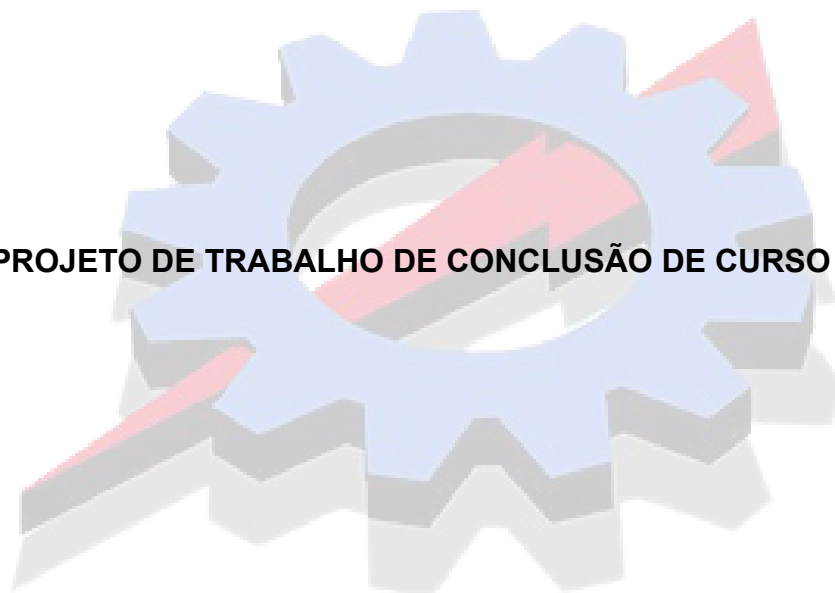


ESCOLA TÉCNICA ESTADUAL FREDERICO GUILHERME SCHMIDT

TÉCNICO EM ELETROTÉCNICA

PROJETO DE TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO TÉCNICO



ELECTRIC MOTION - ELETROESTIMULADOR PARA MEMBROS INFERIORES

ALAN LAÇA DA VEIGA

EDUARDA BRAESCHER MORAES

HENRIQUE GABRIEL DE MELLO PISAROGLO

SÃO LEOPOLDO

2025

ALAN LAÇA DA VEIGA
EDUARDA BRAESCHER MORAES
HENRIQUE GABRIEL DE MELLO PISAROGLO

ELECTRIC MOTION - ELETROESTIMULADOR PARA MEMBROS INFERIORES

Projeto de Trabalho de Conclusão de Curso Técnico apresentado ao Curso de Eletrotécnica da Escola Técnica Estadual Frederico Guilherme Schmidt como requisito para aprovação nas disciplinas do curso sob orientação da professora Ceris Diane Oliveira de Menezes e coorientação do professor Adriano dos Santos.

SÃO LEOPOLDO
2025

RESUMO

De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), no ano de 2016, o Acidente Vascular Cerebral foi responsável por 6,7 milhões de falecimentos, representando 12,2% do total de mortes registradas globalmente. Esses números colocam o AVC como a segunda maior causa de morte no mundo, posição que poderá se manter até 2030 devido ao crescimento e envelhecimento populacional. Após o AVC, a reabilitação é fundamental para minimizar a perda funcional do paciente e promover a recuperação das funções motoras. Com base nessas considerações, o objetivo do presente estudo é desenvolver um dispositivo eletroestimulador para membros inferiores com foco no tratamento de doenças circulatórias e do sistema muscular, auxiliando na reabilitação de pacientes. Dessa forma, para realizar o programa experimental, foram elaboradas etapas que iniciaram pelo estudo do referencial teórico, pesquisas com profissionais da área e culminaram na montagem da primeira etapa do protótipo. A funcionalidade do projeto é devida à vibração do eletroestimulador, que é gerada pelos sinais PWM controlados pelo Arduino, amplificados pelo transistor TIP122 e um transformador. Esses impulsos causam contrações musculares rápidas, promovendo circulação e fortalecimento muscular. A frequência e intensidade são ajustáveis via push buttons, e os ajustes são exibidos em display. A relevância deste trabalho está fundamentada em dados consistentes e na necessidade crescente de abordagens inovadoras que atuem na prevenção e tratamento do AVC e suas consequências. A eletroestimulação oferece uma solução promissora, tanto para a prevenção de eventos tromboembólicos quanto para a reabilitação muscular pós-AVC, contribuindo significativamente para a qualidade de vida dos pacientes e para a redução dos custos associados ao tratamento dessas condições. Após os testes, é possível concluir que o dispositivo atingiu os objetivos propostos, demonstrando viabilidade como recurso auxiliar no processo de reabilitação.

