

UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL
ÁREA DO CONHECIMENTO DE CIÊNCIAS EXATAS E ENGENHARIAS

MARIA EDUARDA FINGER TOIGO

SISTEMA DE MONITORAMENTO DE TEMPERATURA E UMIDADE EM ÓRTESE
DE MEMBROS INFERIORES PARA PACIENTES DE UTI

CAXIAS DO SUL

2025

MARIA EDUARDA FINGER TOIGO

**SISTEMA DE MONITORAMENTO DE TEMPERATURA E UMIDADE EM ÓRTESE
DE MEMBROS INFERIORES PARA PACIENTES DE UTI**

CAXIAS DO SUL

2025

MARIA EDUARDA FINGER TOIGO

**SISTEMA DE MONITORAMENTO DE TEMPERATURA E UMIDADE EM ÓRTESE
DE MEMBROS INFERIORES PARA PACIENTES DE UTI**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao curso de Engenharia de Controle e Automação da Universidade de Caxias do Sul, como requisito parcial à obtenção do grau de Bacharel em Engenharia de Controle e Automação.

Aprovado em ____/____/____

Banca Examinadora

Dr. Carlos Alberto Costa
Universidade de Caxias do Sul – UCS

Dr. André Gustavo Adami
Universidade de Caxias do Sul – UCS

Dr. Guilherme Holsbach Costa
Universidade de Caxias do Sul – UCS

AGRADECIMENTOS

Dedico este trabalho aos meus pais, Rita e Janir que são meus exemplos e reflexo do que sou hoje. Agradeço ao meu irmão João que dividiu as aflições comigo e ao meu companheiro Lucas que me auxiliou em todo o processo de formação e dividiu comigo os nossos cinco anos e meio de graduação. Agradeço também ao meu orientador Carlos Costa que desde sempre acreditou em mim e me orientou do início ao fim deste trabalho. Agradeço aos meus professores por todos os ensinamentos compartilhados e colegas do laboratório, Deives, Roberto, Paula e Ana por todo companheirismo, apoio e amizade. Agradeço a mim por nunca ter desistido e seguido em frente com a conclusão do curso.

RESUMO

Este trabalho apresenta o estudo de um sistema de monitoramento automatizado aplicado à prevenção de lesões por pressão em pacientes da Unidade de Terapia Intensiva (UTI). O sistema foi desenvolvido e incorporado em um dispositivo de adequação postural, com foco na redistribuição de pressão nas áreas críticas da parte inferior da perna, visando a minimização de úlceras de pressão, especialmente na região dos calcâneos. As grandezas de temperatura e umidade são parâmetros essenciais a serem monitorados em pacientes acamados por longos períodos, pois essas variáveis podem ser indicadores importantes do risco de desenvolvimento de úlceras de pressão. Assim, para o desenvolvimento deste trabalho, foram utilizados sensores de temperatura e umidade, acoplados a um sistema de monitoramento baseado em microcontrolador. A escolha dos sensores foi feita com base em sua adequação à aplicação e viabilidade da implementação. O sistema de monitoramento foi implementado utilizando a plataforma Arduino, com elementos atuadores do tipo motor vibratório para estimulação muscular. A montagem do sistema envolveu a integração dos sensores à órtese, juntamente com o controle dos dados coletados e a geração de estímulos. Um protótipo funcional foi implementado para testes, e os resultados preliminares indicam que o dispositivo consegue identificar as variações de temperatura e umidade e responder as mesmas com o estímulo programado, mostrando-se como uma possibilidade no auxílio a prevenção de úlceras de pressão em pacientes de UTI.

Palavras-chave: Termorregulação; Medição de temperatura e umidade; sistema de monitoramento.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Compressão dos vasos capilares	18
Figura 2 - Intensidade da pressão nas regiões corporais	19
Figura 3 - Posição de Fowler	19
Figura 4 - Fluxograma do processo proposto para a pesquisa	33
Figura 5 - Órtese produzida em impressão 3D e utilizada no trabalho	34
Figura 6 - Termistor NTC	35
Figura 7 - Chapa de cobre antes e depois de sua conformação e arredondamento dos cantos vivos	36
Figura 8 - Estrutura do sensor de umidade LM393	37
Figura 9 - Módulo motor Vibracall MV50	38
Figura 10 - Arduino Uno R3	40
Figura 11 – Display LCD 16X2 Shield	40
Figura 12 - Fluxograma das etapas da lógica de controle e monitoramento proposta	41
Figura 13 - Circuito divisor de tensão	45
Figura 14 - Conexão do NTC e arduino	45
Figura 15 - Chapa metálica com sensores NTC acoplados	46
Figura 16 - Chapa metálica com sensores NTC acoplados e cobertos por fita metálica	46
Figura 17 - Instalação dos módulos Vibracalls na órtese	49
Figura 18 - Arquitetura do sistema e interação entre o Arduino UNO e os dispositivos de entrada e saída	51
Figura 19 - Case de proteção, (visto de frente) para o dispositivo de controle	55
Figura 20 - Case de proteção, (visto de costas) para o dispositivo de controle	55
Figura 21 - Suporte do sensor de umidade	56
Figura 22 - Suporte de sensor de umidade posicionada na chapa de cobre	57
Figura 23 - Tela inicial do sistema	58
Figura 24 - Calibração inicial e registro das temperaturas de base	58
Figura 25 - Aviso de calibração e medição bem sucedidos	59
Figura 26 - Display contendo as temperaturas medidas em tempo real	59
Figura 27 - Alerta de variação de temperatura, LED aceso	59
Figura 28 - Alerta desativado e recalibração do sistema	60
Figura 29 - Simulação de aumento de umidade	61
Figura 30 - Alerta de umidade, LED aceso	61

Figura 31 - Alerta desativado e recalibração do sistema	62
Figura 32 – Sessão de terapia vibratória	63
Figura 33 - Período de repouso após terapia vibratória	63
Figura 34 - Recalibração após sessão de vibração e repouso	63
Figura 35 - Adiamento da sessão de terapia vibratória	64
Figura 36 - Temperaturas registradas antes da vibração	65
Figura 37 - Temperaturas registradas depois da vibração	65
Figura 38 - Montagem completa do protótipo	66

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Componentes e suas respectivas quantidades e funções	52
Quadro 2 – Componentes e suas respectivas conexões com o arduino	52

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC	Conversor Analógico-Digital
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
ARM	<i>Advanced RISC Machine</i>
CI	Circuito Integrado
DC	Corrente Contínua
DHT	<i>Digital Humidity and Temperature Sensor</i>
EMC	Compatibilidade Eletromagnética
ERM	<i>Eccentric Rotating Mass</i>
EPUAP	<i>European Pressure Ulcer Advisory Panel</i>
FCECON	Fundação Centro de Controle de Oncologia do Estado do Amazonas
IDE	Ambiente de Desenvolvimento Integrado
IHM	Interface Homem-Máquina
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
LCD	Display de Cristal Líquido
MV50	Módulo Motor Vibracall MV50
NMES	Estimulação Elétrica Neuromuscular (<i>Neuromuscular Electrical Stimulation</i>)
NPUAP	<i>National Pressure Ulcer Advisory Panel</i>
NTC	Coeficiente de Temperatura Negativo (<i>Negative Temperature Coefficient</i>)
PCB	Placa de Circuito Impresso (<i>Printed Circuit Board</i>)
PIC	Controlador de Interface Periférica (<i>Peripheral Interface Controller</i>)
PPPIA	<i>Pan-Pacific Pressure Injury Alliance</i>
PWM	Modulação por Largura de Pulso (<i>Pulse Width Modulation</i>)
RH	Umidade Relativa (<i>Relative Humidity</i>)
RISC	Computador com Conjunto Reduzido de Instruções (<i>Reduced Instruction Set Computer</i>)
SBC	Computador de Placa Única (<i>Single Board Computer</i>)
SGQ	Sistema de Gestão da Qualidade
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
SUS	Sistema Único de Saúde
TA	Tecnologia Assistiva

TENS	Estimulação Elétrica Nervosa Transcutânea (<i>Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation</i>)
UTI	Unidade de Terapia Intensiva
V&V	Verificação e Validação
VBE	Tensão Base-Emissor
VF	Queda de Tensão Direta
WBV	Vibração de Corpo Inteiro (<i>Whole-Body Vibration</i>)

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	13
1.1	JUSTIFICATIVA	14
1.2	OBJETIVOS	15
1.2.1	Objetivo geral.....	15
1.2.2	Objetivos específicos	15
1.3	ABORDAGEM E DELIMITAÇÃO DO TRABALHO	16
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	17
2.1	ANÁLISE E INTEGRAÇÃO PARA PREVENÇÃO DE LESÕES POR PRESSÃO	17
2.1.1	Lesões por pressão	17
2.2	TECNOLOGIA ASSISTIVA VOLTADA À ADEQUAÇÃO POSTURAL	20
2.3	PADRÕES HOSPITALARES.....	21
2.4	MONITORAMENTO E ESTÍMULOS PARA PREVENÇÃO DE LESÕES POR PRESSÃO.....	22
2.4.1	Sensores para monitoramento de temperatura.....	22
2.4.2	Sensores para monitoramento de umidade	25
2.4.3	Atuadores de estimulação vibracional	26
2.5	CONTROLE DO SISTEMA DE SENSORIAMENTO, PROCESSAMENTO E ATUAÇÃO.....	30
2.6	CONSIDERAÇÕES SOBRE A FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	31
3	MÉTODOS E MATERIAL	33
3.1	ANÁLISE DO DISPOSITIVO DE ADEQUAÇÃO POSTURAL PROPOSTO	33
3.2	SELEÇÃO DOS COMPONENTES ELETRÔNICOS USADOS NO PROTÓTIPO..	34
3.2.1	Sistema de monitoramento de temperatura	35
3.2.2	Sistema de monitoramento de umidade.....	36
3.2.3	Sistema de geração de estímulos vibracionais	38
3.2.4	Sistema de leitura de dados e controle de componentes.....	39

3.3	DEFINIÇÃO DA LÓGICA DE CONTROLE E MONITORAMENTO	40
3.3.1	Fase de Inicialização e Calibração	41
3.3.2	Ciclo de Monitoramento Contínuo.....	42
3.3.3	Detecção de Risco e Estado de Alerta	42
3.3.4	Atuação Terapêutica e Repouso	43
3.4	PROJETO DE HARDWARE E CIRCUITO DE AQUISIÇÃO	43
3.4.1	Circuito de aquisição dos sensores NTC.....	44
3.4.2	Circuito do sensor de umidade condutivo	47
3.4.3	Circuito de acionamento dos atuadores vibratórios.....	47
3.4.4	Circuitos de Alerta.....	48
3.4.5	Diagrama Elétrico Consolidado do Sistema.....	49
4	RESULTADOS	52
4.1	PROJETO DE FIRMWARE E MONTAGEM DO PROTÓTIPO.....	52
4.2	VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL E ANÁLISE DE RESULTADOS	56
4.2.1	Validação do Subsistema de Monitoramento de Temperatura	56
4.2.2	Validação do Subsistema de Monitoramento de Umidade	59
4.2.3	Validação do Subsistema de Atuação Terapêutica.....	61
4.2.4	Montagem Final do Hardware e Teste de Funcionamento.....	64
5	DISCUSSÕES	66
6	CONCLUSÃO.....	68
7	REFERÊNCIAS.....	70
	APÊNDICE A – CÁLCULO DE BETA.....	75
	APÊNDICE B – FIRWARE DO PROTÓTIPO	77
	APÊNDICE C – TESTES DE PROPORÇÃO DE UMIDADE.....	82

1 INTRODUÇÃO

Uma das consequências mais comuns, prevalentes de longa permanência em hospitais, especialmente em uma mesma posição de internação, é o aparecimento de alterações de pele. Perry e Potter (2013), bem como Costa e Calili (2011), transcorrem sobre as lesões de pressão, também conhecidas como úlceras de pressão ou escaras, que surgem da compressão das partes moles entre proeminências ósseas e superfícies duras externas, resultado da pressão prolongada, fricção, forças de cisalhamento e umidade. Essas condições afetam especialmente pessoas idosas e com condições como circulação prejudicada, imobilização, desnutrição, perda de sensibilidade e incontinência (PERRY; POTTER; ELKIN, 2013).

A gravidade das lesões pode variar, desde leves eritemas até necrose extensa do tecido subcutâneo. O diagnóstico clínico e o tratamento envolvem medidas para reduzir a pressão, prevenir atritos e cuidados minuciosos com as lesões. Tratamentos avançados, como terapia de feridas com pressão negativa e intervenções cirúrgicas, podem ser necessários em casos graves. As lesões por pressão têm sido alvo de grande preocupação, visto que sua ocorrência causa impacto tanto para os pacientes e seus familiares, quanto para o sistema de saúde em si, pois ocorre o prolongamento de internações, riscos de infecção e outros agravos que poderiam ser evitados (PERRY; POTTER; ELKIN, 2013).

Dispositivos para a minimização das úlceras de pressão são limitados, uma vez que muitos não conseguem oferecer uma realocação de pressão adequada em áreas críticas do corpo, levando à formação dessas úlceras, especialmente em pacientes com mobilidade reduzida. Da mesma forma, o acompanhamento e intervenção de enfermeiros atuando na reposição dos pacientes é muito difícil pois a rotatividade intensa das equipes e a falta de tecnologias de monitoramento em tempo real dificultam a eficácia dos atendimentos (TOIGO; COSTA, 2024).

Assim como esses problemas são evidentes, a necessidade de desenvolvimento de projetos que os minimizem é ainda maior. Entretanto, o mercado de dispositivos para a minimização das úlceras de pressão é pouco explorado quando o assunto vai além de auxiliar o conforto e, de fato, parte para redistribuição de pressão e monitoramento de possíveis variáveis agravantes. Tendo em vista que as soluções até então comercializadas auxiliam predominantemente no aconchego e são feitas de materiais de difícil higienização no ambiente hospitalar, como espumas, além de não possuírem formato antropométrico, observou-se um caminho que se direciona para impressão 3D. Esta abordagem foi testada e

apresentou resultados promissores que podem resultar em melhores condições do paciente (TOIGO; COSTA, 2024).

Contudo, uma das limitações dos dispositivos comercializados, de uma forma geral, está no monitoramento e geração de estímulos nos pacientes. Há a necessidade de se monitorar parâmetros como temperatura e umidade, pois esses parâmetros são potencializadores das úlceras de pressão. Da mesma forma, é desafiador a proposta de sistemas que possam gerar estímulos com o intuito de auxiliar diretamente na circulação sanguínea, prevenindo o surgimento de áreas de pressão prolongada e melhorando a oxigenação dos tecidos. O objetivo de um estudo de caso realizado em 2011 (GYAWALI *et al.*, 2011) foi utilizar estímulos controlados para manter a circulação ativa e minimizar o risco de complicações decorrentes da imobilidade dos pacientes.

Este trabalho propõe um estudo sobre alguns dos fenômenos favoráveis ao desenvolvimento de lesões por pressão, como umidade e temperatura, e como estes podem ser monitorados. Adicionalmente, o estudo avalia como a geração de estímulos, em resposta a esses fenômenos, que promovem a oxigenação e circulação nos tecidos podem ser utilizados em órteses de adequação postural. O estudo é realizado dentro cenário de pacientes de UTI, passivos, e com foco nos membros inferiores.

1.1 JUSTIFICATIVA

De acordo com Mervis e Phillips (2019), as úlceras de pressão, que afetam até 3 milhões de adultos anualmente nos Estados Unidos, são um problema crescente, particularmente em ambientes hospitalares e de unidades de terapia intensiva (UTIs). Além disso, estudos brasileiros revelam que a prevalência de úlceras por pressão em pacientes hospitalizados pode chegar a 16,9% (Martins *et al.*, 2016). Essas lesões, que prolongam as internações e aumentam significativamente os custos do tratamento, têm como fatores agravantes a temperatura da pele e a umidade. O aumento da temperatura local eleva a taxa metabólica, gerando transpiração e, conseqüentemente, aumentando a umidade da pele. Esse processo diminui a resistência dos tecidos à pressão e à força de cisalhamento, facilitando o desenvolvimento das úlceras (CLARK *et al.*, 2020).

No entanto, a prevenção dessas lesões em hospitais ainda depende majoritariamente de práticas como o reposicionamento manual dos pacientes a cada duas horas, ou da utilização de superfícies de redistribuição de pressão. O Protocolo de Prevenção de Lesões por Pressão do estado do Amazonas da FCECON (2022) indica que, embora o reposicionamento seja

recomendado, a literatura não comprova que duas horas sejam o intervalo ideal para evitar o desenvolvimento de lesões, mas sim o máximo tolerável para garantir a redistribuição da pressão. Além disso, sistemas públicos de saúde, como o SUS, que atende 190 milhões de pessoas, enfrentam sobrecarga de recursos e má distribuição de profissionais, o que dificulta a aplicação rigorosa de protocolos de prevenção (PORTAL GOV.BR, 2022).

Embora existam alguns dispositivos no mercado destinados à redistribuição de pressão, poucos oferecem a integração de um sistema de monitoramento das variáveis críticas, como temperatura e umidade da pele, que são determinantes para o risco de lesões. Além disso, é escasso o uso de estímulos vibracionais que podem ajudar a promover a circulação sanguínea e prevenir a formação de úlceras. O dispositivo proposto neste trabalho integra sensores de temperatura e umidade para monitorar essas variáveis a fim de que os profissionais da saúde atuem automaticamente quando mudanças críticas forem detectadas. A proposta inclui o uso de atuadores vibratórios e a implementação de um sistema de controle baseado em Arduino, capaz de fornecer estímulos para melhorar a circulação e evitar a estagnação da pressão. Nota-se que este sistema visa não apenas redistribuir a pressão de forma eficiente, mas também monitorar o microclima das áreas vulneráveis em questão. Então, fica a pergunta: como implementar o monitoramento de variáveis e estimulação vibratória em um dispositivo de adequação para redistribuição de pressão em pacientes de UTI?

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

O objetivo do trabalho é desenvolver um protótipo de um sistema de monitoramento de variáveis e estimulação da interface da órtese atrelado a um dispositivo de adequação para redistribuição de pressão em pacientes acamados em leitos de UTI.

1.2.2 Objetivos específicos

Do objetivo geral derivam-se os específicos como sendo:

- a) Compreender o cenário de distribuição de pressão em leitos de UTI;
- b) Compreender como as variáveis monitoradas influenciam no desenvolvimento e no agravamento das lesões;

- c) Avaliar as opções de sensores para monitoramento dos fenômenos da interação pele-órtese e selecionar os mais adequados;
- d) Identificar dispositivos que possam atuar como estímulo para a circulação;
- e) Desenvolver um sistema experimental de sensoriamento e estimulação para um dispositivo de adequação postural para membros inferiores;
- f) Avaliar os resultados obtidos por meio de um teste experimental.

1.3 ABORDAGEM E DELIMITAÇÃO DO TRABALHO

Com base em estudos sobre lesões de pressão e o alarmante problema que elas ocasionam em ambientes hospitalares de cuidados intensivos, pensou-se quais variáveis, além da pressão, poderiam ser observadas para mitigar ainda mais o desenvolvimento dessas enfermidades que prejudicam o paciente e complicam seu processo de recuperação funcional. Cabe ressaltar que a pressão não é uma variável monitorada ativamente como ocorre com a temperatura e umidade, a decisão de não monitorar pressão, se baseia na premissa de que a distribuição adequada de pressão é uma questão resolvida primordialmente pelo projeto mecânico e anatômico da própria órtese, que foi projetada para distribuir as cargas de forma homogênea e evitar picos de pressão.

A partir deste dispositivo de redistribuição de pressão de membros inferiores (órtese) previamente desenvolvido e com modelo piloto fabricado em impressão 3D, foram realizados os estudos de viabilidade de sensoriamento de temperatura e umidade para posteriores testes e validações. Portanto, é importante ressaltar que, neste trabalho, o autor não é responsável pelos acabamentos do protótipo, uma vez que a fabricação em impressão 3D e os mecanismos de montagem não estão no escopo deste trabalho de conclusão de curso. Além disso, após a conclusão do estudo, o autor fica isento de qualquer responsabilidade que diz respeito à aplicação, ou não, do protótipo em ambiente hospitalar.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo tem como propósito estabelecer a fundamentação teórica necessária para atingir os objetivos delineados anteriormente. Através da análise da literatura busca-se uma compreensão sólida que sustente as abordagens adotadas neste trabalho.

