dentro do campo chamado “Oxigenação”, dentro do “*Bucket*” “data coletada” e com tempo máximo de 1 dia anterior, são coletados e exibidos.

Figura 53. O dashboard desenvolvido na ferramenta Grafana.



Fonte: o autor.

5 RESULTADOS

Conforme proposto como parte do objetivo deste trabalho, o custo de desenvolvimento da plataforma deveria ser baixo e, para tanto, por isso foram escolhidos os componentes de melhor custo-benefício. Como pode ser visto na Tabela 1, o custo total dos componentes eletrônicos não ultrapassou 140 dólares americanos, sem considerar o custo de mão de obra para a montagem, calibração e testes. Para efeito de comparação, um oxicapnógrafo portátil com o MX200B do fabricante EMAI custa em média 3.000 dólares (PASSOS, 2023), demonstrando assim que é possível desenvolver uma plataforma a um custo consideravelmente menor.

Tabela 1. Custos de desenvolvimento (valores em Dólares)

Item	Valor
Placa do Oxímetro	55,00
Kit de Desenvolvimento	25,5
Sensor de Pressão	0,46
Sensor de CO ₂	50,26
Máscara Não-Reinalante	6,00
Soquete para cartão SD	0,30
Fios	1,00
Total	138,52

A Figura 54 apresenta a imagem do protótipo da Plataforma de Baixo Custo para Aquisição e Monitoramento de Sinais Vitais, demonstrando da esquerda para direita começando pelo canto superior esquerdo: a tela inicial com o logo da PUC-Campinas, a tela principal que apresenta as informações de data/hora e tensão da bateria, a tela orientando o usuário a inserir o dedo e iniciar o processo de calibração e, por fim, a tela com os resultados de uma medição. A Figura 55 apresenta o arranjo padrão de instrumentos utilizados pelo autor na realização das medidas experimentais. Mostra também a conexão entre o dispositivo primário contendo um grupo de sensores relacionados às medidas de sinais fotopletismográficos, posicionado no dedo do usuário, e um módulo de extensão construído numa máscara contendo um segundo grupo de sensores relacionados à respiração, que fica no rosto do usuário, conforme descrito no Capítulo 3.

Figura 54. O protótipo.



Fonte: o autor

O próprio autor foi objeto de estudo dos testes, nos quais uma metodologia básica foi adotada, de forma a permitir a posterior comparação dos dados levantados em diferentes situações, confrontando-os com medições simultâneas realizadas por dispositivos comerciais. Para isso, o *firmware* foi configurado para ler os sensores quatro vezes por segundo (250ms), que de acordo com referências, é o suficiente para capturar os sinais desejados (TARGET HEART RATE AND ESTIMATED MAXIMUM HEART RATE | PHYSICAL ACTIVITY | CDC, [s. d.]), (MALACHIAS *et al.*, 1957). As seguintes atividades foram planejadas para o Teste Comparativo:

1. Realizar 10 medidas consecutivas, em repouso, reclinado, com o braço na altura do coração, em intervalos de 3 minutos. Este cenário servirá como base de comparação e será referido como seção de medidas iniciais.

2. Realizar caminhadas em uma cadência confortável, durante 3 minutos, com o objetivo de simular um esforço físico leve que resulte em alterações nas variáveis fisiológicas monitoradas.

3. Após cada caminhada, voltando para a posição de repouso, realizar imediatamente a captura e repetir um novo ciclo de caminhada por 10 vezes.

Para verificar as incertezas de leitura do protótipo, as mesmas medidas foram feitas utilizando um oxímetro de dedo comercial e um monitor de pressão arterial. Ambos os dispositivos ficam localizados no mesmo braço (direito), de forma que o protótipo foi posicionado no dedo indicador esquerdo e o oxímetro comercial, no dedo médio. O medidor de pressão foi posicionado no braço esquerdo para não interferir na leitura dos oxímetros de dedo durante a medida da pressão, conforme Figura 55.

Na Tabela 2 são apresentados os resultados obtidos na sessão de medidas iniciais realizadas na Atividade 1, foram utilizados um monitor de pressão arterial automático, do fabricante Omron, modelo HEM 742 INT e um Oxímetro de dedo do fabricante G-Tech, modelo OXIOLPED.

Os dados coletados e apresentados na Tabela 2 são expressos nas unidades padrão, sendo a unidade da frequência cardíaca BPM (Batimentos por Minuto), a saturação de oxigênio dissolvido no sangue em porcentagem (%) e as pressões arteriais em mmHg (milímetros de mercúrio), notada primeiro a pressão Sistólica (máxima) e em seguida, a Diastólica (mínima).

As medidas foram espaçadas de 3 e 3 minutos, com o propósito de permitir a recirculação do sangue na extremidade do braço esquerdo, onde o medidor de pressão está localizado (MALACHIAS *et al.*, 2016).

Figura 55. O autor utilizando os oxímetros e medidor de pressão



Tabela 2. Testes comparativos realizados.

Oxímetro Comercial		Protótipo				Medidor de Pressão Comercial	
Frequência Cardíaca (BPM)	Taxa de Oxigenação (%)	Frequência Cardíaca (BPM)	Taxa de Oxigenação (%)	Pressão Arterial Sistólica (mmHg)	Pressão Arterial Diastólica (mmHg)	Pressão Arterial Sistólica (mmHg)	Pressão Arterial Diastólica (mmHg)
84	95	88	95,6	134	81	148	100
81	95	84	95,5	140	88	145	98
96	90	95	96,5	144	90	144	92
92	95	94	95,3	136	84	142	94
99	95	94	95,6	140	80	151	96
98	96	99	97,8	132	85	142	93
97	96	98	96,2	133	79	146	93
102	96	103	94,7	134	78	153	98
98	96	96	94,7	133	79	148	98
102	96	100	95,9	135	78	149	100

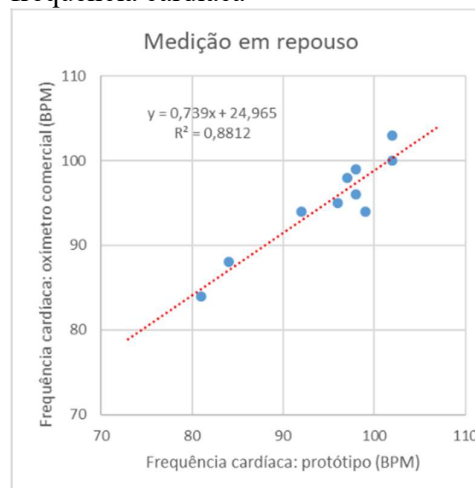
Os resultados da comparação foram positivos, mostrando uma boa estabilidade. Para validar o funcionamento do protótipo, foram feitas correlações entre os dados coletados pelos

dispositivos comerciais e o protótipo desenvolvido. A Tabela 3 e seu gráfico na Figura 56, contém os dados comparativos da frequência cardíaca e seu gráfico, com uma linha de tendência com inclinação quase diagonal, indicando uma boa correlação entre os dados do protótipo e do dispositivo comercial, onde R^2 é próximo de 1 (0,881).

Tabela 3. Correlação da frequência cardíaca capturada por dois dispositivos.