Palavras-chave: Eletroestimulação; Tratamento; Auxílio.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Artéria Coronária	23
Figura 2: AVC Isquêmico e Hemorrágico	24
Figura 3: DAP	25
Figura 4: Cardiopatia congênita	26
Figura 5: Aorta	27
Figura 6: Coração com insuficiência cardíaca	28
Figura 7: Tabela da Hipertensão Arterial	29
Figura 8: Artéria Carótídea	30
Figura 9: Veia varicosa	31
Figura 10: Coágulos de sangue dentro das veias profundas	32
Figura 11: sistema cardiovascular	34
Figura 12: Estrutura geral de um vaso	35
Figura 13: Posição e orientação do Coração	36
Figura 14: artérias, arteríolas, capilares, vênulas e veias	37
Figura 15: diferença entre Artéria e Veias	38
Figura 16: Circulação pulmonar	39
Figura 17: Circulação sistêmica	40
Figura 18: Contração muscular dos membros inferiores	42
Figura 19: Músculo contraído	43
Figura 20: Fibras musculares	46
Figura 21: Fibras musculares Tipo I e II	46
Figura 22: Neurônio	47
Figura 23: Sinapse	48
Figura 24: Classificação dos Neurônios	49
Figura 25: Músculos Inferiores	50
Figura 26: Posicionamento da TENS	53
Figura 27: Contração muscular através do EMS	54
Figura 28: Posicionamento da FES	55
Figura 29: Estimulação Elétrica Neuromuscular	56
Figura 32: Diagrama em blocos de um estimulador genérico	61
Figura 33: Arduino Uno	62
Figura 34: Transformador 220v/12v	63
Figura 35: Protoboard de 400 pontos	63
Figura 36: Cabos Jumpers	64
Figura 37: Push Button:	64

Figura 38: Eletrodo adesivo	65
Figura 39: Transistor NPN TIP122	65
Figura 40: Diodo 1N4007	66
Figura 41: Malha ortopédica	66
Figura 42: LCD 16x2 I2C	67
Figura 43: Placa Perfurada	68
Figura 44: Esboço Protótipo	72
Figura 45: Arduino UNO	74
Figura 46: transformador 220v/12v	74
Figura 47: Transistor NPN TIP122	75
Figura 48: Diodo 1N4007	75
Figura 49: Placa perfurada	76
Figura 50: Eletrodo adesivo	76
Figura 51: Malha com eletrodos	77
Figura 52: LCD 16x2 I2C	77
Figura 53: Diagrama de ligação	78
Figura 54: Diagrama eletrônico 2.0	79
Figura 55: Fluxograma de funcionamento	80
Figura 56: Manual de utilização	81
Figura 57: Código da Fase 1	82
Figura 58: Código da Fase 1	83
Figura 59: Código da Fase 1	84
Figura 60: Código da Fase 1	85
Figura 61: Código da Fase 2	86
Figura 62: Código da Fase 2	87
Figura 63: Código da Fase 2	88
Figura 64: Teste do sinal PWM	89
Figura 65: Transistor e resistores associados	90
Figura 66: Botões de seleção de frequência	90
Figura 67: Display LCD	91
Figura 68: Conectores Banana macho e fêmea	91
Figura 69: Estrutura do Protótipo	92
Figura 70: Malha com os eletrodos	93
Figura 71: Posicionamento dos eletrodos	94
Figura 72: Fechamento da malha	94
Figura 73: Início da estimulação	95
Figura 74: Montagem protótipo 2	96
Figura 75: Montagem protótipo 2	97