2.1 ANÁLISE E INTEGRAÇÃO PARA PREVENÇÃO DE LESÕES POR PRESSÃO

A Unidade de Terapia Intensiva (UTI) é definida por um atendimento integral, multidisciplinar e profissional, que emprega os conhecimentos e as tecnologias mais avançadas para apoiar o diagnóstico, o tratamento e a reabilitação de pacientes em estado crítico (ROSA, 2021). As lesões por pressão geram sérias consequências para esses sistemas de saúde, visto que, na Holanda, as úlceras de pressão representam o quarto maior desafio em termos de recursos, consumindo mais de 1% do orçamento total do sistema de saúde do país (CHAYAMITI; CALIRI, 2009). Ademais, o surgimento dessas úlceras prolonga a permanência dos pacientes em tratamento, afetando negativamente sua qualidade de vida.

2.1.1 Lesões por pressão

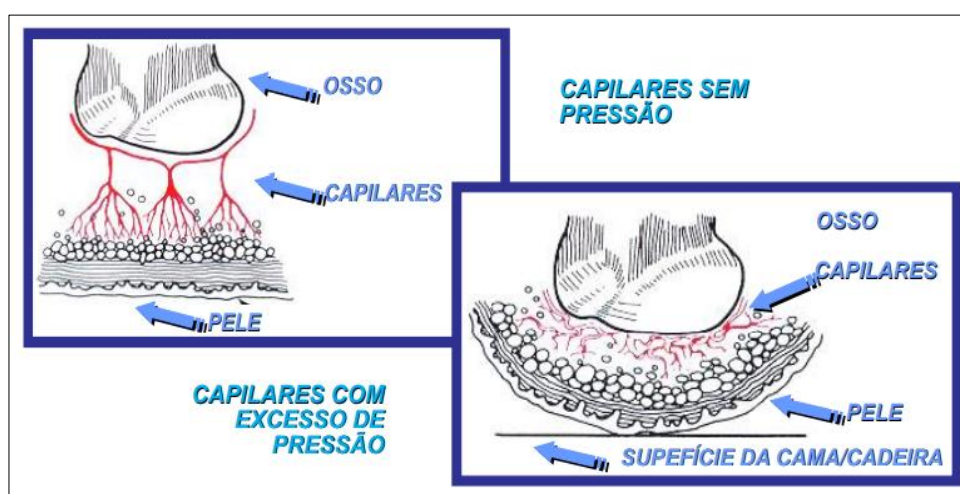
Pessoas com sensibilidade diminuída, imobilidade prolongada ou que estão acamadas, especialmente em idades avançadas, têm uma maior predisposição ao desenvolvimento de úlceras de pressão. Os locais mais suscetíveis para a ocorrência dessas lesões são geralmente sobre proeminências ósseas, como a região mentoniana, occipital, escapular, cotovelo, sacral, ísquio, trocanter, crista ilíaca, joelho, maléolo e calcâneo (THULER; DANTAS, 2013).

De acordo com a definição da *European Pressure Ulcer Advisory Panel*, *National Pressure Ulcer Advisory Panel* e *Pan Pacific Pressure Injury Alliance* (EPUAP, NPUAP e PPPIA, 2019), a úlcera por pressão é descrita como uma lesão localizada na pele e nos tecidos subjacentes, geralmente sobre uma proeminência óssea, resultante da pressão ou de uma combinação dessa pressão com forças de torção. Os tecidos subsequentes, ou seja, que estão abaixo da pele incluindo a derme, o tecido adiposo, músculos e estruturas mais profundas, são responsáveis por suportar e nutrir a pele, então, quando a pressão é excessiva ou prolongada, pode comprometer o fluxo sanguíneo e, conseqüentemente, a saúde desses tecidos, levando a lesões como úlceras por pressão. Para o surgimento dessas lesões, três fatores são essenciais: a magnitude da pressão, o tempo de exposição a essa pressão e a sensibilidade do tecido

(PERRY; POTTER; ELKIN, 2013).

A pressão necessária para o fechamento de um capilar deve ser superior à pressão interna do mesmo, que varia de 12 a 32 mmHg (KOSIAK, 1961). Essa é a pressão que representa a menor força capaz de colapsar um vaso sanguíneo. A interrupção da circulação por um período prolongado resulta na necrose dos tecidos, favorecendo o surgimento de lesões por pressão (COSTA; CALIRI, 2011). A Figura 1 faz uma comparação de forma representativa da condição normal, ou seja, sem efeito da pressão nos capilares e da compressão destes sob uma proeminência óssea, causando a interrupção do fluxo sanguíneo.

Figura 1 - Compressão dos vasos capilares



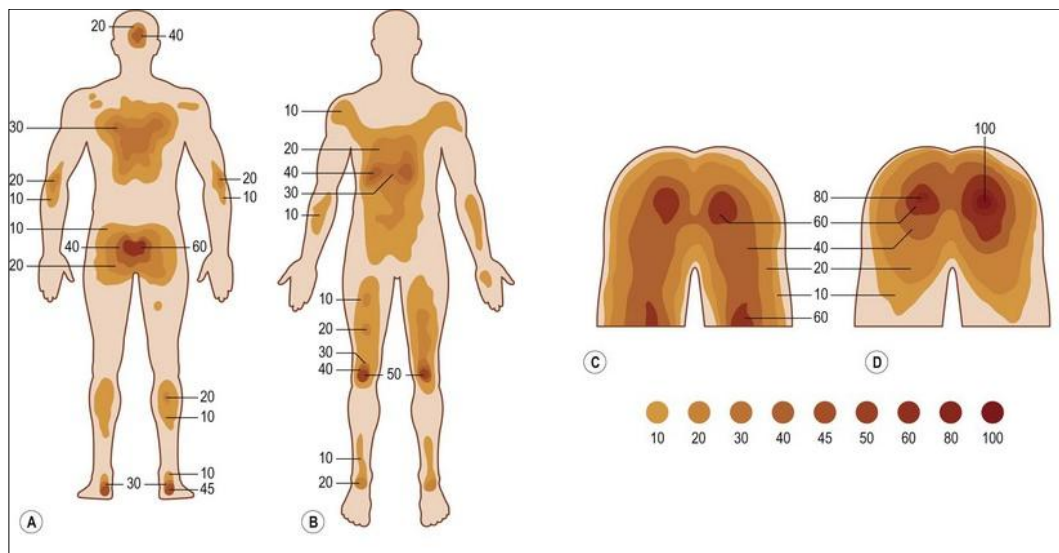
Fonte: Costa e Caliri (2011)

O tempo de exposição à pressão é um fator decisivo, visto que existe uma relação inversa entre a intensidade da pressão e a duração da exposição, ou seja, as lesões podem ocorrer com uma pressão de baixa intensidade durante um longo período ou podem ocorrer com uma pressão de alta intensidade durante um curto período (BERNARDES, 2020). Outros fatores externos são: cisalhamento, fricção e umidade. O cisalhamento é uma força paralela que alonga os tecidos e vasos sanguíneos, ou seja, quando o paciente escorrega em um leito hospitalar, os tecidos aderem aos lençóis, enquanto as estruturas internas não, fazendo com que ocorra um deslizamento estrutural gerando destruição tecidual. A fricção é o ato de esfregar o tecido da pele contra uma outra superfície, ocasionando o desgaste da primeira camada da mesma, a epiderme, e deixando-a mais sensível e fina. A umidade cutânea, oriunda da incontinência urinária ou fecal e do suor, geram lacerações na pele e deixam-na vulnerável às lesões por pressão (PERRY; POTTER; ELKIN, 2013).

A Figura 2 representa a distribuição de pressão em mmHg, em quatro posições (A)

supina, (B) prona, (C) sentado com pés soltos, em balanço e (D) sentado com os pés apoiados. Nota-se que, conforme a posição, algumas partes do corpo são mais prejudicadas que outras, por conta da distribuição irregular da pressão. Um exemplo crítico de como a postura do paciente impacta na distribuição de pressão é a Posição de Fowler (Figura 3), comumente adotada na UTI para melhorar a função respiratória. Embora benéfica, esta posição, com a cabeceira elevada, aumenta significativamente a pressão sobre os calcanhares, tornando-os uma área propícia ao o desenvolvimento de lesões (SACCO *et al.*, 2023). Portanto, mesmo em posturas clinicamente necessárias, a prevenção exige medidas ativas, como o reposicionamento frequente do paciente e a utilização de dispositivos de alívio de pressão, para mitigar os riscos associados a essa distribuição de peso irregular.

Figura 2 - Intensidade da pressão nas regiões corporais



Fonte: Adaptado de SONG (2018).

Figura 3 - Posição de Fowler



Fonte: TU Ortopedia Online (2024)

De acordo com Kim e Shin (2021), a pressão de contato crítica, situada em torno de

60 mmHg, representa o limiar máximo para exposição dos tecidos cutâneos. No entanto, a pressão máxima recomendada para as regiões dos calcanhares está entre 30 e 50 mmHg, visto que o pico de pressão plantar é um fator de risco independente para ulceração e deve ser evitado (SACCO *et al.*, 2023).

Outro fator importante a ser analisado é o microclima da pele, especialmente em pacientes acamados. O aumento da temperatura local e da umidade em áreas de contato, como calcanhares e panturrilhas, são variáveis críticas que podem acelerar o desenvolvimento de úlceras (GEFEN, 2018; OOMENS *et al.*, 2016). O calor excessivo eleva a taxa metabólica e, através da vasodilatação, aumenta a transpiração, tornando a pele mais frágil e suscetível ao cisalhamento (CLARK *et al.*, 2020). Como já foi dito, a umidade prolongada, seja por suor ou outras fontes, enfraquece a barreira protetora da pele (BRIENZA; GEYER, 2021), e a combinação de alta umidade e temperatura diminui a coesão celular, elevando o risco de danos (DINSDALE, 2022). Alguns trabalhos analisaram a relação entre umidade da pele e sensação térmica, indicando que ambientes com umidade elevada dificultam a evaporação do suor e podem reduzir a sensação típica de conforto térmico (OLIVEIRA; RUPP; GHISI, 2020). Por esta razão, o monitoramento contínuo destas variáveis com dispositivos de apoio é uma estratégia essencial, permitindo intervenções precoces para preservar a integridade da pele e prevenir complicações (BISHOP *et al.*, 2017; *et al.*, 2019).

2.2 TECNOLOGIA ASSISTIVA VOLTADA À ADEQUAÇÃO POSTURAL

A Tecnologia Assistiva tem como objetivo promover a autonomia e melhorar a qualidade de vida dos indivíduos, principalmente em casos de mobilidade reduzida. Nesse contexto, os dispositivos de adequação postural são recursos essenciais, pois proporcionam posturas mais corretas e confortáveis, além de ajudar na redistribuição de pressão. A órtese desenvolvida por Toigo e Costa (2024) faz parte desse campo da Tecnologia Assistiva, pois visa a adaptação postural de pacientes acamados, especialmente aqueles com obesidade, que estão sujeitos ao desenvolvimento de úlceras por pressão devido à pressão prolongada nas áreas do corpo, como os calcanhares e a panturrilha.

Este trabalho de conclusão vem a complementar o desenvolvimento da órtese descrita no artigo de Toigo e Costa (2024), pois propõe a implementação de um sistema integrado de monitoramento para monitorar variáveis críticas como temperatura, umidade e pressão. A órtese, embora essencial para a redistribuição de pressão, resolve parcialmente o problema, enquanto o sistema de monitoramento oferece uma solução mais completa,

identificando riscos de lesões antes que se tornem graves. A integração de sensores de monitoramento e estimulação permitirá que a condição do paciente seja ajustada de maneira dinâmica, promovendo intervenções preventivas em tempo real, o que aumenta a eficácia do cuidado hospitalar.

Vale ressaltar que, embora a órtese desempenhe um papel fundamental na redistribuição de pressão, ela é apenas uma parte do sistema que está sendo desenvolvido. Este trabalho foca na criação de uma solução mais abrangente, que utiliza o monitoramento para detectar mudanças no microclima da pele, permitindo intervenções precoces. Ao integrar tecnologias assistivas com sistemas de monitoramento e estímulos, este projeto visa oferecer uma solução mais eficaz na prevenção de úlceras de pressão, indo além da adequação postural, e utilizando a tecnologia para garantir a integridade tecidual dos pacientes acamados.

2.3 PADRÕES HOSPITALARES

A transição de um protótipo acadêmico como este, para um dispositivo médico de uso clínico exige a conformidade com um conjunto de normas técnicas, sendo fundamental discutir este contexto para delimitar o escopo do presente trabalho. Conforme Rodrigues, Santos e Grubisic (2020), o desenvolvimento de dispositivos para a área da saúde é regido por normas que visam garantir a segurança e eficácia do produto, protegendo tanto o paciente quanto o operador. No Brasil, a comercialização desses dispositivos, também, requer registro na ANVISA, que trabalha de acordo com estas normas técnicas. A principal referência para sistemas de gestão da qualidade aplicados a dispositivos médicos é a ABNT NBR ISO 13485:2016, que estabelece os requisitos para o controle de qualidade desde o projeto até o pós-venda. Já a ABNT NBR IEC 60601-1:2016 é a norma central para segurança e desempenho de equipamentos eletromédicos, abordando riscos elétricos, mecânicos e funcionais. Como complemento, a IEC 60601-1-2 trata da Compatibilidade Eletromagnética (EMC), essencial em ambientes clínicos.

O gerenciamento de risco é normatizado pela ABNT NBR ISO 14971:2020, que orienta a identificação, análise e controle de riscos associados ao uso do equipamento. Embora o protótipo desenvolvido neste trabalho não exija certificação formal, a familiaridade com essas normas é essencial para embasar boas práticas de engenharia e orientar escolhas técnicas com foco em segurança.

Cabe destacar que este projeto configura-se como uma prova de conceito funcional para a demonstração da viabilidade técnica do conceito, no desenvolvimento da lógica de

controle e na criação de um protótipo funcional. A sua futura conversão em um produto clínico exigirá reformulações no projeto, incluindo substituição de componentes por equivalentes com certificação médica, uso de placa de circuito impresso (PCB) profissional e adequações ao *firmware* com processos formais de Verificação e Validação (V&V), conforme exigido pelas normas citadas.

2.4 MONITORAMENTO E ESTÍMULOS PARA PREVENÇÃO DE LESÕES POR PRESSÃO

Nesta seção, será abordado o uso de tecnologias de monitoramento de variáveis críticas, como temperatura e umidade, para a prevenção de lesões por pressão em pacientes acamados, com ênfase em unidades de terapia intensiva (UTI). Outrossim, será explorado o uso de estimulação vibracional como uma técnica complementar para melhorar a circulação sanguínea e prevenir o agravamento de lesões. Ademais, será apresentada uma revisão das principais abordagens tecnológicas e seus impactos no cuidado a pacientes com risco de úlceras de pressão.

2.4.1 Sensores para monitoramento de temperatura

Existem diferentes sensores disponíveis comercialmente para a medição de temperatura, eles são utilizados em diversos contextos clínicos e industriais. Para a temperatura, os sensores infravermelhos, ou pirômetros, são bastante comuns, pois oferecem uma medição não invasiva (sem contato) e rápida, detectando a radiação térmica emitida pela superfície da pele ou de outros materiais, sendo amplamente utilizados em ambientes hospitalares para monitoramento de febre e outras condições térmicas (ARAÚJO *et al.*, 2022). No entanto, sua precisão pode ser comprometida por fatores como a presença de cobertores ou outros materiais que atenuam a radiação infravermelha, limitando sua eficácia em condições específicas (MAIA *et al.*, 2018).

Outra opção disponível são os termopares, que medem a diferença de temperatura entre dois metais diferentes. Esses sensores, que convertem a diferença térmica em um sinal elétrico, são conhecidos por sua precisão e robustez, sendo usados em diversas aplicações industriais e científicas, incluindo medições em ambientes com alta variação térmica (GARCIA DE LA PENA *et al.*, 2019).

Os termopares funcionam com base no efeito Seebeck, no qual a junção entre dois metais distintos gera uma tensão elétrica proporcional à diferença de temperatura entre a

junção de medição e a junção de referência, sendo ele uma fonte de força eletromotriz (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2006). Essa característica permite que os termopares operem em uma ampla faixa de temperaturas, dependendo do tipo do mesmo (como os tipos K, J, T, entre outros). Além da ampla faixa, esses sensores são valorizados pela sua durabilidade, resistência a ambientes adversos e tempo de resposta rápido, sendo ideais para aplicações que exigem monitoramento contínuo e confiável em condições extremas. Apesar de, o caso em questão não ser de situação extrema, os termopares estão dentro da faixa de trabalho necessário para medição de temperatura corporal.

Contudo, termopares como o Tipo J, K e T geram uma tensão de baixa amplitude, onde em temperatura ambiente, sua tensão varia em $52 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$, $41 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$ e $41 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$, respectivamente (ANALOG DEVICES, 2010). Em contrapartida, um conversor analógico-digital (ADC) de 10 bits, como o presente na plataforma Arduino UNO com uma tensão de referência de 5V, possui uma resolução mínima de aproximadamente 4,88 milivolts (mV). Esta incompatibilidade, onde o sinal do sensor é mais de cem vezes menor que o menor degrau de tensão detectável pelo ADC, torna a conexão direta dificultada e resultaria em medições sem qualquer precisão útil. Com isso, torna-se necessário o uso de circuitos amplificadores como o módulo de leitura MAX6675, específico para termopares do tipo K, que é um conversor analógico-digital com amplificador integrado e compensação de junta fria para elevar o sinal a níveis compatíveis com os sistemas de aquisição de dados. Este conversor tem uma saída simples, compatível com protocolo SPI (MAXIM INTEGRATED, 2021).

O uso do amplificador MAX6675, que realiza a compensação de junta fria por meio de um sensor interno, apresenta limitações quanto à precisão. De acordo com o *datasheet* do componente, o erro total pode ultrapassar 5°C , considerando tanto a compensação interna (até 3°C) quanto os desvios associados ao próprio circuito (até $2,25^\circ\text{C}$), o que compromete a confiabilidade das medições. Além disso, cada termopar requer um módulo MAX6675 dedicado, o que implica maior consumo de espaço físico, levando em consideração que seu comprimento, largura e altura são respectivamente 32 mm, 15 mm, 14 mm, dificultando a miniaturização e a portabilidade do sistema.

Outra alternativa utilizada são os termistores, que são semicondutores cerâmicos que têm sua resistência alterada em efeito à temperatura. Esses dispositivos são formados pela mistura de óxidos metálicos sintetizados e prensados em filmes finos, podendo ser encapsulados em vidro ou epóxi. Podem ser classificados em dois tipos principais: PTC (coeficiente de temperatura positivo) e NTC (coeficiente de temperatura negativo). Os do tipo

PTC (geralmente construídos de silício) apresentam aumento da resistência com o aumento da temperatura, sendo frequentemente usados em proteção contra sobrecorrente e em aplicações onde se deseja limitar a corrente elétrica. Já os do tipo NTC, muito comuns em aplicações de medição de temperatura, apresentam uma resistência que diminui conforme a temperatura aumenta, o que os torna sensíveis e precisos para a detecção de variações térmicas dentro de uma faixa relativamente estreita. Os NTC (geralmente construídos de óxidos metálicos tais como níquel, cromo, cobre, ferro, manganês e titânio) são amplamente aplicados em sistemas biomédicos e de controle ambiental devido à sua rápida resposta, baixo custo, e facilidade de integração com circuitos eletrônicos simples, além de, por conta da sua alta resistividade, possui uma rápida resposta mesmo com cabos e conexões longas (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2006).