Frequência Cardíaca (BPM)		
Protótipo desenvolvido	Oxímetro comercial	Diferença (%)
81	84	-3,6
84	88	-4,5
92	94	-2,1
99	94	5,3
96	95	1,1
98	96	2,1
97	98	-1,0
98	99	-1,0
102	100	2,0
102	103	-1,0
Média		-0,2

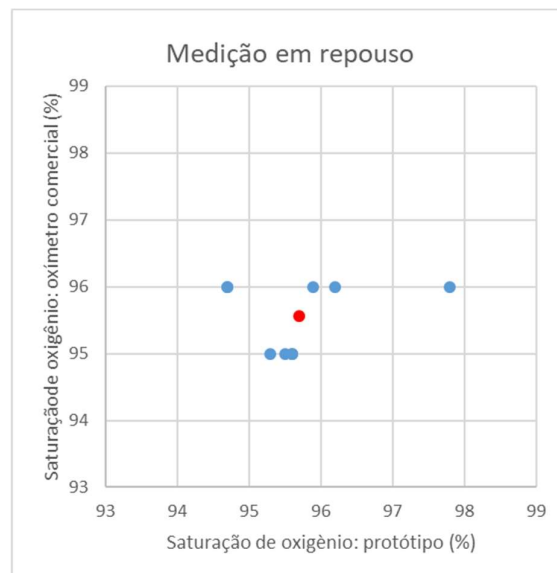
Figura 56. Dados capturados da frequência cardíaca



A Tabela 4 e a Figura 57 comparam os valores de saturação de oxigênio entre os dispositivos. Apesar de haver pequenas variações nos valores lidos pelo protótipo, a média dos valores dos dois dispositivos é a mesma (96%). Nessa análise, foi descartado um valor *outlier* (90%) entre os lidos pelo dispositivo comercial.

Tabela 4. Saturação de Oxigênio – SpO2.

Saturação de oxigênio (%)		
Protótipo desenvolvido	Oxímetro comercial	Diferença (%)
96,5	90,0	Outlier
95,3	95,0	0,3
95,5	95,0	0,5
95,6	95,0	0,6
95,6	95,0	0,6
94,7	96,0	-1,4
94,7	96,0	-1,4
95,9	96,0	-0,1
96,2	96,0	0,2
97,8	96,0	1,9
Média	95,7	95,6
		0,2

Figura 57. Saturação de Oxigênio – SpO2.

A expectativa nas medições dos dados da Tabela 3 é a obtenção de valores muito próximos na faixa de 95 a 99%, com uma pequena dispersão devido a precisão dos instrumentos ou devido a algum desvio sistemático (*offset*), o que resultaria numa aglutinação dos pontos experimentais em torno da média (ponto vermelho) na Figura 58 já que a variável SpO2 deve ser bastante constante num indivíduo durante um intervalo de tempo curto (no caso 30 minutos). Provavelmente este resultado seria alcançado para uma quantidade maior de aquisições.

Já a comparação entre a pressão sistólica da Tabela 5 e da diastólica na Tabela 6 (Figuras 58 e 59) indicam um desvio sistemático (*offset*) entre os dois medidores, com o protótipo desenvolvido apresentando em média uma leitura 6,7% menor para a pressão sistólica e 13,6% menor para a diastólica.

Essa variação pode ser o resultado do método de leitura dos sensores, que utilizam tecnologias diferentes para a medição da pressão. Cabe ainda ressaltar que o protótipo requer uma calibração inicial com a inserção dos valores de correção da pressão a ser feita no início de sua utilização. No atual estágio do projeto, essa calibração foi feita 1 vez na fase inicial do desenvolvimento do protótipo.

Nota-se ainda nos gráficos das Figuras 58 e 59 que os pontos experimentais se distribuem de forma aproximadamente simétrica em relação à média das medidas (pontos vermelhos), dentro de um raio de 3 desvios padrão (3 sigmas).

Tabela 5. Pressão Sistólica

Pressão Sistólica (mmHg)		
Protótipo desenvolvido	Medidor de Pressão comercial	Diferença (%)
132,0	142,0	-7,0
136,0	142,0	-4,2
144,0	144,0	0,0
140	145,0	-3,4
133,0	146,0	-8,9
133,0	148,0	-10,1
134,0	148,0	-9,5
135,0	149,0	-9,4
140,0	151,0	-7,3
134,0	153,0	-12,4
Média	136,1	146,8
Desvio Padrão	3,7	3,5

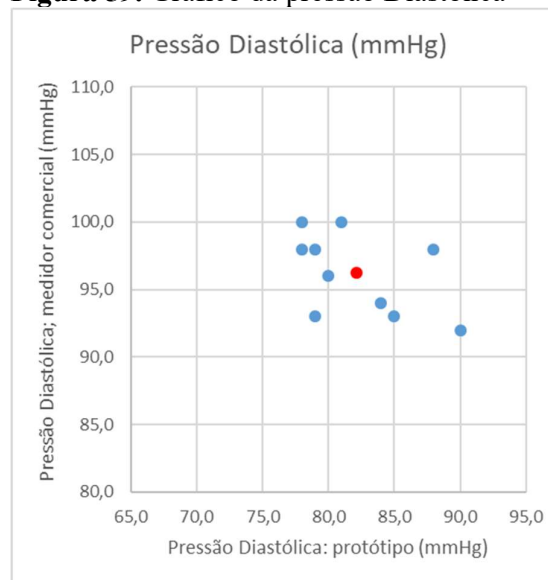
Figura 58. Gráfico da Pressão Sistólica



Tabela 6. Pressão Diastólica

Pressão Diastólica (mmHg)		
Protótipo desenvolvido	Medidor de Pressão comercial	Diferença (%)
90,0	92,0	-2,2
85,0	93,0	-8,6
79,0	93,0	-15,1
84	94,0	-10,6
80,0	96,0	-16,7
88,0	98,0	-10,2
78,0	98,0	-20,4
79,0	98,0	-19,4
81,0	100,0	-19,0
78,0	100,0	-22,0
Média	82,2	96,2
Desvio Padrão	4,1	2,9

Figura 59. Gráfico da pressão Diastólica



O segundo cenário de testes foi feito com ciclos de caminhadas rápidas, com duração de 3 minutos. Após cada caminhada, os dados dos medidores foram anotados e o ciclo reiniciado. A Tabela 7 apresenta as medições descritas na Atividade 3 realizadas imediatamente

após cada caminhada rápida de 3 minutos. Os dados relacionados são listados nas Tabelas 8 a 11 e Figuras 60 a 63.

Tabela 7. Teste comparativo – Atividade 3.

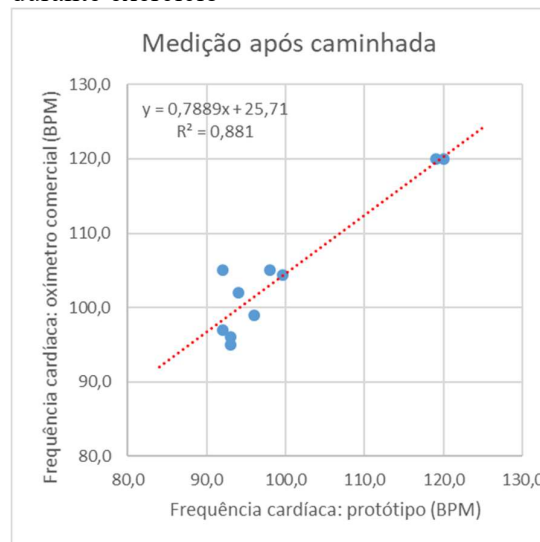
Oxímetro Comercial		Protótipo				Medidor de Pressão Comercial	
Frequência Cardíaca (BPM)	Taxa de Oxigenação (%)	Frequência Cardíaca (BPM)	Taxa de Oxigenação (%)	Pressão Arterial Sistólica (mmHg)	Pressão Arterial Diastólica (mmHg)	Pressão Arterial Sistólica (mmHg)	Pressão Arterial Diastólica (mmHg)
105	95	98	97,0	131	80	150	102
105	97	92	97,7	133	88	146	95
120	95	120	97,0	141	83	148	103
120	96	119	95,4	147	87	149	102
102	97	94	96,8	135	82	159	103
99	97	96	97,9	133	88	141	102
97	96	92	97,6	130	79	141	104
95	96	93	97,6	131	78	145	103
96	96	93	97,5	131	78	146	106
104	96	100	97,2	135	83	147	102

Os resultados da comparação foram igualmente positivos, como os da medição em repouso, mostrando uma boa estabilidade nas leituras do protótipo. Para validar o funcionamento do protótipo, foram feitas correlações entre os dados coletados pelos dispositivos comerciais e pelo protótipo desenvolvido. As medidas experimentais relativas à frequência cardíaca são apresentadas na Tabela 8 e Figura 60.

