

Marina Penna Gonçalves

**Sistema de monitoramento médico inteligente:  
uma análise da importância e descrição física**

São Carlos

2022

Marina Penna Gonçalves

**Sistema de monitoramento médico inteligente: uma  
análise da importância e descrição física**

Trabalho Final de Curso apresentado ao Departamento de Física da Universidade Federal de São Carlos como requisito parcial para a obtenção do grau de bacharel em Engenharia Física.

Universidade Federal de São Carlos

Departamento de Física

Centro de Ciências Exatas e Tecnológicas

Orientador: Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato

São Carlos

2022

Marina Penna Gonçalves

Sistema de monitoramento médico inteligente: uma análise da importância e descrição física/ Marina Penna Gonçalves. – São Carlos, 2022-

97 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato

Trabalho Final de Curso – Universidade Federal de São Carlos

Departamento de Física

Centro de Ciências Exatas e Tecnológicas, 2022.

1. 2. 3. I. II. III. Universidade Federal de São Carlos. IV. Departamento de Física. V. Documento elaborado durante as disciplinas de trabalho de conclusão de curso, com o objetivo de obter o grau de bacharel em Engenharia Física.

Marina Penna Gonçalves

## **Sistema de monitoramento médico inteligente: uma análise da importância e descrição física**

Trabalho Final de Curso apresentado ao Departamento de Física da Universidade Federal de São Carlos como requisito parcial para a obtenção do grau de bacharel em Engenharia Física.

Trabalho aprovado. São Carlos, 2022:

---

**Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato**  
Orientador

---

**Prof. Dr. Fábio A. Ferri**  
Coordenador do Curso de Engenharia Física

---

**Prof. Dr. Vinicius Tribuzi Rodrigues  
Pinheiro Gomes**  
Convidado 1

---

**Prof. Dr. Paulo Henrique Dias Ferreira**  
Convidado 2

São Carlos  
2022

*Esse trabalho é dedicado às pessoas que me inspiraram e que me ensinaram a ver a vida com amor.*

*À minha mãe, que sempre me mostrou a importância de trabalhar com carinho e cuidar das pessoas ao meu redor mesmo quando elas não pedem.*

*Ao meu pai, que me ensinou a trabalhar com disciplina e coragem, sempre dando valor para cada oportunidade, sem perder de vista o que já foi conquistado.*

*Ao meu irmão, que sempre me ensinou a fazer tudo com muito capricho e a fuçar o máximo possível em tudo que eu puder.*

*Ao meu avô, que me mostrou o quão lindo é entender como as coisas funcionam e como seguir com aquilo que você acredita sempre te trará paz. Mas também por me ensinar que sempre tem um jeito mais inteligente de fazer as coisas.*

*Não poderia deixar de fora também os meus professores, que desde de muito nova me mostraram o mundo, não apenas do conhecimento científico, mas da vida. Ao Prof. Fernando, que sempre me falou que eu tinha "brilho nos olhos" e que me ensinou o valor imensurável disso. E ao Prof. Vanderlei, uma pessoa que eu admiro muito e que realmente decidiu pra sua vida impactar as pessoas e a ciência e conseguiu brilhantemente.*

*"O homem não foi feito pra fazer força, ele tem a inteligência" Arnaldo e Victório Savassi  
(meu avô e bisavô)*

# Lista de ilustrações

Figura 1 – Organograma da estrutura desse trabalho. . . . .	14
Figura 2 – Diagrama conceitual do projeto. . . . .	16
Figura 3 – Ilustração das fases de maturidade tecnológica pela escala TRL (fonte:(MANKINS, 2004)). . . . .	18
Figura 4 – Comparação da saturação em pacientes estáveis e instáveis (fonte:(COTRAN, 2009)). . . . .	20
Figura 5 – Curva de eletrocardiograma para um caso de taquicardia. (fonte:(HALL, 2011)). . . . .	21
Figura 6 – Curva de eletrocardiograma para um caso de braquicardia. (fonte:(HALL, 2011)). . . . .	22
Figura 7 – Curva de eletrocardiograma para um caso de arritmia. (fonte:(HALL, 2011)). . . . .	22
Figura 8 – Classificação da pressão arterial para pacientes acima de 18 anos. fonte:(BARROSO et al., 2020) . . . . .	23
Figura 9 – Doenças relacionadas a valores elevados de pressão arterial. fonte:(BARROSO et al., 2020) . . . . .	24
Figura 10 – Valores de pressão dentro do ciclo em regiões diferentes do sistema circulatório. fonte:(HALL, 2011) . . . . .	24
Figura 11 – Curvas do ciclo cardíacos em diferentes setores do sistema circulatório. fonte:(HALL, 2011) . . . . .	25
Figura 12 – Ilustração da estrutura de vascularização da pele. fonte:(HALL, 2011) . . . . .	27
Figura 13 – Gráfico da relação entre a temperatura corporal e a troca de calor da pele para cada situação. fonte:(HALL, 2011) . . . . .	28
Figura 14 – Resposta de termorregulação para temperaturas abaixo do ideal. fonte:(HALL, 2011) . . . . .	29
Figura 15 – Gráfico da perda de calor durante a sudorese. fonte:(HALL, 2011) . . . . .	30
Figura 16 – Resposta de termorregulação para temperaturas acima do ideal. fonte:(HALL, 2011) . . . . .	31
Figura 17 – Dados do numero de quedas para alguns fatores. fonte:(VICTOR et al., 2017) . . . . .	32
Figura 18 – Dados comparativos do peso médio real e estimado. fonte:(SANTOS, 2011) . . . . .	34
Figura 19 – Espectro de absorção da oxi-hemoglobina ( $HbO_2$ ) e da hemoglobina reduzida (Hb). fonte:(WEBSTER, 2006) . . . . .	36
Figura 20 – Penetração de diferentes comprimentos de onda na pele humana. fonte:(SCENIHR, 2012) . . . . .	37

Figura 21 – Espectro de absorção dos componentes do tecido biológico. fonte: (FARIA, 2017) . . . . .	37
Figura 22 – Configuração emissor-receptor no funcionamento por reflexão. . . . .	38
Figura 23 – Ilustração do conjunto emissor-receptor no funcionamento por reflexão. fonte:(WEBSTER, 2006) . . . . .	38
Figura 24 – Configuração emissor-receptor no funcionamento por transmissão. . . . .	39
Figura 25 – Ilustração do conjunto emissor-receptor no funcionamento por transmissão. fonte:(WEBSTER, 2006) . . . . .	39
Figura 26 – Protótipo do oxímetro desenvolvido. . . . .	39
Figura 27 – Esquemático da orientação dos glóbulos vermelhos durante o ciclo cardíaco. fonte:(MARTINS, 2010) . . . . .	40
Figura 28 – Diagrama da variação da taxa de absorção da luz infravermelha por diferentes tecidos com o tempo fonte:(WEBSTER, 2006) . . . . .	41
Figura 29 – Picos de absorção referentes ao ciclo cardíaco. fonte:(AMARAL et al., 1992) . . . . .	41
Figura 30 – Exemplos do sinal de frequência cardíaca captado em três voluntários. fonte:(MARTINS, 2010) . . . . .	42
Figura 31 – Ilustração da energia quantizada em um poço potencial, assim como ocorre em átomos. (UFRGS, 2018) . . . . .	43
Figura 32 – Ilustração das bandas de energia.(TIPLER, 1995) . . . . .	44
Figura 33 – Ilustração do chamado band gap.(TOSHIBA, 2022) . . . . .	44
Figura 34 – Ilustração de um transistor bipolar.(INSTRUMENTS, 2019) . . . . .	46
Figura 35 – fonte:(RAMSEY, 1991) . . . . .	47
Figura 36 – Estrutura de um acelerômetro. fonte:(TORRES, 2015) . . . . .	48
Figura 37 – Estrutura de um giroscópio. fonte:(TORRES, 2015) . . . . .	49
Figura 38 – Circuito geral de funcionamento para um sensor galvânico de sudorese. . . . .	50
Figura 39 – Protótipo do suporte de soro desenvolvido. . . . .	51
Figura 40 – Arquitetura da balança que compõe o suporte. . . . .	52
Figura 41 – Célula de carga. fonte:(LOCATELLI, 2019) . . . . .	52
Figura 42 – Circuito usado para uma Ponte de Wheatstone. fonte:(LOCATELLI, 2019) . . . . .	53
Figura 43 – Disposição dos componentes para detecção da passagem de gotas (emissor à esquerda). . . . .	54
Figura 44 – Respostas obtidas pela leitura do osciloscópio. . . . .	54
Figura 45 – Arquitetura do conta gotas óptico. . . . .	55
Figura 46 – Protótipo do contador óptico desenvolvido. . . . .	55
Figura 47 – Associação das células de carga. . . . .	56
Figura 48 – Posicionamento das células de carga no leito protótipo implementado. . . . .	56
Figura 49 – Diagrama do funcionamento do controle de oxigênio. . . . .	57

Figura 50 – Controlador de oxigênio utilizado no protótipo desenvolvido. . . . .	57
Figura 51 – Funcionamento da medição da diferença da temperatura no fio aquecido. fonte:(HOLMAN, 2011) . . . . .	59
Figura 52 – Circuito ponte para um anemômetros de fio aquecido. fonte:(HOLMAN, 2011) . . . . .	59
Figura 53 – Exemplo de funcionamento interno de um controlador de vazão mássica térmico. fonte:(HORIBA, 2022) . . . . .	60
Figura 54 – Câmera com modo noturno utilizada no protótipo. . . . .	64
Figura 55 – Equipamento de descontaminação Suface UV da empresa MMO utilizado no projeto (fonte:(BAGNATO, 2020)) . . . . .	65
Figura 56 – Espectro eletromagnético (fonte:(LANZA, 2016)) . . . . .	65
Figura 57 – Criação de dímeros pela absorção de radiação UV (fonte:(KOWALSKI, 2010)) . . . . .	66
Figura 58 – Placa Raspberry Pi 3 empregada para o recebimento e processamento dos sinais. . . . .	67
Figura 59 – Exemplo da montagem do hardware utilizando o sensor de temperatura para demonstração. . . . .	68
Figura 60 – Interface final para o monitoramento dos sinais vitais, da imagem e da posição do paciente. . . . .	69
Figura 61 – Fluxo de infecção do Persirai. fonte:(YEH; CHIU; LU, 2017) . . . . .	71
Figura 62 – Número de câmeras IP vulneráveis em 26 de Abril de 2017 segundo os dados Shodan. fonte:(YEH; CHIU; LU, 2017) . . . . .	71
Figura 63 – Número de câmeras IP vulneráveis por ano. fonte:(CVE, 2017) . . . . .	72
Figura 64 – Requisitos para redes de monitoramento médico sem fio. fonte:(PATEL; WANG, 2010) . . . . .	73
Figura 65 – Características das possíveis bandas de frequência para comunicação de redes médicas de monitoramento. fonte:(PATEL; WANG, 2010) . . . . .	74
Figura 66 – Imagem feita durante uma das rodadas de teste. . . . .	76
Figura 67 – Varredura de dados do peso e da dosagem na configuração 1. . . . .	77
Figura 68 – Varredura de dados do peso e da dosagem na configuração 2. . . . .	77
Figura 69 – Varredura de dados do peso e da dosagem na configuração 3. . . . .	78
Figura 70 – Varredura de dados do peso e da dosagem na configuração 4. . . . .	79
Figura 71 – Varredura de dados do peso e da dosagem na configuração 5. . . . .	79
Figura 72 – Varredura de dados do peso e da dosagem na configuração 6. . . . .	80
Figura 73 – Respostas obtidas pela leitura do termômetro sem aplicação de filtros no software. . . . .	81
Figura 74 – Valores da temperatura corporal na abordagem de média 10. . . . .	82
Figura 75 – Respostas obtidas pela leitura do termômetro com aplicação de filtros no software. . . . .	82

Figura 76 – Configuração das coordenadas em cada opção de posicionamento. . . .	84
Figura 77 – Gráfico feito no primeiro teste do sensor de sudorese em voluntário saudável. . . . .	85
Figura 78 – Gráfico feito no segundo teste do sensor de sudorese em voluntário saudável. . . . .	86
Figura 79 – Respostas do teste com sensores simultâneos. . . . .	87
Figura 80 – Respostas do oxímetro para os batimentos cardíacos e saturação sanguínea por minuto. . . . .	88
Figura 81 – Respostas do oxímetro para os batimentos cardíacos e saturação sanguínea por minuto. . . . .	89
Figura 82 – Curvas mostradas pela interface para o oxímetro. . . . .	90
Figura 83 – Gráficos da pressão arterial monitorada. . . . .	91

# Sumário

	<b>RESUMO</b>	<b>12</b>
	<b>Objetivos</b>	<b>13</b>
<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>14</b>
<b>2</b>	<b>O PROJETO</b>	<b>16</b>
<b>2.1</b>	<b>Vantagens e inovações</b>	<b>17</b>
<b>2.2</b>	<b>Protótipo e prova de conceito</b>	<b>18</b>
<b>3</b>	<b>O PACIENTE</b>	<b>19</b>
3.0.1	Saturação sanguínea	20
3.0.2	Frequência cardíaca	21
3.0.2.1	Taquicardia	21
3.0.2.2	Braquicardia	21
3.0.2.3	Arritmia	22
3.0.3	Pressão arterial	23
3.0.4	Temperatura	27
3.0.4.1	Febre	27
3.0.4.2	Hipertermia	28
3.0.4.3	Hipotermia	28
3.0.5	Sudorese	30
3.0.6	Posição	32
3.0.7	Peso	33
<b>4</b>	<b>SENSORES</b>	<b>35</b>
<b>4.1</b>	<b>Oxímetro</b>	<b>35</b>
4.1.1	Saturação sanguínea-oximetria	35
4.1.2	Frequência cardíaca-fotopletismografia	40
<b>4.2</b>	<b>Termômetro</b>	<b>43</b>
4.2.1	Band Gap	43
4.2.2	Semicondutores	45
<b>4.3</b>	<b>Sensor de Pressão Arterial</b>	<b>47</b>
<b>4.4</b>	<b>Unidade de Medida Inercial (IMU)</b>	<b>48</b>
4.4.1	Acelerômetro	48
4.4.2	Giroscópio	49
<b>4.5</b>	<b>Detector de Sudorese</b>	<b>50</b>

<b>5</b>	<b>PERIFÉRICOS</b>	<b>51</b>
<b>5.1</b>	<b>Medidores de nível de soro e dosagem</b>	<b>51</b>
5.1.1	Suporte-Célula de carga	51
5.1.1.1	Célula de Carga	52
5.1.2	Contador Óptico	54
<b>5.2</b>	<b>Medidor de peso para leito</b>	<b>56</b>
<b>5.3</b>	<b>Controlador de oxigênio</b>	<b>57</b>
5.3.1	Funcionamento	58
5.3.2	Economia de $O_2$	61
<b>5.4</b>	<b>Câmera</b>	<b>63</b>
<b>5.5</b>	<b>Descontaminação</b>	<b>65</b>
<b>6</b>	<b>HARDWARE</b>	<b>67</b>
<b>7</b>	<b>INTERFACE E SOFTWARE</b>	<b>69</b>
<b>8</b>	<b>SEGURANÇA E PRIVACIDADE</b>	<b>70</b>
8.0.1	Câmera IP	70
8.0.2	Uso médico de redes sem fio	73
8.0.3	Controlador de Oxigênio	75
<b>9</b>	<b>SIMULAÇÕES</b>	<b>76</b>
<b>9.1</b>	<b>Suporte de soro</b>	<b>76</b>
9.1.1	Configurações 1-3	77
9.1.2	Configurações 4-6	79
<b>9.2</b>	<b>Termômetro</b>	<b>81</b>
<b>9.3</b>	<b>Posicionamento</b>	<b>83</b>
<b>9.4</b>	<b>Sensor de sudorese</b>	<b>85</b>
<b>9.5</b>	<b>Sensores combinados</b>	<b>87</b>
<b>9.6</b>	<b>Oxímetro: saturação e ritmo cardíaco</b>	<b>88</b>
<b>9.7</b>	<b>Medidor de pressão</b>	<b>91</b>
<b>10</b>	<b>CONFIABILIDADE</b>	<b>92</b>
10.1	Tempo de funcionamento	92
10.2	Continuidade dos dados	92
10.3	Precisão	92
	<b>Considerações Finais</b>	<b>93</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>94</b>

# RESUMO

Com o aumento da demanda dos setores de emergência hospitalares, o emprego de soluções tecnológicas se torna essencial. Atualmente, um dos maiores problemas enfrentados é o de superlotação, no qual não há leitos suficientes. Uma das razões é baixa efetividade dos diagnósticos, de forma que os períodos de internação são muito prolongados. Dentro desse contexto, um sistema de monitoramento inteligente dos sinais vitais pode revigorar a rotina hospitalar e fornecer informações mais completas para as equipes médicas. Esse sistema permite que a enfermagem controle constantemente diversos aspectos de cada paciente. Além de manter o controle do quadro clínico, isso ainda entrega uma forma eficiente de decidir as rotinas de visitas dos médicos. Nessa versão do projeto, o sistema conta também com a imagem do paciente, que pode ser enviada para a central de forma remota e wireless. Esse trabalho pretende, primeiramente, demonstrar a importância clínica de cada sinal monitorado em um paciente. Posteriormente, ele também visa explicar o princípio físico de funcionamento de cada sensor, como é feita a integração entre eles e demonstrar o resultado de simulações para confiabilidade e resistência. Nesses ensaios, todos os sensores apresentaram excelentes resultados, sendo que ainda permanece em aberto apenas uma comparação de precisão com os métodos atuais, incluindo a aceitação dos profissionais. Esses testes, por outro lado, devem ser realizados já em ambiente hospitalar dentro de alguns meses.

Palavras-chave: monitoramento remoto; UTI; leito hospitalar; sensores; controle; tecnologia médica.

# Objetivos

Os objetivos desse trabalho são relacionados com a avaliação do projeto de construção de um sistema de monitoramento médico inteligente. Dentro disso, está contido avaliar a importância da implementação de sistemas de monitoramento de pacientes, assim como discutir possíveis problemas e limitações. Mais ainda, observar a necessidade e o impacto da aplicação desse tipo de sistema para equipes hospitalares, clínicas e para aplicação doméstica. Mais a fundo essa monografia também trata do funcionamento do sistema, de forma a discutir os princípios físicos relacionados aos equipamentos. Por fim, será avaliada a confiabilidade do projeto, estudando as simulações do uso do equipamento em situações reais.

# 1 Introdução

A procura por serviços de saúde, em especial de emergência, é uma crescente na realidade brasileira desde a década de 50. A demanda nos atendimentos exige um nível elevado de qualidade do serviço, que nem sempre é atendido.

Uma das principais crises no sistema de saúde é a superlotação, definida como a ocupação total dos leitos disponíveis em uma unidade hospitalar ou clínica. Esse problema é diretamente relacionado com a gestão do tempo de permanência de cada paciente em internação. Pensando nessa lógica, a questão da lotação se auto alimenta. (BITTENCOURT; HORTALE, 2009) (AZAMBUJA, 2017).

A superlotação é fortemente ligada com o limite da capacidade resolutive da equipe médica, levando em conta o tempo necessário para chegar ao diagnóstico. Merhy define a resolutive como sendo "colocar à disposição do paciente toda a tecnologia disponível a fim de se conseguir o diagnóstico e o tratamento adequado a cada caso, a fim de abordar a dimensão individual e coletiva dos problemas de saúde". (MEHRY, 1994)

É dentro dessa pauta que se insere o projeto abordado nesse trabalho. A montagem e verificação de um sistema de monitoramento médico inteligente se encaixa na noção de utilizar a tecnologia para auxiliar em diagnósticos mais eficazes. Além disso, ele também permite que o paciente seja observado em outros ambientes, auxiliando duplamente na rotatividade dos leitos.

Dessa forma, esse trabalho é dividido em 3 grandes partes além das contextualizações introdutórias, como ilustrado no organograma a seguir:

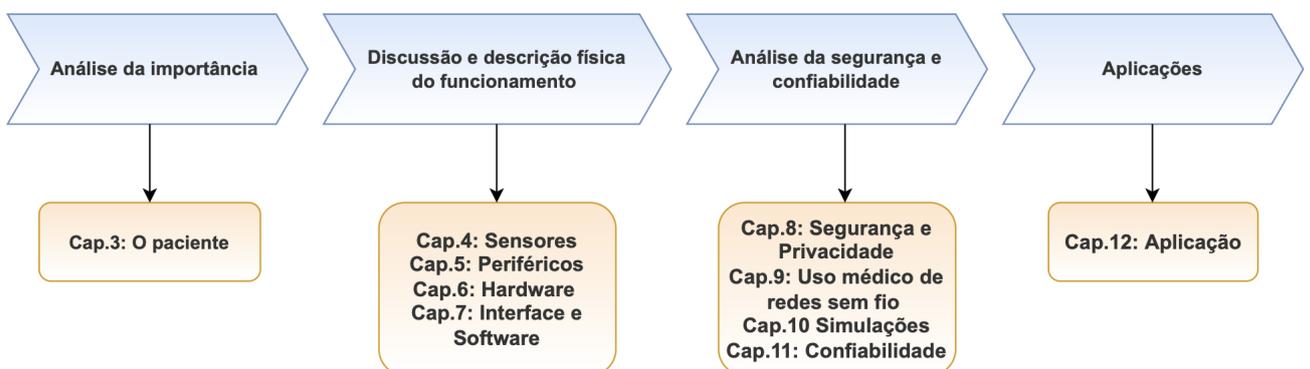


Figura 1 – Organograma da estrutura desse trabalho.

Primeiramente, foi descrito a importância de cada parâmetro de monitoramento dentro do diagnóstico médico. Esse trecho foi escrito com colaboração médica, para que os temas escolhidos fossem não apenas adequados, mas que atendessem às demandas das equipes profissionais.

Na segunda etapa, foram discutidos em detalhes os princípios de funcionamento de cada equipamento sob o olhar da física. Isso é parte vital desse trabalho, uma vez que ele também busca frisar como o conhecimento profundo da física de cada componente permite que a aplicação seja mais coerente. O valor das ideias físicas em um projeto como esse é embasar adaptações e a seleção de cada sensor, sem que haja risco ou perda de informações importante.

Por fim, a última parte traz os resultados das simulações realizadas no sistema para fazer a comprovação da sua confiabilidade. É discutido, então, como o sistema foi testado e como ele se comportou para fornecer dados coerentes.

Ao final dessa leitura é esperado que o leitor reconheça os princípios físicos por trás da construção de um projeto como esse, mas que também tenha um olhar sobre a sua importância e sobre a sua precisão.

## 2 O projeto

Esse projeto surge sob demanda da empresa Fanem. O grupo foi procurado com a necessidade de produzir um protótipo de um leito de UTI inteligente, que repassasse os sinais vitais de cada paciente para uma central de enfermagem. A partir disso, o grupo passou a mapear quais seriam os parâmetros importantes e quais tecnologias seriam capazes de realizar o monitoramento e transmissão desses dados.

Por questões comerciais, alguns pontos foram alteradas ao longo do projeto. O que originalmente seria um leito de UTI completo, passa a ser um sistema de monitoramento móvel que pode ser instalado em qualquer ambiente. Isso implica que o conjunto de equipamentos pode ser colocado em qualquer quarto, cama ou ambiente clínico, passando a ter uma aplicação mais abrangente.

Com isso, foi concebida a seguinte configuração para o projeto:

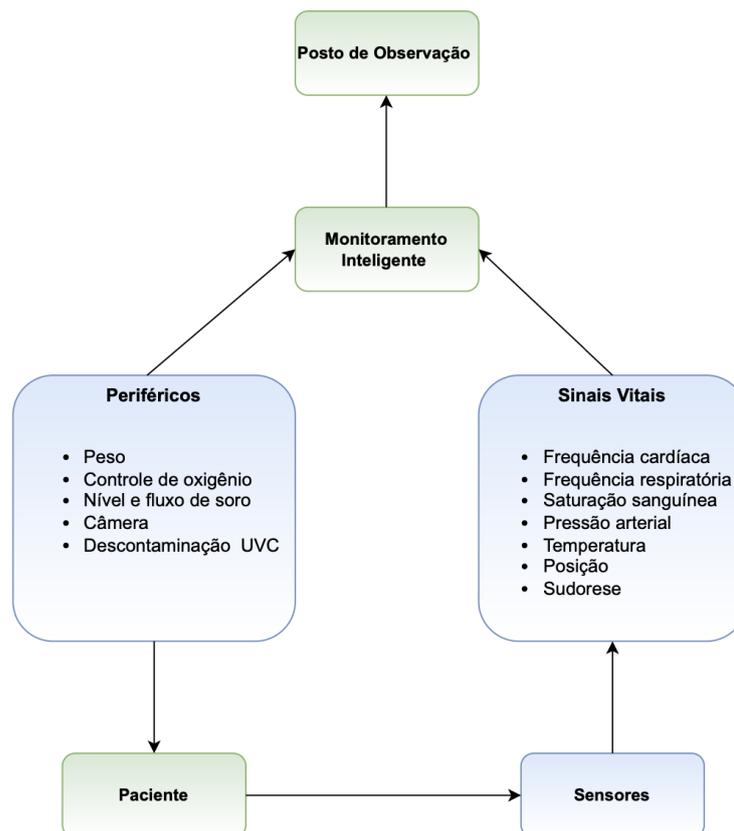


Figura 2 – Diagrama conceitual do projeto.

Ainda por questões de mercado e legislação, a empresa optou por não utilizar o controlador de oxigênio. Além disso, com a modificação do conceito geral, o medidor de peso do leito e o equipamento de descontaminação também foram eliminados.

Entretanto, para o escopo desse trabalho, esses recursos ainda serão abordados, considerando que eles foram completamente desenvolvidos e continuam representando uma contribuição relevante para a área.

## 2.1 Vantagens e inovações

O projeto propõe não apenas formas mais eficientes de fazer o monitoramento dos pacientes, mas também algumas possibilidades inéditas para problemas antigos do ambiente hospitalar.

Antes de tudo, ele modifica drasticamente a rotina das equipes de enfermagem. Na forma atual, a equipe médica passa periodicamente para avaliar os sinais de cada paciente. Isso não apenas em quartos e UTIs, mas também em enfermarias. Além de demandar uma grande logística para que todos os pacientes sejam monitorados nos períodos adequados, esse método impede que a enfermagem tenha uma resposta imediata para a mudança de qualquer um dos parâmetros do paciente. Vale lembrar que essa passagem muitas vezes é feita apenas para conferir algumas informações em casos menos graves.

Uma das questões para alguns pacientes é a falta de um acompanhante (seja ela imposta ou não). Nesse cenário, as equipes poderão identificar alguma alteração, posicionamento/movimento inadequado ou mesmo falta de medicação apenas quando for o momento corrente de observação.

No caso da medicação e do soro intravenoso, muito comum em enfermarias, o monitoramento pode se tornar um trabalho muito estressante e desnecessário em dias de lotação. Um paciente de enfermaria que pode ser dispensado ao final da sua medicação, só vai receber alta quando a equipe passar por ele para conferir os valores do soro, por exemplo.

Dentro dessas questões, o monitoramento constante dos sinais e a fácil visualização dos dados de todos os paciente, altera a logística das equipes e pode ser uma forma valiosa de auxiliar o seu trabalho. Já no caso do controle do nível de soro e medicação, isso elimina completamente essa preocupação dos funcionários. Uma central seria suficiente para saber o nível de cada paciente, sem que isso seja visto pessoalmente. O mesmo vale para a posição do paciente no leito, que seria monitorada por sensor e câmera simultaneamente, eliminando a necessidade de acompanhamento.

No ramo da inovação, é proposto um método novo e de baixo custo para medição do peso de um paciente acamado, sem que ele seja manuseado/deslocado ou que sejam feitas medições indiretas. Vale ressaltar que o peso também pode ser monitorado constantemente para uma avaliação nutricional adequada.