Para o presente trabalho, o termistor NTC pode ser considerado uma alternativa viável para o monitoramento da temperatura da pele em contato com a órtese, dada sua sensibilidade para faixas fisiológicas e a simplicidade na integração eletrônica. Contudo, para viabilizar o uso é necessária uma adaptação no circuito que é um divisor de tensão. Isso ocorre porque o NTC, por si só, não gera um sinal elétrico, mas sim varia sua resistência conforme a temperatura. Em um circuito, o termistor deve ser conectado em série com um resistor fixo, formando um divisor de tensão. A tensão no ponto intermediário entre os dois resistores é então conectada a uma entrada analógica do microcontrolador, permitindo que a variação de temperatura seja convertida em variação de tensão. Essa tensão pode ser processada pelo software embarcado, utilizando tabelas de calibração fornecidas pelo fabricante ou equações como a de Steinhart-Hart para estimar com precisão a temperatura. A principal vantagem desse sistema é sua simplicidade, baixo custo e alta sensibilidade em faixas térmicas compatíveis com aplicações fisiológicas. No entanto, a resposta do NTC não é linear, sendo necessário cuidado na calibração.

Um outro tipo de medidor de temperatura é o termômetro baseado na variação de resistência elétrica, chamado de Detector de Temperatura por Resistência (*Resistance Temperature Detector* – RTD). Ele funciona com base no fato de que, a resistência dos metais aumenta com a temperatura, sendo ele linear e estável, dependendo do metal de fabricação. Por se tratar de um termômetro de resistência, considera-se de alta precisão. Contudo, para a aplicação atual pode não ser eficiente por conta da sua sensibilidade a umidade, visto que o modo mais correto para sua utilização é isolado eletricamente e mecanicamente do ambiente, além da necessidade de calibração mensal. Por essas razões, soluções alternativas como os termistores NTC, que oferecem um sinal elétrico sem necessidade de amplificação com um

circuito de condicionamento muito mais simples, são preferidas e foram consideradas mais adequadas para este monitoramento.

2.4.2 Sensores para monitoramento de umidade

A umidade é um parâmetro utilizado em aplicações que vão desde o controle de ambientes climatizados até a análise de processos biológicos e fisiológicos (VAISALA, 2021). A tecnologia para aferir esta grandeza evoluiu consideravelmente, resultando em diferentes tipos de sensores, cada um baseado em um princípio físico distinto e com aplicabilidades específicas. A seleção da tecnologia adequada depende fundamentalmente da natureza do que se deseja medir: a umidade relativa do ar ou a umidade presente em uma superfície ou meio por contato direto. As tecnologias mais proeminentes no mercado incluem os sensores capacitivos, resistivos e condutivos (VAISALA, 2021).

Sensores capacitivos representam a tecnologia mais difundida para a medição da umidade relativa do ar. Seu princípio de funcionamento baseia-se em um pequeno capacitor cujas placas são separadas por um material dielétrico higroscópico, ou seja, que tem a capacidade de absorver moléculas de água do ambiente. Quando a umidade do ar aumenta, o material dielétrico absorve mais vapor d'água, o que altera sua constante dielétrica. Essa alteração causa uma variação diretamente proporcional à capacitância do componente, que é medida por um circuito eletrônico integrado e convertida em um valor de umidade relativa (RH%). Sensor popular como o DHT11 utiliza esta tecnologia, oferecendo uma solução de baixo custo e boa precisão para monitoramento ambiental (HONEYWELL, 2013).

Diferentemente dos sensores que medem a umidade do ar, existe uma classe de sensores projetada para aferir a umidade ou a presença de água em um meio através do contato direto, baseando-se no princípio da condutividade elétrica (FRADEN, 2016). Esta é uma abordagem para aplicações que buscam detectar não a umidade do ambiente, mas sim a umidade superficial de um objeto ou a condutividade de um meio, como o solo ou a pele humana (GOMES *et al.*, 2017). Esses sensores consistem, tipicamente, em um par de eletrodos expostos que são inseridos ou colocados em contato com o material a ser analisado. Um circuito eletrônico mede a resistência entre os dois eletrodos. A água, especialmente quando contém íons e sais (como no suor ou no solo), funciona como um eletrólito que reduz a resistência elétrica do meio (GOMES *et al.*, 2017). Portanto, uma menor resistência medida entre os eletrodos indica uma maior presença de umidade.

Módulos sensores baseados no princípio da condutividade elétrica, podem ser

acompanhados de um circuito comparador, como o Circuito Integrado (CI) LM393, para fornecer uma saída digital simples (ligado/desligado) quando a umidade atinge um determinado limiar, que pode ser ajustado por um potenciômetro (TEXAS INSTRUMENTS, 2019). No entanto, para uma análise mais detalhada, esses módulos também disponibilizam uma saída analógica (AO), que fornece um valor de tensão diretamente proporcional à condutividade do meio. Esta saída analógica é de grande importância para projetos que necessitam monitorar a variação da umidade de forma contínua, em vez de apenas um alarme de ponto único. A simplicidade e a natureza da medição por contato direto tornam esta tecnologia uma candidata ideal para o desenvolvimento de protótipos focados na detecção de umidade superficial, como a transpiração na pele (BRIENZA; GEYER, 2021).

2.4.3 Atuadores de estimulação vibracional

Assim como é fundamental monitorar os parâmetros citados anteriormente, também é importante considerar a implementação de estímulos para promover a saúde tecidual, especialmente em pacientes acamados. A aplicação de sistemas de vibração tem se mostrado eficaz para melhorar a circulação sanguínea e prevenir complicações associadas à imobilidade, como a atrofia muscular e as úlceras de pressão. Estudos demonstram que a vibração pode estimular o fluxo sanguíneo nas áreas de risco, promovendo a oxigenação dos tecidos e prevenindo danos decorrentes da pressão prolongada (MAFFIULETTI, 2010). Dispositivos de vibração, como o *Power Plate*, que consiste basicamente em uma plataforma vibratória usada em academias e clínicas de fisioterapia, são usados para estimular a circulação e acelerar a recuperação muscular, e sua aplicação tem sido comprovada para melhorar a perfusão sanguínea e reduzir a rigidez muscular em pacientes com dificuldades circulatórias (MAFFIULETTI, 2010).

A estimulação elétrica, especialmente a estimulação neuromuscular elétrica (NMES), também tem sido amplamente estudada e utilizada na reabilitação, pois promove contrações musculares que auxiliam na melhoria da circulação e na prevenção da atrofia muscular. Em pacientes acamados, a NMES pode ser benéfica para melhorar o tônus muscular e estimular a circulação periférica, ajudando a prevenir úlceras de pressão (LAUFER *et al.*, 2001). No entanto, a implementação de estimulação elétrica em ambientes hospitalares apresenta desafios, pois envolve o uso de correntes elétricas no corpo humano, o que pode ser complicado devido ao risco de desconforto ou complicações em pacientes com condições de saúde sensíveis (LAUFER *et al.*, 2001). Apesar desses desafios, a tecnologia tem se mostrado

eficaz em dispositivos portáteis e controlados, oferecendo uma abordagem complementar ao monitoramento da pele, desde que usada com supervisão médica adequada (DOUCET *et al.*, 2012).

Embora a estimulação elétrica tenha suas vantagens, sua aplicação em ambientes hospitalares requer uma abordagem cuidadosa, considerando as limitações e riscos envolvidos. Por outro lado, a vibração isolada é mais segura e pode ser aplicada com facilidade, com o uso de um módulo VibraCall, por exemplo, tornando-a uma opção interessante para a prevenção de úlceras de pressão, especialmente nas áreas críticas como calcanhares e panturrilhas (BISHOP *et al.*, 2017; MAFFIULETTI, 2010). O Vibracall, como é chamado popularmente, consiste no alerta tátil usado em dispositivos móveis como celulares, ele é do tipo Massa Rotativa Excêntrica (*Eccentric Rotating Mass* - ERM) e possui um pequeno motor DC com peso desequilibrado, que quando gira causa um desequilíbrio mecânico, ou seja, a vibração.

Uma análise das tecnologias de atuadores disponíveis no mercado inclui os motores (ERM, os Atuadores Ressonantes Lineares (LRA) e os atuadores piezoelétricos. Enquanto os atuadores LRA e piezoelétricos oferecem maior precisão e resposta rápida, ideais para vibrações leves e precisas como o de smartphones, sua complexidade de acionamento, que exige circuitos de driver e sinais elétricos específicos, além de um custo mais elevado, os tornam menos adequados para os requisitos de um protótipo focado em simplicidade e baixo custo (TEXAS INSTRUMENTS, 2018).

Nesse contexto, a tecnologia ERM surge como uma opção mais adequada no contexto deste trabalho. Um componente como o Módulo Motor Vibracall MV50 é um exemplo de tecnologia ERM, tratando-se de um micro motor de corrente contínua (DC) que gera vibração através da rotação de uma massa desbalanceada. A justificativa para considerar este tipo de atuador como ideal para o protótipo se baseia em três fatores principais: simplicidade de controle, pois pode ser acionado por um simples sinal de tensão contínua; excelente custo-benefício para prototipagem; e adequação à aplicação, uma vez que a estimulação mecânica robusta gerada é considerada eficaz para o objetivo de promover a circulação sanguínea, não sendo necessárias outras tecnologias (TEXAS INSTRUMENTS, 2018).

A implementação do Módulo Motor Vibracall MV50 com a plataforma Arduino não é complexa, pois este componente já foi projetado para essa finalidade. Diferentemente de um motor DC avulso, o módulo integra em sua própria placa de circuito impresso o circuito de acionamento (driver) e com isso elimina a necessidade de um circuito de driver externo e

permite que o módulo seja conectado de forma direta a um pino digital do microcontrolador, conectando-se seus pinos de alimentação (VCC e GND).

O controle do atuador, nesse caso, é realizado via software, e a vibração é iniciada quando seu pino de entrada “IN” recebe um sinal de nível lógico alto do Arduino. Desta forma, o tempo de duração da vibração pode ser definido através de temporizações no código. A capacidade de controlar o módulo por meio de modulação por largura de pulso (PWM, *Pulse Width Modulation*) na mesma entrada, permite modular a potência média entregue ao motor. Isso possibilita variar a intensidade da vibração, de mais fraca a mais forte, e não apenas ligá-la ou desligá-la. Embora a frequência da vibração, que depende da rotação do motor, não seja diretamente ajustável, o controle sobre a duração, a intensidade e a criação de padrões rítmicos, pulsos, oferece uma gama de controle suficiente para os requisitos da aplicação.

Observando-se a intensidade, padrões rítmicos e tempo de duração dos estímulos, deve-se considerar o que é indicado para o cenário de aplicação deste trabalho. A maioria das pesquisas que demonstram um aumento na circulação sanguínea local e efeitos terapêuticos utiliza uma faixa de frequência relativamente baixa. Os estudos apontam que a faixa mais eficaz para aumentar o fluxo sanguíneo na pele está entre 30 Hz e 50 Hz (MALONEY-HINDS *et al.*, 2008). Frequências dentro deste intervalo são capazes de estimular os mecanorreceptores nos vasos sanguíneos, resultando em vasodilatação e aumento da perfusão de sangue no local (MALONEY-HINDS *et al.*, 2008). Um estudo clínico conduzido por Arashi *et al.* (2010) tratou com sucesso úlceras de pressão de estágio I em pacientes idosos utilizando uma vibração com frequência de 47 Hz. Este valor específico está bem dentro da faixa terapêutica e demonstrou resultados práticos de cicatrização.

É fundamental ressaltar, novamente, que o atuador vibratório utilizado no protótipo, por ser um motor do tipo ERM, não permite um controle direto e preciso sobre a sua frequência de vibração. A frequência, neste caso, é uma característica intrínseca ligada à velocidade de rotação (RPM) do motor, que por sua vez depende da tensão aplicada. No entanto, embora não seja possível selecionar uma frequência exata de operação (como 47 Hz, por exemplo), é possível modular a intensidade da vibração percebida. Isto é alcançado através da aplicação de um sinal PWM no pino de controle do módulo. Ao variar o ciclo de trabalho do PWM, altera-se a potência média entregue ao motor, o que resulta em uma vibração mais forte ou mais fraca. Adicionalmente, o controle via software permite a definição da duração de cada acionamento e a criação de padrões rítmicos, como pulsos. Para os objetivos deste projeto, que visam a uma estimulação mecânica para promover a circulação

e alertar o usuário, esta gama de controle sobre a intensidade, duração e padrão da vibração foi considerada adequada e suficiente.

A frequência de vibração deste tipo de motor é uma função direta de sua velocidade de rotação (RPM), que por sua vez é proporcional à tensão média aplicada em seus terminais. Utilizando um sinal PWM através do comando, foi possível variar o ciclo de trabalho de 0 a 255, alterando a potência entregue ao motor. Com isso, estabeleceu-se uma correlação direta: um valor de PWM mais elevado resulta em uma maior velocidade de rotação e, conseqüentemente, em uma frequência de vibração mais alta e uma intensidade mais forte.

Quando trata de tempo de exposição à vibração, uma aplicação de 5 a 10 minutos de vibração já é suficiente para produzir um aumento significativo e duradouro no fluxo sanguíneo da pele (MALONEY-HINDS *et al.*, 2008). Em um estudo clínico com pacientes de úlceras de pressão utilizou sessões de 15 minutos, três vezes ao dia, com intervalo mínimo de 2 horas entre cada sessão (ARASHI *et al.*, 2010). Portanto, uma duração entre 10 e 15 minutos por sessão é uma abordagem com forte embasamento. Essa abordagem justifica o protocolo de duração entre 10 e 15 minutos por sessão.

Um ponto importante sobre o sistema que está sendo proposto neste trabalho é a relação entre a estimulação vibratória e a temperatura cutânea. A vibração é empregada com o propósito terapêutico de induzir a vasodilatação e aumentar o fluxo sanguíneo local. Este aumento da circulação sanguínea é benéfico, pois promove a oxigenação e a nutrição dos tecidos. Como consequência direta e esperada deste aumento de circulação, ocorre um aumento localizado e transitório da temperatura da pele. Neste contexto, a elevação da temperatura após uma sessão de vibração não é um efeito colateral indesejado, mas sim um indicador do sucesso da intervenção, mostrando que a circulação foi efetivamente restabelecida na região (LOHMAN *et al.*, 2011).

Desta forma, surge uma questão de como o sistema diferencia este aumento térmico da vibração de um aumento causado por um processo inflamatório, que é a variável de risco a ser monitorada. A diferença reside no contexto e na temporalidade da medição. O calor gerado por uma inflamação pré-lesão tende a ser persistente e a se desenvolver de forma gradual ao longo do tempo, sendo detectado pelo sistema durante seus ciclos de monitoramento. Por outro lado, o calor induzido pela terapia vibratória é um efeito imediato, de curta duração e diretamente relacionado à ação do atuador (LOHMAN *et al.*, 2011). A lógica do firmware pode, portanto, levar isso em conta, tratando um aumento de temperatura não solicitado como um alerta de risco, enquanto um aumento de temperatura após a estimulação pode ser interpretado como um indicador de que a terapia está sendo eficaz. Para

validar experimentalmente a premissa, citada na literatura, de que a terapia vibratória induz um aumento na temperatura cutânea, a autora deste trabalho optou por realizar um ensaio comparativo. Este experimento é mostrado na seção 4 deste trabalho

2.5 CONTROLE DO SISTEMA DE SENSORIAMENTO, PROCESSAMENTO E ATUAÇÃO

O desenvolvimento de um sistema de monitoramento, como o proposto neste trabalho, depende de uma unidade de controle central capaz de executar três tarefas fundamentais: adquirir dados do ambiente através de sensores, processar essas informações com base em uma lógica pré-definida e comandar atuadores para interagir com o meio. A escolha da plataforma de *hardware* que servirá como unidade de controle é uma decisão muito importante do projeto. O que une os sensores, que geram sinais analógicos, e o microcontrolador, que opera com dados digitais, é o Conversor Analógico-Digital (ADC). Conforme detalhado por Balbinot e Brusamarello (2011), o ADC mostra a tensão do sensor e a converte em um número digital, cuja precisão é definida por sua resolução em bits. É este valor digital que o microcontrolador utiliza em seus algoritmos para tomar decisões.

Uma alternativa consolidada no mercado de sistemas embarcados são os microcontroladores da família PIC (*Peripheral Interface Controller*), desenvolvidos pela *Microchip Technology*. Diferentemente da plataforma Arduino, que é focada em prototipagem rápida e acessibilidade, os PICs são projetados com foco em robustez, eficiência energética e diversos periféricos integrados, sendo uma escolha para produtos comerciais, industriais e automotivos. Sua arquitetura, frequentemente baseada em *Computador com Conjunto Reduzido de Instruções* (*Reduced Instruction Set Computer* – RISC), permite a execução de instruções em poucos ciclos de clock, o que é fundamental para aplicações que exigem alto desempenho e previsibilidade (MICROCHIP TECHNOLOGY INC., 2019). Essa distinção entre as plataformas também é apresentada por Nardi (2019), ao comparar as características de uso de PIC e Arduino em contextos de aprendizado e aplicação profissional.

Em outra frente, os computadores de placa única (SBCs, *Single Board Computers*), como o *Raspberry Pi*, são computadores completos com sistema operacional, oferecendo um poder de processamento elevado, sendo indicado para aplicações mais complexas se mostrando superdimensionados e menos adequados para o controle em tempo real além de seu alto custo quando comparado a um Arduino, por exemplo (RASPBERRY PI, 2019). Por outro lado, módulos com conectividade integrada, como o ESP32, destacam-se pelas interfaces de Wi-Fi e Bluetooth, além de um desempenho eficiente, sendo uma excelente

escolha para projetos voltados à Internet das Coisas (IoT), especialmente aqueles que exigem autonomia energética e processamento local, entretanto pode ser considerado, também, superdimensionado para o presente protótipo (WR KITS, 2021).

O microcontrolador Arduino tem se consolidado como uma das plataformas mais utilizadas em prototipagem e desenvolvimento de sistemas embarcados de baixa complexidade. Lançado originalmente em 2005, o Arduino apresenta uma arquitetura baseada em microcontroladores, com suporte a uma interface de desenvolvimento integrada (IDE) de código aberto e linguagem derivada do C++. Essas características, aliadas à compatibilidade com sensores, módulos e atuadores, tornam a plataforma ideal para aplicações em ambientes acadêmicos, educacionais e de pesquisa aplicada (BANZI; SHILOH, 2015). A base de bibliotecas e o suporte comunitário contribuem para a rápida validação de conceitos e testes de funcionalidades. Além disso, o Arduino fornece 14 entradas e saídas digitais e 6 entradas analógicas sendo suficiente para aplicações típicas, Ele executa um único programa por vez, oferecendo desempenho adequado para projetos que não exigem processamento intenso nem sistemas operacionais embarcados.

2.6 CONSIDERAÇÕES SOBRE A FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A arquitetura de um sistema automatizado é definida por sua estratégia de controle, que pode ser classificada em duas categorias fundamentais: malha aberta e malha fechada. Um sistema de controle em malha aberta é aquele em que a ação de controle é pré-determinada e independente da saída do processo, sendo incapaz de compensar distúrbios ou variações. Em contrapartida, um sistema de controle em malha fechada, ou com realimentação (feedback), utiliza a medição da saída do processo para ajustar continuamente a ação de controle, permitindo que o sistema se adapte e mantenha ativamente a saída em um estado desejado (OGATA, 2010). Para o desenvolvimento de um dispositivo de monitoramento fisiológico, a implementação de uma malha fechada é necessária, pois garante que a ação preventiva seja uma resposta às condições de risco que foram previamente detectadas pelos sensores.

Um parâmetro de projeto crítico em sistemas de malha fechada é a velocidade de resposta, que define o tempo que o sistema leva para reagir a uma mudança no processo. Este tempo é determinado pelo intervalo de amostragem, ou seja, a frequência com que o controlador lê os sensores. É necessário estabelecer um equilíbrio entre uma resposta rápida, que garante a segurança, e um consumo de energia otimizado, que garante a autonomia do

dispositivo. Uma amostragem em alta frequência (a cada dois segundos, por exemplo) aumentaria o consumo de energia de forma significativa.

Considerando que os processos fisiológicos que levam a lesões por pressão, como a inflamação e a maceração da pele, são fenômenos que se desenvolvem ao longo de minutos ou horas, e não instantaneamente, uma velocidade de resposta extremamente alta se mostra desnecessária. Desta forma, um intervalo de amostragem na faixa de 30 a 120 segundos representa um período justificável para esta aplicação. Tal intervalo é mais rápido que a evolução do quadro clínico a ser prevenido, garantindo a eficácia do monitoramento, ao mesmo tempo em que otimiza o consumo de energia.