Tabela 8. Valores de frequência cardíaca durante exercício

Frequência Cardíaca (BPM)		
Protótipo desenvolvido	Oxímetro Comercial	Diferença (%)
93,0	95,0	-2,1
93,0	96,0	-3,1
92,0	97,0	-5,2
96	99,0	-3,0
94,0	102,0	-7,8
99,7	104,3	-4,5
98,0	105,0	-6,7
92,0	105,0	-12,4
120,0	120,0	0,0
119,0	120,0	-0,8
Média		-4,6

Figura 60. Valores de frequência cardíaca durante exercício



Nota-se que no caso da frequência cardíaca, a correlação se mantém em 0,881, indicando boa precisão.

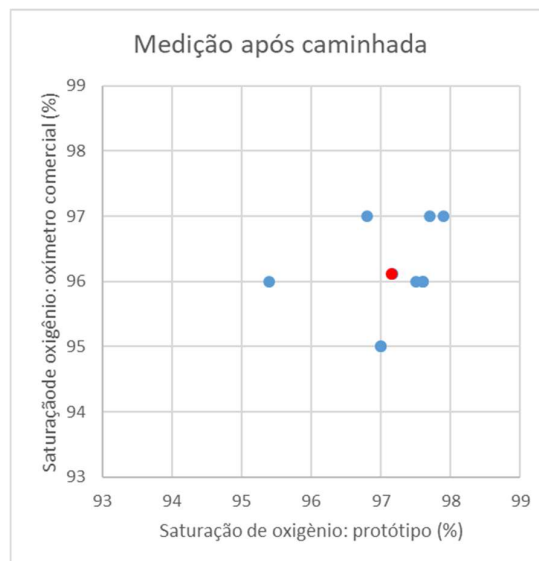
Os valores de saturação de oxigênio após o ciclo de exercícios leves são apresentados na Tabela 9 e Figura 61. Os valores obtidos pelo protótipo apresentam uma pequena diferença com relação ao dispositivo comercial para essa atividade, sendo em média 1,1% maiores.

Notou-se, também, valores muito próximos na faixa de 95 a 99%, com uma pequena dispersão devido a precisão dos instrumentos ou devido a algum desvio sistemático (offset), o que resultaria numa aglutinação dos pontos experimentais em torno da média (ponto vermelho na Figura 61).

Tabela 9. Valores de saturação de oxigênio durante exercício

Saturação de oxigênio (%)		
Protótipo desenvolvido	Oxímetro Comercial	Diferença (%)
97,0	95,0	2,1
97,0	95,0	2,1
95,4	96,0	-0,6
97,6	96,0	1,7
97,6	96,0	1,7
97,5	96,0	1,6
97,2	96,1	1,1
97,7	97,0	0,7
96,8	97,0	-0,2
97,9	97,0	0,9
Média	96,1	1,1

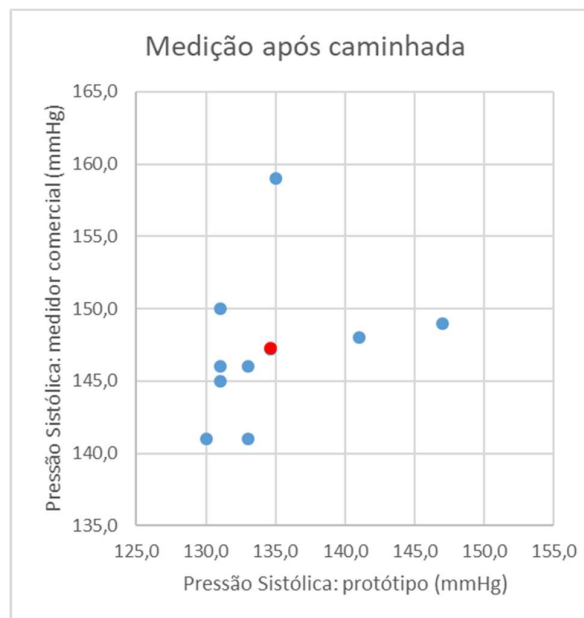
Figura 61. Valores de saturação de oxigênio durante exercício



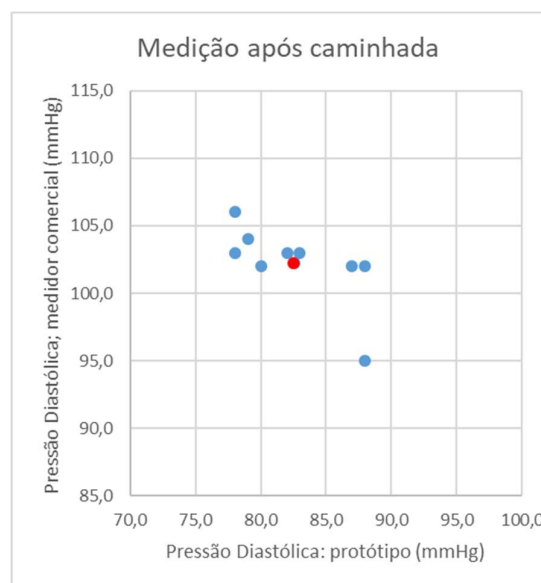
Os valores coletados para pressão sistólica e diastólica são respectivamente apresentados nas Tabelas 10 e 11 (Figuras 62 e 63), nas quais pode-se notar um desvio muito semelhante aos das Tabelas 5 e 6 (Figuras 58 e 59), com o protótipo desenvolvido apresentando em média uma leitura 8,5% menor para a pressão sistólica e 19,1% menor para a diastólica, e indicando que pode haver divergência entre os valores base de pressão calibrada no início do projeto para os atuais. Nota-se ainda nos gráficos das Figuras 62 e 63 que os pontos experimentais se distribuem de forma aproximadamente simétrica em relação à média das medidas (pontos vermelhos), dentro de um raio de 3 desvios padrão (3 sigmas).

Tabela 10. Valores de pressão sistólica durante exercício

Pressão Sistólica (mmHg)			
Protótipo desenvolvido	Medidor de Pressão Comercial	Diferença (%)	
133,0	141,0	-5,7	
130,0	141,0	-7,8	
131,0	145,0	-9,7	
133	146,0	-8,9	
131,0	146,0	-10,3	
134,7	147,2	-8,5	
141,0	148,0	-4,7	
147,0	149,0	-1,3	
131,0	150,0	-12,7	
135,0	159,0	-15,1	
Média	134,7	147,2	-8,5
Desvio Padrão	5,1	4,9	

Figura 62. Valores de pressão sistólica durante exercício**Tabela 11.** Valores de pressão diastólica durante exercício

Pressão Diastólica (mmHg)			
Protótipo desenvolvido	Medidor de Pressão Comercial	Diferença (%)	
88,0	95,0	-7,4	
80,0	102,0	-21,6	
87,0	102,0	-14,7	
88	102,0	-13,7	
82,6	102,2	-19,2	
83,0	103,0	-19,4	
82,0	103,0	-20,4	
78,0	103,0	-24,3	
79,0	104,0	-24,0	
78,0	106,0	-26,4	
Média	82,6	102,2	-19,1
Desvio Padrão	3,7	2,7	