Figura 76: Aferição de níveis de tensão	98
Figura 77: Teste na saída do transistor	99
Figura 78: Análise do duty cycle	99
Figura 79: Modelagem 3d Solidworks	100
Figura 80: Detalhamento modelagem 3d Solidworks	101
Figura 81: Detalhamento tampa	102
Figura 82: Frequência corrigida	103
Figura 83: Demonstração display	103
Figura 84: Solda dos componentes na placa	104
Figura 85: ODS 3	105

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Estado da Arte	18
Tabela 2 – Taxa de Mortalidade por Doenças Cardiovasculares no Brasil	22
Tabela 3 – Diferença entre Artérias e Veias	38
Tabela 4 – Cronograma 2024	105
Tabela 5 – Cronograma 2025	106
Tabela 6 – Recursos	107

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AIT	Ataque Isquêmico Transitório
AVC	Acidente Vascular Cerebral
AVE	Acidente Vascular Encefálico
DAC	DOENÇA ARTERIAL CORONARIANA
DAP	DOENÇA ARTERIAL PERIFÉRICA
EEB	Escala de Equilíbrio de Berg
EMI	ELETROESTIMULADOR PARA MEMBROS INFERIORES
EMS	Estimulação Muscular Elétrica
EP	EMBOLIA PULMONAR
FES	ELETROESTIMULAÇÃO FUNCIONAL
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
NMES	Estimulação Elétrica Neuromuscular
OMS	Organização Mundial da Saúde
PASS	Escala de Avaliação do Controle Postural
PC	Paralisia Cerebral
PSF	Programa Saúde da Família
SBACV	Sociedade Brasileira de AVC
SIM	Sistema de Informações sobre Mortalidade
SNC	Sistema Nervoso Central
TENS	Estimulação Nervosa Elétrica Transcutânea
TVP	TROMBOSE VENOSA PROFUNDA

LISTA DE SÍMBOLOS

R – resistência (Ω);	53
ρ – resistividade ($\Omega \cdot m$);	53
σ – condutividade (S/m);	53
A – área da seção transversal (m^2);	53
d – comprimento do material (m)	53
C – capacitância (F)	54
Q – cargas	54
V – diferença de potencial (ddp) (V)	54
ϵ_0 – constante dielétrica do vácuo (8.85×10^{-12} F/m)	54
ϵ_r – permissividade relativa do material	54
d – espessura do material dielétrico (m)	54
I – corrente elétrica (A)	55
V – diferença de potencial (ddp) (V)	55
w – frequência (rad/s)	55

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
1.1 TEMA E SUA DELIMITAÇÃO	14
1.2 PROBLEMA	14
1.3 OBJETIVOS	14
1.3.1 Objetivo Geral	14
1.3.2 Objetivos Específicos	14
1.4 JUSTIFICATIVA	15
2 ESTADO DA ARTE	17
2.2 ELETROESTIMULAÇÃO FUNCIONAL ASSOCIADA A FACILITAÇÃO NEUROMUSCULAR PROPRIOCEPTIVA DE TRONCO EM INDIVÍDUOS COM SEQUELAS DE ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL	19
2.3 OS EFEITOS DA ÓRTESE DE TECIDO ELASTOMÉRICO DINÂMICO DO TIPO COLETE NO EQUILÍBRIO SENTADO E NA DESTREZA MANUAL GROSSA EM CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL: UM ESTUDO RANDOMIZADO CONTROLADO COM CEGAMENTO ÚNICO.	20
2.4 ATIVIDADE FÍSICA CONVENCIONAL (MUSCULAÇÃO) E APARELHO ELETROESTIMULADOR UM ESTUDO DA CONSTRUÇÃO MUSCULAR ELÉTRICA:	21
2.4 ELECTRIC MOTION	21
3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	22
3.1 DOENÇAS CARDIOVASCULARES	22
3.2 DOENÇA ARTERIAL CORONARIANA (DAC)	23
3.3 DOENÇA CEREBROVASCULAR	24
3.4 DOENÇA ARTERIAL PERIFÉRICA (DAP)	25
3.5 DOENÇA CARDÍACA REUMÁTICA	25
3.6 CARDIOPATIA CONGÊNITA	26
3.7 ANEURISMA DA AORTA ABDOMINAL	27
3.8 INSUFICIÊNCIA CARDÍACA	28
3.9 HIPERTENSÃO ARTERIAL	29
3.10 DOENÇA CAROTÍDEA	30
3.11 VARIZES	31
3.12 TROMBOSE VENOSA PROFUNDA (TVP) E EMBOLIA PULMONAR (EP)	32
3.13 EVENTOS AGUDOS: ATAQUES CARDÍACOS E ACIDENTES VASCULARES CEREBRAIS (AVCS)	33
3.14 SISTEMA CIRCULATÓRIO	33
3.14.1 Constituintes	34
3.14.2 Capilares	35
3.14.3 Coração Humano	36
3.14.4. Vasos sanguíneos	37
3.14.5 Diferença entre Artérias e Veias	38
3.14.6. Tipos de circulação sanguínea	39
	9