Em suma, a presente fundamentação teórica abrange as diversas tecnologias e conceitos que sustentam o desenvolvimento deste protótipo. A análise crítica dos princípios de funcionamento de diferentes sensores empregados, ou não, neste projeto, em conjunto com o estudo das plataformas de controle como microcontroladores dedicados e o ecossistema Arduino, permitiu a construção de um repertório técnico. Com base nesta análise, foram feitas as escolhas de engenharia que moldaram a arquitetura do sistema, justificando a seleção de uma topologia de controle em malha fechada e dos componentes mais adequados para atender aos requisitos de um protótipo funcional e focado na usabilidade. Com este embasamento teórico estabelecido, os capítulos seguintes detalham os materiais e métodos empregados para a implementação e validação prática do sistema proposto.

3 MÉTODOS E MATERIAL

Neste capítulo são tratados os métodos e material necessários para o desenvolvimento do protótipo de monitoramento de temperatura e umidade em dispositivo de adequação para redistribuição de pressão em pacientes de UTI. O fluxograma apresentado na Figura 4 mostra a sequência de etapas utilizadas para atender o desafio desta pesquisa. Para a conclusão do objetivo proposto, foram levantadas 6 etapas principais.

Figura 4 - Fluxograma do processo proposto para a pesquisa



Fonte: O Autor (2025)

3.1 ANÁLISE DO DISPOSITIVO DE ADEQUAÇÃO POSTURAL PROPOSTO

A órtese de adequação postural para membros inferiores utilizada neste trabalho foi desenvolvida anteriormente por meio de um projeto de pesquisa em que a autora deste trabalho faz parte. O trabalho desenvolvido encontra-se no artigo "Fabricação de dispositivo de adequação para redistribuição de pressão em pacientes de UTI" (TOIGO; COSTA, 2024)

apresentado no Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica de 2024, e serviu como a base para a instalação e funcionamento do sistema automatizado que é proposto neste trabalho.

Embora o foco deste trabalho esteja no sistema de monitoramento e atuação dos pacientes usuários da órtese, é importante mencionar que a órtese utilizada neste estudo foi projetada para atender às necessidades de pacientes com mobilidade reduzida, acamados em leitos de UTI, com o foco em obesos. A fabricação foi realizada por meio de impressão 3D com material ABS, que possui maior resistência, fácil higienização e adequado para o ambiente hospitalar (Figura 5). O dispositivo foi testado para verificar sua eficácia na redistribuição de pressão, especialmente em áreas de risco, como calcanhares e panturrilhas. Os resultados dos testes mostraram uma redução significativa da pressão, com picos de pressão, nos calcanhares, reduzidos de 120,54 mmHg para 62,61 mmHg, o que está dentro dos limites aceitáveis para a saúde humana (TOIGO; COSTA, 2024).

Figura 5 - Órtese produzida em impressão 3D e utilizada no trabalho



Fonte: O Autor (2024)

3.2 SELEÇÃO DOS COMPONENTES ELETRÔNICOS USADOS NO PROTÓTIPO

A escolha adequada dos componentes eletrônicos é fundamental para garantir o desempenho e a viabilidade do protótipo desenvolvido. Considerando os objetivos do projeto e as características específicas do ambiente de aplicação, foram selecionados os sensores, os atuadores e os módulos de controle. Esta seção descreve os principais critérios utilizados para a seleção dos dispositivos, bem como suas funcionalidades e formas de integração ao sistema proposto.

3.2.1 Sistema de monitoramento de temperatura

Para o monitoramento contínuo da temperatura cutânea em áreas críticas, como panturrilhas e calcanhares, a escolha de sensores adequados é essencial para garantir a precisão e a eficácia do sistema de monitoramento. Diferentes tecnologias foram analisadas para esse fim, com o objetivo de selecionar a mais apropriada para integrar com o sistema de monitoramento automatizado, considerando também as condições de um ambiente hospitalar, onde a precisão, a praticidade e a higienização dos sensores são cruciais.

Entre as opções consideradas, para medição de temperatura, os termopares de contato, como os do tipo K (cromel e alumel), e os termistores NTC foram as opções com maior compatibilidade com o projeto em questão, por conta das características mencionadas na seção 2.4.1. Em uma suposição inicial, ambos os sensores poderiam apresentar desempenho satisfatório na aplicação e no objetivo de medição de temperatura. Entretanto, a necessidade de um módulo amplificador para cada um dos pontos de medição, caso fossem usados termopares para os monitoramentos, resultaria em um sistema final volumoso, de maior custo e com fiação complexa, dificultando a portabilidade e a integração à órtese, um aspecto importante do projeto. Diante destas limitações, optou-se pela utilização dos sensores NTC, cuja estrutura é ilustrada na Figura 6. A cabeça sensora possui aproximadamente 5 mm de diâmetro, com um formato levemente achatado, diferindo do padrão circular, o que facilita sua fixação em superfícies planas. Nota-se que suas dimensões são bastante reduzidas, o que favorece a aplicação em dispositivos compactos.

Figura 6 - Termistor NTC



Fonte: O autor (2025).

Cada um dos sensores precisava estar em contato de alguma forma à perna do paciente para captar o calor gerado pelo corpo e detectar variações de temperatura. No entanto, e seu formato irregular poderia dificultar este contato com a pele. Por isso, considerou-se o uso de uma chapa de cobre como interface entre os sensores e a pele. O cobre é um excelente condutor térmico, com uma condutividade térmica aproximada de 400

W/m·K, o que permite a eficiente transferência do calor da pele para os sensores, garantindo leituras precisas sem a necessidade de contato direto. Dessa forma, os sensores poderiam ser acoplados à chapa de cobre, minimizando o desconforto e mantendo a eficácia da medição térmica. Os múltiplos sensores acoplados à placa monitoram diferentes pontos ao longo da superfície, proporcionando medições em áreas específicas da perna.

Para garantir a segurança e o conforto do paciente durante o uso, a chapa de cobre passou por um processo de preparação mecânica antes de ser integrada à estrutura da órtese. Os quatro "cantos vivos" da chapa foram removidos e todas as suas arestas foram lixadas e polidas. Este acabamento serviu para eliminar qualquer superfície pontiaguda ou cortante que pudesse causar lesões ou desconforto na pele do paciente. A Figura 7 mostra o antes (à esquerda) e o depois (à direita) do acabamento e conformação da chapa, a ilustração da direita possui o suporte do sensor de umidade acoplado à ela, assunto que será tratado em itens posteriores. No protocolo de uso do dispositivo, considera-se que o paciente estará vestindo a camisola hospitalar padrão, e que sua perna será posicionada diretamente sobre esta superfície de cobre para o início do monitoramento. A chapa de cobre escolhida é retangular (10cm x 15cm) e espessura de 1 milímetro, o que entende ser suficiente o uso de dois ou três sensores NTC de cada lado da chapa, visto que seu meio seria ocupado com a perna do paciente.

Figura 7 - Chapa de cobre antes e depois de sua conformação e arredondamento dos cantos vivos



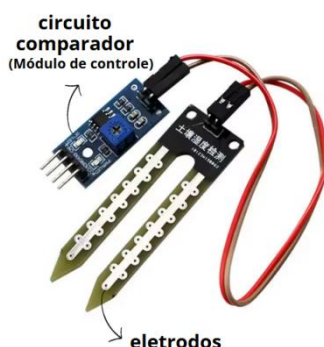
Fonte: O autor (2025).

3.2.2 Sistema de monitoramento de umidade

Para a medição e detecção de umidade, optou-se pelo uso do sensor de umidade condutivo (módulo LM393) ilustrado na figura 8, nota-se que é composto por duas partes dependentes, os eletrodos e o circuito comparador. Como já foi dito na seção 2.4.2, quando em contato com a pele, o sensor mede a resistência elétrica da sua superfície. A presença de

umidade diminui significativamente essa resistência e essa queda na medida é diretamente correlacionada a um aumento no nível de umidade da pele. O módulo empregado para este fim utiliza o Circuito Integrado LM393, que é um comparador de tensão de precisão. A eletrônica do módulo compara a tensão proveniente do circuito dos eletrodos com uma tensão de referência, que pode ser ajustada através de um potenciômetro integrado.

Figura 8 - Estrutura do sensor de umidade LM393



Fonte: O autor (2025).

Para validar o uso deste sensor para a aplicação proposta, foi conduzido um ensaio experimental preliminar. O procedimento consistiu em monitorar a saída analógica (AO) do sensor através de um microcontrolador Arduino, registrando os valores adimensionais lidos em duas condições distintas: com os eletrodos em contato com a pele seca e, subsequentemente, com um algodão embebido em água. Para estabelecer o limiar de sensibilidade do sensor, utilizou-se como referência o teste com algodão contendo 15,30% de umidade, condição em que o LM393 levou aproximadamente 10 segundos para realizar a detecção, indicando o nível mínimo eficaz de resposta do sensor para a aplicação. Mais detalhes sobre esse ensaio estão presentes no Apêndice C.

Os resultados observados mostraram que em contato com a pele seca, o sensor apresentou uma leitura de valor máximo (1023), indicando alta resistência elétrica. Após a aplicação de umidade, o valor lido no Monitor Serial caiu drasticamente para aproximadamente 860, correspondendo à acentuada queda na resistência provocada pela presença de água como eletrólito.

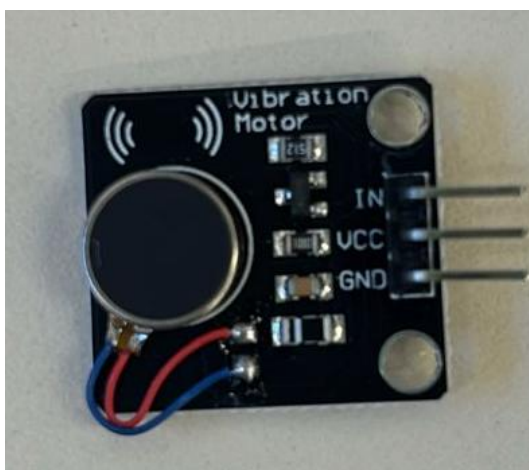
Essa ampla faixa de variação demonstrou que, embora os valores lidos não representem uma unidade física de umidade, eles funcionam como um parâmetro computacional sensível. Portanto, o teste confirmou a adequação do sensor para detectar a transição entre os estados de pele seca e úmida, validando a escolha. O código usado para este teste preliminar utiliza apenas funções da biblioteca padrão do Arduino, sem a necessidade de

bibliotecas externas, o que reforça sua simplicidade e reprodutibilidade.

3.2.3 Sistema de geração de estímulos vibracionais

Um dos requisitos deste projeto é a necessidade de geração estímulos vibracionais e/ou elétricos para promover a circulação sanguínea e evitar a estagnação de pressão nos tecidos, na qual refere-se à condição em que uma área do tecido corporal sofre pressão contínua e prolongada sem alívio, resultando na compressão persistente dos vasos sanguíneos subjacentes. Para os estímulos vibracionais, escolheu-se o Módulo Motor Vibracall MV50 (figura 9), que, sendo de fácil controle por Arduino, pode ser ajustado em intensidade e duração de acordo com as necessidades do paciente. Este motor vibrador é alimentado por 5V, e seu acionamento pode ser feito por uma saída digital do Arduino.

Figura 9 - Módulo motor Vibracall MV50



Fonte: O autor (2025).

Para garantir que a estimulação mecânica do protótipo se aproximasse da faixa terapêutica recomendada pela literatura (30-50 Hz), foi realizada uma calibração empírica para correlacionar a intensidade do sinal PWM com a frequência de vibração resultante do motor ERM. O procedimento utilizou um *firmware* de teste com bibliotecas Arduino, que permitiu ajustar o valor do “`analogWrite()`” enviado ao módulo do motor em tempo real. A frequência de vibração gerada por cada valor de PWM foi, então, aferida utilizando um aplicativo de medição de vibração que pode ser baixado no celular (*VibroChecker*), posicionado firmemente sobre o atuador. Iniciando-se com a intensidade máxima (PWM de 255), o valor foi sendo reduzido até que a frequência medida se encontrasse dentro da faixa de operação desejada. Este método permitiu determinar o ciclo de trabalho de PWM que foi

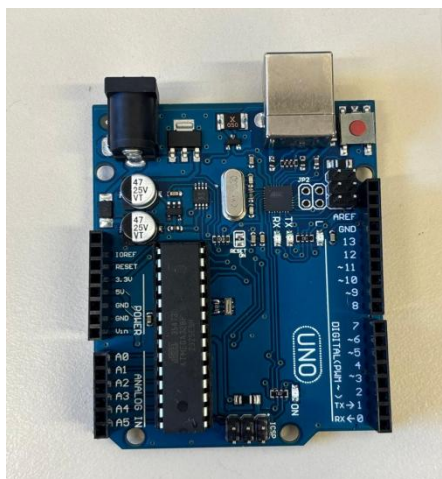
implementado como uma constante no *firmware* final do protótipo. Mais de um valor de PWM poderia ser usado, pois produziam um resultado dentro da faixa ideal de 30 a 50 Hz. Por exemplo, a intensidade máxima (255) resultou em 46,92 Hz, a intensidade de 210 resultou em 35,67 Hz e a intensidade de 220 resultou em 40,56 Hz. Como os três resultados eram bons, foi escolhido o valor de 220 para ser o padrão no programa do Arduino. Essa decisão foi um bom meio-termo, pois garante uma vibração que funciona para a terapia (40,56 Hz), mas ao mesmo tempo gasta menos energia e força menos o motor do que se fosse usado uma intensidade maior.

A partir deste “valor de vibração” foi decidido que cada sessão de tratamento tem uma duração total de 15 minutos e é programada para ocorrer três vezes ao dia, com um espaçamento de pelo menos três horas entre elas. Durante cada sessão de 15 minutos, a vibração não é aplicada de forma contínua, mas sim em um padrão, sendo ele cinco segundos de vibração contínua e cinco segundos de pausa com motores desligados. A escolha por um padrão pulsado (intermitente) em vez de uma vibração contínua se baseia no princípio de que a alternância entre estímulo e repouso pode maximizar a resposta circulatória e neuromuscular, evitando a adaptação tecidual ao estímulo. Estudos sobre terapia vibratória frequentemente exploram protocolos intermitentes para otimizar os resultados terapêuticos (ISSURIN, 2005).

3.2.4 Sistema de leitura de dados e controle de componentes

Para a leitura de dados e controle dos componentes, o Arduino Uno R3 foi escolhido por sua acessibilidade e compatibilidade com os demais componentes (Figura 10)..

Figura 10 - Arduino Uno R3



Fonte: O autor (2025).

Ele pode ser alimentado com uma fonte externa de 9 V e 1 A, ideal para suportar o funcionamento estável do sistema, incluindo sensores e atuadores. O Arduino possui 14 portas digitais e 6 entradas analógicas, o que o torna adequado para suportar os sensores e atuadores descritos e adicionar outros periféricos, se necessário. A plataforma Arduino também é uma escolha vantajosa em termos de acessibilidade e custo, o que é essencial para o projeto, como já foi mencionado

Para exibir os dados e permitir ajustes manuais, optou-se por um Display LCD 16x2 Shield com teclado integrado, compatível com Arduino (Figura 11). Este display facilita a leitura de informações e possibilita um controle simples das funcionalidades, ideal para uma interface homem-máquina prática. Ele faz uso dos pinos digitais do Arduino (D4 a D13), enquanto os botões integrados são lidos pelo pino analógico A0. Além das mensagens escritas exibidas no display, foi adicionado um LED vermelho como alerta luminoso para sinalizar a presença de umidade e temperatura elevada. Embora a utilização de um alerta sonoro também seja viável, essa opção pode tornar-se incômoda em ambiente hospitalar, além de se confundir facilmente com os sons de outros equipamentos já presentes no local.

Figura 11 – Display LCD 16X2 Shield



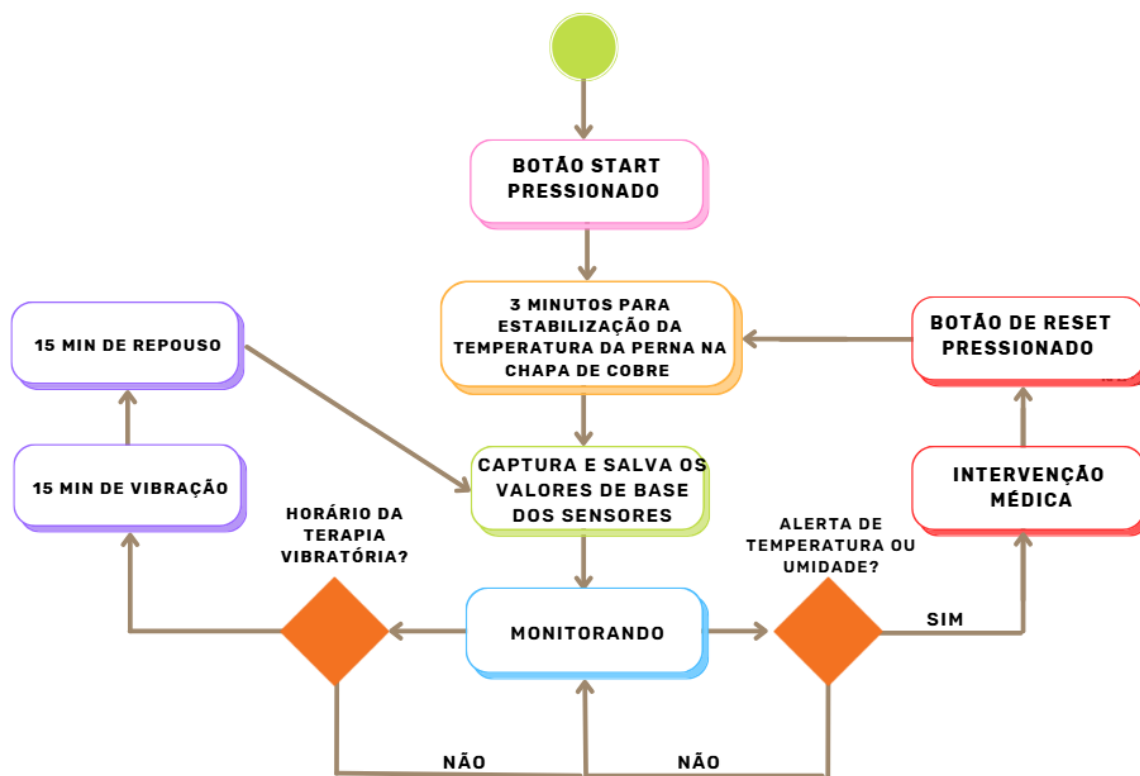
Fonte: O autor (2025).

3.3 DEFINIÇÃO DA LÓGICA DE CONTROLE E MONITORAMENTO

Esta seção detalha a Lógica de Controle e Monitoramento que rege o comportamento do protótipo. Esta lógica constitui o "cérebro" do sistema, definindo o conjunto de regras e os algoritmos que traduzem os dados, adquiridos pelos sensores, em ações e alertas. O *firmware* foi baseado em um modelo de máquina de estados finitos, onde o dispositivo transita entre diferentes estados de operação como um "mapa" que descreve todos os estados possíveis de um sistema e as regras (os eventos) que o fazem mudar de um estado para outro onde existe um número limitado e conhecido de estados com base em eventos de tempo e nas condições

fisiológicas detectadas. As seções a seguir descrevem em detalhe cada uma dessas fases operacionais e a Figura 12 ilustra através de um fluxograma todas estas etapas e estados de operação do protótipo.

Figura 12 - Fluxograma das etapas da lógica de controle e monitoramento proposta



Fonte: O autor (2025).

3.3.1 Fase de Inicialização e Calibração

Ao ser ligado, o sistema solicita que o botão “Start” seja clicado e então entra na fase de calibração. Primeiramente, é acionado um temporizador de três minutos para a estabilização térmica, período no qual os sensores NTC atingem o equilíbrio com a temperatura da pele do paciente. Ao final deste tempo, o sistema captura as leituras de todos os sensores e as armazena na memória como a “linha de base” ou o estado “normal” para aquela sessão de uso. Este processo de calibração garante que o sistema se adapte às condições iniciais de cada indivíduo.