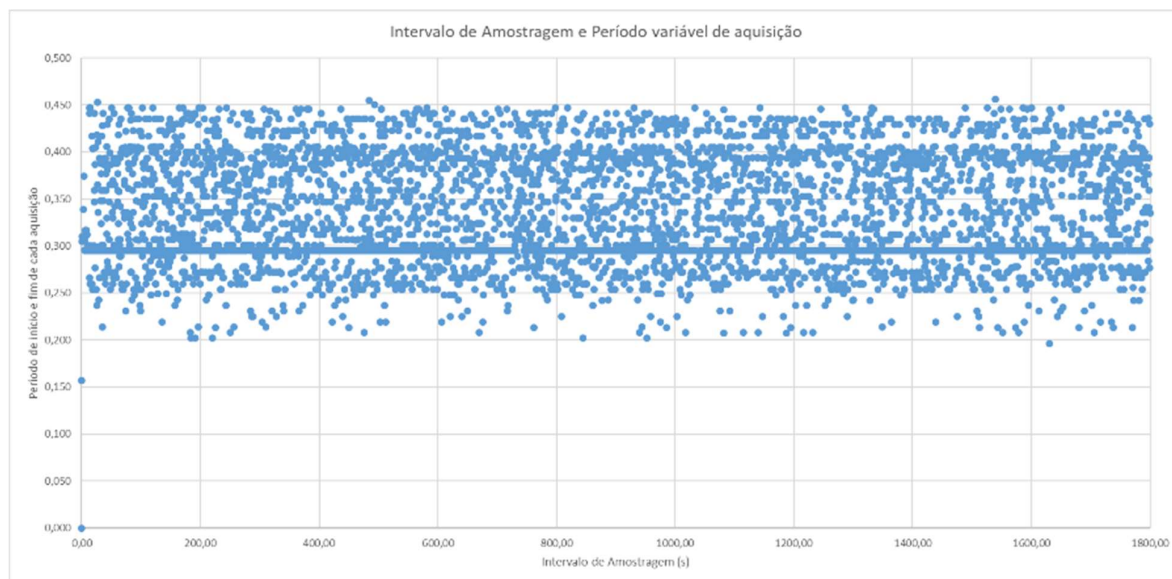
Figura 63. Valores de pressão diastólica durante exercício

Durante o processo de captura e análise dos dados foi notada uma variação no intervalo das medidas, que reflete na taxa de amostragem dos sinais fisiológicos. O intervalo programado foi de 250ms para a captura de dados do MAX32664, mas foram medidos valores variando entre 157ms e 456ms.

Verificou-se que essa taxa de amostragem variável é proveniente do MAX32664, possivelmente decorrente do algoritmo de estimação da pressão arterial, que precisa de um grande volume de amostras válidas para rodar corretamente. O MAX32664 possui um pino multifuncional (MFIO) que durante o processo de coleta de dados funciona como um pino de interrupção, levando o nível lógico para zero quando o *buffer* de dados está disponível para leitura. Utilizando um analisador lógico foi possível observar que essas interrupções ocorriam em intervalos variáveis, inviabilizando o controle preciso no intervalo de 250ms, programado inicialmente no *firmware* do protótipo.

A Figura 64 contém a dispersão temporal dos dados capturados, coletados no período de 30 minutos, da qual pode-se calcular o intervalo médio de 331ms, utilizado para analisar os dados coletados. Portanto, a taxa de amostragem média é de 3 amostras por segundo.

Figura 64. Dispersão temporal do intervalo de amostragem dos dados

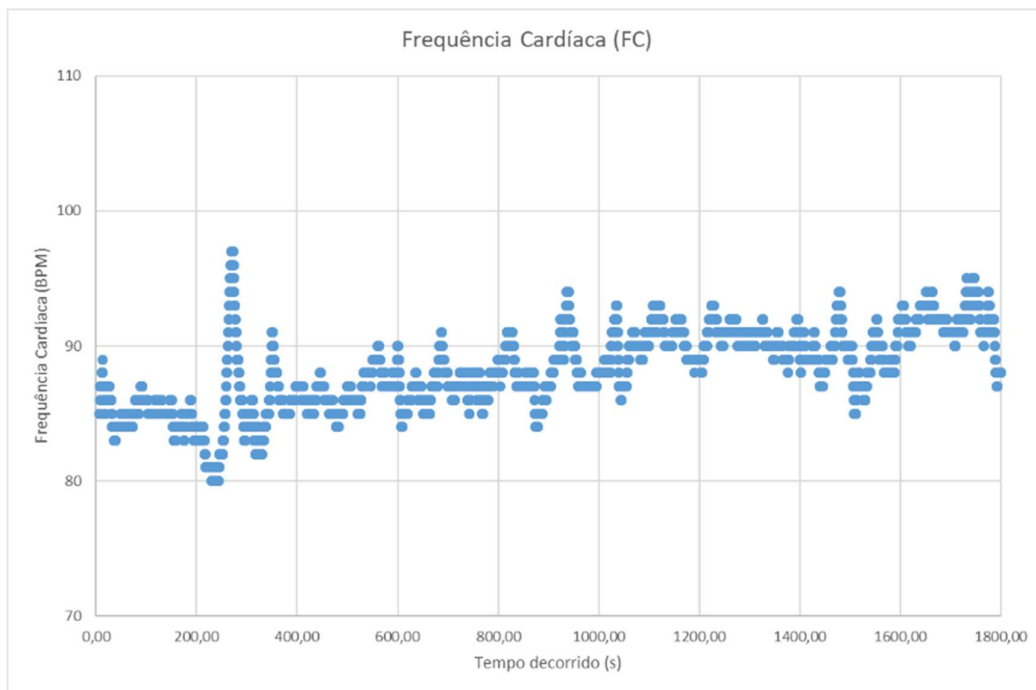


Fonte: o autor

A Figura 65 apresenta os valores da frequência cardíaca em repouso, coletados no intervalo de 30 minutos, variando entre 80 BPM e 97 BPM. As variações de amplitude

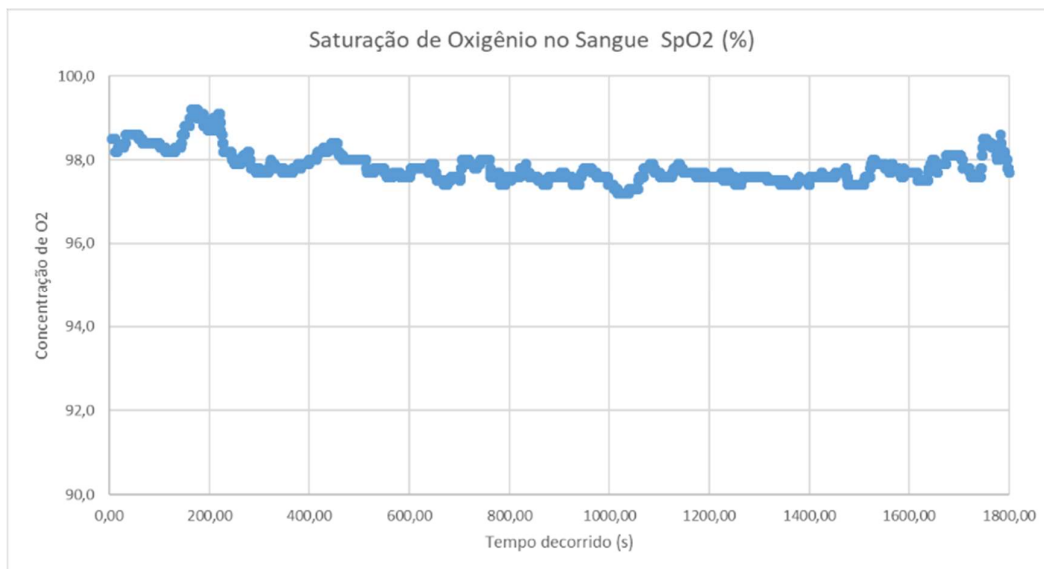
observadas estão relacionadas com movimentos dos braços e pernas que esporádica e naturalmente ocorrem em um indivíduo sentado durante intervalos de tempo.