3.14.6.1 Circulação pulmonar	39
3.14.6.2 Circulação sistêmica	40
3.14.7. Sistema de bomba muscular das pernas e válvulas venosas	41
3.14.8. Disfunção no sistema de bomba muscular	42
3.15 VASCULARIZAÇÃO MUSCULAR	43
3.16 COMPONENTES MECÂNICOS DOS MÚSCULOS	44
3.17 FIBRAS MUSCULARES	45
3.18 SISTEMA NERVOSO CENTRAL	47
3.18.1 Neurônios	48
3.19 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA MUSCULAR	51
3.20 Eletroestimulação na Reabilitação para Pacientes pós AVE	51
3.21 ELETROESTIMULAÇÃO	52
3.21.1 Tipos De Eletroestimulação	53
3.21.1.1 Estimulação Nervosa Elétrica Transcutânea (TENS)	53
3.21.1.2 Estimulação Muscular Elétrica (EMS)	54
3.21.1.3 Eletroestimulação Funcional (FES)	55
3.21.1.4 Estimulação Elétrica Neuromuscular (NMES)	56
3.22 AÇÃO DA CORRENTE ELÉTRICA EM TECIDOS VIVOS	57
3.23 ESTRUTURA DE UM ESTIMULADOR ELÉTRICO FUNCIONAL	61
3.23.1 Circuito de entrada	62
3.23.2 Gerador de pulsos	62
3.23.3 Estágio de saída	62
3.24 COMPONENTES	62
3.24.1 Arduino uno	62
3.24.2 Transformador 220v/12v:	63
3.24.3 Protoboard	64
3.24.4 Cabos Jumpers	65
3.24.5 Push Button:	65
3.24.6 Eletrodos adesivos	66
3.24.7 Transistor NPN TIP122 :	66
3.24.8 Diodo 1N4007:	67
3.24.9 Malha ortopédica:	67
3.24.10 Display 16x2 I2C:	68
3.24.11 Placa Perfurada	69
4 METODOLOGIA	69
4.1 MÉTODO DE PESQUISA	69
4.2 FUNÇÃO DOS COMPONENTES	73
4.2.1 Arduino UNO	73
4.2.2 Transformador 220v/12v:	74
4.2.3 Transistor NPN TIP122 :	74

4.2.4 Diodo 1N4007:	75
4.2.5 Protoboard	75
4.2.6 Eletrodo adesivo	76
4.2.7 Malha ortopédica:	77
4.2.8 Display 16x2 I2C:	77
4.3 ESQUEMA ELÉTRICO	78
4.4 FLUXOGRAMA DE FUNCIONAMENTO E MANUAL DE UTILIZAÇÃO	80
4.4.1 Manual de utilização:	81
4.5 PROGRAMAÇÃO	82
4.5.1 Código da fase 1	82
4.6 PROTOTIPAGEM	89
4.6.1 Geração do sinal:	89
4.6.2 Amplificação do sinal:	89
4.6.3 Seleção dos níveis de frequência	90
4.6.4 Visualização das informações da estimulação:	91
4.6.5 Transmissão do sinal para o usuário:	91
4.6.6 Armazenamento do circuito:	92
4.6.7 Malha para os eletrodos:	93
4.6.8 Montagem:	94
4.6.8.1 Montagem Fase 2:	96
4.7 PROCEDIMENTOS DE AJUSTES E VALIDAÇÃO	98
4.7.1 Teste 1 - Ensaio realizado com osciloscópio	98
4.8 FASE 2	100
4.8.1 Nova estrutura (impressão 3d)	100
4.8.2 Ajuste de frequência	103
4.8.3 Integração do modo “Tempo”	103
4.9 Objetivos de Desenvolvimento Sustentável (ODS)	104
5 CRONOGRAMA	105
6 RECURSOS	107
6.1 RECURSOS DE DOAÇÃO	108
7 CONCLUSÃO	109
REFERÊNCIAS	110