A cada troca de paciente, o dispositivo deve ser desligado e ligado novamente. É essencial que este procedimento ocorra apenas quando a perna do novo usuário já estiver em posição, para garantir que a calibração inicial do sistema utilize a temperatura correta da pele como referência.

3.3.2 Ciclo de Monitoramento Contínuo

Concluída a calibração, o dispositivo transita para o estado de Monitoramento Contínuo. Neste modo, o *firmware* entra em um ciclo principal que se repete a cada 120 segundos. A cada ciclo, o microcontrolador realiza uma nova leitura dos sensores de temperatura e umidade e compara os valores atuais com os da linha de base. Se nenhuma anomalia for detectada, as informações são atualizadas no display LCD e o sistema aguarda o próximo ciclo de leitura.

3.3.3 Detecção de Risco e Estado de Alerta

Caso o sistema detecte uma condição de risco ou seja uma elevação de temperatura superior ao limiar clínico de 2,2 °C em qualquer ponto ou a detecção de umidade, ele transita imediatamente para o Estado de Alerta. Neste estado, o LED vermelho é acionado de forma contínua e o display LCD exibe uma mensagem específica sobre a causa do problema. O sistema permanece neste estado de alerta visual até que haja uma intervenção manual, através do acionamento de um botão “*Left*” que atuará como um “*Reset*” do sistema, garantindo que o aviso não seja ignorado. Quando o botão é acionado, o sistema entende que os profissionais da saúde tomaram as precauções sobre os avisos anteriores e agora pode continuar as medições.

No projeto, a função de “limpar” um alerta após a intervenção do cuidador é um ponto importante para a usabilidade do sistema. Uma abordagem possível seria utilizar o botão de “*Reset*” físico da placa Arduino. Embora funcional, este método de “*Reset*” por *hardware* reinicia todo o microcontrolador. A consequência indesejada desta ação seria a perda de todas as variáveis armazenadas na memória RAM, incluindo os valores da calibração de base e, mais criticamente, o histórico e o agendamento da terapia vibratória, que seria zerado a cada alerta, prejudicando a continuidade do tratamento.

Por essa razão, optou-se por uma solução não convencional, um “*Reset de software*”, acionado pelo botão “*Left*” do display. Esta abordagem não reinicia o programa. Em vez disso, quando o sistema está no estado de “Alerta”, o *firmware* detecta o pressionar do botão “*Left*” e executa uma rotina específica: desliga o indicador de alerta (o led), limpa a mensagem do display e muda o sistema de volta para o estado “monitorando”, preservando todas as variáveis importantes. Isso garante a continuidade do protocolo de terapia diário sem interrupções e evita a necessidade de uma nova calibração de três minutos, tornando a operação do dispositivo muito mais eficiente e inteligente.

3.3.4 Atuação Terapêutica e Repouso

Paralelamente ao monitoramento contínuo, o *firmware* gerencia um agendador para a Terapia Vibratória preventiva, que é executada automaticamente três vezes ao dia. A primeira sessão está programada para iniciar uma hora após a conclusão da calibração inicial, com as sessões subsequentes ocorrendo em intervalos de duas horas. Cada sessão de terapia tem a duração de 15 minutos, durante os quais os motores são acionados em um padrão pulsado para maximizar a estimulação tecidual e a resposta circulatória.

Uma característica da lógica de controle é a suspensão de alertas durante esta intervenção. Como a estimulação vibratória induz um aumento benéfico do fluxo sanguíneo e, conseqüentemente, da temperatura local, o monitoramento de risco térmico é temporariamente desativado durante a sessão para evitar a geração de falsos positivos. Ao final dos 15 minutos de vibração, o sistema entra em um período de repouso de mais 15 minutos, garantindo um tempo para que a temperatura da pele se normalize completamente.

Ao término deste período de repouso, e antes de retornar ao monitoramento ativo, o sistema executa uma recalibração automática. Neste momento, o *firmware* realiza uma nova leitura dos quatro sensores NTC e utiliza estes valores para atualizar a temperatura de base do sistema. Esta recalibração torna o dispositivo adaptativo, compensando variações naturais na temperatura do paciente ao longo do dia e garantindo que o limiar de alerta seja sempre calculado a partir de uma referência atualizada e relevante, o que aumenta significativamente a confiabilidade e a precisão do protótipo.

3.4 PROJETO DE HARDWARE E CIRCUITO DE AQUISIÇÃO

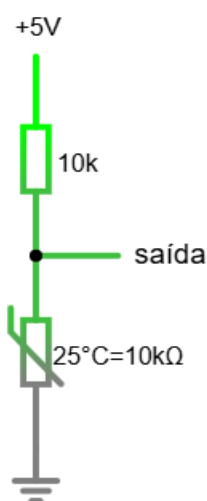
Após a especificação e seleção dos componentes eletrônicos detalhada na etapa anterior, este capítulo aborda o projeto do hardware e o desenvolvimento do circuito de aquisição de dados. O objetivo principal desta fase é definir as interconexões elétricas necessárias para garantir o correto funcionamento e a comunicação entre o microcontrolador, os sensores e os atuadores do sistema. Serão apresentados, nas subseções a seguir, os diagramas esquemáticos para cada bloco funcional do protótipo, incluindo o circuito divisor de tensão para a leitura dos termistores NTC e o circuito de acionamento para os motores de vibração. O resultado desta etapa é um projeto eletrônico, que serve como base para a montagem física do protótipo.

3.4.1 Circuito de aquisição dos sensores NTC

Para que o microcontrolador possa realizar a leitura da temperatura, é necessário um circuito de condicionamento de sinal, uma vez que o termistor de coeficiente de temperatura negativo (*Negative Temperature Coefficient* – NTC) é um sensor passivo cuja resistência elétrica varia com a temperatura. O Arduino, entretanto, não mede resistência diretamente, pois suas portas analógicas são projetadas para ler um nível de tensão. A solução adotada para converter a variação de resistência do NTC em um sinal de tensão legível pelo Arduino foi a implementação de um circuito divisor de tensão. O circuito, ilustrado na Figura 13, consiste em conectar o termistor NTC em série com um resistor de valor fixo. Para este projeto, foi utilizado um resistor de $10\text{k}\Omega$, que se baseia na resistência nominal do próprio termistor NTC ($10\text{k}\Omega$ a 25°C). Ao utilizar um resistor fixo com valor próximo à resistência central da faixa de medição do NTC, maximiza-se a sensibilidade do circuito e a resolução da leitura de tensão na faixa de temperatura de interesse.

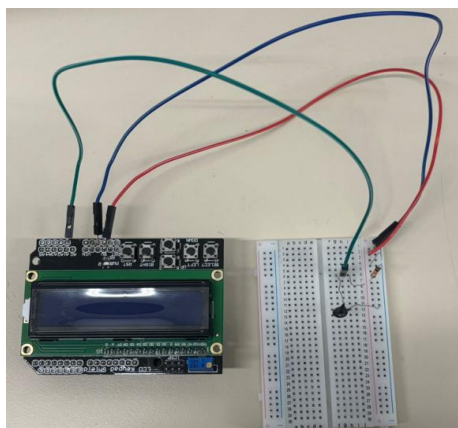
A montagem do circuito foi realizada da seguinte forma: o resistor fixo de $10\text{k}\Omega$ foi conectado entre a alimentação de 5V do Arduino e o pino de entrada analógica. O termistor NTC, por sua vez, foi conectado entre o mesmo pino de entrada analógica e o terra (GND). A Figura 13 ilustra a conexão descrita através de uma plataforma de simulação e a Figura 14 representa a mesma conexão, entretanto com os componentes reais com a finalidade de visualização.

Figura 13 - Circuito divisor de tensão



Fonte: O autor (2025).

Figura 14 - Conexão do NTC no Arduino



Fonte: O autor (2025).

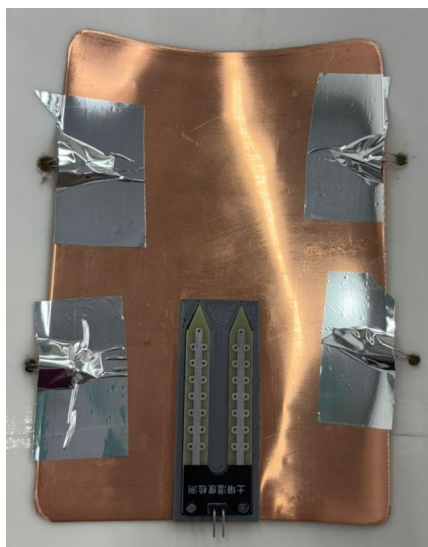
Quando a temperatura aumenta, a resistência do NTC diminui, fazendo com que a tensão de saída também diminua. É essa variação de tensão que é lida pelo conversor analógico-digital (ADC) do Arduino e, posteriormente, convertida em um valor de temperatura pelo *firmware* do sistema. Como o projeto necessita do monitoramento de variados pontos distintos, este circuito fundamental foi replicado pelo número de NTC usados. Foram usados 4 NTC, dois de cada lado da chapa de cobre e cada um foi fixado na chapa metálica com cola e fita metálica para dar continuidade na condução do calor a ser captado por eles, como é mostrado na Figura 15. Foram feitos furos na órtese para passagem dos cabos.

Figura 15 - Chapa metálica com sensores NTC acoplados



Fonte: O autor (2025).

Figura 16 - Chapa metálica com sensores NTC acoplados e cobertos por fita metálica



Fonte: O autor (2025).

Outro ponto importante é a determinação do coeficiente Beta (β) do Termistor NTC, que é chamado de coeficiente de temperatura. Beta se trata de uma constante que caracteriza a curva de resistência versus temperatura de um termistor. Um valor de beta mais alto indica que a resistência do termistor mudará de forma mais acentuada para cada grau Celsius de variação na temperatura, portanto, sensor mais sensível. Este valor pode ser definido a partir das configurações descritas no próprio *Datasheet* do componente ou através de uma fórmula que usa duas medições de temperatura e duas medições de resistências respectivas a essas temperaturas. Este coeficiente permite ao Arduino traduzir a resistência a um valor de temperatura mais preciso, visto que no código do Arduino (Apêndice B), existe uma relação matemática que usa o valor do Beta para calcular a temperatura a partir da resistência que o sensor está apresentando, ou seja, é uma constante de calibração.

Para garantir a máxima precisão nas medições de temperatura do protótipo, realizou-se um procedimento experimental para a caracterização do termistor NTC utilizado, determinando seu coeficiente Beta (β) específico. A metodologia adotada permitiu obter um valor mais preciso do que os valores nominais fornecidos em folhas de dados genéricos, adequando o sistema às características exatas do componente empregado. Todo o procedimento experimental para a obtenção do valor de beta igual a 3860 encontra-se documentado no Apêndice A deste trabalho.

3.4.2 Circuito do sensor de umidade condutivo

A integração elétrica do sensor de umidade ao sistema Arduino, foi realizada conectando-se seus pinos de alimentação, VCC e GND, às linhas de 5V e terra do circuito. Embora o próprio módulo possua um potenciômetro que permite o ajuste de um limiar para sua saída digital (DO), acendendo um LED integrado em presença de umidade, optou-se por uma abordagem de software para um controle mais preciso. Para tal, foi utilizada a saída analógica (AO) do módulo, conectando-a a uma porta analógica do Arduino. Para determinar o limiar de detecção no *firmware*, foi realizado um teste prático, no qual se observou que a leitura para a pele seca era consistentemente próxima ao valor máximo de 1023. Ao aplicar uma pequena quantidade de umidade na mesma área, notou-se que a leitura do sensor caiu para um valor em torno de 898. Com base nesta variação de aproximadamente 125 unidades, e para garantir uma margem de segurança contra flutuações menores, foi estabelecida uma constante de variação de 150 no código final deste projeto. Desta forma, o alerta só é acionado se a leitura atual for 150 unidades menor que a leitura da linha de base inicial, indicando um aumento de umidade.

A escolha pela saída analógica, em detrimento da digital (DO), foi uma decisão estratégica. Embora a saída DO forneça um sinal binário simples de seco/úmido, a utilização da saída AO oferece um controle mais customizável sobre a detecção, permitindo que o limiar de sensibilidade seja definido e ajustado via software. Desta forma, o *firmware* pôde ser calibrado com base em testes práticos, onde se estabeleceu um valor de variação específico para acionar o alerta, como explanado no parágrafo anterior.

3.4.3 Circuito de acionamento dos atuadores vibratórios

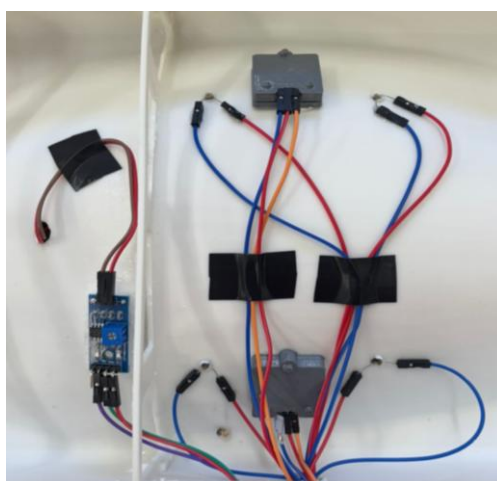
Para a implementação da estimulação mecânica, foram utilizados dois atuadores do tipo Massa Rotativa Excêntrica, especificamente o Módulo Motor Vibracall MV50 para Arduino. Com base na literatura científica, o protocolo de estimulação foi definido com uma frequência de acionamento de três vezes ao dia. A justificativa para este regime se baseia em estudos clínicos, como o de Arashi *et al.* (2010), que demonstraram sucesso na cicatrização de lesões por pressão com um protocolo de múltiplas sessões diárias, visando promover a reperfunção sanguínea de forma consistente ao longo do dia.

Durante cada sessão, com duração total de 15 minutos, a estimulação é aplicada em um padrão pulsado, por exemplo, 5 segundos de vibração seguidos por 10 segundos de repouso. Este padrão foi escolhido para maximizar a resposta fisiológica dos tecidos e evitar a

habituação sensorial. A implementação elétrica deste subsistema envolveu a conexão direta e segura dos dois módulos Vibracall à porta digital D3 do Arduino UNO, uma vez que estes módulos já possuem o circuito de driver integrado. Ambos motores foram conectados na mesma saída para que ambos fossem controlados da mesma forma e trabalhassem juntos para potencializar um padrão de vibração.

Para a integração mecânica e o correto acoplamento com a estrutura principal do dispositivo, foi projetado um invólucro customizado para cada módulo Vibracall. Utilizando uma impressora 3D e plástico ABS, foram fabricados suportes dimensionados para acomodar cada motor, que foram então fixados na parte inferior da órtese. Optou-se por fixá-los nas laterais opostas da chapa de cobre, um de cada lado, em detrimento de uma configuração nas extremidades superior e inferior como ilustra a Figura 17. Esta disposição visa distribuir o estímulo através da largura do membro do paciente, garantindo que a vibração cubra uma área de contato mais ampla e representativa da região sob risco.

Figura 17 - Instalação dos módulos Vibracall na órtese



Fonte: O autor (2025).

3.4.4 Circuitos de Alerta

Além do subsistema de estimulação terapêutica, o dispositivo incorpora um sistema de alerta independente, cuja função é fornecer uma notificação clara e imediata ao usuário ou cuidador sobre condições de risco. Este sistema é implementado através de um LED da cor vermelha, onde o acionamento ocorre quando o *firmware* detecta uma de duas possíveis condições: um aumento na temperatura da pele que ultrapasse o limiar de risco pré-definido ou a detecção de umidade excessiva na superfície de contato.

A ativação do alerta visual é sempre acompanhada por uma mensagem contextual no *display* LCD. O *firmware* está programado para, no exato momento em que o LED acende, exibir no *display* o motivo específico do alerta. Esta abordagem garante que o cuidador não apenas seja notificado de uma condição de perigo, mas também seja imediatamente informado sobre a natureza do problema, permitindo que a providência correta seja tomada.

Para reforçar ainda mais a capacidade de notificação do sistema, foi também avaliada a possibilidade de adicionar um alerta sonoro para complementar o sinal visual do LED. Este alerta seria implementado através de um *buzzer*. Sua implementação seria similar à do LED, conectando um módulo de *buzzer* a uma porta de controle digital e, no *firmware*, utilizando uma função como `tone()` para gerar um padrão de bipes intermitentes que chamaria a atenção da equipe de saúde.

No entanto, apesar da eficácia de um alerta sonoro, a decisão final para a versão atual do protótipo foi manter o sistema de notificação visual e textual (LED e *display*). Esta escolha se baseou em dois fatores principais relacionados ao ambiente de uso e ao conforto do paciente. Primeiramente, um alarme sonoro poderia ser um fator de estresse e incômodo, prejudicando o repouso do usuário. Em segundo lugar, um ambiente clínico já é saturado com alarmes de diversos equipamentos, e um novo sinal sonoro poderia gerar confusão ou ser ignorado pela equipe. Desta forma, a combinação do LED aceso com uma mensagem específica no *display* foi considerada uma solução mais discreta, e menos "irritante", cumprindo o objetivo de notificar o cuidador de forma clara sem causar perturbação ao ambiente ou ao paciente.

3.4.5 Diagrama Elétrico Consolidado do Sistema

Este item apresenta o diagrama elétrico do sistema, com o objetivo de demonstrar a organização dos componentes eletrônicos e suas respectivas funções no protótipo. Através de representações visuais e quadros, é possível compreender como se dá a integração entre os sensores, atuadores, elementos de interface homem-máquina e o microcontrolador central (Arduino UNO). A seguir, a Figura 18 ilustra a arquitetura geral do sistema, destacando a disposição dos dispositivos de entrada e saída digital/analógica e a interação com a unidade de controle.

Além da representação esquemática da arquitetura do sistema, foram elaboradas duas tabelas complementares com o intuito de detalhar a composição eletrônica do protótipo.

Figura 18 - Arquitetura do sistema e interação entre o Arduino UNO e os dispositivos de entrada e saída



Fonte: O autor (2025).

A Quadro 1 apresenta uma visão geral dos componentes utilizados, indicando suas respectivas quantidades e funções no projeto. Já a Quadro 2 relaciona os pinos do Arduino UNO aos quais cada componente foi conectado, permitindo uma compreensão da distribuição elétrica do sistema e facilitando tanto a montagem quanto a reprodução do circuito por terceiros.

Quadro 1 - Componentes e suas respectivas quantidades e funções

Componente	Quantidade	Descrição / Função
Placa Arduino UNO R3	1	Unidade de controle central do sistema
LCD Keypad Shield 16x2	1	Interface com o usuário (display e botões)
Termistor NTC	4	Sensor para medição de temperatura da pele
Resistor 10kΩ	4	Utilizado no circuito divisor de tensão dos NTCs
Módulo Sensor de Umidade	1	Sensor condutivo (LM393) para medição de umidade
Módulo Motor Vibracall	2	Atuador para a terapia de estimulação vibratória
LED Vermelho 5mm	1	Indicador visual para o sistema de alertas
Resistor 390Ω	1	Resistor limitador de corrente para o LED
Protoboard (400 pontos)	1	Placa de ensaio para organização dos circuitos
Fonte de Alimentação Externa	1	Fonte de 9V para alimentação estável do sistema
Fios Jumper	Vários	Para realizar as conexões elétricas

Quadro 2 – Componentes e suas respectivas conexões com o arduino

Pino no Arduino	Componente Conectado	Observação
Encaixe Direto	Display LCD 16x2 Shield	Ocupa os pinos D4 a D13
A0	Botões do Shield	Ocupado automaticamente pelo shield
A1	Sensor NTC 1	Conectado via circuito divisor de tensão
A2	Sensor NTC 2	Conectado via circuito divisor de tensão
A3	Sensor NTC 3	Conectado via circuito divisor de tensão
A4	Sensor NTC 4	Conectado via circuito divisor de tensão
A5	Sensor de Umidade	Conectado à saída Analógica (AO) do módulo
D2	LED de Alerta	Conectado em série com um resistor de 390Ω
D3	2x Motores Vibracall	O fio de sinal (IN) de ambos os motores é ligado neste pino

4 RESULTADOS

O fluxograma apresentado na Figura 4 mostra a sequência de etapas utilizadas para atender o desafio desta pesquisa onde foram levantadas seis principais, onde as duas últimas dizem respeito aos resultados deste projeto, sendo elas apresentadas neste item de resultados. Aqui é descrito o processo de desenvolvimento do *firmware* responsável pelo funcionamento do sistema embarcado, onde sua lógica já foi apresentada na seção 3.3 do presente trabalho, bem como os procedimentos adotados na montagem física do protótipo, integrando os sensores, atuadores e demais componentes ao microcontrolador

4.1 PROJETO DE FIRMWARE E MONTAGEM DO PROTÓTIPO

O programa criado para o Arduino foi desenvolvido através da plataforma Arduino IDE elinguagem de programação C++, devido à sua compatibilidade com o microcontrolador Arduino Uno R3 e à ampla disponibilidade de bibliotecas para sensores e atuadores. O código completo está disponível no Apêndice B deste trabalho, sendo aqui apresentado de forma resumida.