## 2.2 Protótipo e prova de conceito

Esse projeto compreende o desenvolvimento de um protótipo com nível de maturidade tecnológica 6. Essa é uma escala chamada *Technology Readiness Levels (TRL)*, sendo uma das formas de medir o quão madura está a projeção de um protótipo e quão perto ele está de chegar ao mercado ou à sua aplicação final. A tabela e a figura abaixo descrevem esses níveis.

Tabela 1 – Definições dos níveis de maturidade tecnológica segundo o indicador TRL (fonte:(MANKINS, 2004)).

Nível	Descrição
1	Princípios básicos observados e reportados.
2	Concepção tecnológica e/ou aplicação formulada.
3	Prova de conceitos das funções críticas de forma analítica ou experimental.
4	Validação em ambiente de laboratório de componentes ou arranjos experimentais básicos de laboratório.
5	Validação em ambiente relevante de componentes ou arranjos experimentais com configurações físicas finais.
6	Modelo do sistema/subsistema protótipo de demonstrador em ambiente relevante.
7	Protótipo do demonstrador do sistema em ambiente operacional.
8	Sistema totalmente completo, testado, qualificado e demonstrado.
9	O sistema já foi operado em todas as condições, extensão e alcance.

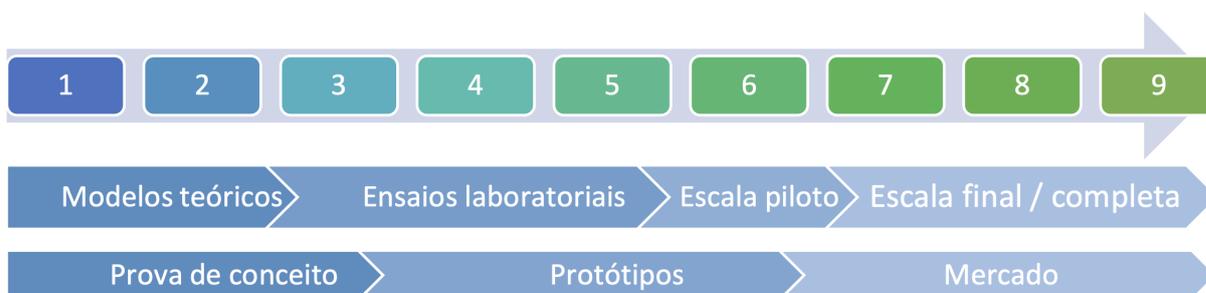


Figura 3 – Ilustração das fases de maturidade tecnológica pela escala TRL (fonte:(MANKINS, 2004)).

Logo, o objetivo do desenvolvimento seria passar pela prova de conceito, mostrando que a ideia é viável e que o método de produção escolhido é apropriado. Mas para além disso, o projeto deve chegar até o passo de protótipo funcional, que pode ser testado em um local adequado, como é o caso de alguns ensaios em hospitais e clínicas, considerando que ele já foi avaliado em laboratório.

## 3 O paciente

Dentro do escopo desse projeto, os pacientes monitorados podem se enquadrar em diferentes grupos, em especial aqueles com alto risco. Pensado originalmente para uso em UTIs, ele atende a necessidade de acompanhamento constante dos sinais e das curvas de progresso do quadro em tratamento. Ao utilizar esse equipamento, uma unidade de saúde pode avaliar indicativos simultâneos da pessoa que está sendo assistida, além da sua imagem em tempo real.

Pensando também em um contexto doméstico ou clínico, os mesmos indicativos podem auxiliar na avaliação médica de idosos ou acamados, permitindo que esses grupos mantenham o seu tratamento fora de um ambiente hospitalar com segurança. Além do acesso local dos dados, esses ainda podem ser enviados em tempo real para médicos ou responsáveis pelo tratamento.

Os sensores responsáveis por essas medidas consideram também o conforto dos pacientes com necessidades de acomodação diferenciadas, uma vez que podem usa-los por longos períodos. Os medidores foram concentrados no menor número de acessórios possível, levando também em consideração o uso em pessoas neuro-atípicas. Todas as informações ficam disponíveis para a equipe médica em uma interface que pode ser apresentada no monitor próximo do paciente.

Nesse ponto, cabe uma avaliação sobre o uso de equipamentos com ou sem fio para aplicações como essa. Os sensores wireless apresentam a principal vantagem de conforto para o paciente, de forma que quase não há limitação de movimentos. Isso porque é eliminada a questão de desconectar cabos acidentalmente dependendo da posição adotada pelo paciente ou pela equipe médica. Além disso, o dispositivo que abriga a interface e o hardware não precisa ficar próximo ao paciente a todo momento. Em contraponto, tecnologias wireless podem apresentar problemas de conexão e compatibilidade dependendo do protocolo de comunicação utilizado. Além de se tornar um contratempo, podem representar um risco médico quando não são capazes de enviar os sinais esperados em momentos críticos.

Outro ponto relevante é que esse tipo de recurso depende de baterias recarregáveis ou descartáveis. Com isso, a equipe responsável passa a ter o encargo de conferir o nível de bateria e recarregar os equipamentos periodicamente. Além de ser um problema logístico em hospitais e clínicas, pode ser novamente um risco caso o monitoramento pare inesperadamente em um momento inadequado para que a bateria seja repostada.

Tendo essas considerações em vista e atendendo à opinião das equipes consultadas, foram determinados como importantes para monitoramento os seguintes parâmetros.

### 3.0.1 Saturação sanguínea

A saturação sanguínea de um paciente é o principal indicativo de doenças e disfunções pulmonares. A falta de oxigênio no sangue pode ser uma evidência de que o pulmão de um paciente não está absorvendo oxigênio adequadamente. Isso está sendo muito recorrente durante a pandemia do COVID-19, já que a queda da saturação é um sintoma muito recorrente devido aos danos respiratórios causados pela doença.

A hipóxia (falta de oxigênio no sangue e nos tecidos) pode causar dano celular irreversível caso ela ocorra em períodos muito prolongados. Segundo a Sociedade Brasileira de Pneumologia e Tisiologia (seguindo os guias da American Thoracic Society), a população geral precisa de um nível de oxigênio no sangue maior que 89% para manter um funcionamento saudável das células e manter a integridade dos tecidos. (SBPT, 2020)

Além de indicar possíveis doenças pulmonares, os valores de saturação sanguínea também podem demonstrar a estabilidade do caso clínico dos pacientes. Mesmo dentro de valores adequados de referência, a oscilação constante dos valores de saturação mostram que o quadro não é favorável e pode demandar uso de oxigênio suplementar. A imagem a seguir, trazida pelo Conselho Regional de Enfermagem (COTRAN) mostra as curvas de saturação de um paciente estável e em seguida a de um paciente instável. (COTRAN, 2009)

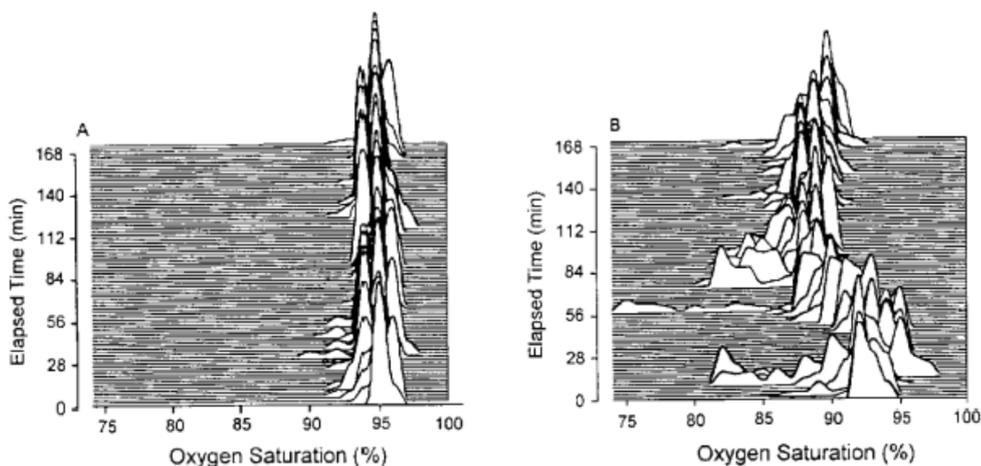


Figura 4 – Comparação da saturação em pacientes estáveis e instáveis (fonte:(COTRAN, 2009)).

A importância dos valores e da variação da saturação sugerem a relevância do seu monitoramento constante, tanto em ambiente hospitalar, quanto doméstico e clínico. Pacientes em tratamento de doenças pulmonares, idosos com alto risco de desenvolver pneumonia, casos clínicos instáveis, tratamentos domésticos de oxigenoterapia e unidades neonatal são exemplos clássicos nos quais a medida de saturação sanguínea é essencial.

### 3.0.2 Frequência cardíaca

A frequência cardíaca corresponde ao número de ciclos cardíacos realizados pelo coração a cada minuto (detalhes sobre as etapas do ciclo serão discutidos mais adiante nesse trabalho). Essa frequência costuma estar dentro de um certo intervalo para adultos saudáveis em repouso, sendo considerada normal entre 60 e 100 batimentos por minuto (bpm). Uma frequência cardíaca abaixo/acima desse intervalo ou que seja irregular são o principal indicativo de alguma complicação no coração do paciente. Alguns dos cenários mais importantes estão descritos a seguir:

#### 3.0.2.1 Taquicardia

Nessa condição, a frequência cardíaca do paciente fica acima de 100bpm. Isso significa que o ciclo cardíaco ocorre normalmente, porém com velocidade muito elevada. Algumas das causas da taquicardia são o aumento da temperatura (cerca de 18bpm a cada °C); estímulos indevidos enviados ao coração e patologias tóxicas. (HALL, 2011)

O simples enfraquecimento do coração com o passar dos anos aumenta naturalmente a sua frequência. Isso porque um músculo mais fraco não bombeia o sangue com a mesma intensidade de sempre, sendo que o corpo tenta compensar isso aumentando o número de ciclos realizados. (HALL, 2011)

Um dos problemas causados pela taquicardia prolongada é a falta de circulação de sangue no corpo. Isso acontece porque existe um tempo mínimo para que o ciclo ocorra corretamente. Se a velocidade for muito alta, os ciclos passam a ser incompletos e isso pode levar à uma série de complicações caso se estenda por um longo período. Além disso, a fadiga causada no músculo pode levar a infartos e lesões.(HALL, 2011)



Figura 5 – Curva de eletrocardiograma para um caso de taquicardia. (fonte:(HALL, 2011)).

#### 3.0.2.2 Braquicardia

Já a braquicardia é o processo oposto, onde o número de ciclos é muito baixo, sendo menos que 60bpm para um adulto em repouso. Ela normalmente é relacionada com a própria estrutura do músculo do coração e dos sistemas responsáveis pela sua estimulação. No caso de atletas, por exemplo, o coração costuma ter uma maior "eficiência". Como ele é capaz de bombear uma quantidade maior de sangue em um ciclo, o corpo necessita de um número menor de ciclos por minuto. (HALL, 2011)

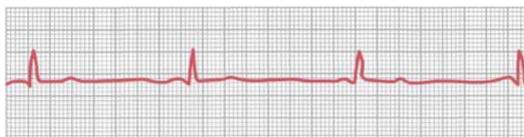


Figura 6 – Curva de eletrocardiograma para um caso de braquicardia. (fonte:([HALL, 2011](#))).

### 3.0.2.3 Arritmia

Por fim, na arritmia, os ciclos acontecem de forma irregular. Isso significa que independente do valor da frequência, ela não é constante.

Isso pode ocorrer por uma série de fatores, sendo a maioria deles relacionados com o descontrole dos impulsos que estimulam a contração do músculo cardíaco. Outra possibilidade recorrente é o bloqueio de estímulo, de forma que ele não chegue completo ou no momento certo. A imagem a seguir demonstra uma forma de bloqueio do sinal de controle do ciclo. ([HALL, 2011](#))

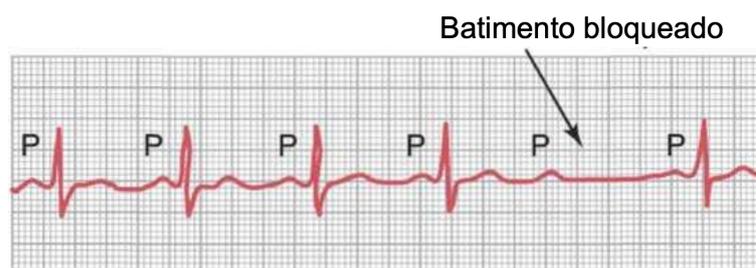


Figura 7 – Curva de eletrocardiograma para um caso de arritmia. (fonte:([HALL, 2011](#))).

Em todos os casos, o monitoramento desse parâmetro é fundamental. Não apenas pela importância do diagnóstico da sua causa, como a severidade das consequências. A frequência cardíaca é um dos principais indicadores de qualquer doença cardiovascular, de maneira que ter acesso ao seu valor constantemente é essencial para equipes médicas em todos os contextos.

### 3.0.3 Pressão arterial

A pressão sanguínea vai ser definida como a força que o sangue exerce sobre qualquer unidade de área da parede vascular. Historicamente a pressão é medida em milímetros de mercúrio (mmHg), desde a criação o manômetro de mercúrio em 1846 por Poiseuille. Isso implica, por exemplo, que quando a pressão sanguínea é 50mmHg, a força do sangue seria suficiente para impulsionar uma coluna de mercúrio até uma altura de 50mm contra a gravidade. (HALL, 2011)

O ciclo cardíaco é composto por duas fases, as chamadas diástole e sístole. Na etapa de diástole, o coração está no estado relaxado e o sangue flui para as aurículas, de maneira que a pressão sanguínea nos vasos é reduzida. Já na sístole, o sangue é impulsionado pelos ventrículos e distribuído pelo corpo, de forma que a pressão dentro dos vasos é mais elevada. (MARTINS, 2010)

As diretrizes brasileiras de hipertensão arterial trazem os valores considerados saudáveis para cada faixa etária e para cada fase do ciclo. Esses dados estão dispostos na figura abaixo.

**Quadro 3.4 – Classificação da pressão arterial de acordo com a medição no consultório a partir de 18 anos de idade**

Classificação*	PAS (mmHg)		PAD (mmHg)
PA ótima	< 120	e	< 80
PA normal	120-129	e/ou	80-84
Pré-hipertensão	130-139	e/ou	85-89
HA Estágio 1	140-159	e/ou	90-99
HA Estágio 2	160-179	e/ou	100-109
HA Estágio 3	≥ 180	e/ou	≥ 110

Figura 8 – Classificação da pressão arterial para pacientes acima de 18 anos. fonte:(BARROSO et al., 2020)

O valor da pressão arterial, quando elevado (hipertensão), é diretamente relacionado com a ocorrência de cardiopatias, acidente vascular encefálico, doença renal crônica e mortalidade precoce. Entretanto, valores ligeiramente mais elevados, considerados ainda como pré-hipertensão, também são relacionados com esses riscos e podem ser descuidados facilmente. (BARROSO et al., 2020) Um nível de pressão arterial alta, quando mantido por longos períodos ou em picos agudos, podem causar uma série de complicações. Intuitivamente, aumentar a pressão nos vasos pode fazer com que eles se danifiquem ou se rompam, levando à algumas condições, sendo as mais comuns citadas no quadro abaixo.

**Quadro 2.1 – Consequências precoces e tardias da elevação crônica da PA<sup>25</sup>**

<b>Doenças de apresentação precoce e tardia</b>
Acidente vascular encefálico
Doença cardíaca coronária
Insuficiência cardíaca
Morte cardiovascular
<b>Doenças de apresentação tardia</b>
Cardiomiopatia hipertensiva
Insuficiência cardíaca com fração de ejeção preservada
Fibrilação atrial
Cardiopatia valvar
Síndromes aórticas
Doença arterial periférica
Doença renal crônica
Demências
Diabetes melito
Disfunção erétil

Figura 9 – Doenças relacionadas a valores elevados de pressão arterial. fonte:([BARROSO et al., 2020](#))

Para fazer o monitoramento adequado da pressão, é preciso levar em conta que os valores se alteram naturalmente dependendo do tipo de vaso que conduz o sangue. Os valores usados como diretriz são aquelas para grandes artérias, de maneira que isso vai mudar em vasos com estruturas diferentes, considerando o seu diâmetro e a elasticidade das paredes. Isso fica mais nítido no esquemático a seguir.

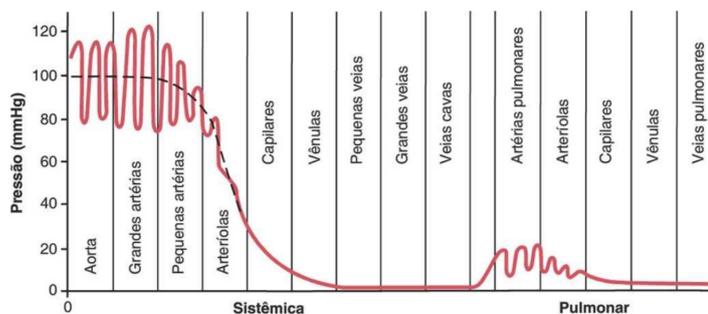


Figura 10 – Valores de pressão dentro do ciclo em regiões diferentes do sistema circulatório. fonte:([HALL, 2011](#))

Quando observadas também as curvas do ciclo cardíaco em diferentes partes do corpo, elas apresentam comportamentos distintos, sendo que novamente o padrão é tomado para grandes artérias. A ilustração a seguir traz alguns casos.

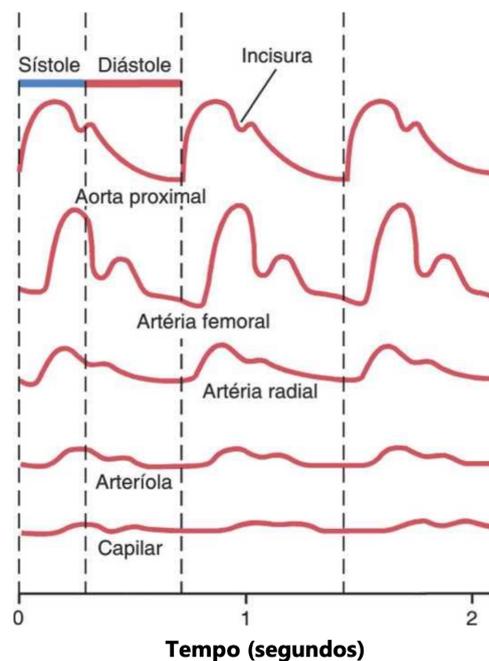


Figura 11 – Curvas do ciclo cardíacos em diferentes setores do sistema circulatório. fonte:([HALL, 2011](#))

Sabendo da importância da pressão sanguínea como fator de risco para doenças cardiovasculares, se torna ainda mais importante o seu monitoramento constante em condições hospitalares ou de acompanhamento prolongado de pacientes com históricos médicos desse tipo de quadro. Dentre as dificuldades de monitoramento, uma das graves é o chamado *efeito do avental branco*, no qual o paciente fica ansioso com a presença do médico ou enfermeiro e o valor da sua pressão passa a ser mais elevado. ([BARROSO et al., 2020](#))

Essa é uma das grandes questões que podem facilmente ser resolvida com o monitoramento constante, de maneira que os valores da pressão do paciente são medidos também quando ele não está na presença da equipe médica. Outra parte importante do monitoramento de longo período é que os valores de pressão variam naturalmente ao longo do dia e o comportamento dessas oscilações podem ser importantes para alguns diagnósticos. ([BARROSO et al., 2020](#))

Entretanto, isso depende fortemente de uma medida realizada dentro dos métodos adequados, ditados pela diretriz de cada região. Os equipamentos oscilométricos por exemplo, como o usado nesse projeto, vêm se tornando mais presentes no meio médico. Embora eles reduzam os erros relacionados ao observador que coleta a medida, ele ainda depende de um procedimento de uso adequado, como por exemplo o uso de um manguito de medição de tamanho correto. ([MACHADO et al., 2014](#)).

Um estudo realizado na Unidade Coronariana da Emergência do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo

verificou o conhecimento teórico e prático dos profissionais de enfermagem para realizar a medida indireta da pressão arterial.

Nele, foram aplicados questionários e práticas para 31 voluntários (86% dos funcionários), dentre eles 38,7% sendo enfermeiros e 61,3% técnicos de enfermagem. Os resultados encontrados foram dispostos como segue: 12,9% citaram *repouso de 5 minutos*, 48,4% *conferiram calibração* e 29,0% *escolheram o manguito correto*. Já 64,5% *evitaram o arredondamento dos valores*, e 22,6% *citaram o prazo semestral para a calibração dos aparelhos*. Na *avaliação prática*, em média, 65% das etapas foram cumpridas. Dentre as lacunas desse conhecimento, destacaram-se a *ausência de checagem da calibração do aparelho e do estetoscópio*, a *medida da circunferência braquial para escolher o manguito*, e o *registro do braço usado na medida*. (MACHADO et al., 2014). O estudo concluiu o conhecimento da equipe como insatisfatório, de maneira que conhecimentos importantes foram negligenciados durante as medidas. (MACHADO et al., 2014)

Fica evidente, portanto, a importância não apenas de um procedimento de medida contínuo, mas o cumprimento dos critérios adequados de manuseio dos equipamentos de medição.

### 3.0.4 Temperatura

A temperatura de um paciente pode ser um sinal de algumas condições de saúde dependendo da sua faixa. Existem 3 categorias de modificação da temperatura corporal, que serão exploradas a seguir:

#### 3.0.4.1 Febre

A febre é classificada como uma elevação na temperatura corporal quando comparada com a média diária padrão. Ela é diretamente relacionada com o funcionamento do hipotálamo: centro de controle da temperatura do corpo. Esse centro tem uma temperatura padrão na qual o corpo deve ser mantido ( $37^{\circ}\text{C}$ ) e regula os mecanismos de produção e perda de calor para que isso seja mantido. Durante a febre, o hipotálamo trabalha em outra temperatura padrão mais elevada ( $39^{\circ}\text{C}$ ), utilizando os mesmos mecanismos para regulação. Isso porque a maior causa de febre é a ocorrência de infecções, de forma que o valor da temperatura padrão passa a ser mais alta como uma resposta natural do hipotálamo como forma de defesa do organismo. (SIMON, 1993)

Com essa modificação no centro de controle, mecanismos como tremores e vasoconstrição (produção de calor e não troca de calor, respectivamente) são mantidos pelo corpo até que o sangue que passa pelo hipotálamo esteja na temperatura "configurada". Quando o valor padrão abaixa, os mecanismos de regulação permitem a troca de calor (vasodilatação) e a perda de calor por sudorese. (SIMON, 1993)

Para compreender um pouco mais sobre os métodos de regulação da temperatura, como a vasoconstrição/vasodilatação citados (outros serão discutidos adiante), é preciso observar a superfície da pele. Para isso, segue a ilustração:

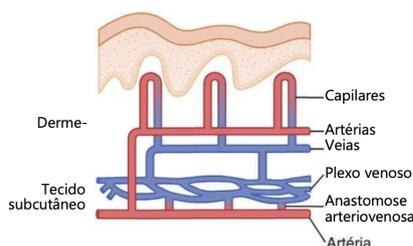


Figura 12 – Ilustração da estrutura de vascularização da pele. fonte:(HALL, 2011)

O fluxo sanguíneo na pele faz com que o calor seja conduzido do centro do corpo para a pele com grande eficiência, enquanto a redução do fluxo para a pele pode diminuir a condução do calor. Em outras palavras, a pele pode ser vista como um sistema controlado de “radiador de calor”, sendo que o fluxo de sangue na pele é o mecanismo mais eficaz para a transferência de calor. (HALL, 2011) As relações de transferência de calor para

quando os vasos da pele estão com maior diâmetro e fluxo (vasodilatado) e com menor diâmetro e fluxo (vasocontraído) estão no gráfico a seguir.

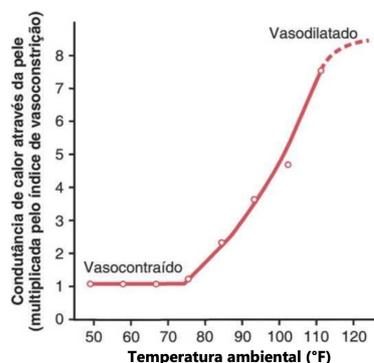


Figura 13 – Gráfico da relação entre a temperatura corporal e a troca de calor da pele para cada situação. fonte:([HALL, 2011](#))

Casos extremos de febre, acima de  $41,5^{\circ}\text{C}$  são classificados como *hiperpirexia*. Estudos realizados em condições controladas mostram que essa condição pode ser suportada por apenas 4 horas antes de causar danos permanentes nos órgãos do paciente. ([SIMON, 1993](#))

Vale ressaltar também que, mesmo em casos mais brandos, o aumento da temperatura corporal eleva o consumo de oxigênio. Para cada  $1^{\circ}\text{C}$  acima dos  $37^{\circ}\text{C}$ , ocorre um aumento de 13% na necessidade de  $O_2$ . Essa elevação da demanda pode agravar condições cardíacas e respiratórias preexistentes no quadro médico. ([SIMON, 1993](#)).

#### 3.0.4.2 Hipertermia

Diferente da febre, a hipertermia não é um resultado de uma modificação controlada nos sinais do hipotálamo. Aqui o corpo aquece de forma irregular como resultado de alterações nos sistemas de regulação da temperatura corporal. Isso pode ser acarretado por algumas doenças metabólicas, fármacos bloqueadores de suor ou fármacos que desregulam a vasodilatação. Outras possibilidades são, por exemplo, longa exposição ao sol causando insolação, que também modifica os mecanismos de estabilização de temperatura. ([SIMON, 1993](#))

#### 3.0.4.3 Hipotermia

Em contraponto, a hipotermia é classificada quando a temperatura corporal é registrada abaixo dos  $35^{\circ}\text{C}$ . Nessa temperatura, os sistemas de termorregulação começam a falhar, já que os mecanismos para impedir a perda de calor são muito limitados e a produção de calor do corpo está baixa. ([DANZL; POZOS, 1994](#))

Essa condição é comum em idosos, mas pode ser causada em qualquer paciente como resultado de acidentes vasculares cerebrais; anorexia; problemas no sistema nervoso central; trauma raquimedular; problemas no sistema endócrino e casos severos de queimaduras. Assim que detectado um quadro de hipotermia, é essencial que a temperatura seja monitorada devido aos riscos que ela representa. (DANZL; POZOS, 1994)

Uma das formas de regulação da temperatura quando o hipotálamo reconhece que ela está abaixo do adequado é a geração de calor na forma de contrações musculares, conhecidas como calafrios. (HALL, 2011) A relação entre os valores de temperatura passando pelo controle do hipotálamo e a geração de calor estão no gráfico a seguir:

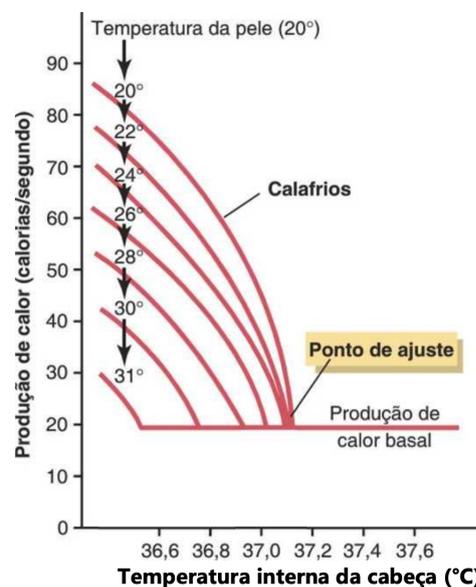


Figura 14 – Resposta de termorregulação para temperaturas abaixo do ideal. fonte:(HALL, 2011)

A hipotermia também modifica as relações de oxigenação no sangue, fazendo com que a hemoglobina libere mais  $O_2$  mesmo em pressões arteriais baixas. Por exemplo, quando a temperatura do sangue chega a  $27^\circ\text{C}$ , a saturação da hemoglobina chega a 100% para uma pressão de 59mmHg. Outros agravantes dessa condição são a severa vasoconstrição e a elevação da viscosidade do sangue. Intuitivamente, isso também leva a um maior risco de desenvolvimento de coágulos, mesmo com a taxa de coagulação natural do paciente estando saudável. (DANZL; POZOS, 1994)

O monitoramento constante da temperatura e possível identificação dos três quadros é de vital importância para que a adesão aos protocolos adequadas seja feita o mais rápido possível. No caso da *febre* isso pode ser feito por meio de fármacos (antipiréticos) que regulam o funcionamento do hipotálamo e que minimizam o desconforto do paciente enquanto a sua temperatura abaixa. Já na *hipertermia*, é comum que os antipiréticos não tenham uma resposta, uma vez que ela não é causada pelo centro de controle de

temperatura. Nesse caso, pode ser necessário resfriar o paciente externamente, com bolsas de água-álcool ou gel, até que a causa da elevação da temperatura seja descoberta. Por fim, em casos de *hipotermia*, o aquecimento do paciente é feito quase sempre de forma externa, utilizando dos protocolos de reaquecimento adequados, de forma que a temperatura volte gradativamente sem o risco de complicações vasculares. (SIMON, 1993) (DANZL; POZOS, 1994).