Figura 65. Variação da frequência cardíaca



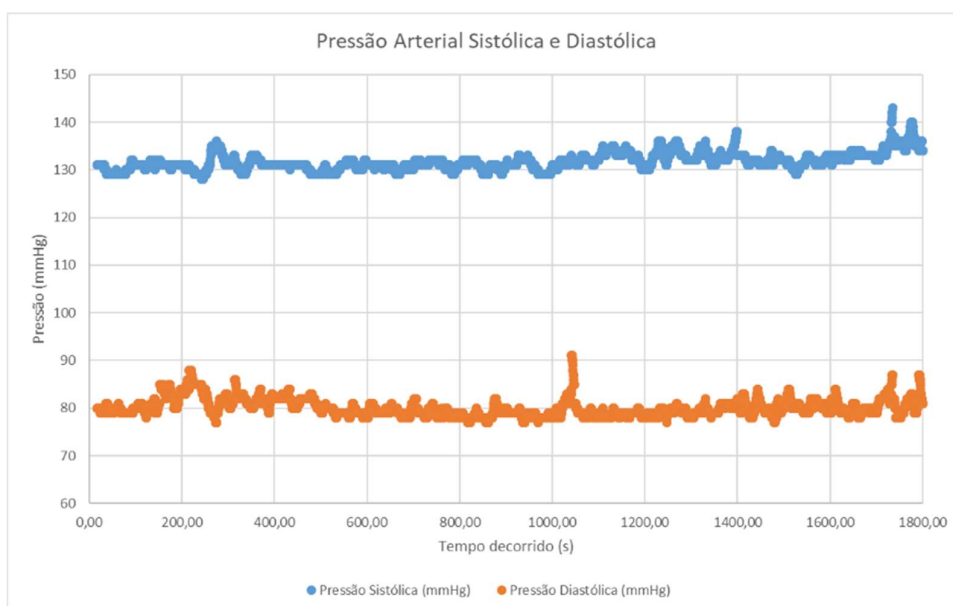
Fonte: o autor.

Na Figura 66 é possível notar que as medidas de saturação de oxigênio no sangue, coletadas no intervalo de 30 minutos, se mantém em um patamar aproximadamente constante, variando entre 97% e 99,2%, com valor médio de 97,8%.

Figura 66. Variação da saturação sanguínea

Fonte: o autor.

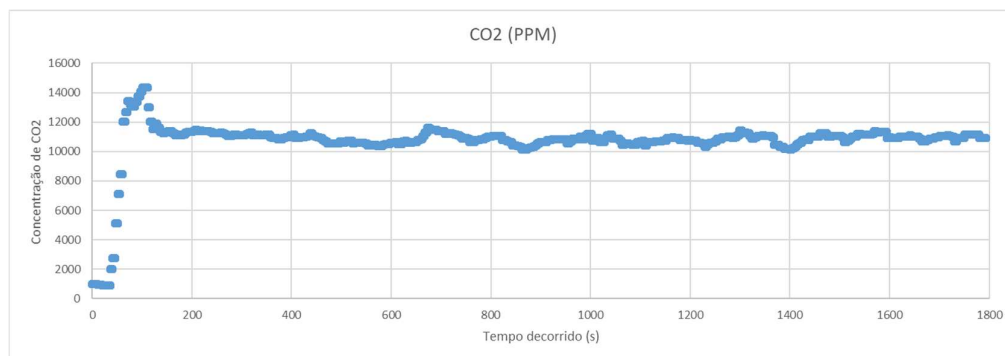
As pressões arteriais, coletadas no intervalo de 30 minutos e apresentadas na Figura 67 variaram entre 12,8 mmHg e 14,3 mmHg (Sistólica) e 7,7 mmHg e 9,7 mmHg (Diastólica), acompanhando as variações da frequência cardíaca (Figura 65) e da saturação de oxigênio no sangue (Figura 66).

Figura 67. Variação das pressões arteriais

Fonte: o autor.

A Figura 68 contém os valores da concentração de dióxido de carbono coletados no intervalo de 30 minutos. O valor inicial de aproximadamente 730 PPM, que corresponde ao valor inicialmente medido no ambiente dos testes (uma sala com portas e janelas fechadas, com ventilação usual encontrada em residências e consultórios médicos). Em seguida, a máscara foi colocada e os valores subiram para mais de 14000 PPM, se mantendo na média de 11000 PPM durante todo o restante do experimento.

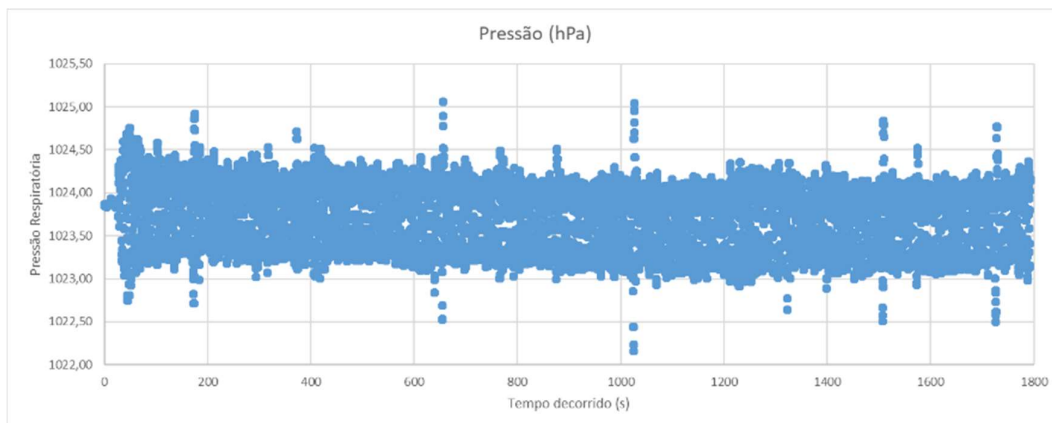
Figura 68. Nível de concentração de CO₂



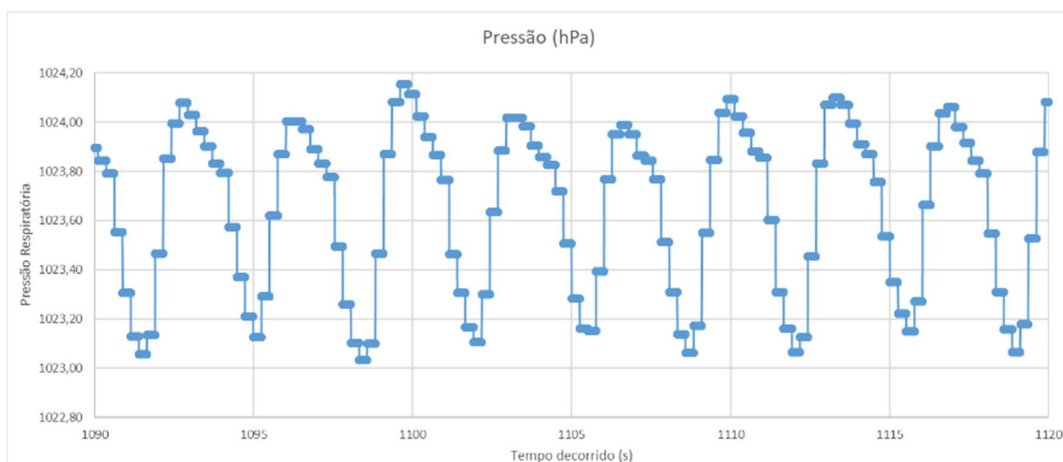
Fonte: o autor.

A Figura 69 apresenta as medidas realizadas no sensor de pressão de ar instalado na máscara, coletados no intervalo de 30 minutos. A Figura 70 mostra uma fração de 30 segundos do intervalo de tempo total da aquisição da pressão respiratória, permitindo a visualização com mais detalhes da forma de onda do sinal de onda adquirido. É possível notar que há a excursão típica do sinal em 1hPa, ou 0,75mmHg.

De acordo com (TORTORA; BRYAN, 2014), em uma respiração tranquila e normal, o diafragma move-se para baixo cerca de 1 cm, resultando em uma diferença de pressão de 1-3 mmHg e permitindo a entrada de aproximadamente 500 ml de ar. Em uma respiração mais intensa e esforçada, a movimentação do diafragma pode chegar a 10 cm, causando uma diferença de pressão de 100 mmHg e possibilitando a inalação de 2 a 3 litros de ar. Este resultado valida o sensor e a estrutura da máscara para coletar a pressão respiratória.

Figura 69. Pressão respiratória.