A estrutura do código foi dividida em três partes principais: declaração e mapeamento de *hardware*, configuração e inicialização (`setup()`), e laço principal de execução (`loop()`), além das funções auxiliares para leitura de sensores e controle do sistema. Inicialmente, foram incluídas bibliotecas como a *LiquidCrystal*, para exibição de informações no display LCD 16x2, e EEPROM, utilizada para armazenamento não volátil de variáveis críticas, como a contagem de terapias realizadas no dia.

Na seção de mapeamento de *hardware*, foram definidos os pinos utilizados para sensores de temperatura (NTC), sensor de umidade, botão de interface LCD, motores de estímulo vibratório e LED de alerta. Também foram estabelecidas as constantes de operação, como os tempos de calibração, monitoramento, duração da terapia, repouso e limiares de variação de temperatura e umidade que definem os alertas.

Para que tudo funcione de forma organizada, a lógica foi baseada em uma "máquina de estados". Isso significa que o dispositivo opera em diferentes "modos" como calibrando, monitorando ou em alerta, e muda de um modo para outro de forma controlada. Para gerenciar o tempo, como o monitoramento a cada dois minutos e a terapia em horários específicos, o código usa a função `millis()`. Isso permite que o aparelho faça várias coisas ao mesmo tempo sem travar. As leituras de temperatura são feitas por meio de um cálculo

baseado no modelo de Steinhart-Hart, adaptado ao sensor NTC, sua importância foi descrita na seção 2.4.1 deste projeto.

Durante o estado de terapia, os motores são ativados em pulsos de 5 segundos, controlados via lógica de temporização “*millis()*”, e o número de terapias por dia é armazenado na memória EEPROM para controle de limite diário. A interface com o usuário ocorre por meio do LCD e dos botões embutidos no display. A lógica foi estruturada de modo a garantir segurança, confiabilidade e fácil manutenção, permitindo inclusive o adiamento da terapia caso o usuário pressione um botão específico durante o estado de alerta, funcionalidade importante para situações em que a intervenção precisa ser postergada.

Ao ser ligado, com a perna do paciente já na órtese, e botão de “*Start*” ser clicado, o aparelho entra no modo de calibração. Ele espera três minutos para que os sensores de temperatura se acostumem com a temperatura da pele. Depois dessa pausa, o programa salva as temperaturas e a umidade daquele momento, como os valores “normais” ou a “linha de base”. Uma vez calibrado, ele passa para o modo de monitoramento contínuo, onde a cada 120 segundos ele faz uma nova leitura completa dos sensores e compara com os valores normais salvos.

Se o programa detectar um risco, como um aumento de temperatura maior que 2,2 °C em qualquer ponto ou a presença de umidade na pele, ele muda imediatamente para o estado de Alerta. Nesse modo, o LED vermelho acende e fica aceso, e o display LCD mostra uma mensagem clara dizendo qual foi o problema. O aparelho fica “travado” nesse estado, propositalmente, para garantir que o aviso seja visto. Ele só volta ao normal quando um cuidador aperta o botão de “*Left*” do Arduino, o que reinicia todo o processo, mas sem zerar a contagem para a terapia, esta só é zerada com o dispositivo desligado da energia.

Paralelamente a tudo isso, o programa também controla a terapia vibratória, que é acionada automaticamente três vezes ao dia. Cada sessão de terapia liga os motores por 15 minutos. De forma combinada, o programa entende que a vibração esquenta a pele. Por isso, durante a terapia e por 15 minutos após o término dela, o sistema ignora os alertas de temperatura para não gerar alarmes falsos. Passado esse tempo de repouso, ele volta ao ciclo normal de monitoramento.

As “pinagens” de cada componente, bem como a forma como foram acoplados ao projeto, já foram descritas na Seção 3.4.5. A seguir, serão apresentados breves apontamentos sobre alguns aspectos específicos da montagem do protótipo. Para a montagem do protótipo a fim de conferir maior segurança das instalações elétricas de danos ou desconexões acidentais, foi projetado e construído um invólucro (*case*) customizado para a unidade de controle central

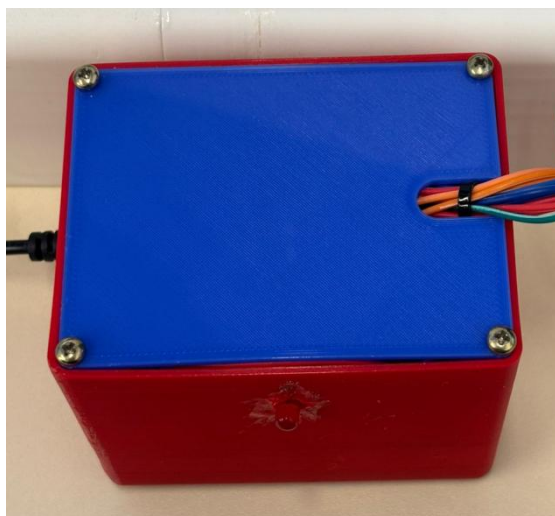
(Figuras 19 e 20). Este invólucro foi fabricado através da tecnologia de impressão 3D, utilizando-se o termoplástico ABS. O design da peça foi modelado para acomodar a placa Arduino UNO com o LCD Shield acoplado e a protoboard, incluindo aberturas estratégicas: uma janela frontal para a visualização do display e do LED de alerta, recortes para o acesso aos botões, e passagens para os cabos de alimentação (fonte de 9V) e de programação (USB). Esta etapa de acabamento foi fundamental para transformar o conjunto de componentes em um dispositivo unificado, protegido e com a estabilidade necessária.

Figura 19 - Case de proteção, (visto de frente) para o dispositivo de controle



Fonte: O autor (2025).

Figura 20 - Case de proteção, (visto de costas) para o dispositivo de controle



Fonte: O autor (2025).

Outro fator importante na montagem do protótipo foi a instalação do sensor de medição de umidade. Para a integração física do sensor de umidade, o objetivo era posicioná-lo na mesma chapa de cobre que acomoda os termistores NTC, visando a centralização dos pontos de medição. No entanto, esta abordagem apresenta um desafio técnico fundamental: como o sensor de umidade funciona medindo a condutividade entre dois eletrodos separados, e a chapa de cobre é um único material altamente condutor, é essencial que os eletrodos da sonda não tenham contato elétrico direto com a chapa. Tal contato criaria um curto circuito entre os eletrodos, resultando em uma leitura falsa e uma indicação de umidade máxima, independentemente da condição real da pele.

Diante deste desafio, duas possíveis soluções de montagem foram avaliadas. A primeira consistiria em dividir fisicamente a chapa de cobre em duas metades eletricamente isoladas, onde cada metade funcionaria como um grande eletrodo. Contudo, esta opção foi descartada por ser um método destrutivo e, principalmente, por comprometer a uniformidade da distribuição térmica na chapa, o que poderia afetar negativamente a precisão das medições de temperatura, o parâmetro primário do sistema. A segunda abordagem, mais segura e robusta, consistia em manter a chapa de cobre íntegra e adicionar dois eletrodos independentes sobre sua superfície, garantindo o isolamento elétrico entre eles e a chapa principal.

Com base nesta análise, optou-se pela segunda abordagem. Para materializar esta solução, foi projetada e fabricada uma peça de suporte customizada em uma impressora 3D (Figura 21). Utilizando plástico ABS como material, foi criado um invólucro que acomoda perfeitamente o módulo sensor e o isola da superfície condutora da chapa. Este suporte foi, então, fixado de forma segura sobre a placa de cobre com uma cola resistente, garantindo o posicionamento correto e o isolamento elétrico necessário para o funcionamento do sensor (Figura 22).

Figura 21 - Suporte do sensor de umidade



Fonte: O autor (2025).

Figura 22 - Suporte de sensor de umidade posicionada na chapa de cobre



Fonte: O autor (2025).

4.2 VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL E ANÁLISE DE RESULTADOS

O objetivo destes testes foi verificar, de forma prática e controlada, se cada subsistema do dispositivo (monitoramento, alerta e atuação) opera conforme as especificações do projeto e se a lógica de controle integrada funciona.

4.2.1 Validação do Subsistema de Monitoramento de Temperatura

O objetivo deste ensaio foi validar a capacidade do sistema de monitorar de forma independente os quatro pontos de temperatura e acionar corretamente o sistema de alerta ao detectar uma variação térmica que exceda o limite de risco clínico de $2,2^{\circ}\text{C}$. O teste focou em verificar se o *firmware* conseguia identificar o aumento de temperatura, ativar os indicadores de alerta e informar a localização do evento.

Para o teste, o protótipo completo foi acionado com o *firmware* final com as etapas não condizentes com estes testes comentadas. Após o sistema ser iniciado com o botão "Select" (Figura 23) e completar o ciclo de calibração de três minutos (Figuras 24 e 25), ele entrou no modo de monitoramento normal (Figura 26). Neste estado, um dos quatro sensores NTC (neste exemplo, o sensor conectado ao pino A1, correspondente ao "Ponto 1") foi aquecido propositalmente, utilizando-se uma fonte de calor para simular um aumento gradual da temperatura da pele. A resposta do LED de alerta e do display LCD foi observada continuamente durante o processo (Figura 27). Após a intervenção médica que é esperada

após o alerta, o sistema, mediante o clique no botão de “*Reset*”, reinicia seu processo de calibração inicial (Figura 28) mas sem perder as variáveis de contagem de tempo para a próxima terapia.

Figura 23 - Tela inicial do sistema



Fonte: O autor (2025).

Figura 24 - Calibração inicial e registro das temperaturas de base



Fonte: O autor (2025).

Figura 25 - Aviso de calibração e medição bem sucedidos



Fonte: O autor (2025).

Figura 26 - Display contendo as temperaturas medidas em tempo real



Fonte: O autor (2025).

Figura 27 - Alerta de variação de temperatura, LED aceso



Fonte: O autor (2025).

Figura 28 - Alerta desativado e recalibração do sistema



Fonte: O autor (2025).

O resultado do ensaio foi positivo e confirmou o funcionamento esperado. Ao aquecer o sensor NTC do Ponto 1, observou-se que, assim que a variação de temperatura em relação à linha de base ultrapassou o limiar de 2,2 °C, o sistema entrou em estado de alerta, onde o display LCD exibiu a mensagem de alerta como mostra a Figura 27. Este resultado valida com sucesso a funcionalidade do subsistema, confirmando que o *firmware* é capaz de monitorar múltiplos sensores de forma independente, detectar corretamente uma condição de risco térmico e comunicar a natureza e a localização da falha de forma direta.

4.2.2 Validação do Subsistema de Monitoramento de Umidade

Para este teste, foi utilizado um código que integra a lógica de alerta tanto para temperatura quanto para umidade. O protótipo foi iniciado e passou pela fase de calibração de três minutos, com os sensores em contato com a pele seca. Após entrar no modo de monitoramento normal, uma pequena quantidade de umidade foi aplicada diretamente sobre os eletrodos do sensor condutivo (utilizando um algodão embebido em água) para simular a formação de suor ou outras fontes de umidade (Figura 29). A resposta do LED de alerta e do display LCD foi observada (Figura 30). O mesmo que ocorreu com o alerta de temperatura, ocorre com o de umidade, após a intervenção médica que é esperada, o sistema, mediante o clique no botão de reset, reinicia seu processo de calibração inicial (Figura 31).

Para avaliar a resposta do sensor LM393 em condições controladas, foram realizados testes utilizando algodão em diferentes níveis de umidade. A fim de simular variações da umidade na superfície da pele, conforme apresentado no item 2.1.1, aplicaram-se porcentagens conhecidas de água no algodão, e observou-se o tempo de resposta do sensor. Quando o material apresentava umidade de 68,60% e 53,10%, o LM393 realizou a detecção de forma imediata. Já com 32,20% de umidade, o tempo de resposta foi de aproximadamente 1,5 segundos. Em condições menos úmidas, com 15,30% de umidade, o sensor levou cerca de 10 segundos para detectar a presença de água. Esses resultados indicam que o LM393 apresenta boa sensibilidade a níveis médios e altos de umidade, embora a resposta se torne mais lenta à medida que a umidade se aproxima de valores baixos. Esta lentidão não é um problema para esse estudo.

O resultado do ensaio foi positivo. Imediatamente após o contato do algodão úmido com os eletrodos, o sistema transitou para o estado de alerta e o *display* exibiu a mensagem. Este teste valida a resposta em tempo real do sensor e da lógica do *firmware* para o risco de

umidade, confirmando que o sistema é capaz de identificar esta condição crítica de forma eficaz.

Figura 29 - Simulação de aumento de umidade



Fonte: O autor (2025).

Figura 30 - Alerta de umidade, LED aceso



Fonte: O autor (2025).

Figura 31 - Alerta desativado e recalibração do sistema



Fonte: O autor (2025).

4.2.3 Validação do Subsistema de Atuação Terapêutica.

O objetivo deste ensaio foi verificar se o sistema executa o protocolo de terapia vibratória de forma autônoma, acionando os motores de acordo com os parâmetros de tempo e padrão definidos no *firmware*. Para este teste, foi utilizado o código completo do projeto, porém com as constantes de tempo da primeira terapia e duração dela reduzidas, a fim de acelerar o processo de validação sem alterar a lógica funcional. Após o sistema ser ligado, iniciado com o botão "*Select*" e completar a calibração, aguardou-se o curto período de 15 segundos de espera para que o estado de terapia fosse ativado automaticamente durante dois minutos, os tempos reais para ambas etapas são de 15 minutos. Utilizou-se um cronômetro para medir a duração total da sessão e os intervalos do padrão pulsado. Além disso, foi colocado na lógica de programação um timer que mostra a contagem regressiva em segundos e em tempo real na tela do display quanto tempo falta para acabar a terapia e o tempo de repouso.

Conforme programado, após o tempo de espera inicial, o display exibiu a mensagem "Terapia Iniciada" e os dois motores começaram a vibrar, mostrando que o teste foi bem-sucedido. Com o cronômetro, foi verificado que os motores operaram no padrão pulsado definido (5 segundos ligados, 5 segundos desligados) e que a sessão completa foi encerrada automaticamente após o tempo estipulado no *firmware* (o tempo de teste reduzido). O resultado valida que o subsistema de atuação funciona corretamente, com o *firmware* gerenciando o tempo, a duração e o padrão da estimulação terapêutica, que é o mesmo para

ambos. Além disso, foi medido novamente a frequência de trabalho com vibração de constante 220, que marcou no software de celular o valor de 40,56 Hz

Figura 32 – Sessão de terapia vibratória



Fonte: O autor (2025).

Figura 33 - Período de repouso após terapia vibratória



Fonte: O autor (2025).

Figura 34 - Recalibração após sessão de vibração e repouso



Fonte: O autor (2025).

Figura 35 - Adiamento da sessão de terapia vibratória



Fonte: O autor (2025).

Para validar experimentalmente a premissa citada na seção 2.4.3, citada na literatura, de que a terapia vibratória induz um aumento na temperatura cutânea, optou-se por realizar um ensaio comparativo. Neste procedimento, as temperaturas dos quatro sensores NTC foram registradas antes do início de uma sessão de terapia. Ao término da estimulação vibratória, uma nova medição foi realizada nos mesmos pontos. Os resultados, conforme ilustrado nas Figuras 36 e 37, confirmaram um aumento da temperatura em todos os sensores após a intervenção, corroborando a tese de que a vibração promove um aumento da circulação sanguínea local.

Figura 36 - Temperaturas registradas antes da vibração



Fonte: O autor (2025).

Este aumento térmico, embora benéfico e esperado, representa um desafio para o sistema de alerta, pois poderia ser erroneamente interpretado como uma condição de risco. Os testes confirmaram que, caso não houvesse um tratamento específico para essa condição no *firmware*, como um repouso, o sistema geraria falsos alarmes de logo após cada terapia. Isso comprova a necessidade e a eficácia da lógica implementada, que inclui um período de repouso obrigatório após a vibração, durante o qual os alertas de temperatura e umidade são pausados. A recalibração automática ao final do repouso garante que o sistema se ajuste a este

novo patamar térmico, estabelecendo uma nova linha de base e assegurando a precisão do monitoramento futuro.

Figura 37 - Temperaturas registradas depois da vibração



Fonte: O autor (2025).

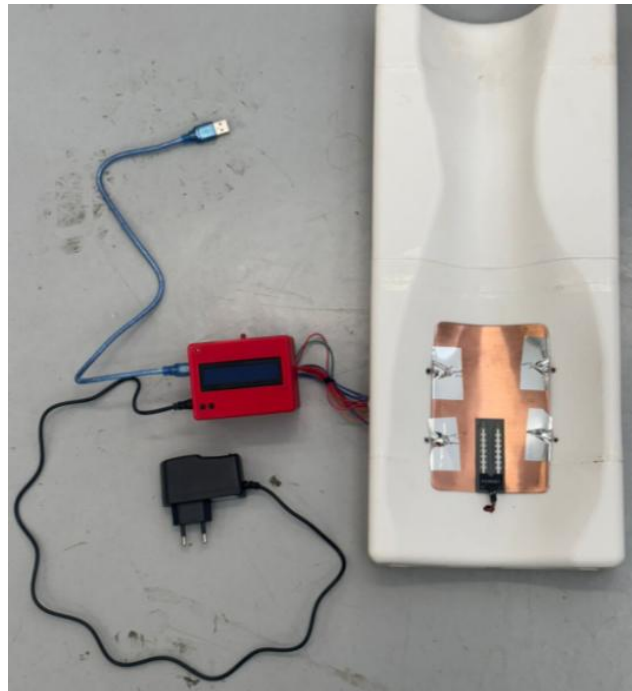
4.2.4 Montagem Final do Hardware e Teste de Funcionamento

Após a validação individual de cada componente e subsistema, procedeu-se à montagem final do protótipo integrado. Os quatro sensores de temperatura NTC foram fixados à chapa de cobre utilizando um adesivo termicamente condutivo, garantindo a continuidade da medição da temperatura na superfície. Similarmente, o sensor de umidade e os dois módulos de vibração, cada um em seu respectivo invólucro customizado fabricado em plástico ABS, foram posicionados e colados na chapa metálica, centralizando todos os pontos de sensoriamento e atuação, entretanto o sensor de umidade foi colocado sobre a chapa e os Vibracalls na parte inferior da chapa, na superfície da órtese, como ilustra a Figura 17. A fiação de cada componente foi então organizada e conectada aos seus respectivos pinos na placa Arduino, que, com o LCD Shield acoplado, foi posicionada como a unidade de controle central do dispositivo. Por fim, o sistema foi alimentado através de sua fonte de alimentação externa de 9V.

Logo, foi realizada a montagem final do protótipo com todos os módulos integrados e executando o *firmware* completo, sem trechos de código comentados para testes individuais. Nesta etapa, o objetivo foi avaliar o comportamento do sistema em operação conjunta, simulando as condições reais de uso. Durante os testes, o sistema demonstrou capacidade de realizar a aquisição de dados em tempo real, processar os sinais recebidos dos sensores e responder adequadamente com os estímulos programados, de forma integrada. Os alertas visuais e o controle de sessões de terapia vibratória também foram executados conforme o esperado, sem conflitos entre os módulos.