1 INTRODUÇÃO

De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), no ano de 2016, o AVC foi responsável por 6,7 milhões de falecimentos, representando 12,2% do total de mortes registradas globalmente. Esses números colocam o AVE como a segunda maior causa de morte no mundo, uma posição que poderá se manter até 2030 devido ao crescimento populacional e o envelhecimento da população (EDITORA apud SANTOS et al, 2021). No Brasil, a incidência anual de AVE é alarmante, São 108 casos para cada 100.000 habitantes, sendo ele a principal causa de incapacidade e a mais comum causa de óbitos nos brasileiros (EDITORA apud BOTELHO et al, 2021).

Conforme a Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG, 2006) a estimulação elétrica funcional (EEF) apresenta-se como uma abordagem terapêutica eficaz para o fortalecimento muscular e a redução da espasticidade em pacientes com sequelas de Acidente Vascular Cerebral (AVC). A aplicação da EEF nos membros inferiores, mostra-se capaz de melhorar a funcionalidade motora e promover ganhos significativos nos tratamentos para a reabilitação, contribuindo para a melhora da qualidade de vida dos pacientes (ANA, 2024). Assim, o desenvolvimento do dispositivo eletroestimulador, como proposto neste estudo, pode representar um importante avanço, auxiliando no tratamento das complicações circulatórias, especialmente em um cenário de crescente prevalência do AVC em populações mais idosas.

O desenvolvimento do projeto parte do conhecimento de que o Acidente Vascular Cerebral (AVC) é uma das principais condições neurológicas que atinge a população mundial, com maior prevalência entre adultos e idosos. (Eliana e Elaine, 2008) nesse sentido, o aumento da expectativa de vida e, conseqüentemente, o envelhecimento populacional, colaboram para o aumento das situações do AVC. Diante deste contexto o AVC se torna decorrente especialmente em indivíduos com mais de 65 anos. No Brasil, essa doença não só representa uma das principais

causas de morte, mas também uma significativa fonte de incapacidade, impactando diretamente a qualidade de vida dos pacientes e sobrecarregando o sistema de saúde (KALACHE; VERAS; RAMOS, 2005).

Neste estudo, será abordado a utilização da estimulação elétrica funcional (EEF) de forma terapêutica para o fortalecimento muscular e o auxílio a pessoas com sequelas decorrentes de um episódio de Acidente Vascular Encefálico (AVE). Assim melhorando a qualidade de vida de uma parte da população atingida por tais patologias, consequentemente no auxílio e alívio da sobrecarga do sistema de saúde. A EEF será aplicada através de eletrodos posicionados sobre os músculos dos membros inferiores (KALACHE; VERAS; RAMOS, 2005). Desta forma, durante os testes, ocorrerão sessões de estimulação com frequência e intensidade ajustadas de acordo com a resposta individual de cada pessoa, considerando como ponto de partida a força muscular que os sujeitos possuem. Sendo assim, a avaliação dos resultados será realizada por meio de escalas do aumento da força muscular, antes e após o período de intervenção, a fim de verificar a eficácia da EEF no contexto de tratamentos pós-AVE.

Diante deste contexto, a intenção consiste em desenvolver um dispositivo de baixo custo e eficaz nas situações em que seja necessária a tonificação muscular, como para o tratamento em saúde (como reabilitação pós-AVE e trombose) ou para a potencialização dos movimentos relacionados aos membros inferiores. Tendo em vista estes dados, percebemos a urgência de suporte a terapias que contribuem na prevenção destas patologias. Como forma de colaborar na prevenção, os eletroestimuladores têm sido eficazes na prevenção, e comprovados por estudos clínicos, mostrando-se uma ferramenta valiosa para a prevenção de doenças circulatórias e tonificação muscular (PERNAMBUCO; CARVALHO; SANTOS, 2012).