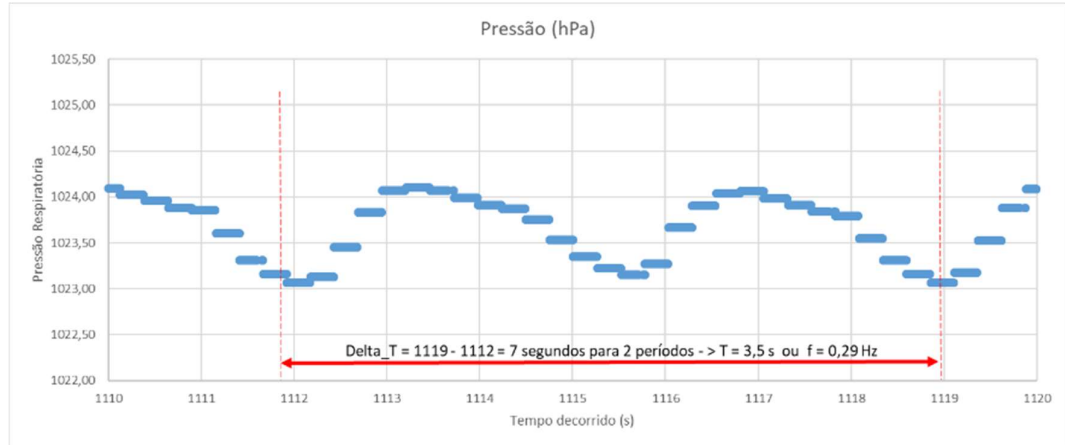
Fonte: o autor.

Figura 70. Detalhe do sinal respiratório capturado.

Fonte: o autor.

A Figura 71 apresenta uma ampliação de detalhes dos dados coletados ilustrados na Figura 70 que permite a medida indireta da frequência respiratória, através do período entre 2 ciclos de inspiração (menor pressão do ar) e expiração (maior pressão do ar). Observa-se um período respiratório de 3,5 segundos, que corresponde a uma frequência respiratória de 0,29 Hz ou cerca de 17 respirações completas por minuto.

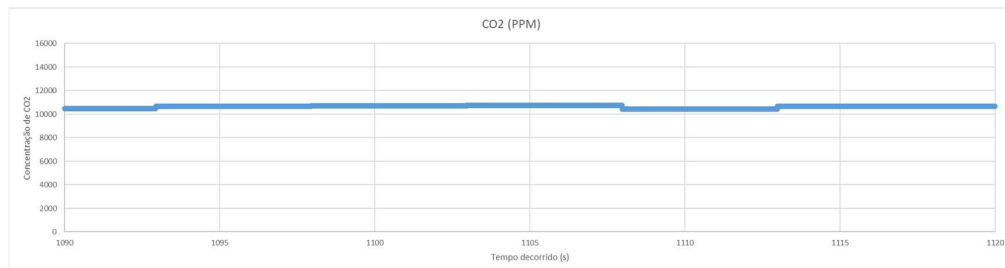
Figura 71. Medida da frequência respiratória.



Fonte: o autor.

Por outro lado, na Figura 72 temos o sinal de CO₂ expirado no mesmo intervalo de aquisição. Esperava-se uma variação nos valores sincronizada com os da pressão respiratória (Figura 70), o que não ocorreu, indicando que o sensor de CO₂ escolhido neste projeto possui uma resposta muito lenta para a aplicação.

Figura 72. Detalhe do sinal de CO₂ expirado.



Fonte: o autor.

É possível que o arranjo de máscara e dos sensores nela instalados não seja ótimo para a aplicação desejada, pois apesar do sensor de CO₂ não ser capaz de medir ciclos relativamente lentos da respiração (Figura 72), pode haver a retenção de CO₂ dentro do volume de ar da máscara em níveis muito altos, além do valor máximo recomendado, o que pode ser muito prejudicial ao usuário se fizer o uso por longos períodos. Nos sistemas capnográficos, uma amostra do ar expirado é bombeado para um sensor remoto, o que garante não haver interferência na qualidade do ar respirado de volta pelo usuário.

6 CONCLUSÕES

Neste capítulo são apresentadas as conclusões do trabalho desenvolvido, divididas em três partes: a avaliação de objetivos alcançados, uma comparação entre os resultados obtidos pela plataforma desenvolvida e equipamentos de referência e, por último, propostas de estudos futuros.

6.1 Dos objetivos

Conforme descrito na Seção 1.1 - Objetivos, o presente trabalho se propõe a desenvolver uma plataforma de baixo custo para aquisição e monitoramento de sinais vitais, que meça frequência cardíaca, taxa de oxigenação do sangue, pressão sanguínea, concentração de dióxido de carbono exalado e pressão respiratória, que possa ser aplicada em diversas áreas da saúde, como por exemplo no monitoramento de pacientes em recuperação, no monitoramento de idosos, na avaliação em tempo real dos ganhos de performance, baseando-se em dados fisiológicos capturados.

Os dados apresentados no Capítulo 4 - Desenvolvimento, a escolha de sensores, fabricação e montagem da placa de circuito impresso, desenvolvimento de *Firmware*, *Back End* na Nuvem e dos resultados exibidos nas Figuras 49 a 72 levam a concluir, portanto, que o objetivo principal deste trabalho foi alcançado.

6.2 Da aplicabilidade

Espera-se poder aplicar a plataforma desenvolvida em diversas áreas da saúde, como por exemplo no monitoramento de pacientes em recuperação, para alertar a equipe de saúde se houver alguma alteração importante nos sinais vitais, favorecendo o pronto atendimento. Pode também ser aplicada no monitoramento de idosos, podendo verificar em tempo real as condições de saúde ou a eficácia do uso de determinada medicação. Pode ainda ser usada por profissionais do esporte na avaliação em tempo real dos ganhos de desempenho, baseando-se em dados fisiológicos capturados.

A usabilidade dos dados deve ser avaliada por um profissional da saúde que poderá se beneficiar dos dados adquiridos durante longos períodos, que pode permitir avaliar condições que não ocorram frequentemente ou que apenas ocorram em ambientes diferentes de um consultório ou hospital.

6.3 Sugestão de trabalhos futuros

Uma revisão do firmware deve ser feita, implementando um RTOS (Real Time Operational System – Sistema Operacional em Tempo Real), que permitiria o gerenciamento das interrupções com periodicidades distintas, encontradas no MAX32664, permitindo fixar o intervalo de amostragem dos sensores.

Em função do desvio sistemático (offset) observado nas medidas de pressão arterial sistólica e diastólica, evidenciado nas Tabelas 5, 6, 10 e 11 do Capítulo 5, analisar as possibilidades para tornar automático o processo de calibração das medidas de pressão ao se iniciar uma rotina de medidas.

O invólucro (case) pode ser repensado para ser utilizado em uma melhor posição, como por exemplo, no pulso. Isso permitiria a utilização de uma bateria de maior capacidade, que aumentaria a autonomia, assim como permitiria o desenvolvimento de novos periféricos, como uma luva para manter o sensor fotopletismográfico em contato com o dedo e ainda assim permitir uma maior liberdade de movimentos.

A flexibilidade de adicionar ou remover sensores e de se conectar a dispositivos preferencialmente através de tecnologias sem fio, como por exemplo, Wi-fi ou Bluetooth (BLE), permite que a plataforma desenvolvida tenha diversas aplicações e possa ser expandida ou adaptada para outras aplicações e procedimentos médicos ou esportivos específicos.

Estudos médicos mais amplos também necessitam ser executados, expondo o sistema a situações clínicas reais e pacientes de diferentes sexos, etnias e faixas etárias. Para a concretização desses estudos mais amplos, é necessário futuramente realizar um projeto específico de avaliação com a participação de profissionais médicos, bem como a sua aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade, garantindo o anonimato dos pacientes e o correto uso de todas as informações utilizadas.