Contudo, observou-se que a alimentação por meio da porta USB do Arduino não foi suficiente para sustentar todos os componentes simultaneamente, especialmente durante a ativação dos motores vibratórios, os quais exigem maior corrente de operação. Ficou claro, então, a confirmação da necessidade de uso de uma fonte externa de 9V. Com essa fonte, o sistema funcionou de forma satisfatória.

Figura 38 - Montagem completa do protótipo



Fonte: O autor (2025).

5 DISCUSSÕES

Durante o desenvolvimento e os testes do sistema proposto, algumas considerações importantes foram identificadas quanto à usabilidade e ao conforto do dispositivo. Um dos pontos observados foi a sensação térmica gerada pelo contato inicial da pele com a chapa metálica utilizada. O cobre, escolhido por sua alta condutividade térmica e eficiência na transmissão de calor ao sensor, assim que entra em contato com a pele do paciente, gera uma rápida absorção de calor, gerando uma sensação de frio que pode ser desconfortável nos primeiros minutos de uso. Embora o equilíbrio térmico seja alcançado após um breve período, essa característica pode afetar negativamente a experiência do usuário.

Para minimizar esse desconforto térmico, sugere-se, em futuras versões do dispositivo, a aplicação de materiais com menor condutividade térmica sobre a chapa metálica. A utilização de tecidos técnicos ou de polímeros flexíveis e biocompatíveis pode contribuir para uma transição térmica mais gradual, mantendo a funcionalidade do sensor sem comprometer significativamente a acurácia das leituras de temperatura.

Outro aspecto relevante refere-se à órtese utilizada para o acoplamento do sistema ao corpo do paciente. O modelo empregado nesta pesquisa foi desenvolvido com base nas medidas antropométricas de um único indivíduo, o que restringe sua aplicação imediata a outros perfis corporais. Contudo, vislumbra-se um cenário de padronização da órtese para uma aplicação em maior escala, com tamanhos pré-definidos, o design pode não ser suficiente para acomodar toda a diversidade anatômica da população de pacientes. Casos específicos, como pacientes com deformidades, atrofias musculares ou angulação atípica do membro, poderiam gerar pontos de concentração de pressão em áreas não previstas no estudo original.

Ainda que a fabricação da órtese em si não seja o foco central deste trabalho, é importante ressaltar sua relevância na efetividade do sistema de monitoramento. A órtese atua como interface entre os sensores e o corpo do paciente, devendo garantir tanto o posicionamento correto dos componentes quanto a adequada redistribuição da pressão nas regiões de risco. O acoplamento inadequado pode comprometer tanto o conforto quanto a eficiência da leitura dos dados, motivo pelo qual soluções mais ergonômicas estão sendo consideradas.

Nesse sentido, vislumbra-se o uso de tecnologias de impressão 3D como alternativa para aprimorar o encaixe dos sensores à superfície interna da órtese. Com o design personalizado das cavidades e suportes para os módulos eletrônicos, seria possível reduzir

pontos de atrito e desconforto, além de garantir maior estabilidade durante o uso contínuo. Essa solução também favorece a reprodutibilidade e a personalização do produto final.

Destaca-se a necessidade futura de realizar testes mais detalhados que correlacionem a porcentagem de umidade detectada com as condições reais da pele humana, considerando diferentes estados fisiológicos. Além disso, recomenda-se a inclusão de análises envolvendo a variação de temperatura, uma vez que esse fator pode influenciar tanto a evaporação da umidade quanto a resposta do sensor LM393, afetando a precisão das medições. Ademais, é importante a realização de validações em condições reais de uso, a fim de verificar se as medições obtidas condizem com a realidade clínica e se o estímulo vibratório aplicado ao paciente contribui, de fato, para a melhora da circulação local e para os efeitos terapêuticos esperados com a redistribuição de pressão.

Em relação aos custos envolvidos na montagem do sistema eletrônico, desconsiderando a órtese, foi realizada uma estimativa com base nos valores atuais no mercado nacional. Considerando todos os módulos, sensores, atuadores e demais componentes necessários para o funcionamento do protótipo, o valor total aproximado foi de R\$ 160,00. Este custo pode sofrer variações conforme o fornecedor, a região de compra e a escala de produção, mas demonstra a viabilidade econômica do dispositivo, especialmente para aplicações em ambientes clínicos ou domiciliares, onde soluções de baixo custo são essenciais.

Portanto, os resultados obtidos até o momento são promissores e revelam o potencial de aplicação prática do sistema desenvolvido. As melhorias apontadas nesta seção serão fundamentais para a evolução do dispositivo, tanto no que diz respeito à usabilidade quanto à sua inserção no ambiente de cuidado à saúde.

6 CONCLUSÃO

As lesões por pressão representam um desafio no contexto da saúde pública. Anualmente, uma parcela significativa dos recursos destinados à área da saúde é empregada, de forma direta ou indireta, na prevenção e no tratamento dessas condições. A origem dessas lesões está frequentemente ligada à distribuição inadequada da pressão corporal em pacientes com mobilidade reduzida, sobretudo quando submetidos a longos períodos de imobilização. Essa realidade é especialmente observada em unidades de terapia intensiva (UTIs), onde os pacientes permanecem restritos ao leito por tempo prolongado. As consequências para a qualidade de vida são inúmeras, podendo, em certos casos, superar os impactos da doença que levou à internação. Diante dessa problemática, o presente trabalho se propôs a contribuir com estratégias voltadas à diminuição da incidência de úlceras por pressão.

Ao término deste trabalho, é possível lembrar os objetivos propostos inicialmente e constatar que todos foram alcançados, através de pesquisa teórica, desenvolvimento tecnológico e validação experimental. A conclusão deste projeto não se resume apenas à entrega de um protótipo, mas à consolidação de um processo de engenharia que partiu de uma necessidade clínica real e chegou a uma solução funcional.

Os objetivos específicos, que serviram como bases para o desenvolvimento, foram atendidos em sequência. Primeiramente, foi fundamental compreender o cenário de distribuição de pressão em leitos de UTI, o que foi realizado através da revisão bibliográfica. Este estudo permitiu entender um pouco mais sobre as lesões por pressão e a importância de fatores como a imobilidade prolongada, que justificou a necessidade de um dispositivo de monitoramento e redistribuição de pressão. Em seguida, buscou-se compreender como as variáveis monitoradas influenciam no desenvolvimento das lesões. A pesquisa teórica demonstrou a relação entre o aumento da temperatura e da umidade local com a maceração da pele e o aumento do risco de lesões, validando a escolha destas duas variáveis como indicadores críticos para o monitoramento. Com base nesse entendimento, o terceiro objetivo específico que é identificar sensores para o adequado monitoramento, foi alcançado na fase de projeto de *hardware*. Foram selecionados termistores do tipo NTC para a medição da temperatura e um sensor de umidade resistivo, mostrando-se adequados e eficazes durante os testes de validação dos subsistemas.

Finalmente, a união destes passos permitiu o alcance do objetivo geral do trabalho: a implementação de um sistema de monitoramento e estimulação atrelado a um dispositivo. O protótipo final, validado experimentalmente, une a leitura das variáveis de temperatura e

umidade, um sistema de alerta para o cuidador, um protocolo de terapia vibratória baseado em evidências da literatura e uma lógica de controle que gerencia todo o processo de forma autônoma. Desta forma, o dispositivo desenvolvido representa uma prova de conceito com êxito, sendo em uma solução prática e de baixo custo a proposta de auxiliar na prevenção de lesões por pressão em pacientes acamados.

7 REFERÊNCIAS

ANALOG DEVICES, Inc. **Two Ways to Measure Temperature Using Thermocouples**. Analog Dialogue, n. 44-10, 2010. Disponível em: <https://www.analog.com/en/resources/analog-dialogue/articles/measuring-temp-using-thermocouples.html>. Acesso em: 8 jul. 2025.

ARASHI, M. *et al.* **Vibration therapy accelerates healing of stage I pressure ulcers in older adult patients**. Advances in Skin & Wound Care, v. 23, n. 9, p. 419-424, 2010.

ARAÚJO, Açucena Leal de *et al.* **Efeito da termometria na prevenção de úlceras de pé diabético: revisão sistemática com metanálise**. Revista Latino-Americana de Enfermagem, v. 30, e3567, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/1518-8345.5663.3567>. Acesso em: 2 abr. 2025.

ARDUINO. **ARDUINO UNO REV3**: Folha de Dados. [S.l.]: Arduino AG, 2024. Disponível em: <https://docs.arduino.cc/resources/datasheets/A000066-datasheet.pdf>. Acesso em: 23 jun. 2025.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR IEC 60601-1**: Equipamento eletromédico - Parte 1: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial. Rio de Janeiro, 2016b.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR ISO 13485**: Produtos para saúde — Sistemas de gestão da qualidade — Requisitos para fins regulamentares. Rio de Janeiro, 2016a.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR ISO 14971**: Produtos para a saúde — Aplicação de gerenciamento de risco a produtos para a saúde. Rio de Janeiro, 2020.

BALBINOT, Alexandre; BRUSAMARELLO, Valner J. **Instrumentação e Fundamentos de Medidas**. 2. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2011.

BERNARDES, R. M. **Segurança do paciente na prevenção e manejo da lesão por pressão**. Feridas Crônicas, 2020. Disponível em: http://eerp.usp.br/feridascrônicas/recurso_educacional_lp_1_3.html. Acesso em: 17 out. 2021.

BISHOP, T. *et al.* **Monitoring skin temperature for pressure ulcer prevention**. In: 2017 IEEE HEALTHCARE INNOVATION POINT-OF-CARE TECHNOLOGIES CONFERENCE (HI-POCT). Anais [...]. Bethesda, MD, USA: IEEE, 2017. p. 141-144.

BRASIL. Casa Civil. **SUS completa 31 anos de criação**. Brasília, DF: Governo Federal, 2021. Disponível em: <https://www.gov.br/casacivil/pt-br/assuntos/noticias/2021/setembro/sus-completa-31-anos-de-criacao>. Acesso em: 28 set. 2024.

BRIENZA, D. M.; GEYER, M. J. **Humidity's impact on skin integrity**. Wound Repair and Regeneration, v. 29, n. 2, p. 351-358, 2021.

BRIENZA, D. M.; GEYER, P. **A Review of Modern Wearable Bio-Sensors and Their Application in Tele-Health**. IEEE Reviews in Biomedical Engineering, v. 14, p. 135-150, 2021.

CARDINALE, M.; WAKELING, J. **Whole body vibration exercise**: Are vibrations good for you? British Journal of Sports Medicine, v. 39, n. 9, p. 585-589, 2005.

CHAYAMITI, E. M. P. C.; CALIRI, M. H. L. **Úlcera por pressão em pacientes sob assistência domiciliar**. Acta Paulista de Enfermagem, v. 22, n. 4, p. 437-442, 2009. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/ape/a/yBCGGC8FMX5WXjhPQKZqYZj/?lang=pt>. Acesso em: 28 set. 2024.

CLARK, M. *et al.* **The influence of temperature on pressure injury risk factors**. Journal of Tissue Viability, v. 29, n. 4, p. 277-284, 2020. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/>. Acesso em: 28 set. 2024.

COLUCI, V. R. *et al.* **Um termômetro eletrônico de leitura direta com termistor**. Revista Brasileira de Ensino de Física, v. 36, n. 4, p. 4301, 2014. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/rbef/a/rwWtsvKgzHDL96tNHZnGWBC/>. Acesso em: 9 jun. 2025.

COSTA, I. G.; CALIRI, M. H. L. **Predictive validity of the Braden Scale for patients in intensive care**. Acta Paulista de Enfermagem, São Paulo, v. 24, n. 6, p. 772-777, 2011.

DINSDALE, S. *et al.* **The competing effects of moisture and temperature on epithelial cell cohesion and stratum corneum integrity**. Acta Biomaterialia, v. 152, p. 250-258, 2022.

DOUCET, B. M. *et al.* **Electrical stimulation for skeletal muscle function**. Yale Journal of Biology and Medicine, v. 85, n. 2, p. 217-229, 2012.

FRADEN, J. **Handbook of modern sensors: physics, designs, and applications**. 5. ed. Cham: Springer, 2016. 455 p. ISBN 978-3-319-22873-6.

FUNDAÇÃO CENTRO DE CONTROLE DE ONCOLOGIA DO ESTADO DO AMAZONAS (FCECON). **Protocolo de prevenção de lesão por pressão**. Manaus: FCECON, [20--]. Disponível em: <https://www.fcecon.am.gov.br>. Acesso em: 28 set. 2024.

GOMES, Flávio Henrique Ferreira; CUNHA, Fernando Nobre; FILHO, Luiz Cesar Lopes; VIDAL, Vitor Marques; SOARES, Frederico Antonio Loureiro; TEIXEIRA, Marconi Batista. **Calibração de um sensor de umidade do solo de baixo custo**. Revista Brasileira de Agricultura Irrigada, Fortaleza, v. 11, n. 4, p. 1-9, 2017. DOI: 10.7127/rbai.v11n400605. Disponível em: <https://www.inovagri.org.br/revista/index.php/rbai/article/view/605>. Acesso em: 9 jul. 2025.

GARCÍA DE LA PEÑA, R. *et al.* **La temperatura del pie como factor predictivo de aparición de úlceras en la Diabetes Mellitus**. Revista Internacional de Ciencias Podológicas, v. 13, n. 2, p. 115-129, 2019. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/rbcs/a/q38YvBqZSy8hQfNDdrXkSbx/?lang=pt>. Acesso em: 2 abr. 2025.

GEFEN, A. Microclimate: A critical review in the context of pressure ulcer prevention. **Clinical Biomechanics**, v. 59, p. 106-112, 2018.

GYAWALI, S. *et al.* **Intermittent electrical stimulation redistributes pressure and promotes tissue oxygenation in loaded muscles of individuals with spinal cord injury.**

Journal of Applied Physiology, v. 110, n. 1, p. 246–255, 2011.

Disponível em: [https://www-periodicos-capes-gov-](https://www-periodicos-capes-gov-br.ez314.periodicos.capes.gov.br/index.php/acervo/buscaador.html?task=detalhes&source=all&id=W2906973745)

[br.ez314.periodicos.capes.gov.br/index.php/acervo/buscaador.html?task=detalhes&source=all&id=W2906973745](https://www-periodicos-capes-gov-br.ez314.periodicos.capes.gov.br/index.php/acervo/buscaador.html?task=detalhes&source=all&id=W2906973745). Acesso em: 9 jul. 2025.

HONEYWELL. **Sensing and Control: Humidity Sensors - Technical Note.** [S.l.]:

Honeywell International Inc., 2013. Disponível em:

<https://sensing.honeywell.com/honeywell-sensing-technical-note-humidity-sensor-theory-and-behavior-008244-7-en.pdf>. Acesso em: 9 jun. 2025.

ISSURIN, Vladimir B. **Vibrations and their applications in sport:** A review. Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, Turim, v. 45, n. 3, p. 324-336, 2005. Disponível em:

https://www.researchgate.net/publication/7560879_Vibrations_and_their_applications_in_sport_A_review. Acesso em: 15 jun. 2025.

KOSIAK, M. **Etiology of decubitus ulcers.** Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Reston, v. 42, p. 19-29, 1961.

LAUFER, Y. *et al.* **Effects of pulsed and continuous therapeutic ultrasound on pain, disability, and blood flow in patients with low back pain.** American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, v. 80, n. 4, p. 268-273, 2001.

LOHMAN, E. B. *et al.* **Whole body vibration: Evaluation of muscle activity, muscle strength, and spasticity in a cerebral palsy case.** Medical Science Monitor, v. 17, n. 1, p. CR1-CR7, 2011.

LOHMAN, E. B.; PETRELLA, R. J.; MASSEY, K.; CHIN, A. **The effect of whole body vibration on lower extremity skin blood flow in normal subjects.** Medical Science Monitor, v. 13, n. 2, p. CR71-76, 2007.

LOHMAN, E. B.; SACKIRIJAS, K. S.; BAINS, G. S. *et al.* **A comparison of whole body vibration and moist heat on lower extremity skin temperature and skin blood flow in healthy older individuals.** Medical Science Monitor, [S.l.], v. 17, n. 9, p. MT72–MT81, 2011. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3560772>. Acesso em: 8 jul. 2025.

MAFFIULETTI, N. A. **The use of neuromuscular electrical stimulation in elite athletes.** International Journal of Sports Physiology and Performance, v. 5, n. 3, p. 406-412, 2010.

MAIA, A. M. A. *et al.* **Termografia infravermelha na odontologia.** HU Revista, Juiz de Fora, v. 44, n. 1, p. 15-22, jan./mar. 2018. Disponível em:

<https://periodicos.ufjf.br/index.php/hurevista/article/view/13943/pdf>. Acesso em: 2 abr. 2025.

MALONEY-HINDS, C.; FREEMAN, J. W.; ZAMBRASKI, E. J. **The effect of 30 Hz vs. 50 Hz passive vibration and duration of vibration on skin blood flow in the arm.** Medical Science Monitor, v. 14, n. 3, p. CR112-116, 2008.

MAXIM INTEGRATED. **MAX6675: Cold-Junction-Compensated K-Thermocouple-to-Digital Converter (0 °C to +1024 °C) Data Sheet.** Rev. 3, 30 jun. 2021. Disponível em: <https://www.analog.com/en/products/max6675.html>. Acesso em: 8 jul. 2025.

MENDES, L. M. *et al.* **Termografia infravermelha: uma ferramenta no diagnóstico de úlceras de pressão.** Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 22, n. 3, p. 117-122, 2021. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/rbme/a/CxYgWLRqL4YKZsPR757NyVC/?lang=pt>.

MORAES, J. T. *et al.* **Conceito e classificação de lesão por pressão:** atualização do National. Revista de Enfermagem do Centro Oeste Mineiro, v. 6, n. 2, p. 2292-2306, 2017.

MARTINS, D. A. B. *et al.* Prevalência de lesão por pressão em pacientes hospitalizados em um hospital público do interior paulista. Revista Brasileira de Enfermagem, Brasília, v. 69, n. 6, p. 1051–1057, nov./dez. 2016. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/reben/a/S6mtYyqxK9n6V3y9FgRYNYN>. Acesso em: 24 jul. 2025.

NETO, Márcio Leandro de Barba. **Análise de distribuição de pressão em almofadas de assento para adequação postural.** 2019. 66 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Mecânica) – Universidade de Caxias do Sul, Caxias do Sul, 2019.

OGATA, Katsuhiko. **Engenharia de Controle Moderno.** 5. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2010.

OLIVEIRA, C. C. de; RUPP, R. F.; GHISI, E. Influência da umidade do ar no conforto térmico de usuários de edificações de escritórios em Florianópolis/SC. Ambiente Construído, Porto Alegre, v. 20, n. 4, p. 7-21, out./dez. 2020. ISSN 1678-8621 Associação Nacional de Tecnologia do Ambiente Construído. <http://dx.doi.org/10.1590/s1678-86212020000400457>

OOMENS, C. W. J. *et al.* **Biomechanical modeling of pressure ulcer development in soft tissues.** Journal of Biomechanics, v. 49, n. 12, p. 2506-2514, 2016.

PERRY, A. G.; POTTER, P. A.; ELKIN, M. K. **Procedimentos e intervenções de enfermagem.** 5. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.

RODRIGUES, Beatriz Araujo; SANTOS, Andrea Cristina; GRUBISIC, Viviane Vasconcellos Ferreira. **Sistematização do projeto informacional de um eletrodo de radiofrequência.** Revista Produção Online, Florianópolis, v. 20, n. 4, p. 1238-1259, 2020. Disponível em: <https://www.producaoonline.org.br/rpo/article/view/4057>. Acesso em: 11 jun. 2025.

ROSA, Regis. **UTI visitas.** [S.l.], [20--]. Disponível em: <http://www.utivisitas.com.br/entendendo-a-uti/>. Acesso em: 28 set. 2024.

SACCO, I. C. N. *et al.* **Diagnóstico e prevenção de úlceras no pé diabético.** In: SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES. Diretrizes da Sociedade Brasileira de Diabetes 2023-2024. São Paulo: SBD, 2023.

SILVA, Vanderlei Rodrigues da; REICHERT, José Miguel; REINERT, Dalvan José. **Variação na temperatura do solo em três sistemas de manejo na cultura do feijão.** Revista Brasileira de Ciência do Solo, v. 30, p. 391-399, 2006.