### 3.0.5 Sudorese

A sudorese é um dos principais métodos de termorregulação do corpo quando ele está aquecido além do ideal. Quando a água evapora da superfície do corpo, 0,58 quilocalorias são perdidas por cada grama de água que evapora. Mesmo quando uma pessoa não está suando a água ainda se evapora a partir da pele e dos pulmões na intensidade de 600 a 700 mL/dia. (HALL, 2011)

Esse mecanismo é usado como uma forma de resfriamento proposital do corpo. Quando a temperatura central do corpo se eleva além do nível crítico, a sudorese aumenta drasticamente a perda de calor por evaporação. Aumento adicional de 1°C na temperatura corporal causa sudorese suficiente para remover por 10 vezes o valor padrão da produção de calor pelo corpo. (HALL, 2011). Isso é visto no seguinte gráfico:

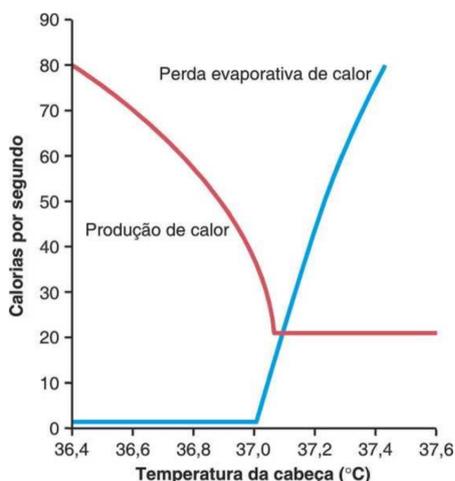


Figura 15 – Gráfico da perda de calor durante a sudorese. fonte:(HALL, 2011)

Assim como visto para os casos de hipotermia, no caso da temperatura acima do ajustado pelo hipotálamo, uma das respostas vai ser o comando da produção de suor, como visto a seguir:

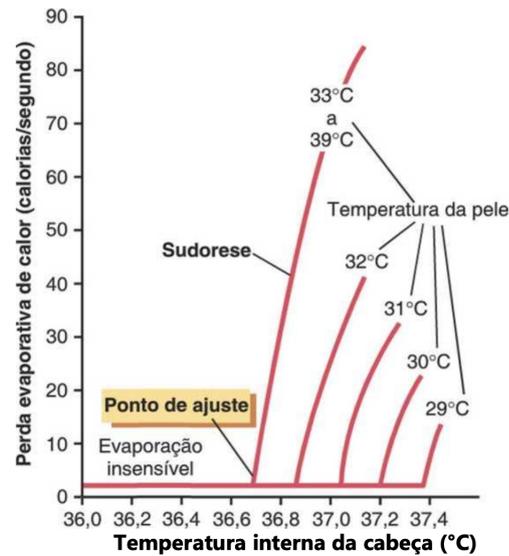


Figura 16 – Resposta de termorregulação para temperaturas acima do ideal. fonte: (HALL, 2011)

A sudorese como forma de regulação da temperatura comandada pelo hipotálamo é uma resposta natural do corpo e, contanto que o paciente continue hidratado, não tem grandes consequências. Contudo, existem outras causas para a sudorese que não são atreladas à termorregulação. Algumas delas são: distúrbios metabólicos, hipotireoidismo, infecções, ansiedade, abscessos, abstinência de psicoativos, distúrbios do sono, derrame, HIV, leucemia, tuberculose, e algumas outras. (HALL, 2011)

Mais uma vez, é importante manter os níveis de sudorese monitorados em casos de quadros muito delicados, de forma que isso possa contribuir para alguns diagnósticos, principalmente quando isso é associado aos valores da temperatura corporal de base e com os níveis de hidratação.

### 3.0.6 Posição

Dentre os acidentes reportados em ambiente hospitalar, quedas estão entre os mais frequentes. Alguns fatores podem influenciar a taxa de ocorrência e o risco que isso pode oferecer para o paciente. Além da idade, do tempo de internação e das condições de segurança, ainda é necessário considerar o efeito dos medicamentos e da perda de mobilidade de alguns casos.

Estudo realizado em um hospital universitário de grande porte do Sul do Brasil que possui um plano de prevenção e gerenciamento de quedas mostrou os dados das ocorrências em pacientes no período pós cirúrgico. A análise levou em consideração todos os casos de queda em pacientes que passaram por procedimentos cirúrgicos no ano de 2013, um total de 70 registros. A idade média dos pacientes acometidos foi de 65,5 anos com tempo médio de internação de 25 dias, sendo a maioria do sexo masculino (61,4%).(VICTOR et al., 2017)

A tabela a seguir indica a porcentagem dos casos para algumas características das quedas registradas.

Variáveis	n	(%)
<b>Local da queda</b>		
No quarto	43	61,4
No banheiro	23	32,9
No corredor	3	4,3
Outros	1	1,4
<b>Tipo de queda</b>		
Da própria altura	33	47,1
Da cama	16	22,9
Da cadeira	14	20,0
Da maca	2	1,4
Outros	5	7,1
<b>Causa</b>		
Escorregão	19	27,1
Força diminuída	14	20,0
Tontura	13	18,6
Confusão	6	8,6
Tropeço	4	5,7
Desmaio	3	4,3
Não se aplica	1	1,4
Outros	10	14,2
<b>Fatores Ambientais</b>		
Sem interferência relacionada ao ambiente	35	50,0
Piso molhado/escorregadio	10	14,3
Falha de equipamentos	9	12,9
Ausência de grades	8	11,3
Pouca iluminação	5	7,1
Presença de obstáculos	3	4,3
<b>Fator do processo de trabalho</b>		
Desacompanhado	39	55,7

Figura 17 – Dados do numero de quedas para alguns fatores. fonte:(VICTOR et al., 2017)

Aqui vale destacar os locais, os tipo de queda e que, na maioria dos casos, os pacientes estavam desacompanhados. Para todos os tipos de locais e formas de acidente, um monitoramento constante da posição do paciente e da sua agitação podem alertar as equipes de forma que aquela pessoa não permaneça desacompanhada em caso de risco.

Mesmo em casos onde não houve procedimentos cirúrgicos, as quedas continuam sendo um fator de risco muito alto. Outro estudo realizado em um hospital universitário, agora pela USP no estado de São Paulo, avaliou 80 Boletins de Notificação de Eventos Adversos relacionados à quedas no período de janeiro de 2004 a junho de 2006. (PAIVA et al., 2009)

A tabela a seguir fornece alguns resultados relevantes desse estudo:

Tabela 2 – Dados sobre quedas no período jan2004 a jun2006. (fonte:(PAIVA et al., 2009)).

Fator	Porcentagem
Quedas do leito	55%
Período noturno	63,7%
Primeiros dias de internação	61,7%
Sexo masculino	57,5%
+60 anos	50%

Mais uma vez, os dados são recorrentes, mesmo para a população hospitalar geral. A incidência continua sendo muito relevante em idosos e em períodos em que eles estão normalmente desacompanhados. Isso reforça a necessidade de monitoramento constante da posição dos pacientes em período de internação, reduzindo o risco de acidentes e permitindo que a equipe de enfermagem tenha mais informações sobre as necessidades dos pacientes. Outra vantagem dessa informação seria avaliar se a posição do paciente em pós-operatório oferece algum risco para o seu procedimento, como a ruptura de pontos por exemplo.

### 3.0.7 Peso

A avaliação nutricional dos pacientes internados passou a ser de extrema importância considerando a relação entre desnutrição proteico-calórica (DPC) e a evolução clínica do paciente (interferindo no tempo de internação e número de complicações). Técnicas de avaliação chegaram a indicar uma proporção de 50% dos pacientes internados que apresentavam algum grau de desnutrição. Um dos principais riscos associados com a perda proteica é redução da imunidade, de forma que o paciente se torna mais vulnerável a infecções, incluindo as de caráter hospitalar. (VANNUCCHI; UNAMUNO; MARCHINI, 1996)

Dentre os fatores que podem levar um paciente à desnutrição, podem ser citados alterações na ingestão, na absorção, transporte, utilização, excreção e reserva dos nutrientes. Já a persistência desses distúrbios pode levar a outros quadros clínicos metabólicos, que vão além da desnutrição e da susceptibilidade a infecções. (VANNUCCHI; UNAMUNO; MARCHINI, 1996)

Nos protocolos para avaliação nutricional de um paciente, o seu peso é um dos principais fatores. Entretanto, para pacientes acamados ou em estados delicados de saúde,

essa medida não pode ser realizada por meio de uma balança. Isso significa que o valor do peso precisa ser aproximado por meio de estimativas feitas com medidas antropométricas. Existem relações matemáticas para determinar o peso de maneira indireta, que apresentam relativa precisão. (RODRIGUES et al., 2010)

Em estudo realizado com valores estimados por dois métodos indiretos distintos, ficou evidente a falta de precisão quando comparados com os valores reais do peso dos pacientes. Os dados da média de peso real e estimada pelos métodos estão dispostos no gráfico abaixo. (SANTOS, 2011)

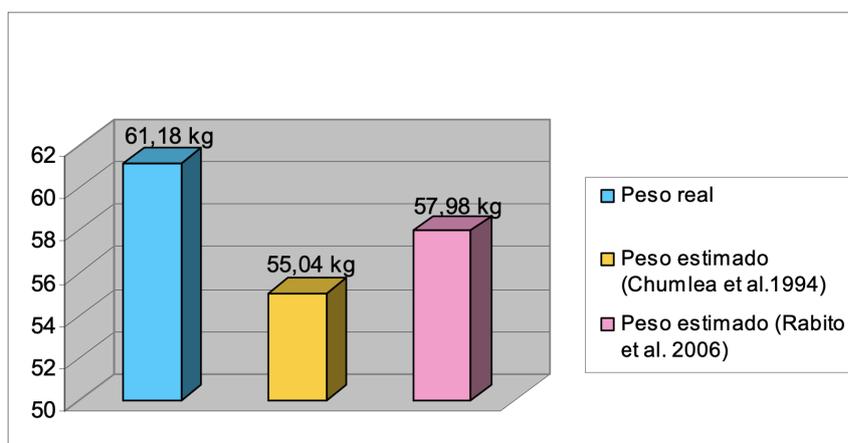


Figura 18 – Dados comparativos do peso médio real e estimado. fonte:(SANTOS, 2011)

Contudo, mesmo que as medidas indiretas gerassem informações precisas do peso do paciente, elas ainda não seriam uma forma de monitoramento constante. Além disso, essas medidas ainda envolvem um grande contato e manuseio do paciente, o que pode ser trabalhoso e impossível em alguns casos.

O monitoramento usando o próprio leito como uma forma de balança (proposto nesse projeto e detalhado posteriormente) permite que o peso do paciente seja monitorado constantemente com precisão e sem contato direto com o paciente acamado.

## 4 Sensores

Para fazer a captação dos sinais citados na seção anterior, o projeto conta com um grupo de sensores que serão aprofundados a seguir.

Uma parte dos sensores são conectados via Bluetooth, enquanto outros são via cabo. Embora isso levante uma certa discussão sobre o mais adequado para situações médicas, o hardware empregado é compatível com ambas as opções, caso isso venha ser modificado posteriormente.

### 4.1 Oxímetro

O equipamento de oximetria de pulso desenvolvido faz a medição simultânea de dois sinais vitais, a saturação de oxigênio no sangue e a frequência cardíaca. Embora essas medidas sejam feitas pelo mesmo conjunto de emissor e receptor ótico, o princípio físico de funcionamento é ligeiramente distinto.

#### 4.1.1 Saturação sanguínea-oximetria

Para compreender o princípio físico para aferir a saturação sanguínea é necessário entender brevemente como funciona o transporte de oxigênio no sangue, o que implica na observação da fisiologia da hemoglobina. Essa é uma proteína composta de quatro cadeias de peptídeos chamadas de *globinas* que estão ligadas a um grupo *heme*. *heme* é uma molécula que associa uma parte orgânica e um átomo de Ferro. (MARTINS, 2010)

É justamente esse átomo de Fe que faz o transporte de oxigênio pelo sangue. Isso porque o íon ferro presente no grupo *heme* se liga à uma molécula de oxigênio. Dessa forma, a hemoglobina pode apresentar duas condições: oxihemoglobina ( $HbO_2$ )- *quando existe uma molécula de oxigênio acoplada*- e a desoxihemoglobina ( $Hb$ ) - *quando não existe uma molécula de oxigênio acoplada*. A hemoglobina também pode apresentar outras formas menos relevantes, como a meta-hemoglobina (MetHb) e a carboxi-hemoglobina (COHb). (MARTINS, 2010)

O nível de saturação do sangue é um índice determinado pela relação entre o número de hemoglobinas que estão e não estão carregando moléculas de oxigênio. Para determinar esse valor, é utilizada a seguinte relação.

$$SO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} \quad (4.1)$$

A ideia central é que essas duas formas da hemoglobina apresentam colorações diferentes. Isso implica, portanto, na absorção de comprimentos de onda distintos. Com isso em mente, é possível determinar a concentração de oxigênio no sangue medindo a **proporção de luz infravermelha e vermelha que é absorvida**. (MARTINS, 2010)

Para compreender o uso do comprimento de onda vermelho e infravermelho, é preciso considerar três fatores:

- Qual comprimento é absorvido de forma relevante pelas células vermelhas do sangue;
- Qual comprimento consegue penetrar os tecidos humanos até chegar no corpo de interesse;
- Qual comprimento não é absorvido em grandes taxas pela água.

A respeito do primeiro item, pode-se observar os espectros de absorção das formas da hemoglobina que foram citadas. Isso pode ser visto na Figura 19.

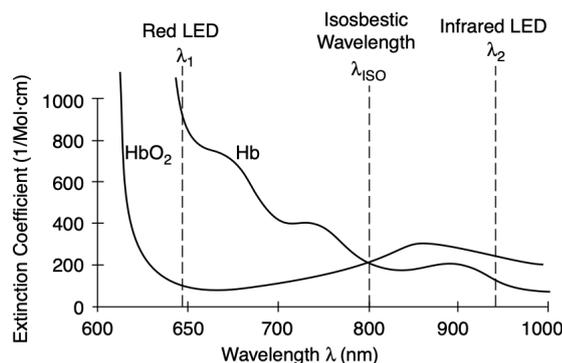


Figura 19 – Espectro de absorção da oxihemoglobina ( $HbO_2$ ) e da hemoglobina reduzida (Hb). fonte:(WEBSTER, 2006)

Analisando as curvas, fica nítido como as duas formas de interesse da hemoglobina apresentam taxas diferentes de absorção. Essa discrepância de Características permite uma diferenciação clara entre as duas categorias quando dentro do processo de detecção óptico que será detalhado mais a diante.

Quanto ao segundo critério usado na seleção do comprimento de onda diz respeito à capacidade da luz de penetrar as camadas da pele humana até chegar à região de interesse. Na Figura 20 é possível visualizar que, para os comprimentos de onda faixa do vermelho e do infravermelho, a pele se torna transparente. (FUJITA, 2012).

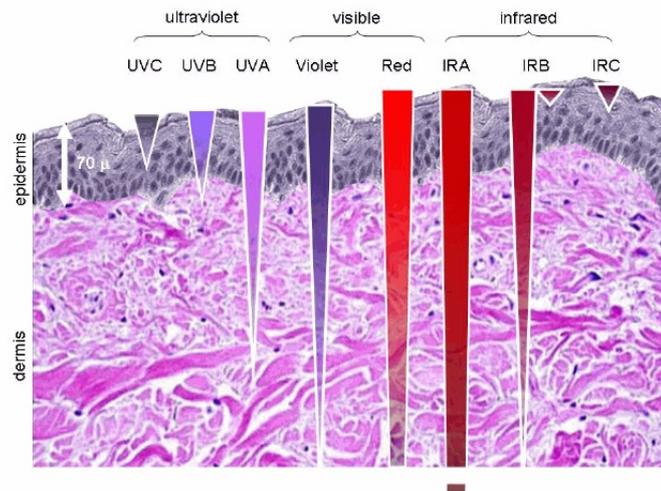


Figura 20 – Penetração de diferentes comprimentos de onda na pele humana. fonte: (SCE-NIHR, 2012)

O princípio aqui é que as camadas de tecido funcionam como um meio túrbido, no qual a luz é espalhada e absorvida devido à heterogeneidade. Isso implica que, as ondas com maior energia vão sofrer uma alta taxa de espalhamento, penetrando menos camadas conforme são dissipadas. Por outro lado, ondas com baixa energia, como as do comprimento vermelho e infravermelho, sofrem menos processos de espalhamento e, portanto, atingem camadas mais profundas.

Os comprimentos de onda vermelho e infravermelho cobrem bem esse requisito. Isso porque eles apresentam uma taxa energética baixa para não serem excessivamente espalhados, mas ainda apresentam energia suficiente para percorrer os tecidos.

Por fim, para o último critério, será observado o espectro indicado na Figura 21. É possível reconhecer que dentro da janela destacada, existe um pico de absorção na curva referente à água localizado próximo dos 750nm.

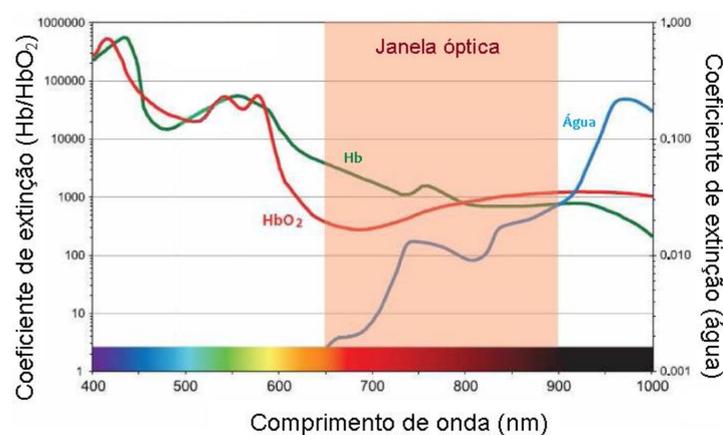


Figura 21 – Espectro de absorção dos componentes do tecido biológico. fonte: (FARIA, 2017)

Comprimentos de onda que estejam no interior desse pico serão altamente absorvidos pela água presente no corpo humano. Isso implicaria em uma interferência brutal na medidas ópticas, já que a maior parte dos tecidos, corpos de interesse e do sangue são compostos de água. Dessa forma, esse intervalo de pico não pode ser considerado para seleção nesse tipo de aplicação, mesmo que cumpram outros fatores.

Com tudo isso posto, a relação de interesse entre das taxas de absorção da HbO e Hb pode ser encontrada utilizando um sistema óptico por reflexão ou por transmissão. Ambos seguem a mesma configuração: um emissor de luz nos comprimentos de onda vermelho e infravermelho e um receptor. A principal diferença entre eles é o posicionamento do conjunto emissor-receptor.

Isso porque, no caso do sistema com funcionamento por reflexão, a luz emitida penetra o tecido até o corpo (veias) de interesse e o sensor vai captar quanto essa energia é refletida. O analisado aqui é a proporção de radiação vermelha e infravermelha que foi refletida ou absorvida. Nesse caso, o emissor e o receptor ficam colocados lado a lado, como na figura abaixo.

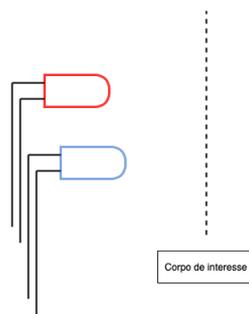


Figura 22 – Configuração emissor-receptor no funcionamento por reflexão.

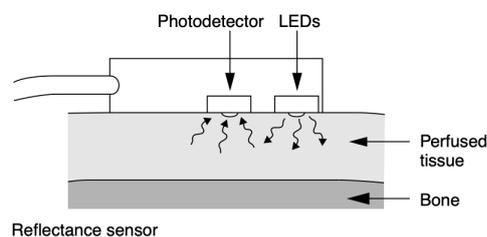


Figura 23 – Ilustração do conjunto emissor-receptor no funcionamento por reflexão. fonte:(WEBSTER, 2006)

Contudo, no caso de um sistema que funciona por transmissão, a luz emitida transpassa completamente o corpo de interesse. Isso significa, que o receptor deve ficar do lado oposto, de forma a captar a luz que foi transmitida ao final do caminho. Com isso, o sensor vai aferir qual a é a proporção de radiação vermelha e infravermelha que foi

transmitida ou absorvida. Portanto, a configuração para essa opção é como a da imagem a seguir.

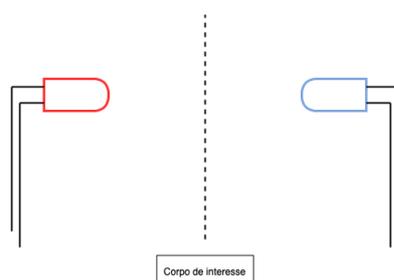


Figura 24 – Configuração emissor-receptor no funcionamento por transmissão.

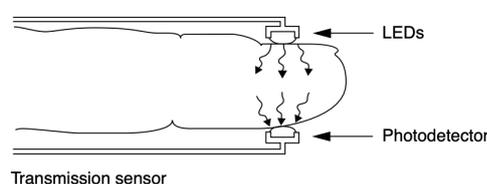


Figura 25 – Ilustração do conjunto emissor-receptor no funcionamento por transmissão. fonte:(WEBSTER, 2006)

Para a construção desse protótipo, foi desenvolvido um oxímetro que mede a saturação sanguínea por reflexão, de maneira que é possível visualizar o conjunto emissor-receptor lado a lado. Esse método é mais comum em oxímetros de pulso ou de superfície, já que ambos os componentes podem ficar dispostos sobre o mesmo local. Já o método por transmissão é mais comum em oxímetros de extremidades, podendo ser pinçados sobre o corpo de interesse de maneira que o conjunto de componentes fique alinhado perpendicularmente.



Figura 26 – Protótipo do oxímetro desenvolvido.

### 4.1.2 Frequência cardíaca-fotopletagemografia

A medição da frequência cardíaca é feita pelo princípio de fotopletagemografia, sendo essa a **deteção da variação do fluxo sanguíneo dentro de artérias por um meio óptico**. Novamente, esse sistema óptico opera pela relação entre a luz emitida e absorvida pelo corpo, utilizando comprimentos de onda no infravermelho, pelos mesmos motivos explicados no item 4.1.1.

Dentro da dinâmica do ciclo cardíaco, os períodos em que há maior volume de sangue na região avaliada (sístole) terão uma maior taxa de absorção da luz infravermelha. Isso porque o caminho óptico percorrido pela luz será maior, devido à expansão dos vasos. Na fase de diástole, tem-se então a lógica oposta, com redução do caminho óptico pela contração dos vasos. Além do fator da alteração das dimensões durante o ciclo, ainda existe uma alteração no caminho óptico gerada pelo alinhamento dos glóbulos vermelhos. Essas moléculas têm um formato bicôncavo e se orientam de forma paralela ao fluxo durante a diástole e perpendicular durante a sístole, como visto na Figura 27. Pensando que o método óptico é dependente da absorção de luz por essas moléculas, a sua orientação pode ser considerada como um fator auxiliar nessa variação da taxa de absorção em cada fase. (MARTINS, 2010)

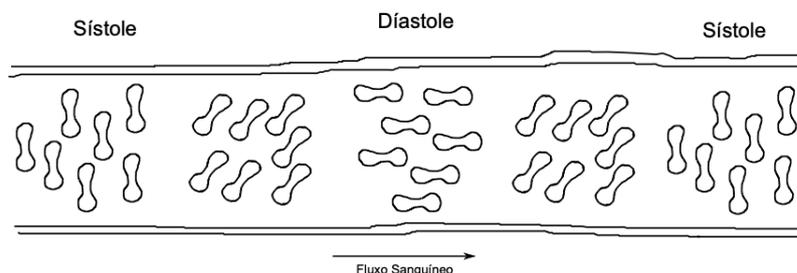


Figura 27 – Esquemático da orientação dos glóbulos vermelhos durante o ciclo cardíaco. fonte:(MARTINS, 2010)

Utilizando o mesmo princípio de detecção por reflexão explicado anteriormente, é possível aferir os passos do ciclo e determinar, conseqüentemente, a sua frequência. Na Figura 28 está disposto um esquemático que indica a variação da taxa de absorção no tempo para cada tipo de tecido.

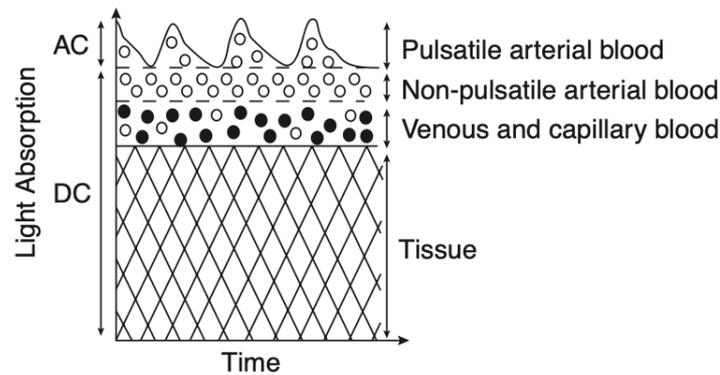


Figura 28 – Diagrama da variação da taxa de absorção da luz infravermelha por diferentes tecidos com o tempo fonte:(WEBSTER, 2006)

A figura a seguir mostra o padrão de absorção que indica as etapas do ciclo cardíaco e a sua amplitude.

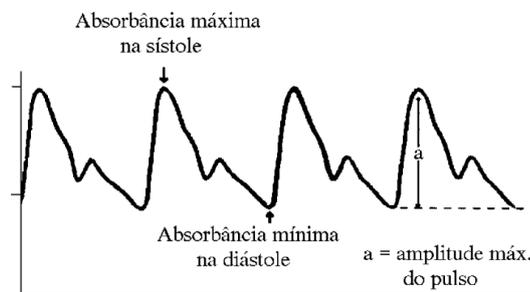


Figura 29 – Picos de absorção referentes ao ciclo cardíaco. fonte:(AMARAL et al., 1992)

Como observado na camada superior da imagem ?? e na imagem acima, o sangue arterial tem uma variação de absorção periódica, gerando um sinal elétrico alternado no receptor. Esse sinal, por sua vez, gera finalmente os gráficos de frequência cardíaca que podem ser avaliados visualmente. Na Figura ?? abaixo seguem exemplos de gráficos clássicos de frequência cardíaca obtidos através do método descrito até aqui.