1.1 TEMA E SUA DELIMITAÇÃO

Um dispositivo eletroestimulador de baixo custo para diferentes tratamentos nos membros inferiores, assim auxiliando na fortificação muscular, recuperação e prevenção de doenças circulatórias.

1.2 PROBLEMA

É possível construir um dispositivo eletroestimulador capaz de auxiliar na fortificação muscular, desta forma auxiliando no tratamento de doenças circulatórias, assim minimizando os sintomas do AVC e da trombose?

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo Geral

Desenvolver um dispositivo eletroestimulador para membros inferiores, com foco no tratamento de doenças circulatórias, sistema muscular, e auxiliando na reabilitação de pacientes conforme a sua necessidade individual.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Analisar eficácia na fortificação muscular no uso do eletroestimulador
- Determinar a frequência e tensão a ser utilizada conforme o tratamento a ser aplicado.
- Construir um dispositivo capaz de abranger diferentes níveis de frequência e intensidade de estimulação.
- Confeccionar uma malha versátil de fácil manipulação.

1.4 JUSTIFICATIVA

O trabalho aqui explorado, traz a busca da tonificação muscular e o auxílio no tratamento dos casos de AVC na sociedade. A Sociedade Brasileira de AVC (SBAVC), demonstra dados do seu Sistema de Informações sobre Mortalidade (SIM), datados de 2020, que globalmente, o AVC é responsável por 6,7 milhões de mortes, representando 12,2% do total de óbitos em 2016, diante disso e de que o AVC tem sido a principal causa de morte no Brasil, com 102.812 óbitos registrados em 2020, segundo o portal de Transparência do Registro Civil, e uma média de 12 mortes por hora no país em 2022, a necessidade de tratamentos eficazes se torna indispensável.

Tendo em vista estes dados, percebemos a urgência de auxílio a terapias que contribuem na prevenção destas patologias. Como forma de colaborar na prevenção, os eletroestimuladores têm sido eficazes na prevenção, e comprovados por estudos clínicos, mostrando-se uma ferramenta valiosa para a prevenção de doenças circulatórias e tonificação muscular (PERNAMBUCO; CARVALHO; SANTOS, 2012).

"Após um AVC, a reabilitação é fundamental para maximizar a recuperação do paciente, com foco na recuperação das funções motoras. O início precoce da fisioterapia, frequentemente incluindo técnicas como eletroestimulação e exercícios terapêuticos, tem como objetivo minimizar a perda funcional e promover a independência do paciente" (Organização Mundial da Saúde, 2022). A fisioterapia é fundamental para recuperar a mobilidade e força muscular, focando na memória muscular dos movimentos e no controle motor dos membros afetados. Além disso, técnicas como a eletroestimulação e o uso de dispositivos assistivos são utilizadas para estimular a função neuromuscular e prevenir complicações, como atrofia muscular e contraturas.

Tais dispositivos funcionam através da aplicação de correntes elétricas de baixa intensidade nos músculos ou nervos, estimulando contrações musculares controladas que ajudam a restaurar a função muscular, melhorar a circulação sanguínea, e reduzir a dor e a inflamação. Em pacientes com sequelas de Acidente

Vascular Encefálico (AVE), por exemplo, a eletroestimulação tem demonstrado eficácia na recuperação da força muscular, na melhoria da mobilidade e na prevenção de atrofia muscular, complementando outras formas de terapia física (ANDREI, 2013).

A proposta de um dispositivo eletroestimulador voltado para a tonificação muscular, reabilitação de pacientes com sequelas de AVE e problemas cardiovasculares, como insuficiência cardíaca, trombose e varizes, responde diretamente a essa necessidade. A eletroestimulação, ao atuar tanto no auxílio a tratamentos de AVE quanto na reabilitação muscular, oferece uma solução promissora (ANDREI, 2013).