STINSON, M. *et al.* **Cooling devices and ventilated support surfaces for preventing pressure ulcers.** Journal of Tissue Viability, v. 28, n. 4, p. 207-214, 2019.

TEXAS INSTRUMENTS. **LM393, LM2903 Dual Differential Comparator**. Dallas, TX: Texas Instruments, 2019. Folha de dados SLCS006V. Disponível em: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm393.pdf>. Acesso em: 9 jun. 2025.

THE NURSE PAGE. **Fowler's Position: A Comprehensive Guide for Nurses**. 2023. Disponível em: <https://www.thenursepage.com/fowlers-position-comprehensive-guide-nurses/>. Acesso em: 14 out. 2024.

TOIGO, M. E. F.; COSTA, C. A. **Fabricação de dispositivo de adequação para redistribuição de pressão em pacientes de UTI**. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA (CBEB), 2024.

THULER, S. R.; DANTAS, S. R. P. E. **Úlceras por pressão: Um guia rápido da Coloplast**. Coloplast Brasil, 2013. Disponível em: https://www.coloplast.com.br/global/brasil/wound/cpws_c_guia_pu_a5_d7.pdf. Acesso em: 18 Maio 2025.

TU ORTOPEDIA ONLINE. **Posición de Fowler: qué es, para qué sirve, tipos e indicaciones**. [S.l.], 2024. Disponível em: <https://www.tuortopedia.es/posicion-fowler/>. Acesso em: 8 jul. 2025.

RODRIGUES, B. A.; SANTOS, A. C.; GRUBISIC, V. V. F. **Sistematização do projeto informacional de um eletrodo de radiofrequência**. Revista Produção Online, Uberlândia, v. 20, n. 4, p. 1238–1259, 21 dez. 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.14488/1676-1901.v20i4.4057>. Acesso em: 09 jul. 2025.

KIM, S.-Y.; SHIN, Y.-S. **A Comparative Study of 2-Hour Interface Pressure in Different Angles of Laterally Inclined, Supine, and Fowler's Position**. International Journal of Environmental Research and Public Health, 2021. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1660-4601/18/19/9992/htm>. Acesso em: Maio 2025.

VAISALA. **A Guide to Humidity Measurement**. Vantaa, Finland: Vaisala Oyj, 2021.

APÊNDICE A – CÁLCULO DE BETA

Para garantir a máxima precisão nas medições de temperatura do protótipo, realizou-se um procedimento experimental para a caracterização do termistor NTC utilizado, determinando seu coeficiente Beta (β) específico. A metodologia adotada permitiu obter um valor mais preciso do que os valores nominais fornecidos em folhas de dados genéricos, adequando o sistema às características exatas do componente empregado.

Materiais Utilizados

- Um (1) multímetro digital com escala para medição de resistência (Ohms).
- Um (1) termômetro de precisão para referência de temperatura.
- O termistor NTC objeto do estudo.
- Água em temperatura ambiente e água aquecida.

Procedimento Experimental:

O ensaio foi conduzido seguindo as etapas detalhadas abaixo:

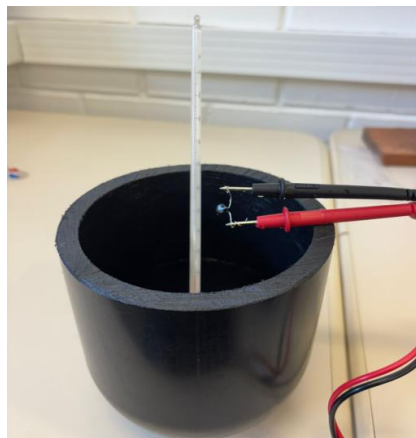
1. Preparação do Sistema de Medição: O termistor NTC foi conectado às pontas de prova do multímetro, configurado para medir resistência. A ponta do termômetro de referência e o corpo do termistor NTC foram posicionados juntos no recipiente de vidro, garantindo que ambos estivessem submetidos à mesma condição térmica.
2. Medição do Ponto 1 (Temperatura Ambiente): Adicionou-se água em temperatura ambiente ao recipiente, suficiente para submergir completamente o sensor NTC e a ponta do termômetro. Aguardou-se um período de 2 minutos para garantir o equilíbrio térmico do sistema. Após a estabilização, foram registrados simultaneamente o primeiro par de valores: a Temperatura 1 (19°C), lida no termômetro de referência, e a Resistência 1 (14,29K), lida no multímetro.
3. Medição do Ponto 2 (Temperatura Intermediária): Uma pequena quantidade de água aquecida foi adicionada ao recipiente. Com a haste, a solução foi agitada suavemente para garantir a homogeneização da temperatura. Novamente, aguardou-se a estabilização térmica do sistema e procedeu-se ao registro do segundo par de dados: Temperatura 2 (38°C) e Resistência 2 (6,37K).

4. Medição do Ponto 3 (Temperatura Elevada): O processo da etapa anterior foi repetido para se obter um terceiro ponto de dados em uma temperatura superior, resultando no registro da Temperatura 3 (46°C) e Resistência 3 (4,67K). A coleta de um terceiro ponto foi realizada para aumentar a confiabilidade da caracterização.
5. Cálculo do Coeficiente Beta (β): Com os três pares de dados (temperatura e resistência) coletados, o coeficiente Beta foi calculado utilizando a equação fundamental dos termistores. Para aumentar a robustez do resultado, o cálculo foi realizado para as três combinações de pontos possíveis (1-2, 2-3 e 1-3). O valor final do coeficiente Beta foi obtido através da média aritmética dos três resultados. As temperaturas, originalmente medidas em graus Celsius, foram convertidas para Kelvin ($K = ^\circ C + 273.15$) para a correta aplicação na fórmula. O valor médio de β obtido foi então inserido como uma constante no *firmware* do Arduino, calibrando o sistema para o sensor específico utilizado no protótipo. A equação usada para o cálculo de Beta foi a ilustrada abaixo:

$$\beta = \frac{\ln(R_x/R_y)}{(1/T_x) - (1/T_y)}$$

Resultados dos cálculos

- Beta (β) entre 19°C e 38°C: 3865.56
- Beta (β) entre 38°C e 46°C: 3853.48
- Beta (β) entre 19°C e 46°C: 3862.20
- Beta (β) utilizado: 3860



APÊNDICE B – FIRWARE DO PROTÓTIPO

```
// --- BIBLIOTECAS ---
#include <LiquidCrystal.h>
#include <EEPROM.h>

// MAPEAMENTO DE HARDWARE
LiquidCrystal lcd(8, 9, 4, 5, 6, 7);
const int pinoBotaoLcd = A0;
const int pinosNTC[] = {A1, A2, A3, A4};
const int NUM_SENSORES_NTC = 4;
const int pinoUmidade = A5;
const int pinoMotores = 3;
const int pinoLedAlerta = 2;

// CONSTANTES DE MONITORAMENTO
const float LIMIAR_VARIACAO_TEMP = 2.2;
const int VARIACAO_LIMIAR_UMIDADE = 150;
const int INTENSIDADE_PWM_TERAPIA = 220;

// Parâmetros do Termistor NTC
const float BETA = 3860.0;
const float RESISTENCIA_NOMINAL = 10000.0;
const float TEMP_NOMINAL_C = 25.0;
const float RESISTOR_DIVISOR = 10000.0;

// CONSTANTES DE TEMPO
const unsigned long TEMPO_ESTABILIZACAO = 60000; // 1 minuto (teste) -
tempo real: 3 minutos
const unsigned long INTERVALO_MONITORAMENTO = 120000; // a cada dois
minutos uma nova medição de variáveis irá ocorrer
const unsigned long DURACAO_TERAPIA = 120000; // 2 minutos (teste) -
tempo real: 15 minutos
const unsigned long TEMPO_REPOUSO_POS_TERAPIA = 120000; // 2 minutos
(teste) - tempo real: 15 minutos
const unsigned long INTERVALO_ENTRE_TERAPIAS = 900000; // 15 minutos
(teste) - tempo real: 2 horas
const unsigned long TEMPO_PRIMEIRA_TERAPIA = 15000; // 15 segundos
(teste) - tempo real: 1 hora
const unsigned long TEMPO_PULSO_TERAPIA = 5000; // 5 segundos
const unsigned long INTERVALO_DISPLAY = 1000; // 1 segundo - frequência
com que as informações na tela do LCD são atualizadas
const unsigned long ADIAMENTO_TERAPIA = 900000; // 15 minutos para
adiar a terapia - condição depois do "reset"
const unsigned long PROXIMIDADE_TERAPIA = 300000; // 5 minutos de
proximidade - condição depois do "reset"

// VARIÁVEIS GLOBAIS
float tempBase[NUM_SENSORES_NTC], tempAtual[NUM_SENSORES_NTC];
int umidadeBase;
enum Estado {OCIOSO, CALIBRANDO, MONITORANDO, ALERTA, EM_TERAPIA,
EM_REPOUSO};
Estado estadoSistema = OCIOSO;
unsigned long tempoAnterior_Monitoramento = 0, tempoAnterior_Terapia =
0;
unsigned long timestamp_InicioEstado = 0;
unsigned long timestamp_InicioTerapia = 0, timestamp_InicioReposo = 0;
```

```

unsigned long tempoAnterior_Pulso = 0;
unsigned long tempoAnterior_Display = 0;
bool motorLigadoNoPulso = false;
int contagemTerapiasDia = 0;

// Endereços da memória EEPROM
int addrContagemTerapia = 0;
int addrTempoUltimaTerapia = 4;

// --- FUNÇÕES ---
void setup() {
    Serial.begin(9600);
    pinMode(pinoMotores, OUTPUT);
    pinMode(pinoLedAlerta, OUTPUT);
    digitalWrite(pinoLedAlerta, LOW);
    lcd.begin(16, 2);
    lcd.print("Sistema Pronto!");
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("Pressione SELECT");

    EEPROM.get(addrContagemTerapia, contagemTerapiasDia);
    EEPROM.get(addrTempoUltimaTerapia, tempoAnterior_Terapia);
    if (contagemTerapiasDia < 0 || contagemTerapiasDia > 3) {
        contagemTerapiasDia = 0;
    }
    if (millis() - tempoAnterior_Terapia > 86400000UL) {
        contagemTerapiasDia = 0;
    }
}

float lerTemperatura(int pinoADC) {
    int valorADC = analogRead(pinoADC);
    if (valorADC < 10) return -99.0;
    float resistencia = RESISTOR_DIVISOR / (1023.0 / valorADC - 1.0);
    float steinhart = log(resistencia / RESISTENCIA_NOMINAL) / BETA + 1.0
/ (TEMP_NOMINAL_C + 273.15);
    steinhart = 1.0 / steinhart - 273.15;
    return steinhart;
}

// Função de leitura de botões
int lerBotoesLCD() {
    int valorADC = analogRead(pinoBotaoLcd);
    if (valorADC < 550) return 4; // Botão LEFT (calibrado para o valor
de 414)
    if (valorADC < 800) return 5; // Botão SELECT (calibrado para o valor
de 641)
    return 0;
}

void loop() {
    unsigned long tempoAtualMillis = millis();
    int botaoPressionado = 0;
    if (lerBotoesLCD() != 0) {
        delay(50);
        botaoPressionado = lerBotoesLCD();
    }
}

```

```

switch (estadoSistema) {
    case OCIOSO:
        if (botaoPressionado == 5) {
            estadoSistema = CALIBRANDO;
            lcd.clear(); lcd.print("Posicione perna"); lcd.setCursor(0, 1);
            lcd.print("Aguarde...");
            timestamp_InicioEstado = tempoAtualMillis;
        }
        break;

    case CALIBRANDO:
        if (tempoAtualMillis - timestamp_InicioEstado >=
            TEMPO_ESTABILIZACAO) {
            lcd.clear(); lcd.print("Calibrando...");
            for (int i = 0; i < NUM_SENSORES_NTC; i++) { tempBase[i] =
                lerTemperatura(pinosNTC[i]); }
            umidadeBase = analogRead(pinoUmidade);
            lcd.clear(); lcd.print("Bases Medidas:"); delay(2000);
            lcd.clear();
            lcd.print("T1:" + String(tempBase[0], 1) + " T2:" +
                String(tempBase[1], 1));
            lcd.setCursor(0,1);
            lcd.print("T3:" + String(tempBase[2], 1) + " T4:" +
                String(tempBase[3], 1));
            delay(4000);
            lcd.clear(); lcd.print("Monitorando...");
            estadoSistema = MONITORANDO;
            tempoAnterior_Monitoramento = tempoAtualMillis;
            tempoAnterior_Display = tempoAtualMillis;
            if (contagemTerapiasDia == 0) {
                tempoAnterior_Terapia = tempoAtualMillis -
                    (INTERVALO_ENTRE_TERAPIAS - TEMPO_PRIMEIRA_TERAPIA);
            }
        }
        break;

    case MONITORANDO:
        if (analogRead(pinoUmidade) < (umidadeBase -
            VARIACAO_LIMIAR_UMIDADE)) {
            lcd.clear(); lcd.print("ALERTA: UMIDADE"); lcd.setCursor(0, 1);
            lcd.print("AUMENTOU");
            estadoSistema = ALERTA; break;
        }
        if (tempoAtualMillis - tempoAnterior_Monitoramento >=
            INTERVALO_MONITORAMENTO) {
            for (int i = 0; i < NUM_SENSORES_NTC; i++) {
                tempAtual[i] = lerTemperatura(pinosNTC[i]);
                if (tempAtual[i] > (tempBase[i] + LIMIAR_VARIACAO_TEMP)) {
                    lcd.clear();
                    lcd.setCursor(0, 0); lcd.print("ALERTA: NTC " + String(i +
                        1));
                    lcd.setCursor(0, 1); lcd.print("Temp: " +
                        String(tempAtual[i], 1) + " C");
                    estadoSistema = ALERTA; break;
                }
            }
        }
}

```

```

        if (estadoSistema != ALERTA) { tempoAnterior_Monitoramento =
tempoAtualMillis; }
    }
    if (estadoSistema == MONITORANDO && contagemTerapiasDia < 3 &&
(tempoAtualMillis - tempoAnterior_Terapia >= INTERVALO_ENTRE_TERAPIAS))
    {
        estadoSistema = EM_TERAPIA;
    }
    if (tempoAtualMillis - tempoAnterior_Display >= INTERVALO_DISPLAY
&& estadoSistema == MONITORANDO) {
        for (int i = 0; i < NUM_SENSORES_NTC; i++) { tempAtual[i] =
lerTemperatura(pinosNTC[i]); }
        lcd.clear();
        lcd.print("T1:" + String(tempAtual[0], 1) + " T2:" +
String(tempAtual[1], 1));
        lcd.setCursor(0, 1);
        lcd.print("T3:" + String(tempAtual[2], 1) + " T4:" +
String(tempAtual[3], 1));
        tempoAnterior_Display = tempoAtualMillis;
    }
    break;

case ALERTA:
    digitalWrite(pinoLedAlerta, HIGH);
    if (botaoPressionado == 4) { // Se o botão LEFT for pressionado
        digitalWrite(pinoLedAlerta, LOW);
        unsigned long proximaTerapia = tempoAnterior_Terapia +
INTERVALO_ENTRE_TERAPIAS;
        if ((proximaTerapia > tempoAtualMillis) && (proximaTerapia -
tempoAtualMillis < PROXIMIDADE_TERAPIA)) {
            tempoAnterior_Terapia += ADIAMENTO_TERAPIA;
            EEPROM.put(addrTempoUltimaTerapia, tempoAnterior_Terapia);
            lcd.clear(); lcd.print("Terapia adiada!"); delay(2000);
        }
        // Volta para o estado de calibração para medir novas bases
        estadoSistema = CALIBRANDO;
        lcd.clear();
        lcd.print("Alerta Limpo.");
        lcd.setCursor(0,1);
        lcd.print("Recalibrando...");
        timestamp_InicioEstado = tempoAtualMillis; // Inicia o timer da
nova calibração
    }
    break;

case EM_TERAPIA:
    if (timestamp_InicioTerapia == 0) {
        lcd.clear(); lcd.print("Terapia Iniciada");
        timestamp_InicioTerapia = tempoAtualMillis;
        tempoAnterior_Terapia = tempoAtualMillis;
        contagemTerapiasDia++;
        EEPROM.put(addrTempoUltimaTerapia, tempoAnterior_Terapia);
        EEPROM.put(addrContagemTerapia, contagemTerapiasDia);
        tempoAnterior_Pulso = tempoAtualMillis;
        motorLigadoNoPulso = true;
        digitalWrite(pinoMotores, HIGH);
    }

```

```

        if (tempoAtualMillis - tempoAnterior_Pulso >=
TEMPO_PULSO_TERAPIA) {
            motorLigadoNoPulso = !motorLigadoNoPulso;
            digitalWrite(pinoMotores, motorLigadoNoPulso);
            tempoAnterior_Pulso = tempoAtualMillis;
        }
        if (tempoAtualMillis - tempoAnterior_Display >= 1000) {
            long tempoDecorrido = tempoAtualMillis -
timestamp_InicioTerapia;
            int segundosRestantes = (DURACAO_TERAPIA - tempoDecorrido) /
1000;
            if (segundosRestantes < 0) segundosRestantes = 0;
            lcd.clear(); lcd.print("Terapia Ativa...");
            lcd.setCursor(0, 1); lcd.print("Faltam: " +
String(segundosRestantes) + "s  ");
            tempoAnterior_Display = tempoAtualMillis;
        }
        if (tempoAtualMillis - timestamp_InicioTerapia >=
DURACAO_TERAPIA) {
            digitalWrite(pinoMotores, LOW);
            timestamp_InicioTerapia = 0;
            timestamp_InicioRepouso = tempoAtualMillis;
            estadoSistema = EM_REPOUSO;
        }
        break;

    case EM_REPOUSO:
        if (tempoAtualMillis - tempoAnterior_Display >= 1000) {
            long tempoDecorrido = tempoAtualMillis -
timestamp_InicioRepouso;
            int segundosRestantes = (TEMPO_REPOUSO_POS_TERAPIA -
tempoDecorrido) / 1000;
            if (segundosRestantes < 0) segundosRestantes = 0;
            lcd.clear(); lcd.print("Repouso...");
            lcd.setCursor(0, 1); lcd.print("Faltam: " +
String(segundosRestantes) + "s  ");
            tempoAnterior_Display = tempoAtualMillis;
        }
        if (tempoAtualMillis - timestamp_InicioRepouso >=
TEMPO_REPOUSO_POS_TERAPIA) {
            lcd.clear(); lcd.print("Recalibrando..."); delay(1500);
            for (int i = 0; i < NUM_SENSORES_NTC; i++) {
                tempBase[i] = lerTemperatura(pinosNTC[i]);
            }
            lcd.clear(); lcd.print("Monitorando...");
            estadoSistema = MONITORANDO;
            timestamp_InicioEstado = tempoAtualMillis;
        }
        break;
    }
}
}

```

APÊNDICE C – TESTES DE PROPORÇÃO DE UMIDADE

Para determinar a sensibilidade do sensor LM393 a diferentes níveis de umidade, foram realizados testes utilizando algodão embebido em quantidades controladas de água. Em cada experimento, a massa do algodão seco foi registrada, seguida da adição de água, e posteriormente a massa total foi medida. A porcentagem de umidade foi então calculada com base na proporção entre a massa de água e a massa total da amostra (algodão + água). Esses testes permitiram observar o tempo de resposta do sensor em função do teor de umidade presente no material. Os resultados demonstraram que o sensor detectou imediatamente níveis de umidade superiores a 50%, enquanto em níveis mais baixos, como 32,20% e 15,30%, houve um pequeno atraso na resposta, sendo de aproximadamente 1,5 segundos e 10 segundos, respectivamente. Abaixo mais detalhes dos valores encontrados.

Amostra	Massa do Algodão (g)	Massa da Água (g)	Umidade Total (%)	Tempo de Detecção
1	0,82	2,61	68,60%	Detectou imediatamente
2	0,76	1,62	53,10%	Detectou imediatamente
3	0,59	0,87	32,20%	Detectou com 1,5 s
4	0,5	0,59	15,30%	Detectou com 10 s