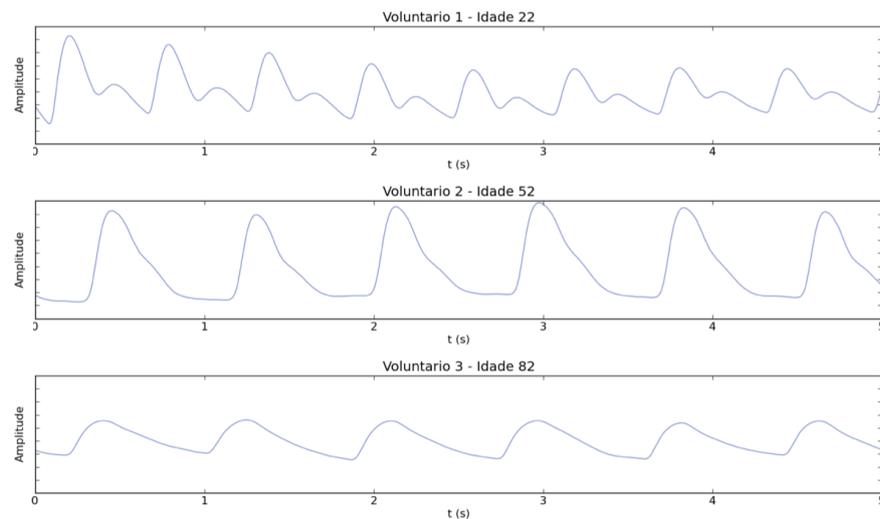


Figura 30 – Exemplos do sinal de frequência cardíaca captado em três voluntários. fonte:([MARTINS, 2010](#))

Embora esse tipo de componente seja muito indicado para monitoramento dos sinais de oxigenação e frequência cardíaca, existem limitações e cuidados relacionados com o seu uso. O Conselho Regional de Enfermagem (COTRAN) cita os seguintes casos, nos quais o uso da oximetria pode apresentar leituras não confiáveis: movimentação do paciente; baixa perfusão periférica; hipoxemia local; saturação inferior a 70%; anemia; hiperpigmentação da pele; interferência luminosa; corantes intravasculares; utilização em extremidade de membro com manguito de medição de pressão; uso de esmaltes; entre outros. ([COTRAN, 2009](#))

Considerando os cuidados com o uso, como esse método de medição utiliza emissores de infravermelho, é possível que ele cause queimaduras na pele quando utilizado por um tempo maior do que o indicado na mesma região. Quando o sensor for fabricado de forma adequada, ele deve apresentar uma temperatura máxima de operação, mas isso não garante proteção para todos os casos clínicos, considerando que pacientes em certas faixas etárias ou condições de saúde apresentam uma sensibilidade maior. ([COTRAN, 2009](#))

Em indicação do COTRAN, é necessário rotacionar a posição do oxímetro em períodos de 4 horas para pacientes com perfusão periférica normal, sendo que pacientes fora dessa condição podem precisar de um intervalo de apenas 1 hora. O risco de lesões e queimaduras é ainda mais elevado em crianças e idosos por apresentarem maior vulnerabilidade na pele. ([COTRAN, 2009](#))

Nessa aplicação, é extremamente relevante considerar a **limitação referente ao uso do oxímetro no mesmo membro onde estão sendo realizadas as medidas de pressão arterial**, já que isso pode afetar a qualidade das leituras de saturação e frequência cardíaca.

## 4.2 Termômetro

O termômetro escolhido nesse protótipo foi o Si705x da Silicon Labs e ele é baseado em um elemento de band gap de Silício. O princípio aqui é a **relação entre o band gap do silício (semicondutor) e a temperatura**. Como essa relação é muito bem definida para o Si, sendo também um material muito abundante, ele pode ser usado para termômetros de precisão. Para compreender melhor esse funcionamento, seguem algumas definições relevantes.

### 4.2.1 Band Gap

Antes de entrar no conceito de Band Gap exatamente, é preciso entender o que seria uma banda. Para isso, temos primeiramente os níveis de energia quantizada. Na Figura 31 estão ilustrados os chamados níveis de energia quantizada que são formados em um poço de potencial. Esses níveis aparecem por exemplo entre as camadas de excitação de um átomo.

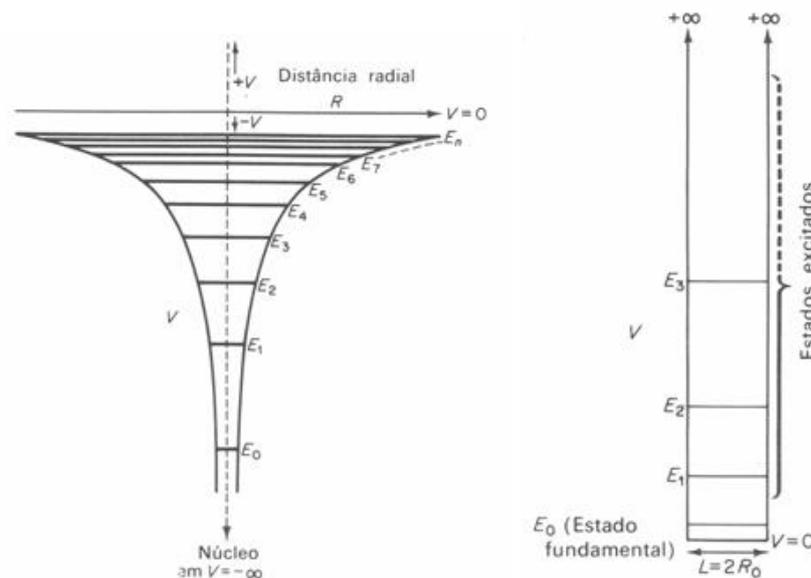


Figura 31 – Ilustração da energia quantizada em um poço potencial, assim como ocorre em átomos. (UFRGS, 2018)

Entretanto, por mais que essa analogia com o poço de potencial infinito se encaixe muito bem, não existe apenas um átomo em uma estrutura, de forma que o potencial não funciona isoladamente como explicado. Os átomos interagem entre si, deslocando levemente essas linhas de energia, de forma que tem-se faixas com as variações formadas, as chamadas bandas. Essas variações causadas pela interação para a formação das bandas está ilustrada em um exemplo na Figura 34.

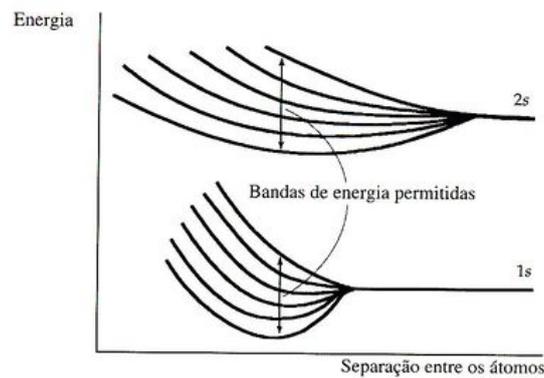


Figura 32 – Ilustração das bandas de energia.(TIPLER, 1995)

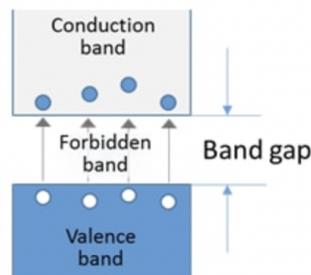


Figura 33 – Ilustração do chamado band gap.(TOSHIBA, 2022)

Agora, sabe-se que o chamado Band Gap é a medida da energia quantizada entre a banda de valência e a banda de condução e que essa quantidade de energia varia com a temperatura e com o material estudado, já que cada estrutura tem um arranjo de átomos diferente e portanto interações diferentes na formação das bandas. A relação entre temperatura e Band Gap em um semicondutor é bem conhecida e está indicada na Equação a seguir.

$$\sigma = \sigma_0 \cdot e^{\frac{-E_g}{2kT}} \quad (4.2)$$

Nessa expressão,  $\sigma$  indica a tensão que percorre a amostra no momentos das medições,  $T$  indica a temperatura aplicada,  $K$  é a constante de Boltzmann e  $E_g$  é então a energia do Band Gap. Tem-se por fim, a aplicação da função  $\ln$  nos dois lados da expressão, como forma de facilitar as análises dos valores experimentais mais a frente nos procedimentos, assim segue:

$$\ln \sigma = \ln \sigma_0 + \frac{-E_g}{2kT} \quad (4.3)$$

## 4.2.2 Semicondutores

Semicondutores são materiais cujas bandas de condução e de valência são separadas por uma faixa de energia proibida com um valor muito baixo e ao submetê-lo a uma diferença de potencial, tem sua resistência elétrica alterada. Então, em termos de condutividade elétrica, esses materiais apresentam uma condutividade intermediária entre isolantes e condutores.([CHIQUITO; JR., 1998](#))([SWART, 2008](#))

Eles podem ser divididos entre condutores intrínsecos, que podem ser encontrados na natureza em sua forma mais pura, ou seja, a concentração de portadores de carga positiva é igual à concentração de portadores de carga negativa, e extrínsecos, que são semicondutores dopados com átomos. Os materiais aos quais são acrescentados um átomo pentavalente na rede cristalina do semicondutor, geram um elétron na camada de valência que fica disponível para condução, são chamados de Tipo N e os materiais aos quais são acrescentados um átomo trivalente, formam uma lacuna de carga positiva e são chamados de Tipo P.([USP, 2013](#))

Em 1951, William Shockley propôs o primeiro dispositivo de heterojunção (junção de dois semicondutores distintos) com o objetivo de substituir as antigas válvulas eletrônicas, já que a heterojunção produzem novas propriedades eletrônicas e ópticas. A partir dessa proposta, outros cientistas começaram a estudar as novas propriedades dos semicondutores, e em 1947, John Bardeen, juntamente com Walter Brattain, em um de seus experimentos observaram o efeito transistor, que é a base de dispositivos transistores e pode ser sucintamente descrito como a amplificação de um sinal elétrico aplicado em um dos eletrodos (emissor). ([ROMERO; RAGI; MANZOLI, 2015](#))

Um diodo é composto pela junção de um material do tipo P e um material do tipo N. Ao aplicar uma tensão nos terminais de um diodo, ele segue o comportamento da lei de Shockley, onde ao aplicar uma diferença de potencial em polarização direta, a zona de depleção diminui, uma vez que as cargas dos materiais são repelidas em direção ao centro, passando assim a conduzir corrente, e na polarização reversa, a zona de depleção aumenta, pois as cargas são atraídas pelos polos da fonte de tensão.([ROMERO; RAGI; MANZOLI, 2015](#))

Já um transistor pode ser descrito como uma espécie de chave, havendo dois tipos, sendo eles NPN e PNP. Neste experimento, utilizou-se o tipo NPN de junção bipolar, o que expressa um dispositivo de três terminais formado a partir de duas junções que possuem uma camada semicondutora em comum. A estrutura deste tipo de transistor consiste em uma camada de material tipo P colocada entre duas camadas de material tipo N. Essas três camadas dão origem aos três terminais do transistor bipolar: o emissor (E), a base (B) e o coletor (C), como ilustrados na imagem que segue. ([ROMERO; RAGI; MANZOLI, 2015](#))

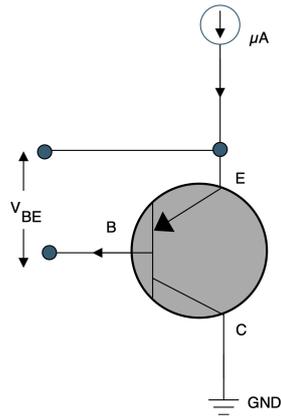


Figura 34 – Ilustração de um transistor bipolar.(INSTRUMENTS, 2019)

Shockley descreveu o funcionamento característico da corrente de curto circuito do coletor ( $I_c$ ) relacionado com a voltagem emissor-base  $V_{EB}$  pela Equação abaixo:(CHIQUITO; JR., 1998)

$$I_c = I_0 e^{\frac{eV_{EB}}{kT}} \quad (4.4)$$

Onde  $I_0$  é a corrente de saturação,  $T$  é a temperatura,  $e$  é a carga do elétron e  $k$  é a constante de Boltzmann. Aplicando o logaritmo, obtemos a Equação abaixo, onde  $\frac{e}{k}$  é o coeficiente angular da reta do gráfico que relaciona  $\ln(I_c)$  e  $V$ :

$$\ln(I_c) = \ln(I_0) + \frac{e}{kT} V_{EB} \quad (4.5)$$

Com isso posto, o termômetro utilizado aplica esses conceitos para determinar a temperatura a partir da corrente que é lida no transistor de Si. Como essas curvas são muito definidas de acordo com as expressões discutidas, elas permitem que o software infira a temperatura correspondente em cada atuação.

### 4.3 Sensor de Pressão Arterial

O sensor de pressão arterial para essa aplicação deve ser não invasivo e, intuitivamente, digital. Isso para que seja possível uma coleta de dados que não depende da equipe médica de nenhuma forma.

Pensando na anatomia do ciclo cardíaco, pode ser medida a pressão sistólica, a diastólica ou a média. Dentre elas, o dado mais robusto é a pressão média, que seria o valor médio da pressão durante o ciclo (WEBSTER, 2010).

Essa medida é feita de forma muito eficiente pelo chamado método oscilatório. Aqui uma braçadeira inflável é corretamente posicionada ao redor do braço. O equipamento mede então a variação da pressão interna da braçadeira conforme a parede arterial se move de acordo com o ciclo cardíaco (WEBSTER, 2010).

Como essa medida não depende que o profissional escute ou sinta os batimentos na região do pulso, isso permite uma coleta de dados confiáveis mesmo quando o paciente apresenta hipotensão ou pressão baixa na região dos pulsos (RAMSEY, 1991).

A imagem a seguir mostra um esquemático de um sistema padrão para equipamentos de medição de pressão pelo método oscilatório, como o que foi empregado nesse trabalho.

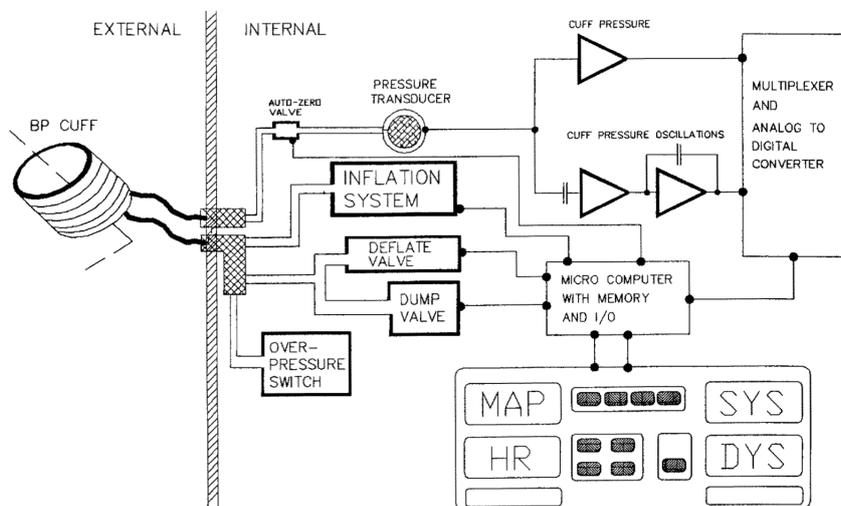


Figura 35 – fonte:(RAMSEY, 1991)

## 4.4 Unidade de Medida Inercial (IMU)

O protótipo utiliza uma *Unidade de Medida Inercial (IMU-Inercial Measurement Unit)* para determinar o posicionamento do paciente e também para detecção de eventuais espasmos ou movimentos bruscos. Para compreensão do funcionamento dessa unidade, é necessário um aprofundamento nos seus componentes, já que está desenvolvida pela combinação adequada entre acelerômetros e giroscópios.

### 4.4.1 Acelerômetro

Os acelerômetros são pontos principais em sistemas inerciais como o que vai ser descrito. Esses componentes são capazes de medir a aceleração de um corpo e são amplamente utilizados no mercado. O seu princípio básico de funcionamento é a **variação da capacitância** dos seus filamentos internos de acordo com a inercia dos movimentos realizados. No diagrama da Figura 36 é disposto a sua estrutura. (MAENAKA, 2008)

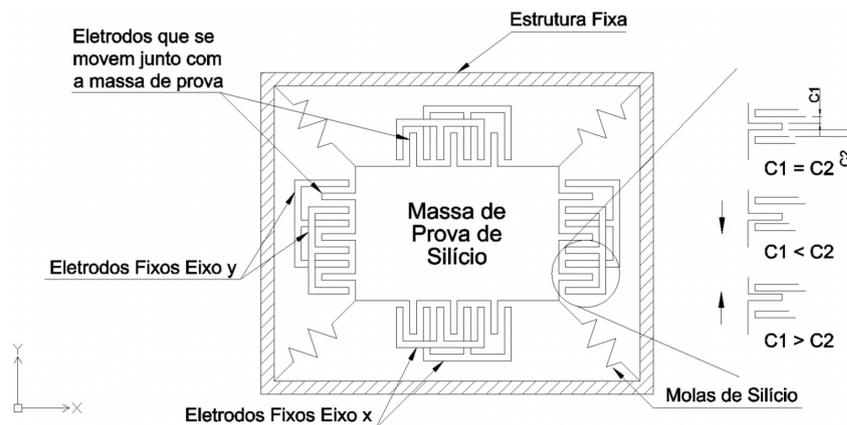


Figura 36 – Estrutura de um acelerômetro. fonte:(TORRES, 2015)

No centro da estrutura, uma massa de silício se encontra suspensa por molas, também feitas de silício. Conforme o componente sofre a ação de forças de aceleração, a massa do seu interior se move de acordo. A inercia desse movimento, por sua vez, altera a distância entre os eletrodos que são mantidos fixos na estrutura e os que se movem junto com a prova de carga. Como mostrado da Figura 36, quando a massa está em repouso, as capacitâncias  $C1$  e  $C2$  têm o mesmo valor. Porém, quando os eletrodos se aproximam ou se afastam, esse valor é alterado. Com isso, o restante do sistema é capaz de mapear o movimento descrito. (MAENAKA, 2008)

#### 4.4.2 Giroscópio

Os giroscópios, por sua vez, tem um princípio de funcionamento semelhante, sendo apenas a sua configuração ligeiramente diferente. A ideia central ainda é que o movimento externo modifica a distância entre eletrodos fixos e móveis alterando a capacitância do conjunto. Entretanto, a massa de prova agora se move em duas direções,  $x$  e  $y$ , sendo suspensa por dois conjuntos de molas  $k_y$  e  $k_x$ .

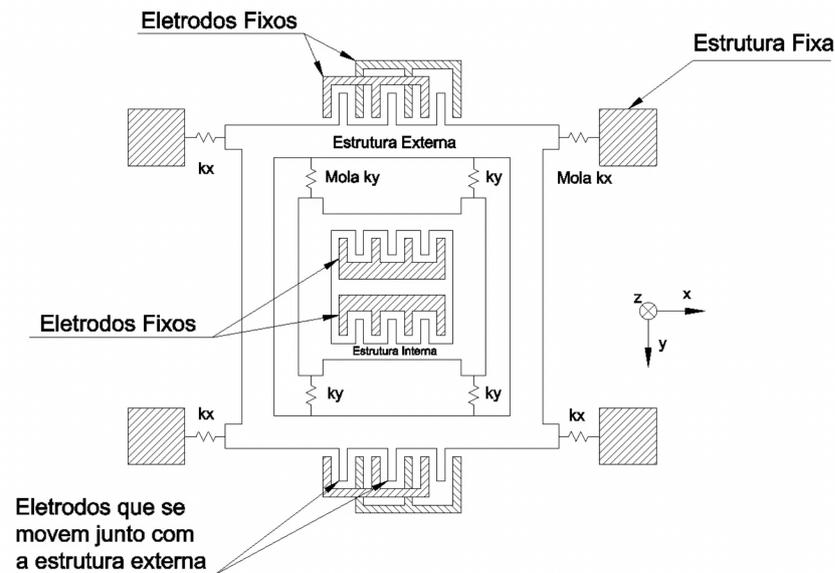


Figura 37 – Estrutura de um giroscópio. fonte:([TORRES, 2015](#))

O conjunto de molas  $K_x$  permite que a estrutura inteira se movimente na direção  $x$ . Já o conjunto  $K_y$  permite que parte interna vibre na direção  $y$ , tendo eletrodos fixos no seu centro. Dessa forma, quando uma força é aplicada, o giroscópio permite a detecção da velocidade angular do movimento realizado, que é calculada pela força de Coriolis para uma massa em vibração. ([MAENAKA, 2008](#))

Sabendo como esses dispositivos funcionam, agora é possível entender que eles podem ser combinados para formar sistemas inerciais. Combinando 3 giroscópios como o explicado formaria a chamada *Unidade de Referência Inercial (IRU)*. Ao adicionar então mais 3 acelerômetros, tem-se a chamada *Unidade de Medida Inercial*, que foi utilizada nesse protótipo para mapear o movimento e posicionamento do paciente.

## 4.5 Detector de Sudorese

Para que o protótipo fosse capaz de detectar quando o paciente esta transpirando, foi empregado um sensor galvânico de sudorese baseado no conceito de **condutividade elétrica**. Isso porque a pele humana, quando suada, apresenta uma condutividade elétrica diferente do seu estado seco.

Dessa forma, esse sensor é composto por dois eletrodos que são posicionados em contato com a pele (nesse caso dos dedos) e que fecham um circuito como o mostrado da Figura 38.

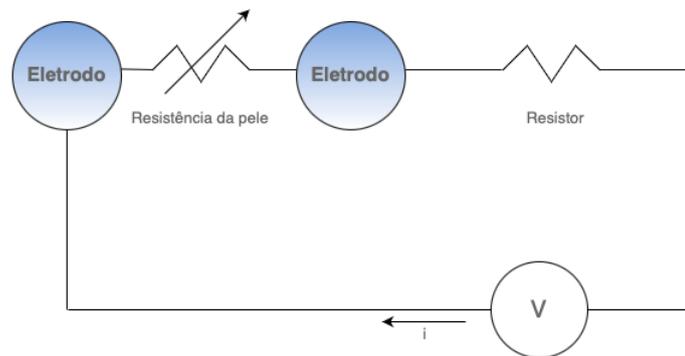


Figura 38 – Circuito geral de funcionamento para um sensor galvânico de sudorese.

Com a resposta de saída desse circuito é possível determinar o valor da resistência da pele utilizando simplesmente a Lei de Ohm. Sabendo os parâmetros de base para a resistividade da pele seca e suada é aferido, portanto, a condição do paciente.

Uma questão pertinente sobre o uso desse tipo de sensor, contudo, é o seu funcionamento a longo prazo. O suor, pela sua composição salina, é corrosivo em metais, de maneira que ele pode danificar os eletrodos depois de um certo período de uso. Dessa forma, é preciso utilizar um eletrodo revestido, realizar manutenções ou a substituição desses elementos periodicamente.

## 5 Periféricos

### 5.1 Medidores de nível de soro e dosagem

Além da tecnologia empregada para acompanhar os sinais do paciente, esse sistema também fornece informações externas. Em especial, é possível visualizar a todo momento o nível de soro e a dosagem que está sendo disposta.

Isso é feito através de um suporte, responsável por indicar o nível de soro na bolsa que está pendurada. Mas também por um contador óptico, que mostra quantas gotas por minuto estão sendo ministradas ao paciente.

Os níveis e dosagens de soro são uma preocupação grande das equipes de enfermagem que precisam passar em períodos regulares para controle. A indicação automática não só facilita esse processo, como pode elimina-lo caso disponha de um aviso sonoro acionado quando o nível for mínimo.

Ambos estão detalhados a seguir.

#### 5.1.1 Suporte-Célula de carga

O suporte para medição intravenosa proposto consiste em uma célula de carga que mede o peso do recipiente que estiver apoiado. O valor inicial é então lido como máximo e as variações subsequentes informam o nível de líquido que foi removido.



Figura 39 – Protótipo do suporte de soro desenvolvido.

Com esses dados, o sistema é capaz de informar qual a porcentagem do valor inicial ainda está sendo detectado. Dessa forma, a interface desenhada indica o nível de soro da bolsa que está presa ao suporte.

Na imagem a seguir, é diagramada a arquitetura empregada no protótipo

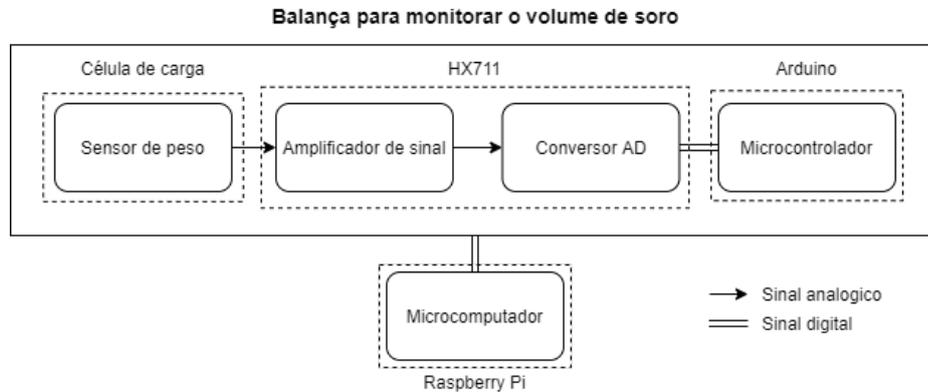


Figura 40 – Arquitetura da balança que compõe o suporte.

#### 5.1.1.1 Célula de Carga

As células de carga são uma categoria de sensores de peso, baseadas no princípio de deformação de um material metálico de acordo com a pressão aplicada. Esse componente, também chamado de *strain gage* ou *load cell* é um transdutor, cuja resistência varia proporcionalmente com a pressão ou tensão aplicada sobre ele. (LOCATELLI, 2019) (ELETROGATE, 2017)



Figura 41 – Célula de carga. fonte: (LOCATELLI, 2019)

Quando a célula é pressionada, ocorre uma variação da resistência dos fios extensômetros presentes na sua base. A deformação plástica do material metálico da estrutura tem um valor máximo de maneira que, quando extrapolado, a deformação do material é permanente e o sensor deixa de fazer as medidas adequadas. (LOCATELLI, 2019)

Outro fator importante é a fadiga do material ao longo do tempo, de maneira que as células podem perder precisão e devem ser recalibradas ou substituídas ao longo do tempo. Dessa forma, cada célula apresenta um limite de funcionamento, nesse caso sendo de 50kg.

Para fazer a ligação adequadas dessas células, é preciso utilizar uma *Ponte de Wheatstone* entre as células ou entre componentes resistivos (como é o caso nesse medidor de peso para soro). Essas pontes são formadas por quatro pernas resistivas interligadas, que formam então dois divisores de tensão em paralelo. (LOCATELLI, 2019) (ELETROGATE, 2017) Essa configuração está disposta no diagrama a seguir:

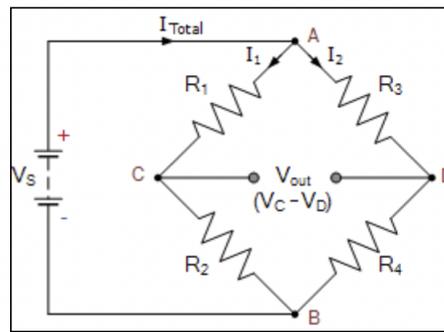


Figura 42 – Circuito usado para uma Ponte de Wheatstone. fonte:(LOCATELLI, 2019)

Nesse caso, os resistores  $R_1$  e  $R_2$  formam um divisor de tensão, enquanto que os resistores  $R_3$  e  $R_4$  formam o segundo. Quando ocorre uma deformação, a resistência dos elementos é alterada, de maneira que o valor de saída, em Volts, medido entre os nós C e D também é modificado. (ELETROGATE, 2017)

A variação de resistência e, conseqüentemente, de tensão geradas nesse método são muito baixas, de maneira que para utilizar uma célula como essa é necessário associá-la a um amplificador. Para esse protótipo foi usado um módulo amplificador operacional de 24bits HX711. Esse é responsável por amplificar o sinal e também por fazer a conversão do sinal analógico para digital.