A máscara para a aquisição dos gases expirados desenvolvida também pode ser melhorada, pois restringe a passagem do ar. Substituir o sensor de medição de CO₂ SCD-41 por outro que possua um tempo de resposta condizente com a velocidade da respiração, e assim possa proporcionar a correta medida da concentração do CO₂ na fase da expiração.

Quanto ao módulo de extensão contido na máscara, poderia ser implementada uma opção de conexão sem fios, melhorando a flexibilidade de uso. Mecanicamente, a utilização de um modelo comercial como o da 3M modelo 6200, que possui entradas de ar maiores e uma saída central pode ser uma boa opção, pois pode ser adaptada facilmente. Em posse de um volume de dados substancial, proveniente de diferentes grupos, também pode ser possível

estudar a aplicabilidade de Inteligência Artificial na avaliação dos dados, surgindo possivelmente formas de analisá-los não pensadas anteriormente, como o proposto por (SEL et al., 2023).

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AL-ASHKAR, Feyrouz; MEHRA, Reena; MAZZONE, Peter J. Interpreting pulmonary function tests: Recognize the pattern, and the diagnosis will follow. **Cleveland Clinic Journal of Medicine**, [s. l.], v. 70, n. 10, p. 866–881, 2003.

ARTERIAL PRESSURE - AN OVERVIEW. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/arterial-pressure>. Acesso em: 7 maio 2023.

BOTE, José M.; RECAS, Joaquín; HERMIDA, Román. Evaluation of blood pressure estimation models based on pulse arrival time. **Computers and Electrical Engineering**, [s. l.], v. 84, 2020.

CASTANEDA D, ESPARZA A, GHAMARI M, SOLTANPUR C, Nazeran H. A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care. 2018. 139–148 f. [s. l.], 2018.

COUDRAY, Alice *et al.* Fluid responsiveness in spontaneously breathing patients: A review of indexes used in intensive care. **Critical Care Medicine**, [s. l.], v. 33, n. 12, p. 2757–2762, 2005.

DUCKWORTH, Rommie L. How to Read and Interpret End-Tidal Capnography Waveforms. **Journal of Emergency Medical Services**, [s. l.], 2017. Disponível em: <https://www.jems.com/patient-care/how-to-read-and-interpret-end-tidal-capnography-waveforms/>. Acesso em: 19 mar. 2023.

ELECTRONICS, Rinky-Dink. **ImageConverter**. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: http://www.rinkydinkelectronics.com/t_imageconverter565.php. Acesso em: 23 abr. 2023.

ENVIRONMENTAL SENSORS, SENSIRION. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: <https://www.sensirion.com/en/environmental-sensors/>. Acesso em: 20 out. 2021.

ESP32 DATASHEET. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: http://espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf. Acesso em: 6 dez. 2021.

GAO, Jamez. **Oxygen Mask**. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: <https://grabcad.com/library/medical-mask-oxygen-mask-1>. Acesso em: 23 abr. 2023.

GATTINONI, Luciano; PESENTI, Antonio. The concept of “baby lung”. **Intensive Care Medicine**, [s. l.], v. 31, n. 6, p. 776–784, 2005.

GETTING STARTED WITH ARDUINO AND INFLUXDB | INFLUXDATA. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: <https://www.influxdata.com/blog/getting-started-arduino-influxdb/>. Acesso em: 3 maio 2023.

HARTMANN, Vera *et al.* Quantitative comparison of photoplethysmographic waveform characteristics: Effect of measurement site. **Frontiers in Physiology**, [s. l.], v. 10, n. MAR, p. 1–8, 2019. ESS, Dean R. The role of noninvasive ventilation in the ventilator discontinuation process. **Respiratory Care**, [s. l.], v. 57, n. 10, p. 1619–1625, 2012.

HOLTER, Norman J. HOLTER NJ. New method for heart studies. *Science*. 1961 Oct 20;134(3486):1214-20. doi: 10.1126/science.134.3486.1214. PMID: 13908591. **American Association for the Advancement of Science**, [s. l.], v. 134, n. 3486, p. 1214–1220, 1961.

INFLUXDATA. **Time series database (TSDB) explained**. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: <https://www.influxdata.com/time-series-database/>. Acesso em: 23 abr. 2023.

INTEGRATED, Maxim. **MAX32664 User Guide UG6806; Rev 3**; [S. l.]: Maxim Integrated, 2020.

INTELLIVUE PATIENT MONITOR. Apresentado por Philips Medizin Systeme Böblingen GmbH. [S. l.: s. n.], 2016.

KANIUSAS, Eugenijus. **Biomedical Signals and Sensors III: Linking Electric Biosignals and Biomedical Sensors**. Vol IIIed. [S. l.]: Springer, 2019.

KUMAR, Arun; RAHMAN, Fazlur. Wireless health alert and monitoring system. **ICBPE 2006 - Proceedings of the 2006 International Conference on Biomedical and Pharmaceutical Engineering**, [s. l.], p. 241–245, 2006.

LI, Zhi; ZHANG, Guanglie. A physical activities healthcare system based on wireless sensing technology. **Proceedings - 13th IEEE International Conference on Embedded and Real-Time Computing Systems and Applications, RTCSA 2007**, [s. l.], n. Rtcsa, p. 369–374, 2007.

LIBELIUM. **My Signals**. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: <http://www.my-signals.com/>. .

LILYGO. **T-Wristband Schematic**. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: <https://github.com/Xinyuan-LilyGO/LilyGo-T-Wristband/tree/master/schematic>. .

LILYGO. **TTGO Heart rate programming development kit**. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: http://www.lilygo.cn/prod_view.aspx?TypeId=50063&Id=1351&FId=t3:50063:3. .

LIM, Jung Eun *et al.* A context-aware fitness guide system for exercise optimization in U-health. **IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine**, [s. l.], v. 13, n. 3, p. 370–379, 2009.

LIMA, Alexandre; BAKKER, Jan. Espectroscopia no infravermelho próximo para a monitorização da perfusão tecidual. **Revista Brasileira de Terapia Intensiva**, [s. l.], v. 23, n. 3, p. 341–351, 2011.

LLP, Maven Profcon Services. **MDR & IVDR Tentative CE Certification Cost (FEES)**. [S. l.], 2023. Disponível em: <https://mavenprofserv.com/pricing/>. Acesso em: 7 abr. 2023.

MAJUMDER, Sumit; MONDAL, Tapas; DEEN, M. Jamal. Wearable sensors for remote health monitoring. **Sensors (Switzerland)**, [s. l.], v. 17, n. 1, 2017.

MALACHIAS, MVB *et al.* 7ª Diretriz Brasileira de Hipertensão Arterial. **Sociedade Brasileira de Cardiologia**, [s. l.], v. 107, n. 3, p. 103, 2016.

MALACHIAS, MVB *et al.* Maximum breathing capacity with various expiratory and inspiratory resistances (single and combined) at various breathing rates. **Journal of applied physiology**, [s. l.], v. 11, n. 1, p. 79–83, 1957.

MAXIM INTEGRATED. **MAX30101 Pulse Oximeter & Heart-Rate Sensor**. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: <https://br.mouser.com/new/maxim-integrated/maxim-max30101-sensor/>. Acesso em: 20 out. 2021.

MEDWAY; SALEH, Anuar. **Eletrocardiograma normal: a base para o entendimento de qualquer outra alteração** -. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: <https://www.medway.com.br/conteudos/eletrocardiograma-normal-a-base-para-o-entendimento-de-qualquer-outra-alteracao/>. Acesso em: 14 jun. 2023.

MINISTÉRIO DA SAÚDE DO BRASIL. **Protocolo de Manejo Clínico da Covid-19 na Atenção Especializada**. [S. l.: s. n.], 2020.

NEMCOVA, Andrea *et al.* Monitoring of heart rate, blood oxygen saturation, and blood pressure using a smartphone. **Biomedical Signal Processing and Control**, [s. l.], v. 59, 2020.