### 5.1.2 Contador Óptico

Para fazer a leitura do número de gotas por minuto que são dispostas no sistema intravenoso, o projeto aplicou um contador óptico. Este é composto por um emissor de luz infravermelha e um fotodiodo alinhados. Dessa forma, quando a gota de soro passa entre o emissor e o sensor, o sinal é brevemente interrompido e isso pode ser mapeado para saber quantas falhas ocorreram por minuto.

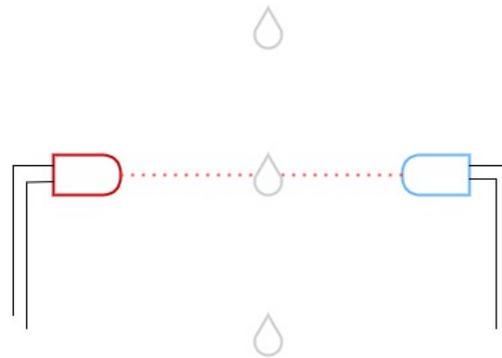
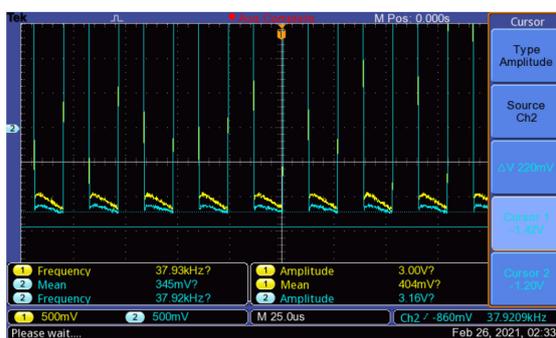


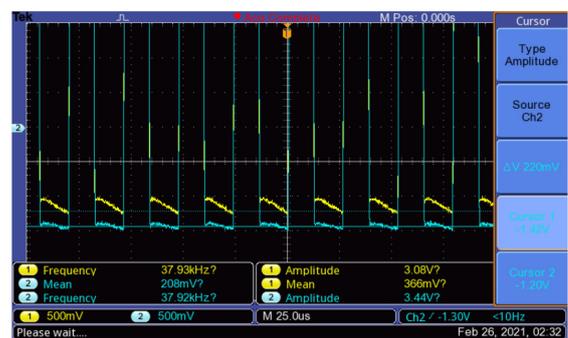
Figura 43 – Disposição dos componentes para detecção da passagem de gotas (emissor à esquerda).

Entretanto, apenas a passagem da gota pelo feixe infravermelho contínuo não gera uma variação de sinal clara o suficiente para leitura. Por conta disso, foi necessário utilizar uma forma de alimentação modulada, aplicando então uma onda quadrada com um 1Hz de frequência no LED emissor de infravermelho.

Com essa alteração, é possível verificar claramente a passagem da gota e a mudança do sinal. Isso pode ser visto nas imagens de osciloscópio dispostas a seguir.



(a) Sinal de base.



(b) Sinal durante a passagem da gota de água

Figura 44 – Respostas obtidas pela leitura do osciloscópio.

A questão é que quando o diodo é excitado com um sinal de 0,7V constante, o seu funcionamento é estável demais para que as variações geradas durante a passagem de luz modifiquem a sua resposta. É preciso que o feixe que chega até o diodo o mantenha em uma faixa mais sensível de operação, como ocorre no caso da aplicação do sinal quadrado de 1kHz visto no teste acima.

Na imagem a seguir, é diagramada a arquitetura empregada no protótipo:

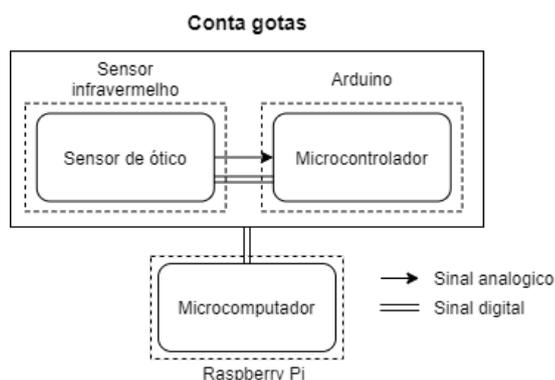


Figura 45 – Arquitetura do conta gotas óptico.

Segue, por fim, a imagem do contador montado:

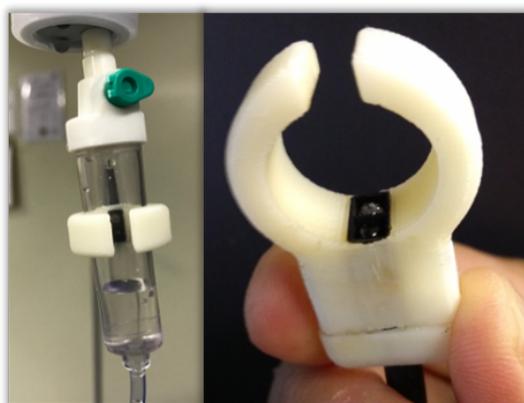


Figura 46 – Protótipo do contador óptico desenvolvido.

## 5.2 Medidor de peso para leito

Uma das principais dificuldades no cuidado de pessoas acamadas ou em estados delicados de saúde é a pesagem. Saber o peso de um paciente pode ser essencial para acompanhar o seu estado geral de saúde e também para determinar a dosagem adequada de medicamentos. Entretanto, o processo atual de pesagem pode ser muito complicado, sendo necessário o uso de um elevador acima do leito, o que não é acessível para a maior parte das instituições e residências.

Com isso em mente, o sistema desenvolvido realiza a pesagem do paciente no próprio leito, de maneira que a medida é feita com o indivíduo deitado normalmente. O equipamento de pesagem ficaria então fixo a um dos leitos, onde a pesagem é feita sem grandes dificuldades. Seu princípio de funcionamento é baseado na aplicação de 4 células de carga (detalhadas anteriormente) na base do leito, como indicado a seguir:

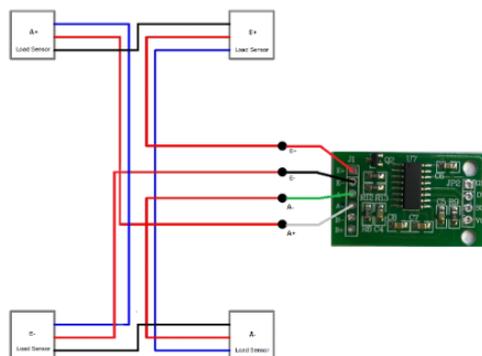


Figura 47 – Associação das células de carga.

Cada uma das células seria adequada para uso até 50kg, o que explica a necessidade do uso de 4 componentes. Na imagem a seguir é possível observar também o posicionamento das células na base da cama.

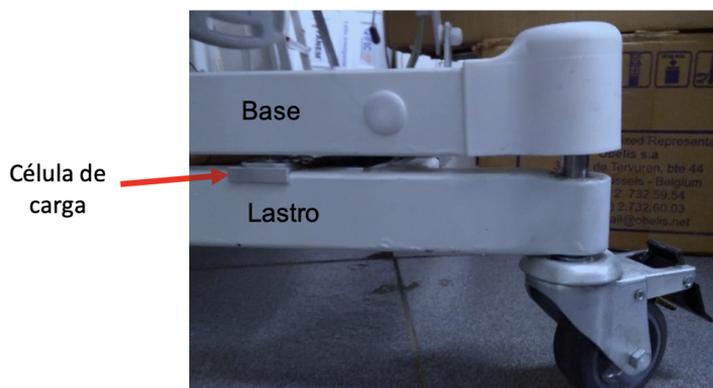


Figura 48 – Posicionamento das células de carga no leito protótipo implementado.

### 5.3 Controlador de oxigênio

Seguindo nos equipamentos do projeto, o controlador de oxigênio foi pensado para comandar de forma automatizada e inteligente o suprimento de oxigênio para o paciente. Nele, o sistema reconhece os valores de saturação sanguínea e comanda a válvula dosadora, garantindo que o nível de oxigênio do paciente se mantenha constantemente dentro da margem adequada. No diagrama a seguir tem-se a configuração da comunicação e atuação dos componentes para que isso ocorra.

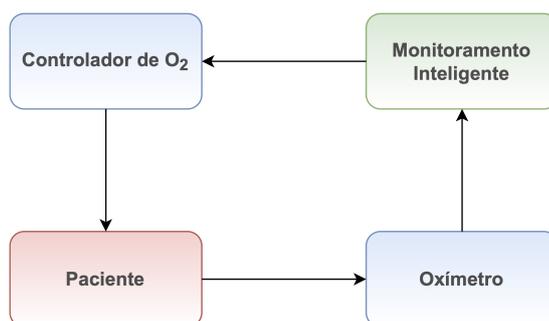


Figura 49 – Diagrama do funcionamento do controle de oxigênio.

O componente principal desse sistema é um controlador de fluxo de oxigênio, como o mostrado na figura que segue.



Figura 50 – Controlador de oxigênio utilizado no protótipo desenvolvido.

Esses controladores medem a vazão de gás que passa pela tubulação de interesse e comandam a válvula dependendo da necessidade e do momento. Existem alguns tipos de controladores que variam o princípio de funcionamento do sensor de vazão e dos atuadores, sendo que a configuração mais comum e também a utilizada nesse projeto, está detalhada na seção a seguir.

### 5.3.1 Funcionamento

Um dos tipos de controladores de vazão mássica como o aplicado nesse projeto usam como princípio de funcionamento a **variação de temperatura gerada pela movimentação de um gás**. Aqui são exploradas duas bases teóricas, o princípio de conservação de massa e a variação de temperatura gerada por uma convecção forçada.

No equipamento, é necessário determinar a vazão mássica do gás oxigênio que passa pelo seu interior a cada instante. Por definição, seguindo o desenvolvimento da **lei de conservação de massa** de um fluido, a relação da vazão mássica é como segue ([POTTER et al., 2012](#)):

$$\dot{m} = \rho A \nu \quad (5.1)$$

onde  $\dot{m}$  é a vazão mássica

$\rho$  é a densidade

$A$  é a área transversal ao fluxo

$\nu$  é a velocidade de escoamento

Tanto a densidade do gás para determinada aplicação, como a área da seção transversal são valores facilmente encontrados. O mesmo não é verdade para a velocidade de escoamento. Para obter esse valor é preciso usar as relações que descrevem a perda de temperatura causada pela **convecção forçada** decorrente da passagem de um gás em uma geometria conhecida. Essa relação pode ser vista na equação a seguir ([HOLMAN, 2011](#)) ([KING, 1914](#)):

$$q = (T_f - T_\infty) \Phi_{conv}(\nu) \quad (5.2)$$

onde  $q$  é a transferência de calor e  $\Phi_{conv}(\nu)$  é a função que descreve a convecção forçada dependente da velocidade do fluido.

Pelo trabalho de L.V King, temos as seguintes relações para o uso desse princípio nos chamados **anemômetros de fio aquecido** ([KING, 1914](#)).

$$q = (a + b\nu^{0,5})(T_{fio} - T_\infty) \quad (5.3)$$

onde  $q$  é a transferência de calor

$a$   $b$  são constantes de calibração

$\nu$  é a velocidade do fluido

$T_{fio}$  é a temperatura do fio

$T_\infty$  é a temperatura do fluido em fluxo livre

Sabendo dessas propriedades, há agora uma forma de relacionar a velocidade de um gás passando por um fio aquecido. A imagem a seguir mostra essa montagem:

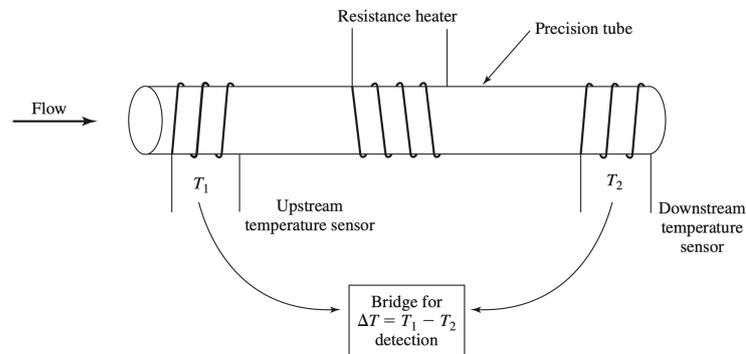


Figura 51 – Funcionamento da medição da diferença da temperatura no fio aquecido. fonte:([HOLMAN, 2011](#))

Ainda é necessário um circuito de funcionamento para aquecer o fio de forma controlada com base no efeito Joule. Esse circuito do tipo ponte também é responsável por detectar a **variação da resistência do fio** para obter a variação de temperatura entre dois pontos do tubo. O seguinte diagrama mostra o circuito ponte citado:

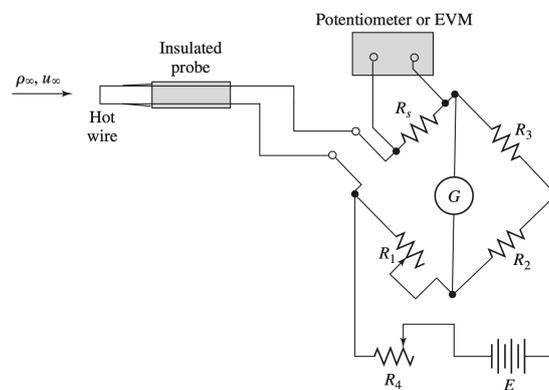


Figura 52 – Circuito ponte para um anemômetro de fio aquecido. fonte:([HOLMAN, 2011](#))

Por fim, tem-se a última equação necessária para relacionar a transferência de calor com os parâmetros do fio utilizado e a corrente do circuito de aquecimento, como segue:

$$q = i^2 R_{fio} = i^2 R_0 [1 + \alpha(T_f - T_\infty)] \quad (5.4)$$

onde  $i$  é a corrente que passa pelo fio

$R_{fio}$  é a resistência do fio que varia com a temperatura

$R_0$  é a resistência base do fio

$\alpha$  é o coeficiente de temperatura do fio

Igualando as equações para a transferência de calor, é possível encontrar então a velocidade de escoamento e, conseqüentemente, a vazão mássica da região de fluxo de interesse.

Com essas relações conhecidas e bem definidas, segue o funcionamento de um controlador de vazão mássica baseado em um sensor de temperatura. A sua operação interna está disposta na figura abaixo.

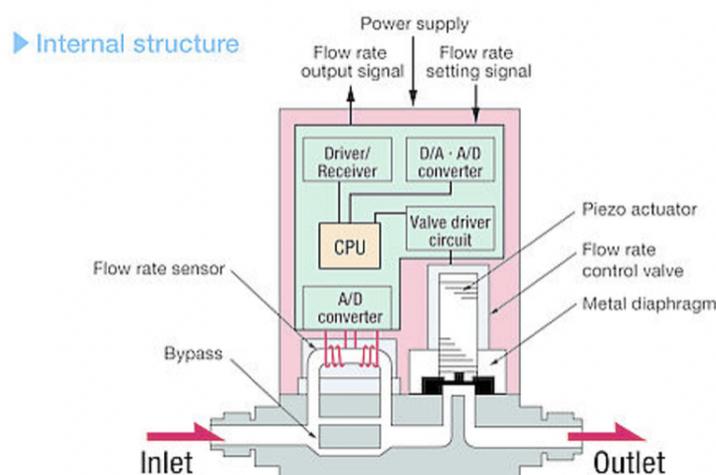


Figura 53 – Exemplo de funcionamento interno de um controlador de vazão mássica térmico. fonte:([HORIBA, 2022](#))

Nessa configuração, o gás entra no controlador pelo chamado *Inlet* e passa por uma bifurcação. Em uma das partes, ele passa normalmente até a válvula, na outra ele passa pelo sensor de temperatura que vai dizer a vazão mássica que está entrando. Esse sensor, como visto anteriormente, mede a diferença de temperatura causada pela passagem do gás e envia um sinal em voltagem para o sistema do controlador.

O sistema, por sua vez, compara a vazão mássica com aquela que foi configurada pelo operador (nesse caso pelo sistema integrado com a saturação do paciente) e opera a válvula. Assim, os atuadores da válvula regulam a passagem de gás de acordo com a demanda de cada momento de medição do sensor. Sendo que o tempo de resposta é apenas o de processamento e atuação da válvula.

### 5.3.2 Economia de $O_2$

O aplicação de terapias com oxigênio dentro de ambiente hospitalar é muito extensa, entretanto, existem diversas ressalvas a respeito dos procedimentos corretos. Uma das principais questões sendo não somente a prescrição correta do seu uso em casos clínicos, mas também o manuseio e monitoramento da aplicação por parte da equipe médica. Além do risco para a saúde do paciente no caso de mau execução, ainda existe o problema do desperdício de gás  $O_2$  de alta pureza.

O gás  $O_2$  hospitalar pode ser facilmente encontrado em grandes centros urbanos e algumas redes de hospitais dispõem inclusive de condensadores, concentradores e purificadores para manter o seu próprio suprimento. Por outro lado, isso não corresponde à realidade de algumas regiões e não leva em conta situações de emergência. A falta desse gás em UTIs durante a crise médica da COVID-19 em alguns estados brasileiros foi um problema grave fortemente atrelado ao uso e à produção desse recurso.

De acordo com dados do Ministério da Saúde Brasileiro, entre 10% e 15% dos pacientes necessitam de internação em terapia intensiva por insuficiência respiratória aguda determinada por pneumonia viral. Sendo então a oxigenoterapia um tratamento essencial desta condição clínica, considerando que esses pacientes apresentam hipoxemia. (CARVALHO, 2021).

A recomendação clínica do ministério é de manter a  $SpO_2$  igual ou acima de 90% até o máximo de 94%. O que inclui reduzir a suplementação de oxigênio se  $SpO_2$  acima de 94%. (CARVALHO, 2021) Isso implica que a saturação dos pacientes precisa ser monitorada individualmente e que o suplemento de  $O_2$  controlado e ajustado pessoalmente para cada caso. Entretanto, isso não é uma realidade plausível dentro da crise do sistema médico. Mesmo se cada paciente contar com um monitoramento detalhado, o ajuste do gás não seria automático quando os níveis são atendidos, havendo um desperdício de algumas horas de suplementação que podem ser essenciais.

Além do caso extremo da pandemia, onde a terapia com oxigênio é um recurso extensamente usado e indispensável, essa prática também é vasta em momentos considerados normais da área da saúde. Em uma auditoria nacional portuguesa realizada em 2011, foram avaliados os procedimentos de oxigenoterapia seguindo os critérios estabelecidos pela British Thoracic Society (BTS) no documento de consenso «BTS guideline for emergency oxygen use in adult patients». (NEVES; LOBAO; EMO, 2012)

Nesse estudo, foi indicado que, dos hospitais avaliados, 85,4% não contavam com uma duração bem definida para o processo de oxigenoterapia. Mais afundo, 70,9% dos casos não contava com monitoração dos níveis de saturação sanguínea como protocolo de acompanhamento da terapia. Dos 127 doentes que estavam com uma prescrição para manter o nível de saturação adequada, 82,7% tinham valores dentro do intervalo prescrito,

incluindo doentes que já não necessitavam da administração de oxigênio para atingir esse intervalo. (NEVES; LOBAO; EMO, 2012).

Esses dados acompanham a ideia de que um sistema de monitoramento interligado com o controle de suplemento de oxigênio para cada paciente poderia ser uma solução para o uso adequado da oxigenoterapia. Isso não só contribuiria para uma boa aplicação da técnica, mas também para um uso mais eficaz desse recurso em casos emergenciais. Ainda pode ser considerado o uso automatizado para o procedimento de desmame gradual em pacientes que estiveram um uso prolongado.

## 5.4 Câmera

Outra ferramenta que fica à disposição das equipes na interface é a imagem do paciente em tempo real. Uma câmera com fixação flexível e posicionada de maneira desejada para que o paciente possa ser observado a todo momento. Isso é de especial importância para quando o indivíduo pode ficar horas desacompanhado, como em períodos noturnos por exemplo.

Por conta disso, a câmera escolhida conta com a opção noturna, de maneira que a visualização continua possível com o ambiente escuro. Pensando em clínicas, isso também é extremamente útil para monitorar se os residentes estão seguros e confortáveis sem que seja necessário entrar em todos os quartos durante a noite.

Tabela 3 – Especificações da câmera de monitoramento utilizada.

Marca	Hikvision
Modelo	DS-2CD2410F-IW
Câmera	2.8mm
Alimentação	12V

Dentre as possibilidades, a câmera usada nesse projeto é do tipo IP. As câmeras IP, também chamadas de *Câmeras de Rede* são aquelas que contam com um computador integrado e possuem o seu próprio endereço IP, sendo conectadas a qualquer rede para transmissão das imagens. Esses modelos contam com processadores e memória embarcados, que permitem que as imagens sejam armazenadas, processadas e compactadas digitalmente antes de serem transmitidas. Muitas câmeras dessa categoria ainda apresentam funções inteligentes como detecção de áudio e movimento, além da visualização remota ao vivo em vários dispositivos móveis. (SILVA, 2018)

As câmeras IP costumam possuir os seguintes componentes (SILVA, 2018):

- Lente;
- Filtro de luz;
- Sensor de imagem;
- Processador de imagem;
- Compressor de imagem;
- CPU, memória flash e RAM;
- Entrada e saída de áudio, alarme e cartão SD;
- Interface Ethernet para acesso remoto das imagens.

Essa classe de câmeras apresentam uma série de vantagens em relação às câmeras analógicas. A principal delas sendo a digitalização das imagens, facilitando a transferência e armazenamento dos arquivos pela internet. É justamente esse processo de digitalização que ocorre diretamente na câmera permite o uso de recursos inteligentes, como a detecção de movimento. Além disso, elas apresentam um custo mais baixo, principalmente na instalação por dispensarem um cabeamento complexo, precisando apenas da alimentação. Por fim, elas ainda têm uma boa resolução de imagem quando comparadas ao modelo analógico. (SILVA, 2018)

Nesse projeto, a principal vantagem a ser explorada é a transmissão de imagens ao vivo com acesso remoto em vários dispositivos. Mesmo que as imagens sejam apenas de uso interno, esse tipo de transmissão de vídeo digitalizado permite que a interface mostre o paciente a todo momento. É considerado também o preço, as dimensões e a fácil instalação.



Figura 54 – Câmera com modo noturno utilizada no protótipo.

## 5.5 Descontaminação

Esse último acessório não está relacionado ao monitoramento do paciente, mas sim com procedimentos de limpeza do leito em que o paciente está alocado. Essa medida pode ser aplicada a cada troca de paciente ou de vestuário.



Figura 55 – Equipamento de descontaminação Surface UV da empresa MMO utilizado no projeto (fonte:(BAGNATO, 2020))

O equipamento usa o radiação ultravioleta do tipo C para fazer a descontaminação completa das superfícies de interesse.

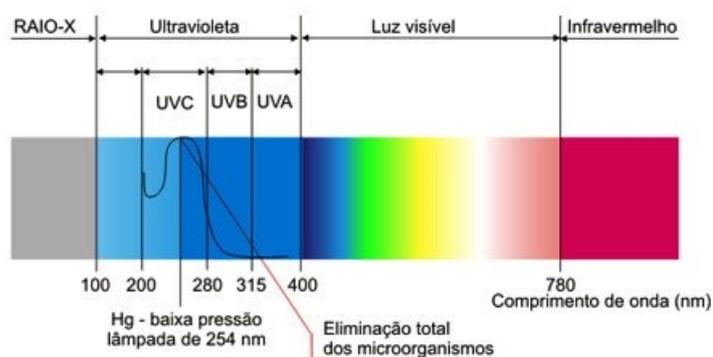


Figura 56 – Espectro eletromagnético (fonte:(LANZA, 2016))

Os vírus (incluindo o SARS-CoV-2) são descritos como um organismo parasita intracelular não vivo formado por um envelope que protege o seu material genético de RNA ou DNA. Esse envelope de proteção é sensível a comprimentos de onda na faixa do ultravioleta C (100nm-280nm) (PESSOA et al., 2021).

Quando essa radiação é absorvida pelo vírus e chega ao seu RNA, passam a ocorrer desarranjos nas ligações moleculares. Isso porque duas bases adjacentes passam a formar um dímero, como indicado na figura 57. Esse processo gera uma formas menos eficientes na reprodução do vírus. Com isso, ele passa a se reproduzir menos ou até mesmo ser desativado (PESSOA et al., 2021).

Outras formas de radiação ultravioleta, como o UV-A e UV-B também se valem do mesmo princípio, porém de forma muito menos eficaz. Além disso, elas podem ter outras consequências menos interessantes para esse tipo de aplicação (PESSOA et al., 2021).

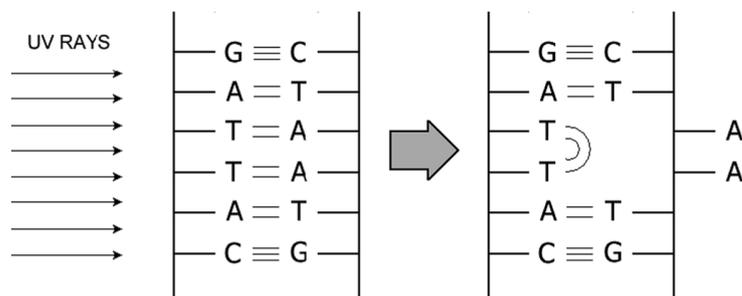


Figura 57 – Criação de dímeros pela absorção de radiação UV (fonte:(KOWALSKI, 2010))

Baseado nesse conceito para descontaminar superfícies e equipamentos, a radiação UV-C pode ser aplicada em diferentes dosagens e por intervalos variados de tempo para que seja eficaz. A tabela abaixo traz os valores para alguns exemplos.

Tabela 4 – Doses e tempos de exposição para diferentes materiais (fonte:(PESSOA et al., 2021)).

Material	Dose [ $J/cm^2$ ]	Tempo
Dispositivos eletrônicos de mão	0.20	25-30s
Smartphones	0.06	2-5min
Vidro e plástico	0.30-0.60	15-6s
Máscaras N95	0.10	2.3-8.2min
Endoscópios	0.20	25-30s

O uso dessa tecnologia pode reduzir a ocorrência de infecções hospitalares e de contaminação cruzada. No contexto da pandemia da COVID-19, esses procedimentos passam a ser essenciais em todos os ambientes.

Embora o uso de equipamentos de radiação UV-C sejam muito eficientes para esse propósito, sendo incluídos nesse projeto, ainda é válido ressaltar que esse comprimento de onda também é danoso para os seres humanos. Dessa forma, eles devem ser utilizados apenas nas superfícies desejadas e com garantia de que as áreas do corpo que tiverem eventual contato direto com a luz estejam devidamente protegidas.

## 6 Hardware

Tendo em vista todos os sistemas, sensores e equipamentos que compõem o funcionamento desse projeto, ainda é necessário integrar os sinais e processá-los adequadamente antes que eles sejam lidos pelos usuários.

Dessa forma, uma placa Raspberry faz a integração entre a placa de aquisição de dados dos sensores, da câmera e da interface que fica disponível para que o usuário visualize todos os parâmetros de monitoramento disponíveis. A tabela a seguir traz as especificações da placa utilizada no protótipo e que representa a parte central do hardware do sistema.

Tabela 5 – Especificações da placa Raspberry Pi3.

Modelo B V1.2
CPU de 1,2 GHz, 64 bit Quad Core
1 GB RAM
4 Portas USB
Porta HDMI
Porta Ethernet
Interface para câmera (CSI)
Interface para display (DSI)

Em sequência, tem-se uma imagem da placa utilizada.



Figura 58 – Placa Raspberry Pi 3 empregada para o recebimento e processamento dos sinais.

Nesse momento do seu desenvolvimento, o projeto conta com equipamentos com envio de sinal via cabos. Entretanto, esse hardware poderia ser empregado em um sistema de componentes sem fio. Seria necessário apenas componentes com protocolos de comunicação adequados para essa placa, de maneira que possa ser feita uma conexão sólida para a passagem constante e estável de informações vitais dos pacientes.

Já existem certas diretrizes para o uso de protocolos sem fio em aplicações médicas. Elas são baseadas na estabilidade das conexões, nos padrões dos equipamentos médicos de cada país ou região e também no uso excessivo da banda de frequência de envio de informações. Isso ocorre já que aplicações médicas não podem sofrer interferências de outros tipos de equipamentos eletrônicos, sejam essas intencionais ou não. Da mesma forma, um sistema como esse não pode afetar outros equipamentos já utilizados em ambiente hospitalar. Essa questão será explorada mais a fundo adiante nesse trabalho.

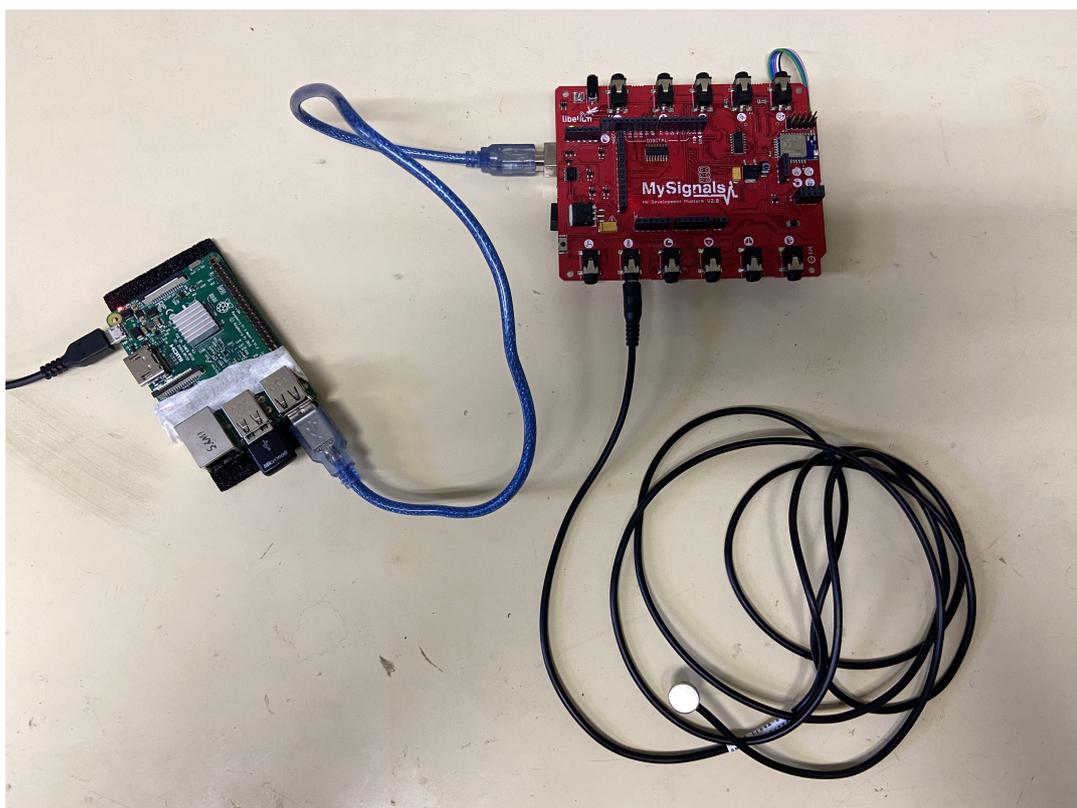


Figura 59 – Exemplo da montagem do hardware utilizando o sensor de temperatura para demonstração.

## 7 Interface e Software

Tendo então os sinais vindo dos equipamentos integrados, é função do software interpretar essas informações e apresentá-las da forma mais adequada para cada tipo de usuário.

O programa pode por exemplo indicar apenas os valores instantâneos dos sinais vitais ou curvas de progressão. Além disso, é possível configurar avisos quando algum sinal atinge valores perigosos.

No caso desse protótipo, o software embarcado prepara uma interface que mostra as curvas de alguns parâmetros e os valores imediatos de outros, estando preparado também para a escolha de alarmes. A interface preparada é como segue na figura abaixo.

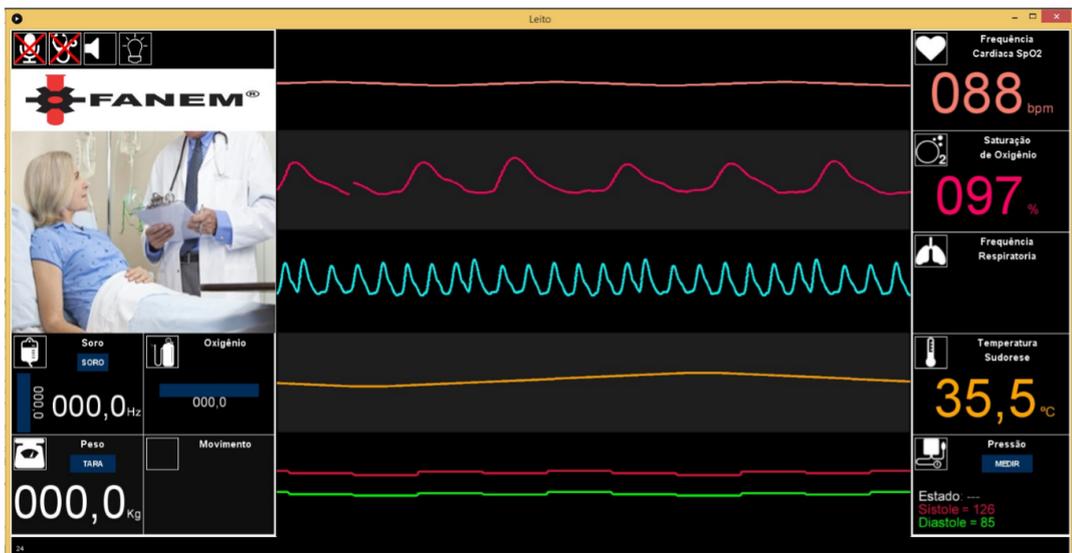


Figura 60 – Interface final para o monitoramento dos sinais vitais, da imagem e da posição do paciente.

Também é no software que centrais de enfermagem podem escolher formas distintas de visualização dos dados. Seria possível, por exemplo, ter um quadro com o estado geral de cada paciente. Mas também seria igualmente possível montar um quadro para cada informação, no qual fosse disposto aquele dado de todos os pacientes daquele setor.

## 8 Segurança e Privacidade

Uma questão muito relevante dentro do monitoramento de pacientes é a privacidade e a segurança dos dados, principalmente no caso de acesso remoto das informações.

No caso desse trabalho, os dados dos sinais vitais dos pacientes não estão vinculado a nenhum diagnóstico, de forma que eles seriam de baixo risco, mesmo se fossem acessados remotamente e suscetíveis a quebras de privacidade. Contudo, o acesso remoto da câmera de monitoramento e do controle de oxigênio são questões graves de privacidade e segurança respectivamente.

### 8.0.1 Câmera IP

A grande desvantagem de utilizar câmeras do tipo IP é que qualquer dispositivo conectado a uma rede IP podem sofrer ataques e são sucessíveis à instalação de vírus. Isso significa que a segurança dessas câmeras é limitado, mesmo com medidas de criptografia. Nesse contexto não existe nenhum produto totalmente seguro, independente de qual for o fabricante, mesmo grandes marcas como Samsung, Sony, Axis, Cisco e Bosch também possuem problemas de segurança. (SILVA, 2018).

No caso do uso doméstico não relacionado à saúde dos moradores, sendo de menor interesse e risco, algumas medidas do próprio usuário podem ser suficientes, mas o mesmo não pode ser dito para o caso hospitalar. O uso médico para vários pacientes poderia transformar esse tipo de sistema em alvo de ataques pela sensibilidade das imagens e informações.

Um dos grandes problemas é falta de conhecimento dos instaladores de sistemas de monitoramento de rede, principalmente em casos de acesso remoto. É muito raro, por exemplo, que um usuário final atualize o firmware de suas câmeras IPs. Outra grande questão é que tanto os técnicos quanto os instaladores não modificam as credenciais padrões definidas pelos fabricantes, de maneira que eles se tornam mais vulneráveis. (SILVA, 2018)

O processo de ataque é feito a partir da construção de *botnets*, já que a maioria das câmeras IP não possuem controles de segurança adequados e são facilmente acessíveis via *telnet*. Usando por exemplo o botnet *Persirai*, que atacou mais de mil modelos de câmeras IP de uma fabricante chinesa, foi detectado que cerca de 120 mil câmeras IP estão vulneráveis. Os diagramas abaixo ilustram o seu fluxo de infecção e a distribuição das câmeras afetadas por país.

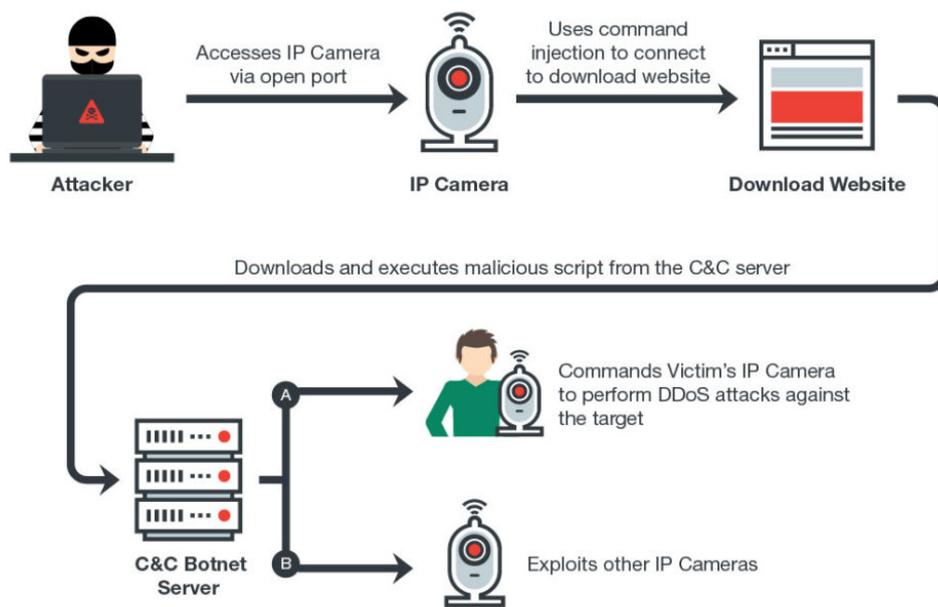


Figura 61 – Fluxo de infecção do Persirai. fonte:(YEH; CHIU; LU, 2017)

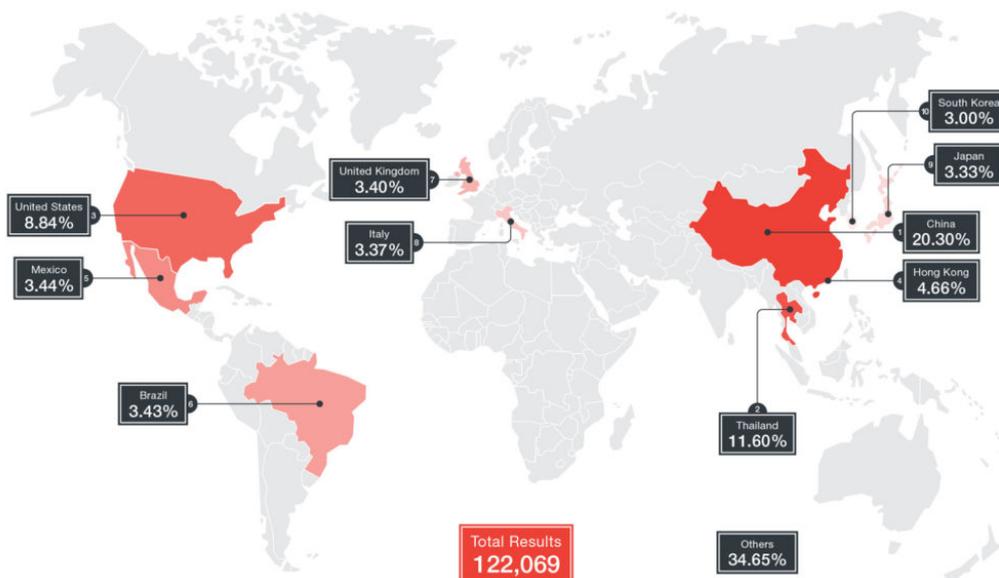


Figura 62 – Número de câmeras IP vulneráveis em 26 de Abril de 2017 segundo os dados Shodan. fonte:(YEH; CHIU; LU, 2017)

Um dos botnets mais predominantes dos últimos anos é o chamado *Mirai*. É estimado que ele tenha a capacidade de infectar mais de 4000 dispositivos por hora e que, atualmente, já sejam mais de meio milhão de dispositivos infectados. Ele ficou famoso por ter batido o

recorde de ataque DDoS de 1.1Tbps com 148000 dispositivos, principalmente câmeras de CCTV, DVRs e roteadores domésticos. Seu código fonte foi publicado pelo seu suposto autor, sendo que quando isso aconteceu o número de infecções subiu de 213.000 para 483.000 em duas semanas. Pela identificação dos IPs infectados, o Mirai já está distribuído em 164 países, sendo mais afetados o Vietnã, Brasil, EUA, China e México. (SILVA, 2018)

No ano de 2017, foi batido o recorde de vulnerabilidades reportas ao portal cvedetails. Mesmo que muitas dessas aberturas já tenham sido corrigidas pelos fabricantes, ainda é necessário que o usuário atualize o firmware das câmeras IP para que isso também seja solucionado no seu equipamento. O gráfico a seguir mostra o número de vulnerabilidades reportadas por ano.

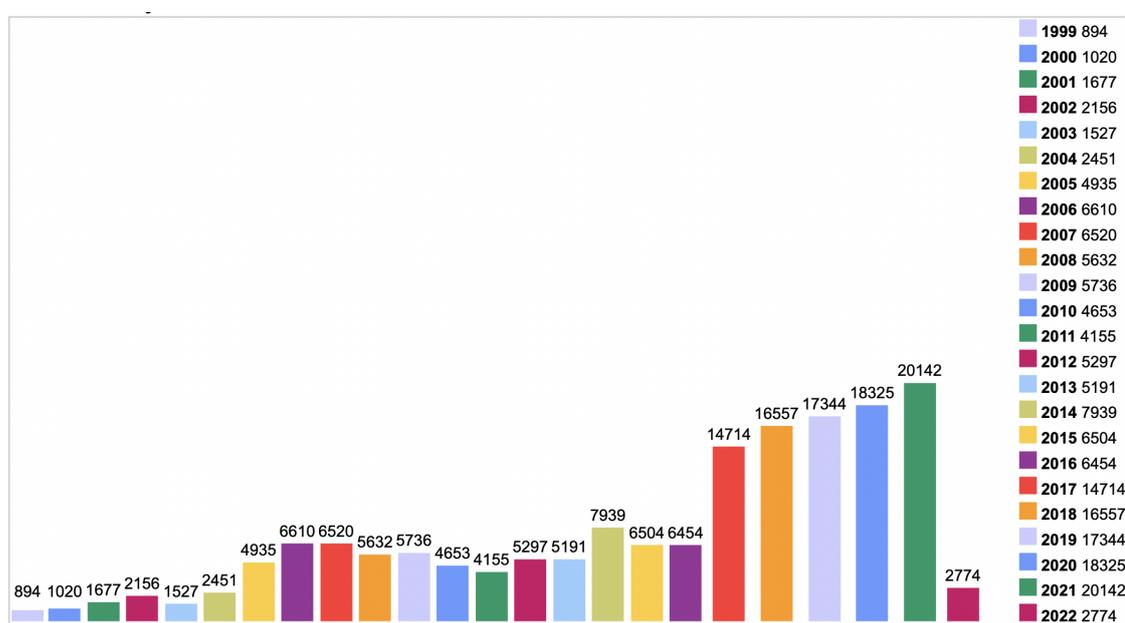


Figura 63 – Número de câmeras IP vulneráveis por ano. fonte:(CVE, 2017)

Mesmo que a imagem fique disponível apenas internamente e que sejam utilizada medidas de criptografia, ainda é necessário um controle de acesso entre os funcionários, de maneira que apenas aqueles autorizados tenham acesso. Isso implica que as centrais de monitoramento de enfermagem tenham códigos de acesso fornecidos apenas para a equipe médica responsável, sendo que o mesmo vale para clínicas. (SUN; FANG; ZHU, 2010)

## 8.0.2 Uso médico de redes sem fio

Considerando que esse projeto abre a possibilidade do uso de sensores sem fio, além do acesso remoto de dados, cabe uma discussão sobre os requisitos e desafios do uso desse tipo de tecnologia. A tabela abaixo traz alguns requisitos para aplicações típicas.

Aplicação	Taxa de transmissão	Número de nós	Topologia	Tempo de config	Latência P2P	Taxa de erro de bit	Ciclo de trabalho	Duração desejada da bateria
Estimulação profunda do cérebro	1 Mb/s	2	P2P	< 3 s	< 250 ms	$<10^{-3}$	< 50%	> 3 anos
Aparelho auditivo	200 kb/s	3	Estrela	< 3 s	< 250 ms	$<10^{-10}$	< 10%	> 40 horas
Cápsula endoscópica	1 Mb/s	2	P2P	< 3 s	< 250 ms	$<10^{-10}$	< 50%	> 24 horas
Dosador de medicação	< 1 kb/s	2	P2P	< 3 s	< 250 ms	$<10^{-10}$	< 1%	> 24 horas
Eletrocardiografia	72 kb/s (amostragem de 500 Hz, AD 12 bits, 12 canais)	< 6	Estrela	< 3 s	< 250 ms	$<10^{-10}$	< 10%	> 1 semana
Eletroencefalografia	86,4 kb/s (amostragem de 300 Hz, AD 12 bits, 24 canais)	< 6	Estrela	< 3 s	< 250 ms	$<10^{-10}$	< 10%	> 1 semana
Eletromiografia	1536 Mb/s (amostragem de 8 kHz, AD 16 bits, 12 canais)	< 6	Estrela	< 3 s	< 250 ms	$<10^{-10}$	< 10%	> 1 semana
Sensores de oxigenação, dióxido de carbono, pressão sanguínea, temperatura, respiração, glicose, aceleração	< 10 kb/s	< 12	Estrela	< 3 s	< 250 ms	$<10^{-10}$	< 1%	> 1 semana
Áudio	1 Mb/s	3	Estrela	< 3 s	< 100 ms	$<10^{-5}$	< 50%	> 24 horas
Vídeo / Imagens médicas	< 10 Mb/s	2	P2P	< 3 s	< 100 ms	$<10^{-3}$	< 50%	> 12 horas

Figura 64 – Requisitos para redes de monitoramento médico sem fio. fonte:([PATEL; WANG, 2010](#))

No caso dessa aplicação, o foco fica nas últimas 3 linhas, que descrevem os requisitos para o uso de sensores de sinais vitais, áudio e vídeo de pacientes. Esse trabalho já trouxe uma discussão, por exemplo, da segurança relacionada ao uso de baterias em equipamentos essenciais.

Um dos desafios tecnológicos para esse tipo de projeto é a seleção da banda de frequência para comunicação. Entre outros fatores, como interferências, ainda está a questão do uso global dos equipamentos. É imprescindível que equipamentos médicos funcionem em qualquer região ou mesmo país, caso eles sejam exportados em algum momento.

É possível projetar, inclusive, o caso em que a rede de monitoramento de um paciente em tratamento domiciliar ou clínico fica contactada a sistemas de atendimento

de emergência. Isso já é feito em alguns equipamentos e pode ser aplicado nesse tipo de sistema, desde que ele tenha uma banda de frequência de comunicação de rádio adequada.

A tabela a seguir traz algumas vantagens e desvantagens das principais bandas de frequência de comunicação utilizadas no mundo.

Frequência (MHz)	Acrônimo	Adequação às aplicações de redes corporais	
		Méritos	Deméritos
401 – 406	MedRadio	Disponível mundialmente, boas características de propagação, canal livre, uso médico	Uso secundário, aplicações de uso junto ao corpo não são permitidas em 402-405 MHz, antenas grandes, largura de banda limitada, regras muito rígidas
433,05 – 434,79	Telemetria em geral	Boas características de propagação	Disponível na Europa, Austrália, Nova Zelândia e África do Sul, espectro super utilizado, antenas grandes, largura de banda limitada
608 – 614 1395 – 1400 1427 – 1432	WMTS	Boas características de propagação, uso médico	Uso secundário limitado aos provedores de cuidados de saúde dentro de clínicas e hospitais nos Estados Unidos, espectro limitado e intensamente utilizado
868 – 870	Telemetria em geral	Boas características de propagação	Disponível somente na Europa, espectro limitado, intensamente utilizado
902 – 928	ISM	Boas características de propagação	Disponível apenas no Canadá e Estados Unidos, espectro super utilizado
2400 – 2483,5 (2400 – 2500)	ISM	Disponível mundialmente, pequena antena, grande largura de banda	Espectro super utilizado, muitos padrões e tecnologias
5725 – 5850	ISM	Disponível mundialmente, pequena antena, grande largura de banda	Existência de padrões e tecnologias, atenuação intensa
4200 – 4800 7250 – 8500	UWB	Disponível mundialmente, curto alcance, baixa potência, enorme largura de banda	Coexistência com aplicações multimídia de alta velocidade, atenuação intensa

Figura 65 – Características das possíveis bandas de frequência para comunicação de redes médicas de monitoramento. fonte:([PATEL; WANG, 2010](#))

Considerando que não existe uma banda ideal para redes de monitoramento médico, alguns países consideraram até a abertura de uma faixa de 2360 a 2400MHz do espectro que seria dedicada apenas para esse tipo de utilização ([CLARO, 2011](#)).

### 8.0.3 Controlador de Oxigênio

Já o caso do controlador de oxigênio, devido à gravidade do risco para o paciente, deveria funcionar exclusivamente no sistema interno da instituição médica responsável e não estaria disponível para aplicações clínicas ou domésticas. Justamente pela possibilidade de estar vulnerável ao controle remoto inadequado, esse tipo de sistema encontra grandes resistências de implementação e seria restrito à estruturas emergências que contassem com a infraestrutura de proteção necessária. De maneira intensificada, esse tipo de sistema ficaria restrito apenas para os funcionários da equipe médica que sejam diretamente responsáveis pelos pacientes em questão.

Outro entrave para aplicação desse tipo de sistema é justamente a presença da válvula de controle. Seguem duas seções da NBR 12188:2003, que rege o uso de Sistemas centralizados de oxigênio, ar, óxido nitroso e vácuo para uso medicinal em estabelecimentos assistenciais de saúde:

*5.6.4 Os locais onde usualmente são utilizados equipamentos de suporte à vida devem ser supridos diretamente da rede de distribuição sem válvulas interpostas, exceto como estabelecido em 5.6.5.*

*5.6.5 Deve ser instalada uma válvula de seção à montante do painel de alarme de emergência, para cada local de uso especificado em 5.6.4, situada em posição acessível, para qualquer emergência.*

Isso implica que, atualmente, as normas de aplicação de sistemas de fornecimento de oxigênio medicinal não permitem o uso de válvulas controladoras intermediárias (salvo no caso da válvula de emergência). Contudo, com ensaios de segurança, prova de eficiência e formas de proteção adequadas, isso pode ser alterado com o tempo conforme esse tipo de tecnologia vá sendo desenvolvida.

## 9 Simulações

Para avaliar o funcionamento do sistema montado nesse protótipo, foram realizadas simulações para cada um dos sensores de sinais vitais. O foco foi determinar a precisão e a coerência dos dados que são mostrados na interface. Além disso, foi observado como o funcionamento pode ser alterado com o tempo, visando saber se os sensores são confiáveis para monitoramento constante de longos períodos.

Nas seções a seguir estão descritos o método de avaliação e dispostos os resultados para cada um dos sensores avaliados.

### 9.1 Suporte de soro

Para avaliar os dados referentes ao peso do soro, que são usados posteriormente para indicar o nível de líquido, foi adotado um método de varredura. Os dados da taxa de gotas por minuto que são dispostos pelo sistema, foram tratados na mesma forma.

Isso implica que foram coletados os valores instantâneos (aqueles que são indicados na interface e que ficam disponíveis para o software escolhido) para o peso da bolsa de soro e para a taxa de gotas por minuto.

Essa coleta foi feita para configurações diferentes, de maneira a avaliar o comportamento do sistema durante um período. Foram utilizadas as seguintes configurações iniciais nas rodadas de teste de varredura:

Tabela 6 – Configurações iniciais usadas nos testes.

Configuração	Bolsa de soro	Dosagem
1	cheia	mínima
2	cheia	média
3	cheia	máxima
4	metade	mínima
5	metade	média
6	metade	máxima



Figura 66 – Imagem feita durante uma das rodadas de teste.

### 9.1.1 Configurações 1-3

Nessa classe de configurações, a bolsa de soro foi completamente preenchida, de forma que as medidas foram realizadas a partir da capacidade máxima a ser colocada no suporte. Nesses casos, é possível observar a maior amplitude de varredura dos dados para avaliar o seu comportamento, considerando também o maior esforço e período de atividade do sistema.

A aquisição dos dados foi realizada conforme descrito na seção do termômetro e do hardware, sendo que um software captou e salvou os dados que seriam utilizados na interface durante o período de testes. Foram salvos pontos dos valores instantâneos (os mostrados na interface) em intervalos de 10 segundos. Os gráficos a seguir mostram os resultados dessa simulação.

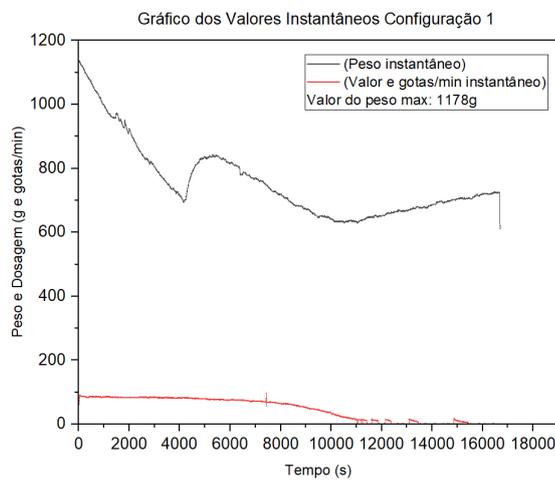


Figura 67 – Varredura de dados do peso e da dosagem na configuração 1.

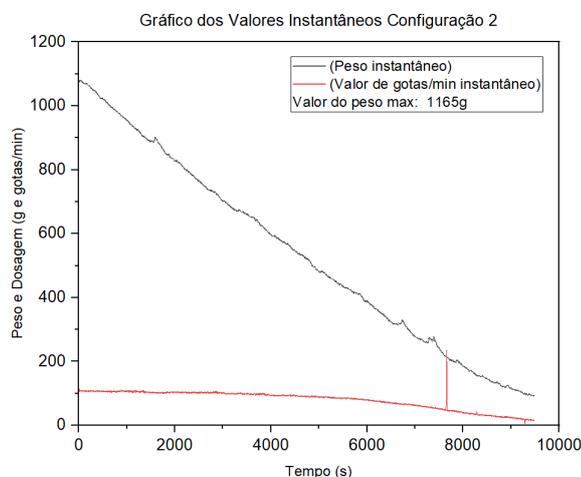


Figura 68 – Varredura de dados do peso e da dosagem na configuração 2.

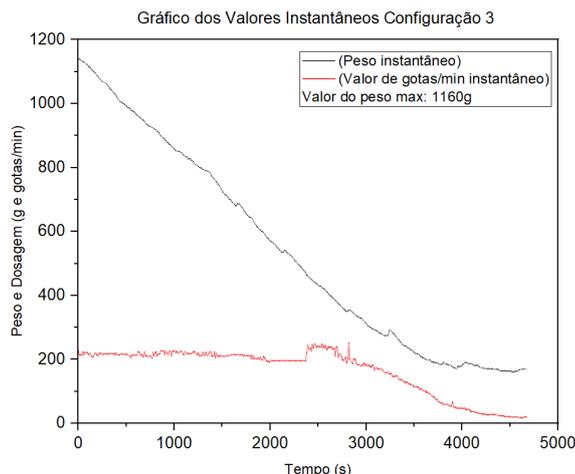


Figura 69 – Varredura de dados do peso e da dosagem na configuração 3.