NIAZ, Fahim *et al.* A bonded channel in cognitive wireless body area network based on IEEE 802.15.6 and internet of things. **Computer Communications**, [s. l.], v. 150, p. 131–143, 2020. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0140366419313623>.

NITZAN, M *et al.* Measurement of oxygen saturation in venous blood by dynamic near infrared spectroscopy. **Journal of biomedical optics**, United States, v. 5, n. 2, p. 155–162, 2000.

O QUE É MQTT? – EXPLICAÇÃO SOBRE O PROTOCOLO MQTT – AWS. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: <https://aws.amazon.com/pt/what-is/mqtt/>. Acesso em: 18 mar. 2023.

OLIVEIRA, Edênia Santos Garcia. Como medir a pressão arterial. **Centro de Telessaúde Hospital das Clínicas - UFMG**, [s. l.], p. 9, 2017. Disponível em: http://www.telessaude.hc.ufmg.br/pressao_arterial/PDF/Pressao_Arterial.pdf.

OLIVER, Nuria; FLORES-MANGAS, Fernando. HealthGear: A real-time wearable system for monitoring and analyzing physiological signals. **Proceedings - BSN 2006: International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks**, [s. l.], v. 2006, p. 61–64, 2006.

PALZER, Stefan. Photoacoustic-based gas sensing: A review. **Sensors (Switzerland)**, [s. l.], v. 20, n. 9, 2020.

PASSOS, CIRÚRGICA. **Oxicapnógrafo Sidestream (CO² + SpO²) MX-200B - Emal**. [S. l.], 2023. Disponível em: <https://www.cirurgicapassos.com.br/equipamentos-medicos/oxicapnografo-sidestream-co-spo-mx200-b-emal>. Acesso em: 9 jul. 2023.

PATEL, Shyamal *et al.* A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. **Jornal of Neuroengineering and Rehabilitation**, [s. l.], p. 1–17, 2012. Disponível em: <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-9-21>.

PICKERING, Thomas G. *et al.* Recommendations for blood pressure measurement in humans and experimental animals: Part 1: Blood pressure measurement in humans - A

statement for professionals from the Subcommittee of Professional and Public Education of the American Heart Association Co. **Circulation**, [s. l.], v. 111, n. 5, p. 697–716, 2005.

POPA, Daniel; UDREA, Florin. Towards integrated mid-infrared gas sensors. **Sensors (Switzerland)**, [s. l.], v. 19, n. 9, p. 1–15, 2019.

PRESSURE SENSOR BMP280 | BOSCH SENSORTEC. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: <https://www.bosch-sensortec.com/products/environmental-sensors/pressure-sensors/bmp280/>. Acesso em: 24 abr. 2022.

RAMIN, Serginando Laudenir *et al.* Uso da pressão expiratória final de dióxido de carbono como avaliação do débito cardíaco. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, [s. l.], v. 13, n. 4, p. 354–356, 1998. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0102-76381998000400010&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt. Acesso em: 23 abr. 2023.

RAMOS-JIMÉNEZ, Arnulfo *et al.* The Respiratory Exchange Ratio is Associated with Fitness Indicators Both in Trained and Untrained Men: A Possible Application for People with Reduced Exercise Tolerance. **Clinical medicine. Circulatory, respiratory and pulmonary medicine**, [s. l.], v. 2, p. CCRPM.S449, 2008.

RAWAT, Danda B.; BHATTACHARYA, Sylvia. Wireless Body Area Network for Healthcare Applications. [s. l.], p. 343–358, 2016.

REBOUSSIN, David M. *et al.* Systematic Review for the 2017 ACC/AHA/AAPA/ABC/ACPM/AGS/APhA/ASH/ASPC/NMA/PCNA Guideline for the Prevention, Detection, Evaluation, and Management of High Blood Pressure in Adults: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association. **Circulation**, [s. l.], v. 138, n. 17, p. e595–e616, 2018.

SANTOS, Taise Maria Clemente Nunes dos. **Importância da monitorização residencial da pressão arterial no acompanhamento farmacoterapêutico de pacientes hipertensos: uma revisão sistemática da literatura**. 2022. - Universidade Federal de Alagoas., [s. l.], 2022. Disponível em: <https://www.repositorio.ufal.br/handle/123456789/9322>.

SARITHA, C; SUKANYA, V; MURTHY, Y. ECG Signal Analysis Using Wavelet Transforms. **Bulgarian Journal of Physics**, [s. l.], v. 35, 2008.

SCD41 - CO₂ SENSOR. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: <https://sensirion.com/products/catalog/SCD41/>. Acesso em: 24 abr. 2022.

SCHOMER, Donald L.; SILVA, Fernando H. Lopes da. **Niedermeyer's Electroencephalography**. Sixth Edited. [S. l.: s. n.], 2011.

SEL, Kaan *et al.* Physics-informed neural networks for modeling physiological time series for cuffless blood pressure estimation. **npj Digital Medicine**, [s. l.], 2023.

SENSIRION AG. **Design-in Guide SCD4x CO2 Sensor**. [S. l.: s. n.], 2022.

SENSIRION AG. **SCD4x Datasheet**. [S. l.: s. n.], 2022.

SENSIRION AG. What types of NDIR sensors exist and how do they work ?. [s. l.], p.

2016,

SENSORTEC, Bosch. **BMP280 Datasheet**. [S. l.: s. n.], [s. d.].

SHAHOUD, James S.; SANVICTORES, Terrence; AEDDULA, Narothama R. Physiology, Arterial Pressure Regulation. **StatPearls**, [s. l.], 2022. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK538509/>. Acesso em: 7 maio 2023.

SHIH, Horng Yuan *et al.* A CMOS MEMS Pressure Sensor for Blood Pulse and Pressure Measurement Applications. **ISPACS 2021 - International Symposium on Intelligent Signal Processing and Communication Systems: 5G Dream to Reality, Proceeding**, [s. l.], p. 1–2, 2021.

SISTEMA CARDIOVASCULAR - COLEÇÃO MEDICINA RESUMIDA - SANAR MEDICINA. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: <https://www.sanarmed.com/livros/sistema-cardiovascular-colecao-medicina-resumida/propriedades-dos-vasos-sanguineos>. Acesso em: 18 mar. 2023.

SOMANATHAN, Lakshmanan; KHALIL, Ibrahim. Fitness Monitoring System Based on Heart Rate and SpO2 Level. *In:* , 2010. **Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine**. [S. l.]: IEEE, 2010. p. 0–4.

SUPPLY, Surgo Surgical. **Non-Rebreathing Mask**. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: <https://www.surgo.com/total-non-rebreathing-mask--2/adult-total-non-rebreathing-mask--1>. Acesso em: 20 out. 2021.

SURAWICZ, Borys; KNILANS, Timothy K. **CHOU'S ELECTROCARDIOGRAPHY IN CLINICAL PRACTICE**. 6th. ed. [S. l.]: SAUNDERS ELSEVIER, 2008.

SZUCS, Botond *et al.* The use of near-infrared spectroscopy for the evaluation of a 4-week rehabilitation program in patients with COPD. **Physiology International**, [s. l.], v. 108, n. 4, p. 427–439, 2021.

TARGET HEART RATE AND ESTIMATED MAXIMUM HEART RATE | PHYSICAL ACTIVITY | CDC. [S. l.], [s. d.]. Disponível em: <https://www.cdc.gov/physicalactivity/basics/measuring/hearttrate.htm>. Acesso em: 24 maio 2023.

TEAW, Edward *et al.* A wireless health monitoring system. **ICIA 2005 - Proceedings of 2005 International Conference on Information Acquisition**, [s. l.], v. 2005, p. 247–252, 2005.

TORTORA, Gerard J.; BRYAN, Derrickson. **Principles of Anatomy & Physiology**. 14th. ed. [S. l.: s. n.], 2014.

ZHANG, Daoming; CELLER, Branko. Monitoring physiological signals during running exercise. **Annual Reports of the Research Reactor Institute, Kyoto University**, [s. l.], v. 4, p. 3332–3335, 2001.