Observando primeiramente as curvas para o sinal da contagem de gotas por minuto (curvas em vermelho), é observado que elas têm um comportamento estável ao longo do tempo. Ocorre apenas uma leve diminuição na dosagem durante o teste, uma vez que a pressão exercida pelo líquido também diminui conforme a bolsa esvazia e portanto o escoamento é um pouco mais lento. Também é notável que na última configuração, com a dosagem mais alta, o sinal se torna mais ruidoso, o que seria esperado pela maior interferência óptica de difração conforme o número de passagem de gotas é mais elevado.

Já para as curvas do peso da bolsa (em preto), o comportamento linear também é estável nos casos 2 e 3. Nesses, a curva decai suavemente a medida que o líquido escoar, sendo que a inclinação da curva de decaimento é proporcional ao valor da dosagem. Observando a curva da configuração 3 nota-se que o decaimento é mais acentuado do que a curva da configuração 2, sendo coerente com o fato de que a dosagem no caso 3 é maior que no caso 2.

Contudo, o sistema é sucessível a erros de leitura, como foi visto na curva do peso da configuração 1. O início da leitura é bastante adequado, mostrando um decaimento com a inclinação correta. Mas por volta do 4000s foi detectado um vale do valor do peso e mesmo que os valores tenham voltado a se estabilizar, eles não eram mais coerentes. Isso pode ser explicado considerando a sensibilidade do arranjo do sistema, de maneira que algo pode ter interferido, como a movimentação da bolsa. Outra consideração válida é de que a célula de carga utilizada é pensada para um peso muito maior do que o aplicado, de maneira que a sua leitura pode não ser tão bem calibrada nesse caso.

Mesmo com essa medida vista no primeiro caso, isso não parece ter relação com a configuração inicial, já que outras rodadas realizadas com os parâmetros não mostraram problemas. Essa observação indica que mesmo o sistema podendo apresentar alguns erros, eles não são sistemáticos.

### 9.1.2 Configurações 4-6

Por outro lado, nessa classe de configurações, foram realizados os mesmos testes, porém com a bolsa parcialmente cheia, considerando que isso é uma possibilidade dentro do meio médico e é preciso verificar como o equipamento se comporta com esse parâmetro inicial.

Embora aqui o intervalo de varredura seja consideravelmente menor, assim como a demanda da balança e o tempo de operação, ainda é esperado que as curvas de dados mantenham o mesmo padrão. Os gráficos a seguir mostram os resultados dos testes, tendo novamente os valores instantâneos.

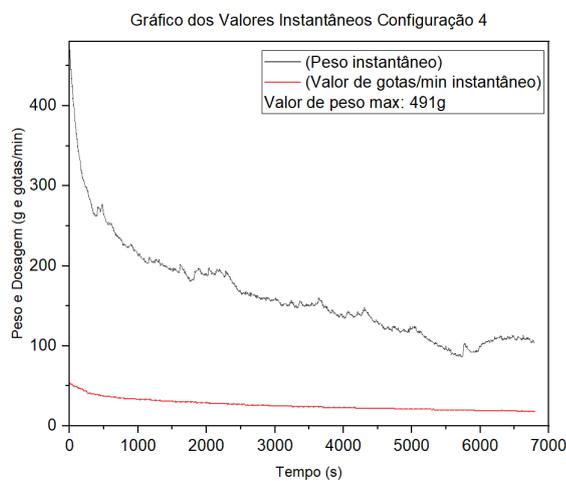


Figura 70 – Varredura de dados do peso e da dosagem na configuração 4.

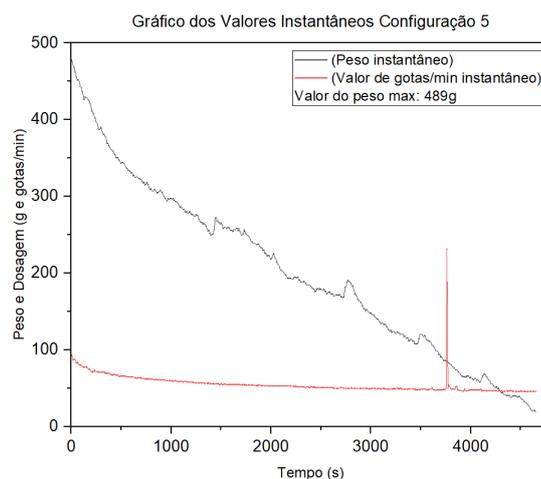


Figura 71 – Varredura de dados do peso e da dosagem na configuração 5.

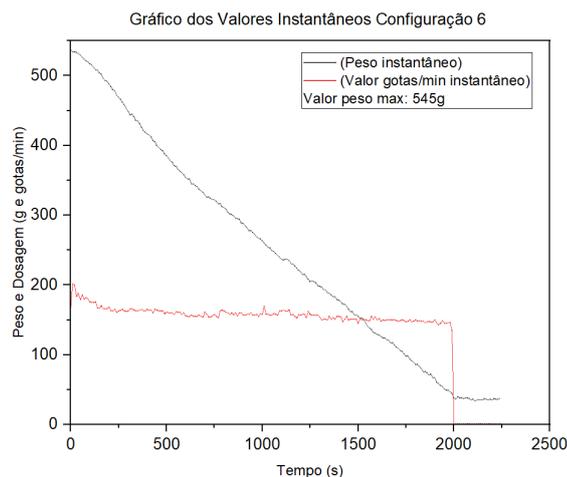


Figura 72 – Varredura de dados do peso e da dosagem na configuração 6.

Novamente, começando pelas curvas do contador óptico, o comportamento segue o padrão esperado nos 3 casos, sendo estável e próximo do constante. As curvas apresentam apenas uma leve queda devido à mudança do escoamento conforme a pressão diminui com o esvaziar da bolsa. Na última rodada de testes, com a configuração 6 foi possível observar também que quando o nível da bolsa chega ao mínimo, a contagem de cotas vai imediatamente a zero, como é o esperado, mostrando que o sinal coletado é puramente da passagem das gotas pelo sensor óptico, não tendo outras formas de interferência. Outra observação que continuou coerente é que, para a dosagem mais alta, a curva é mais ruidosa que as demais, pela maior taxa de difração da luz no sensor.

Partindo para as curvas do peso da bolsa, elas mantiveram o comportamento linear esperado. Mais uma vez, a inclinação do decaimento das curvas foi proporcional à dosagem. Dessa forma, a inclinação aumenta ao passar das configurações, da mesma forma que a taxa de gotas por minuto.

Tendo o mesmo comportamento das curvas, o teste com parâmetros iniciais diferentes também contribui para a noção de que o sistema coleta dados coerentes e sem erros sistemáticos. O fato de que as curvas partindo da bolsa pela metade são recortes claros das curvas partindo da bolsa cheia mostra também a robustez dos dados e do equipamento. Isso porque os dados não variam de acordo com a montagem, apresentando boa precisão e continuidade.

## 9.2 Termômetro

Para avaliação do funcionamento do termômetro, ele foi utilizado por um voluntário por um longo período de exposição para a coleta dos dados. A ideia nesse caso é verificar se os valores apresentam boa estabilidade e se o sensor se mantém funcionando adequadamente.

Valores de referência foram feitos utilizando um termopar, sabendo que esse tipo de equipamento fornece um valor preciso e muito estável para a temperatura.

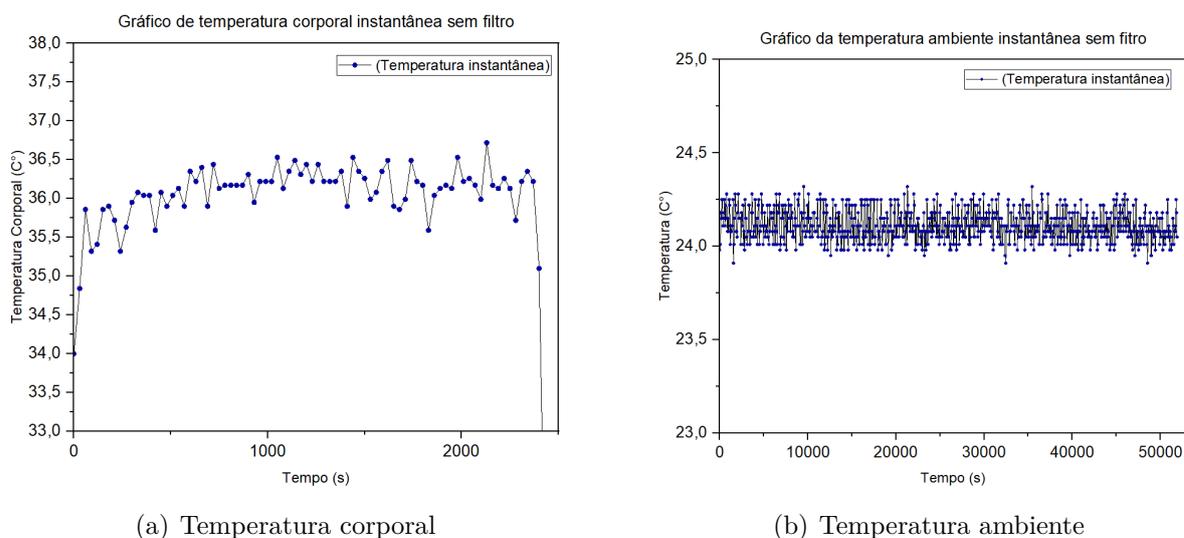


Figura 73 – Respostas obtidas pela leitura do termômetro sem aplicação de filtros no software.

Nos gráficos acima referente às primeiras medidas realizadas, as curvas são extremamente ruidosas, tanto para a medição corporal quanto para as medidas de temperatura ambiente. O fato dessa ser a característica dos dois casos mostra que o ruído estava na variação excessiva do próprio sensor, não tendo relação com os movimentos do voluntário durante a medição corporal. Isso implica que coletar valores brutos e instantâneos da temperatura do sensor não é a abordagem mais correta para dispor a temperatura na interface, já que esses valores tão oscilantes não seriam legíveis.

Dessa forma, foi realizada uma abordagem de modificação do software de leitura dos sinais, de maneira que os valores indicados não seriam mais da temperatura imediata, mas sim uma média móvel dentro de um intervalo de pontos. Isso não compromete a veracidade do valor indicado já que, embora oscilante, os valores vistos giram em torno de uma curva estável e coerente com os valores de referência feitos com o uso de um termopar. No gráfico abaixo esta o resultado da primeira modificação feita, onde a média era tomada em um intervalo de 10 pontos.

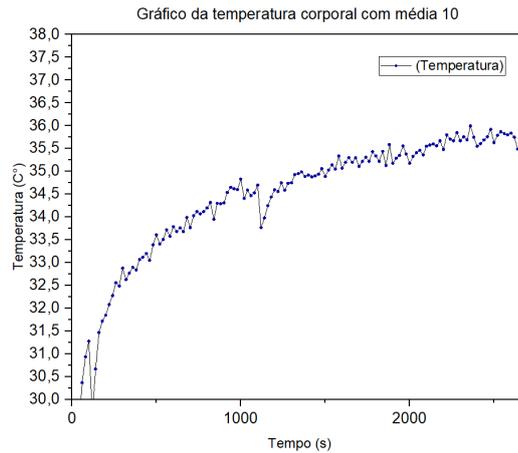
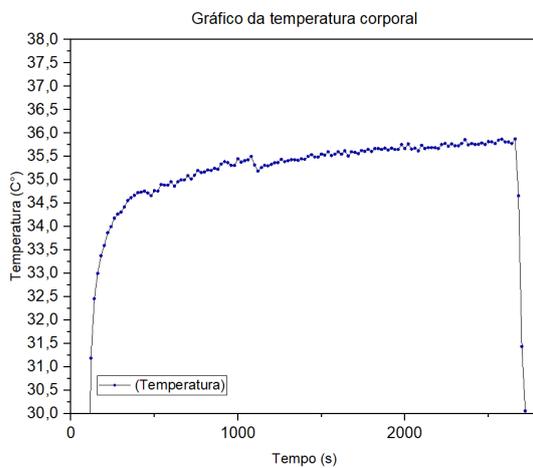
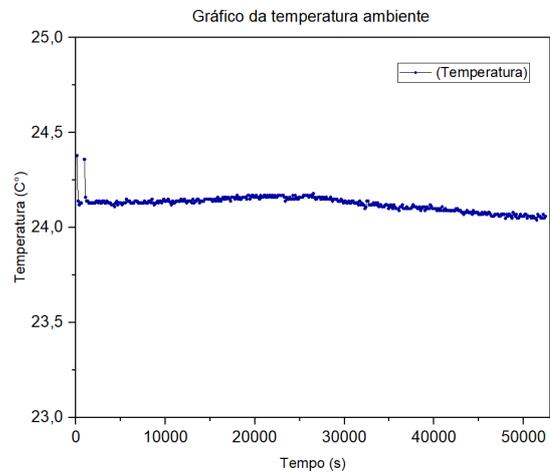


Figura 74 – Valores da temperatura corporal na abordagem de média 10.

Embora a curva já tenha apresentado relativa melhora, ainda não seria o suficiente. De maneira que a mesma abordagem foi repetida utilizando um intervalo de pontos maior, sendo o valor da média a cada 100 pontos. Dessa forma, foram detectadas as seguintes curvas para temperatura corporal e ambiente.



(a) Temperatura corporal



(b) Temperatura ambiente

Figura 75 – Respostas obtidas pela leitura do termômetro com aplicação de filtros no software.

Nessa etapa, já é visto um comportamento estável o suficiente para ser apresentado de forma útil na interface da enfermagem. Além de serem curvas com boa coerência, elas ainda apresentam boa precisão quando comparadas com as medidas de referência do termopar, sendo coerentes com o esperado. Por fim, durante os períodos de aquecimento e resfriamento mais bruscos, elas apresentam um tempo de resposta muito adequado, pensando no uso de termômetro semiconductor, onde existe um tempo considerável para ganho e perda de energia térmica.

### 9.3 Posicionamento

A captação de dados desse sensor é feita na forma de valores em coordenada cartesianas, que são transformados em informações de posição.

A informação base do sensor é utilizar o eixo gravitacional (detectado pelo seu acelerômetro) como forma de referência para avaliar as demais coordenadas. Isso implica que o eixo da gravidade vai ser alinhado com o eixo z positivo da avaliação do sistema. A origem do sistema, nesse caso, é fixada no próprio paciente, sendo intuitiva a leitura dos dados. A partir disso, os valores das coordenadas indicam a posição do paciente. A seguinte tabela mostra as leituras padronizadas que indicam cada opção de posicionamento ideal:

Tabela 7 – Opções de posicionamento e leituras.

Configuração	Coordenada X	Coordenada Y	Coordenada Z
Referência da gravidade	0	0	+1
Em pé ou sentado	0	0	+z
Bruços	+x	0	0
Supino	-x	0	0
Decúbito lateral esquerdo	0	+y	0
Decúbito lateral direito	0	-y	0

Esses são os valores ideais, quando essas posições são perfeitamente alinhadas. Entretanto, isso não é o caso real, já que raramente o paciente atenderá esses valores. Nesse caso, os valores tomados na tabela como 0, serão menores do que aqueles tomados como x,y e z. Isso já é suficiente para que o software converta a informação adequadamente. Caso seja demandando uma leitura precisa do ângulo de posicionamento, pode ser associado o sistema de giroscópio, que usa o mesmo eixo z gravitacional de referência, mas coordenadas esféricas para indicar a angulação. Contudo, isso não empregado nessa avaliação, não sendo necessária para essa aplicação médica. A ilustração a seguir facilita essa visualização.

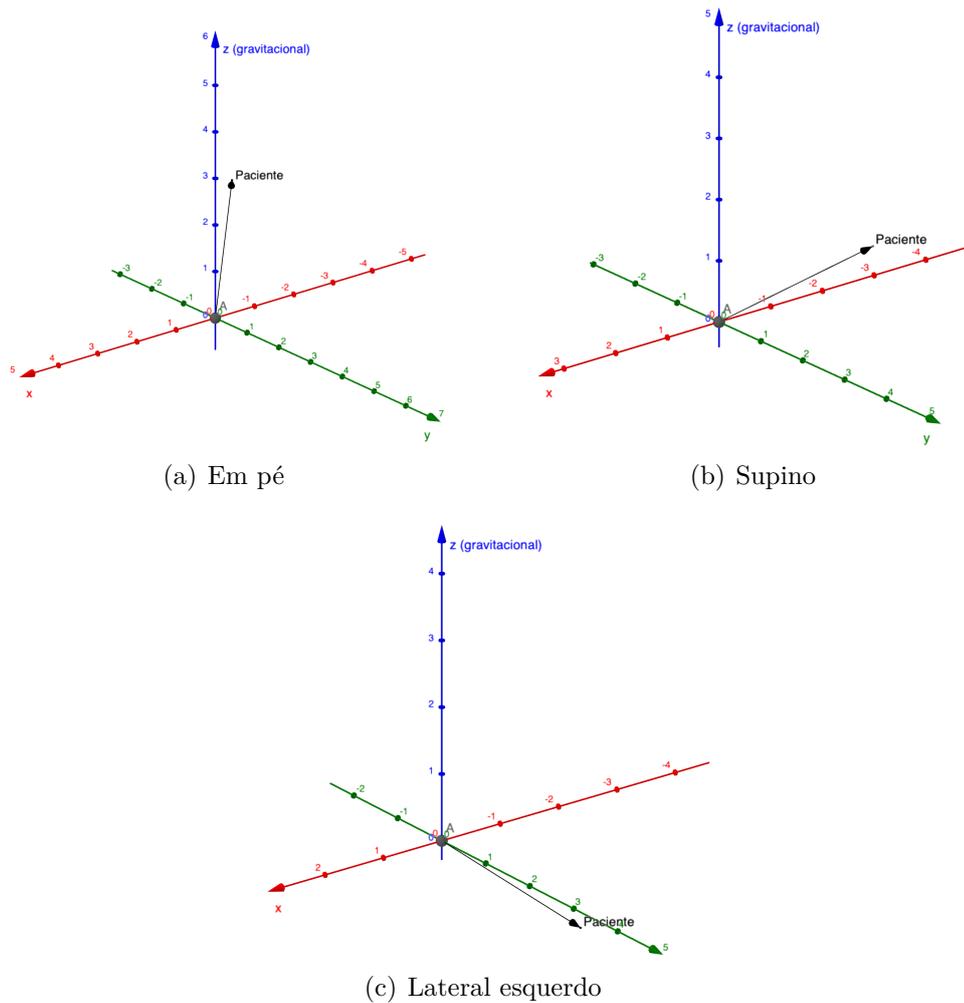


Figura 76 – Configuração das coordenadas em cada opção de posicionamento.

Foi feita então uma simulação qualitativa do sensor, mostrando a sua posição em diferentes momentos. Foi constatado que, apenas quando o sensor é ajustado em ângulos perfeitos de  $45^\circ$  há uma perda na leitura. Isso pode ser desconsiderado, levando em conta a raridade desse alinhamento.

Nas demais opções, o sensor detectou a posição correta em todas as rodadas de teste. Essa testagem também considerou uma passagem extensiva de horas de acionamento, de maneira que isso não alterou a acurácia das indicações.

## 9.4 Sensor de sudorese

Na coleta de dados para avaliação do funcionamento desse sensor, foram salvos os dados de voltagem (que podem ser convertidos em condutância e resistência). Esses dados mostram o funcionamento de base do sensor, quando a pele de um voluntário saudável ainda está seca. Com base nisso, é possível avaliar o comportamento dos valores quando a pele é umedecida, no qual o valor de resposta é mais alto, como era de se esperar pelo princípio de funcionamento.

Mas ainda é necessário determinar qual é o limiar de valores a partir dos quais pode ser considerado que o paciente está com suor excessivo.

Nesse caso, já é importante fazer medidas considerando que o suor tem uma condutividade elétrica mais alta que a água. Além disso, a própria fixação do sensor pode gerar uma leve formação de suor na superfície dos dedos. Isso implica que a sensibilidade do sensor não pode ser muito alta, para não indicar a presença de suor em pessoas saudáveis, mas também deve considerar a diferença entre a condutividade da água e do suor. Vale também ressaltar que a condutividade elétrica é muito susceptível a variações da composição de sais de cada líquido, de maneira que cada paciente vai apresentar valores diferentes.

Assim, o sensor é calibrado para indicar sudorese apenas em casos de limiar mais alto que o da pele seca ou levemente úmida (seja de suor ou água).

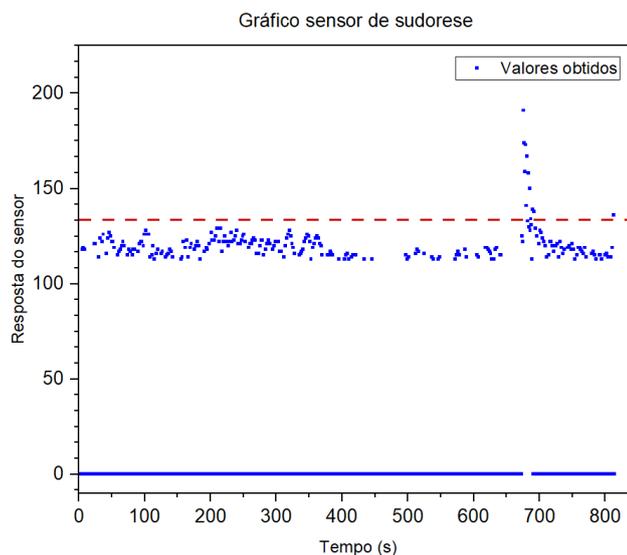


Figura 77 – Gráfico feito no primeiro teste do sensor de sudorese em voluntário saudável.

Essa primeira rodada de teste teve como propósito mostrar como o sensor se comporta nos parâmetros da pele. É possível observar o momento em que a pele do voluntário foi umedecida perto do segundo 700. O pico característico mostra um aumento

no valor da medição, indicando sudorese. Além disso, muitas respostas foram dadas como zero, onde o sensor não realizou medidas. Isso é explicado pelo caráter pulsado da coleta dos dados, gerando valores zerados periódicos ao longo de todo o teste.

Como explicado acima, o limiar adotado é aquele logo acima das medidas naturais e mais estáveis da pele, sendo aqui a linha tracejada no valor 130.

Uma segunda rodada de teste mais longa foi realizada para confirmar a calibração do limiar e para compreender se o funcionamento do sensor se mantém adequado em uma exposição maior. Como indicado no gráfico da Figura 78, o limiar de 130 continua sendo adequado, por ser logo acima do padrão da pele seca, a partir da qual o paciente pode estar apresentando sudorese. Aqui, os pontos com medida 0 foram excluídos para facilitar a visualização.

Vale ressaltar novamente que o parâmetro de limiar foi pensado para que a mudança de água para suor não afete a calibração.

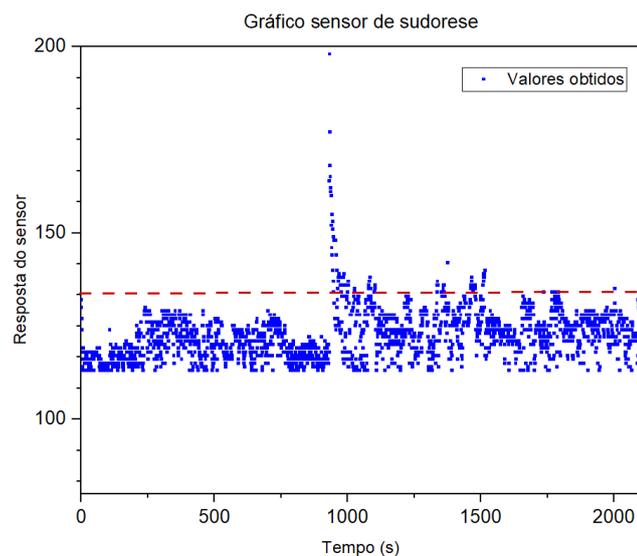


Figura 78 – Gráfico feito no segundo teste do sensor de sudorese em voluntário saudável.

## 9.5 Sensores combinados

Os sensores testados até aqui são conectados à placa de captação de sinais, enquanto que os próximos são conectados diretamente à Raspberry. Logo, nesse momento foi realizado um teste de longa exposição em conjunto para avaliar se os sensores continuam tendo um funcionamento adequado quando são ligados simultaneamente.

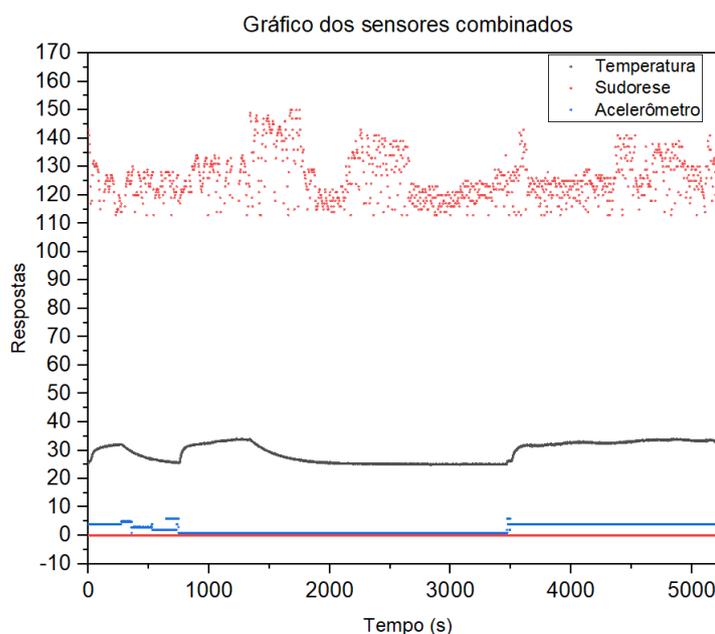


Figura 79 – Respostas do teste com sensores simultâneos.

Começando pelo termômetro (pontos em preto), os valores vistos são estáveis e compatíveis com o esperado para um voluntário saudável. Além disso, é possível ver oscilações relacionadas aos movimentos que foram realizados durante o teste, o que também é esperado e adequado.

Passando para o posicionamento (pontos em azul), os dados fornecidos em números de 0 a 4 indicam as posições possíveis. Novamente, o sensor entregou dados contínuos e corretos durante todo o período de testagem.

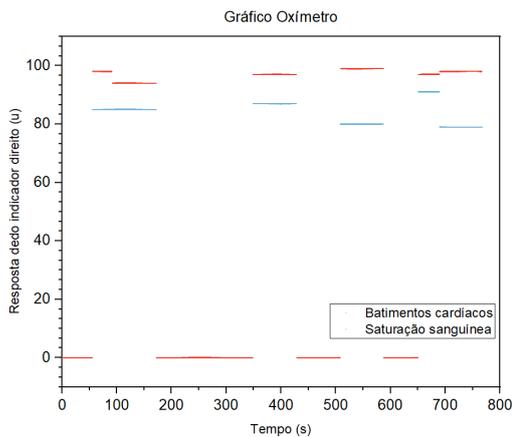
Por fim, o sensor de sudorese (pontos em vermelho) seguiu o mesmo padrão observado anteriormente. Mais uma vez, um limiar no valor de 130 seria adequado, sendo que os picos de umidade são detectados com clareza acima dessa linha.

Em nenhum momento do teste de longo período os sensores apresentaram erros ou problemas relacionados ao acionamento simultâneo.

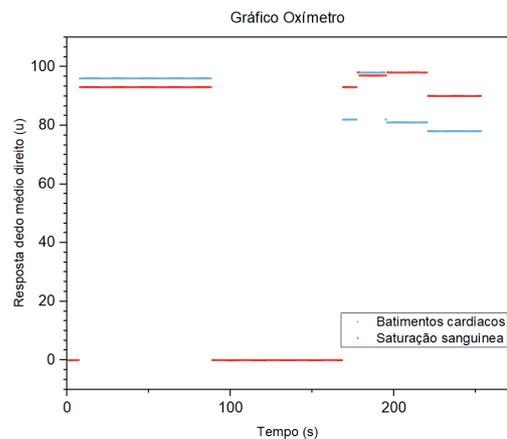
## 9.6 Oxímetro: saturação e ritmo cardíaco

O oxímetro foi avaliado em um voluntário saudável na faixa de 24 anos. Nos testes, o sensor foi fixado em diferentes configurações para avaliar se isso afetaria de alguma maneira o seu funcionamento.

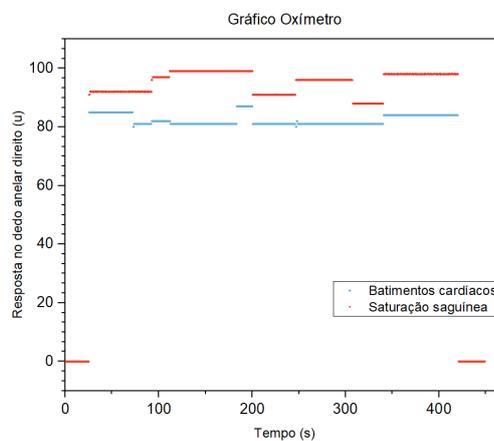
Os gráficos a seguir mostram os valores numéricos para o número de batimentos cardíacos por minuto e da saturação sanguínea. Estão dispostos os resultados para os dedos indicador, médio e anelar para cada mão.



(a) Respostas oxímetro fixado no dedo indicador direito.

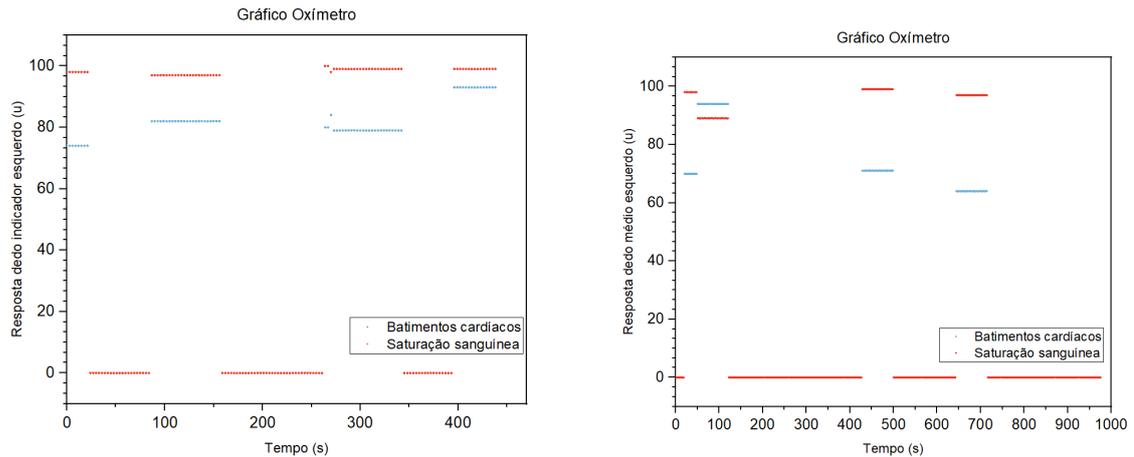


(b) Respostas oxímetro fixado no dedo médio direito.



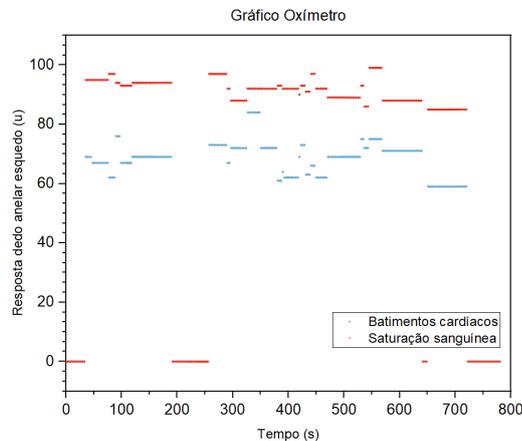
(c) Respostas oxímetro fixado no dedo anelar direito.

Figura 80 – Respostas do oxímetro para os batimentos cardíacos e saturação sanguínea por minuto.



(a) Respostas oxímetro fixado no dedo indicador esquerdo.

(b) Respostas oxímetro fixado no dedo médio esquerdo.



(c) Respostas oxímetro fixado no dedo anelar esquerdo.

Figura 81 – Respostas do oxímetro para os batimentos cardíacos e saturação sanguínea por minuto.

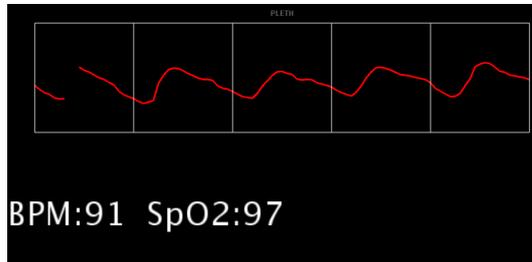
Em todas as configurações testadas, é possível observar momentos de descontinuidade, nos quais os valores vão a zero. Isso se refere ao fato de que o sensor não conseguiu uma resposta estável por tempo suficiente para fornecer um valor.

Dentro disso, o melhor resultado foi observado para o dedo anelar na mão direita, que foi aquele com o sinal mais contínuo. Isso pode ser relacionado ao fato do dedo anelar (em ambos os casos) ter menos demanda de movimento.

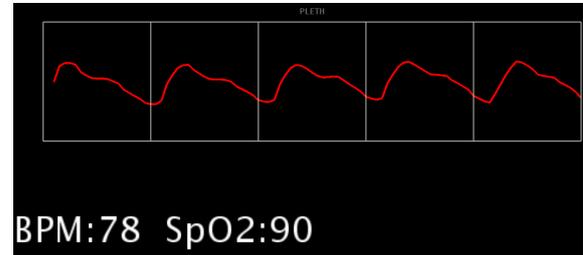
Mesmo com esse porém da perda de sinal com a movimentação do voluntário, o sinal é coerente no restante do tempo. Em todos os testes, os valores não são apenas coerentes com o histórico do voluntário, mas apresentam pouca variação ao longo do tempo de repouso. Essa característica indica que o sensor está funcionando de forma adequada e que o software está levando um dado correto até a interface.

Além dos valores do batimento cardíaco e da saturação sanguínea, a interface

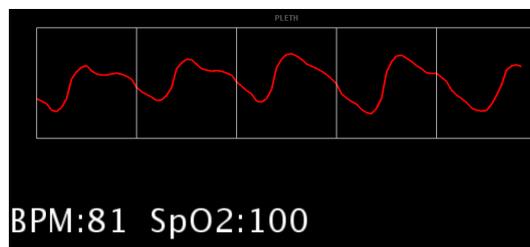
criada também mostra a curva do ciclo cardíaco (ao vivo?). Foram feitas imagens para exemplificar as curvas do ciclo observadas pelo sensor quando fixados em dedos diferentes no mesmo voluntário.



(a) Gráfico Pleth indicado na interface para medição no dedo indicador direito



(b) Gráfico Pleth indicado na interface para medição no dedo médio direito



(c) Gráfico Pleth indicado na interface para medição no dedo anelar direito

Figura 82 – Curvas mostradas pela interface para o oxímetro.

Em todas as curvas é possível observar claramente a progressão do ciclo cardíaco. A disposição dos vales e picos mostrados são compatíveis com os padrões de absorção esperados, como foi indicado na Figura 29.

Além de serem coerentes com o esperado para a dinâmica de absorção, essas curvas também estão corretas para a idade do voluntário (24 anos), usando como referência o estudo da Figura 30.

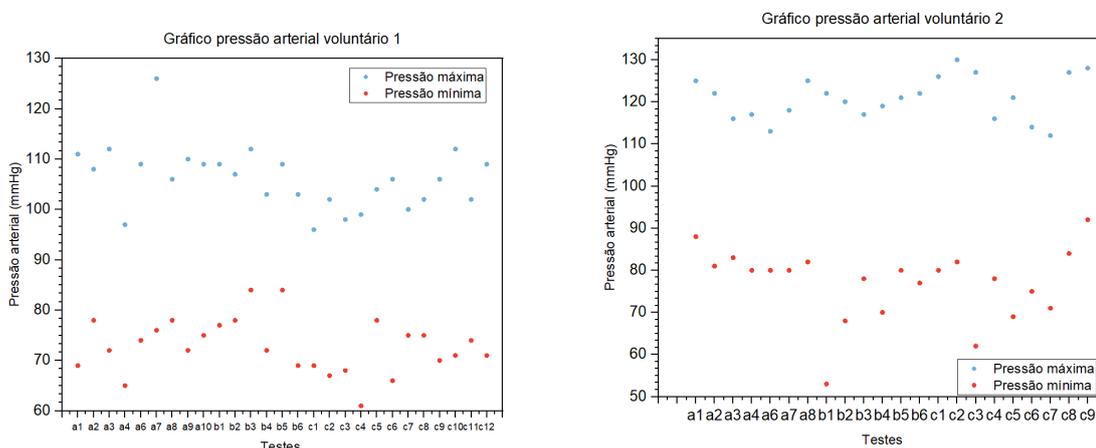
Assim como os valores absolutos, essas curvas são perdidas quando o paciente se movimenta de forma brusca. Como o sensor depende da resposta óptica, quando há muita interferência e espalhamentos, a resposta é perdida.

Considerando que é necessário um período de ciclos detectados para obter os valores puros por minuto, quando as curvas ficam muito instáveis, esses dados também são perdidos até que isso seja normalizado. Isso indica que a estabilidade da mão do paciente é um fator importante para a utilização desse sensor.

O voluntário observou que o sensor aquece após um período de exposição, mas isso não gerou nenhum desconforto grave. Essa possibilidade é prevista pelo uso de infravermelho no seu funcionamento, sendo importante seguir as recomendações técnicas da sua utilização que já foram discutidas anteriormente nesse trabalho.

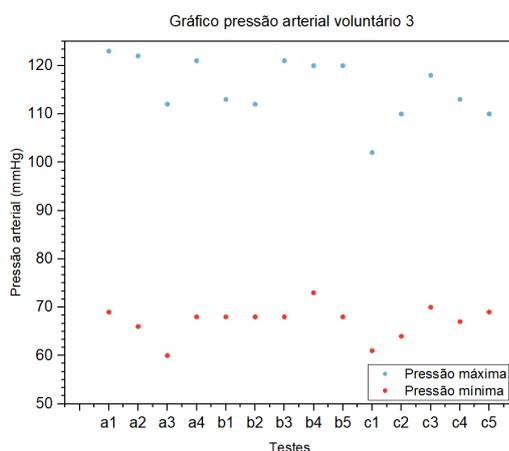
## 9.7 Medidor de pressão

No caso do sensor de pressão arterial, foram avaliados 3 voluntários com 22, 24 e 26 anos respectivamente. Os dados foram coletados ao longo de 3 dias e estão dispostos nos gráficos como *Testes a, b e c*.



(a) Monitoramento da pressão arterial do voluntário 1.

(b) Monitoramento da pressão arterial do voluntário 2.



(c) Monitoramento da pressão arterial do voluntário 3.

Figura 83 – Gráficos da pressão arterial monitorada.

Os gráficos dispõem os valores dados pela interface para a pressão arterial máxima e mínima. Os dados observados eram alterados, por exemplo, pela rotina de alimentação de cada voluntário. Por isso, é possível observar que os valores oscilam ao longo do dia, como era esperado.

Além disso, os dados seguem o padrão esperado pelo histórico de cada voluntário. No caso do gráfico 1 os valores se mostram mais baixos, como foi previsto pelo voluntário 1 com caso de pressão baixa, mesmo que moderada. Ao longo do período prolongado de testes, o sensor não apresentou falhas nem valores incoerentes, sendo considerado estável.

# 10 Confiabilidade

## 10.1 Tempo de funcionamento

Todos os sensores e componentes do sistema passaram por testes de longa exposição. Isso para avaliar que depois de um período algo deixava de funcionar adequadamente.

Os testes foram feitos em períodos de 12hrs a 3 dias, sendo que todos os equipamentos mantiveram um funcionamento adequado. Não houveram também sinais de aquecimento excessivo. Contudo, o equipamento de oximetria foi o único que gerou desconforto quando utilizado por longo período na mesma fixação. Isso já é previsto pelas diretrizes e foi exposto anteriormente.

## 10.2 Continuidade dos dados

Dentre os sensores testados, apenas o sensor de oximetria apresentou descontinuidade da coleta de dados que são direcionados para a interface. Isso foi vinculado com a perda do sinal óptico quando há movimento brusco no local da fixação.

Nos demais testes, os dados foram obtidos de maneira contínua pelos sensores, sendo um excelente indicador para uso em aplicações médicas.

## 10.3 Precisão

A precisão dos sensores foi determinada de formas diferentes para cada caso. No sistema de medição do nível de soro e dosagem, foi utilizado um medidor de gotas óptico comercial como referência. Aqui, a precisão encontrada foi alta, partindo de um erro cabível de 10%.

Já no caso dos sensores de sudorese e posicionamento, foi avaliado se o resultado era coerente com a configuração feita para o teste. Assim, se o voluntário estava ou não com as mãos secas e em qual posição tinha sido colocado o sensor de posição. Mais uma vez, a precisão encontrada foi alta, aqui sem nenhuma taxa de erro.

Entretanto, para determinar a precisão dos sensores de oximetria e pressão arterial, seria necessário fazer um teste de comparação com equipamentos hospitalares. Não apenas pelo tipo de equipamento, mas para que a medição seja realizada por profissionais capacitados dentro dos procedimentos adequados.

## Considerações Finais

Ao longo desse trabalho foi mostrado, enfim, a importância da aplicação de sistemas de tecnologia de monitoramento de sinais em ambiente hospitalar. Dentre outros impactos, a sua influência na logística de ocupação e nas possibilidades de diagnósticos mais eficazes são de maior destaque. Cada elemento de sensoriamento, controle e envio de informação foi discutido em detalhes, frisando também a relevância do estudo físico de cada componente para garantir uma aplicação mais adequada. Por fim, foram expostos os resultados dos testes feitos para averiguar a confiabilidade e a robustez de cada equipamento que compõe o sistema. Todos os quais foram aprovados por apresentarem dados coerentes e um funcionamento estável mesmo em longos períodos de exposição. Esse trabalho ainda deixa a possibilidade de ensaios clínicos para entender a aceitação geral do método proposto, que devem ser realizados em breve.

## Referências

- AMARAL, J. L. G. do et al. Monitorização da respiração: Oximetria e capnografia. *Rev Bras Anest*, v. 42, n. 1, p. 51–58, 1992. Disponível em: <<https://www.bjan-sba.org/article/5e498ba50aec5119028b472a/pdf/rba-42-1-51.pdf>>. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 41.
- AZAMBUJA, C. R. C. de. *Importância das medidas de gestão no controle da superlotação hospitalar*. [S.l.]: UFSM, 2017. Citado na página 14.
- BAGNATO, V. S. *Qual é a diferença de UVA, UVB e UVC?* 2020. Disponível em: <<https://mmo.com.br/ultravioleta-qual-e-a-diferenca-de-ab-e-c/!#>>. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 65.
- BARROSO, W. K. S. et al. Diretrizes brasileiras de hipertensão arterial. 2020. Citado 4 vezes nas páginas 6, 23, 24 e 25.
- BITTENCOURT, R. J.; HORTALE, V. A. Intervenções para solucionar a superlotação nos serviços de emergência hospitalar: uma revisão sistemática. *Cad. Saúde Pública*, v. 25, n. 7, p. 1439–1454, 2009. Citado na página 14.
- CARVALHO, C. R. R. de. *Orientações sobre otimização do uso de oxigênio e suporte ventilatório em pacientes graves com COVID-19*. Ministério da Saúde, 2021. Disponível em: <<https://www.gov.br/saude/pt-br/coronavirus/publicacoes-tecnicas/recomendacoes/orientacoes-sobre-otimizacao-do-uso-de-oxigenio-e-suporte-ventilatorio-em-pacientes-graves-com-covid>>. Citado na página 61.
- CHIQUITO, A.; JR., F. L. O transistor, 50 anos. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, v. 20, n. 4, 1998. Citado 2 vezes nas páginas 45 e 46.
- CLARO, A. L. S. C. *Tecnologias sem fio para monitoramento remoto de pacientes*. 2011. Citado na página 74.
- COTRAN. *Oximetria de pulso*. 2009. Disponível em: <<https://portal.coren-sp.gov.br/sites/default/files/oximetria%2022-12.pdf>>. Citado 3 vezes nas páginas 6, 20 e 42.
- CVE. *Vulnerabilities Feeds*. 2017. Disponível em: <<https://www.cvedetails.com/browse-by-date.php>>. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 72.
- DANZL, D. F.; POZOS, R. S. Accidental hypothermia. *New England Journal of Medicine*, v. 331, n. 26, p. 1756–1760, 1994. PMID: 7984198. Disponível em: <<https://doi.org/10.1056/NEJM199412293312607>>. Citado 3 vezes nas páginas 28, 29 e 30.
- ELETROGATE. *Balança digital com Arduino e célula Strain Gauge*. 2017. Disponível em: <<https://blog.eletrogate.com/balanca-digital-com-arduino-aprenda-a-usar-a-celula-de-carga/>>. Citado 2 vezes nas páginas 52 e 53.
- FARIA, C. M. G. de. *Distribuições de limiar de dose e suas causas e consequências em Terapia Fotodinâmica*. 2017. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 37.

- FUJITA, A. *ESPALHAMENTO DE LUZ EM MEIOS TÚRBIDOS*. 2012. Citado na página 36.
- HALL, J. E. *Tratado de Fisiologia Médica*. Elsevier Editora Ltda, 2011. (12). Disponível em: <[https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/5468382/mod\\_resource/content/1/LIVRO-GUYTON.pdf](https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/5468382/mod_resource/content/1/LIVRO-GUYTON.pdf)>. Citado 11 vezes nas páginas 6, 21, 22, 23, 24, 25, 27, 28, 29, 30 e 31.
- HOLMAN, J. P. *Experimental Methods for Engineers*. [S.l.]: McGraw-Hill, 2011. (8). Citado 3 vezes nas páginas 8, 58 e 59.
- HORIBA. *Mass Flow Controller*. 2022. Disponível em: <<https://www.horiba.com/int/fluid-measurement-and-control/?MP=2066-352>>. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 60.
- INSTRUMENTS, T. *Temperature sensing fundamentals*. 2019. Disponível em: <[https://www.ti.com/lit/an/snoaa25/snoaa25.pdf?ts=1643741819869&ref\\_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F](https://www.ti.com/lit/an/snoaa25/snoaa25.pdf?ts=1643741819869&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F)>. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 46.
- KING, L. V. On the convection of heat from small cylinders in a stream of fluid: Determination of the convection constants of small platinum wires, with applications to hot-wire anemometry. *Proceedings of the Royal Society A*, Royal Society, v. 90, n. 622, p. 563–570, 1914. Disponível em: <<https://royalsocietypublishing.org/doi/10.1098/rspa.1914.0089>>. Citado na página 58.
- KOWALSKI, W. *Ultraviolet germicidal irradiation hand- book: UVGI for air and surface disinfection*. [S.l.]: Springer science, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 66.
- LANZA, J. *Desinfecção de embalagem utilizando radiação ultravioleta*. 2016. Disponível em: <<https://foodsafetybrazil.org/desinfeccao-de-embalagem-utilizando-radiacao-ultravioleta>>. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 65.
- LOCATELLI, C. *Balança com Célula de Carga e HX711*. 2019. Disponível em: <<https://www.curtocircuito.com.br/blog/Categoria%20Arduino/balanca-com-celula-de-carga-e-hx711#wheatstone>>. Citado 3 vezes nas páginas 7, 52 e 53.
- MACHADO, J. P. et al. Conhecimento teórico e prático dos profissionais de enfermagem em unidade coronariana sobre a medida indireta da pressão arterial. *Einstein*, Scielo, v. 12, n. 3, p. 330–335, 2014. Disponível em: <<https://www.scielo.br/j/eins/a/XD4KnbwfMCvcgzJrpSC4Wnt/?format=pdf&lang=pt>>. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 26.
- MAENAKA, K. Memos inertial sensors and their applications. In: . [S.l.: s.n.], 2008. p. 71–73. Citado 2 vezes nas páginas 48 e 49.
- MANKINS, J. C. *Technology Readiness Levels*. 2004. Disponível em: <[http://www.artemisinnovation.com/images/TRL\\_White\\_Paper\\_2004-Edited.pdf](http://www.artemisinnovation.com/images/TRL_White_Paper_2004-Edited.pdf)>. Citado 2 vezes nas páginas 6 e 18.
- MARTINS, R. M. S. *Desenvolvimento de um Sensor de Fotopletismografia para Monitorização Cardíaca para aplicação no Pulso*. 2010. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/10316/14086>>. Citado 6 vezes nas páginas 7, 23, 35, 36, 40 e 42.

- MEHRY, E. E. *Em busca da qualidade dos serviços de saúde: os serviços de porta aberta para a saúde e o modelo tecno-assistencial em defesa da vida*. HUCITEC, 1994. 117-60 p. Disponível em: <<https://pesquisa.bvsalud.org/portal/resource/pt/lil-151661>>. Citado na página 14.
- NEVES, J.; LOBAO, M.; EMO, G. de trabalho. Estudo multicêntrico de oxigenoterapia - uma auditoria nacional aos procedimentos de oxigenoterapia em enfermarias de medicina interna. *Revista Portuguesa de Pneumologia*, Elsevier Espanha, v. 18, n. 2, p. 80–85, 2012. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0873215912000049>>. Citado 2 vezes nas páginas 61 e 62.
- PAIVA, M. C. M. da Silva de et al. Caracterização das quedas de pacientes segundo notificação em boletins de eventos adversos. *Rev Esc Enferm USP*, v. 44, n. 1, p. 134–138, 2009. Disponível em: <<https://www.scielo.br/j/reensp/a/xt64sR4frFTVgYgBnzFLgXh/?format=pdf&lang=pt>>. Citado na página 33.
- PATEL, M.; WANG, J. Applications, challenges, and prospective in emerging body area networking technologies. *IEEE Wireless Communications*, v. 17, n. 1, p. 80–88, 2010. Citado 3 vezes nas páginas 8, 73 e 74.
- PESSOA, M. et al. A física de um desinfector com radiação uv-c. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, Scielo, v. 43, 2021. Citado 2 vezes nas páginas 65 e 66.
- POTTER, M. C. et al. *Mechanics of Fluids*. [S.l.]: Cengage Learning, 2012. (4). Citado na página 58.
- RAMSEY, M. Blood pressure monitoring: automated oscillometric devices. *Journal of Clinical Monitoring*, Springer, n. 7, p. 56–67, 1991. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 47.
- RODRIGUES, P. A. et al. Correlação das medidas antropométricas reais do peso e da altura com os métodos de estimativa em pacientes adultos do hospital regional de ceilândia. *Com. Ciências Saúde*, v. 21, n. 3, p. 237–244, 2010. Disponível em: <<https://pesquisa.bvsalud.org/portal/resource/pt/lil-619051>>. Citado na página 34.
- ROMERO, M. A.; RAGI, R.; MANZOLI, J. E. Transistores de alta mobilidade eletrônica (hemts): Princípios de operação e características eletrônicas. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, v. 37, n. 4, 2015. Citado na página 45.
- SANTOS, E. A. dos. *Análise comparativa de fórmulas de estimativa de peso e altura para pacientes hospitalizados*. 2011. Disponível em: <<https://pesquisa.bvsalud.org/portal/resource/pt/biblio-1026813>>. Citado 2 vezes nas páginas 6 e 34.
- SBPT. *Oximetria de pulso*. 2020. Disponível em: <<https://sbpt.org.br/portal/espaco-saude-respiratoria-oximetria-de-pulso/>>. Citado na página 20.
- SCENIHR. *Health effects of artificial light*. 2012. Disponível em: <[https://ec.europa.eu/health/scientific\\_committees/opinions\\_layman/artificial-light/en/figtableboxes/8.htm](https://ec.europa.eu/health/scientific_committees/opinions_layman/artificial-light/en/figtableboxes/8.htm)>. Citado 2 vezes nas páginas 6 e 37.
- SILVA, A. M. A. *Segurança para câmeras IP*. Universidade Federal de Uberlândia, 2018. Disponível em: <<http://repositorio.ufu.br/bitstream/123456789/26148/3/Seguran%C3%A7aC%C3%A2merasIP.pdf>>. Citado 4 vezes nas páginas 63, 64, 70 e 72.

SIMON, H. B. Hyperthermia. *New England Journal of Medicine*, v. 329, n. 7, p. 483–487, 1993. PMID: 8332154. Disponível em: <<https://doi.org/10.1056/NEJM199308123290708>>. Citado 3 vezes nas páginas 27, 28 e 30.

SUN, J.; FANG, Y.; ZHU, X. Privacy and emergency response in e-healthcare leveraging wireless body sensor networks. *IEEE Wireless Communications*, v. 17, n. 1, p. 66–73, 2010. Citado na página 72.

SWART, J. W. *Semicondutores: Fundamentos, Técnicas e Aplicações*. [S.l.]: Editora da Unicamp, 2008. (1). Citado na página 45.

TIPLER, P. *Física, volume 4, Ótica e Física Moderna*. [S.l.]: Guanabara Koogan, 1995. (3). Citado 2 vezes nas páginas 7 e 44.

TORRES, H. *Sensores Inerciais – Parte 2*. 2015. Disponível em: <<https://www.embarcados.com.br/sensores-inerciais-parte-2/#comments>>. Citado 3 vezes nas páginas 7, 48 e 49.

TOSHIBA. *What is a wide-band-gap semiconductor?* 2022. Disponível em: <[https://toshiba.semicon-storage.com/us/semiconductor/knowledge/faq/diode\\_sic-sbd/sic-sbd001.html](https://toshiba.semicon-storage.com/us/semiconductor/knowledge/faq/diode_sic-sbd/sic-sbd001.html)>. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 44.

UFRGS. *Aplicações do Poço Potencial Infinito*. 2018. Disponível em: <<http://www.if.ufrgs.br/tex/fis01043/20022/Alberto/6.htm>>. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 43.

USP. *Junção P-N*. 2013. Disponível em: <<http://www.lsi.usp.br/~eletroni/milton/depl.htm>>. Citado na página 45.

VANNUCCHI, H.; UNAMUNO, M. do Rosário Del Lama de; MARCHINI, J. S. Avaliação do estado nutricional. *Medicina (Ribeirão Preto)*, v. 29, n. 1, p. 5–18, 1996. Disponível em: <<https://www.revistas.usp.br/rmrp/article/view/707>>. Citado na página 33.

VICTOR, M. A. de G. et al. Quedas em pacientes cirúrgicos: subsídios para o cuidado de enfermagem seguro. *Rev enferm UFPE on line*, v. 11, n. 10, p. 4027–4035, 2017. Citado 2 vezes nas páginas 6 e 32.

WEBSTER, J. G. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation - Vol. 1*. John Wiley Sons, Inc., 2006. (2). Disponível em: <<http://www.mrw.interscience.wiley.com/emdi>>. Citado 6 vezes nas páginas 6, 7, 36, 38, 39 e 41.

WEBSTER, J. G. *Medical Instrumentation: application and design*. [S.l.]: John Wiley Sons, Inc., 2010. (4). Citado na página 47.

YEH, T.; CHIU, D.; LU, K. *Persirai: New IoT Botnet Targets IP Cameras*. 2017. Disponível em: <[https://www.trendmicro.com/en\\_us/research/17/e/persirai-new-internet-things-iot-botnet-targets-ip-cameras.html](https://www.trendmicro.com/en_us/research/17/e/persirai-new-internet-things-iot-botnet-targets-ip-cameras.html)>. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 71.