O dispositivo pode proporcionar uma melhora significativa na qualidade de vida dos pacientes, auxiliando na fortificação muscular, prevenindo complicações secundárias e, consequentemente, reduzindo os custos associados ao tratamento prolongado dessas condições.

O público-alvo deste estudo são pessoas em tratamentos de reabilitação muscular, e doenças vasculares, como insuficiência cardíaca, trombose e varizes, além de problemas de mobilidade. A relevância deste trabalho está fundamentada em dados consistentes e na necessidade crescente de abordagens inovadoras para a prevenção e tratamento do AVC e suas consequências. A eletroestimulação conforme NF (2007) oferece uma solução promissora, tanto para a prevenção de eventos tromboembólicos quanto para a reabilitação muscular pós-AVC, contribuindo significativamente para a qualidade de vida dos pacientes e para a redução dos custos associados ao tratamento dessas condições.

2 ESTADO DA ARTE

As pesquisas apresentadas a seguir foram fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho, que explora a utilização da eletroestimulação funcional na reabilitação de pacientes com sequelas de Acidente Vascular Encefálico (AVE). A busca foi realizada através do Google Acadêmico e outras bases de dados científicas, utilizando termos como "Eletroestimulação Funcional e Reabilitação Pós-AVE", "Prevenção de Trombose Venosa Profunda" e "Dispositivos de Reabilitação Fisioterapêutica". O estudo de Nogueira da Gama Pereira, Alvarenga, Pereira Júnior e Barbosa (2009), intitulado "Prevalência de Acidente Vascular Cerebral em Idosos", forneceu uma base epidemiológica relevante sobre o impacto do AVE em idosos, especialmente no Brasil. Já a pesquisa de Oliveira, Lima e Uchoa (2020), "Eletroestimulação Funcional Associada à Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva de Tronco em Indivíduos com Sequelas de Acidente Vascular Encefálico Isquêmico", foi crucial para explorar a eficácia da eletroestimulação no controle postural e equilíbrio. Outra fonte importante foi o estudo de Giray, Karadag-Saygi, Ozsoy e Kayhan (2018), sobre o impacto de uma Órtese Vestível de Tecido Elastomérico Dinâmico (DEFO) no equilíbrio e destreza manual em crianças com paralisia cerebral. Este estudo oferece informações sobre o uso de dispositivos terapêuticos para aprimorar a funcionalidade motora, servindo de base para o desenvolvimento do dispositivo proposto. Além disso, a pesquisa de Conte et al. (2003) comparou a eletroestimulação com a musculação tradicional, destacando o potencial terapêutico da eletroestimulação em contextos de reabilitação. Essas fontes forneceram uma estrutura sólida para o desenvolvimento do projeto de um dispositivo eletroestimulador voltado para a reabilitação dos membros inferiores e a prevenção de complicações circulatórias em pacientes com sequelas de AVE.

Tabela 1 - Estado da Arte

Pesquisa	Autoria	Ano de publicação
Prevalência de acidente vascular cerebral em idosos	Ana Beatriz Calmon Nogueira da Gama Pereira Hélcio Alvarenga Rubens Silva Pereira Júnior Maria Tereza Serrano Barbosa	25/09/2009
Eletroestimulação funcional associada a facilitação neuromuscular proprioceptiva de tronco em indivíduos com sequelas de acidente vascular encefálico isquêmico	Thayanne Nathália Oliveira Ana Karolina Lima Silvana Maria Uchoa	24/11/2020
Impacto de uma órtese vestível de tecido elastomérico dinâmico (DEFO) no equilíbrio sentado e na destreza manual grossa em crianças com paralisia cerebral	VCR Cury MC Mancini AP Melo ST Fonseca RF Sampaio MGA Tirado	10/01/2006
Atividade física convencional(musculação) e aparelho eletroestimulador um estudo da construção muscular estimulação elétrica	Denise Elena Grillo Antonio Carlos Simões	2009/08/11

Fonte: os autores (2024)

2.1 PREVALÊNCIA DE ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL EM IDOSOS NO MUNICÍPIO DE VASSOURAS.

Neste estudo foi retratado a prevalência de acidente vascular cerebral (AVC) em idosos na cidade de Vassouras, Rio de Janeiro, que possui seu foco na análise epidemiológica de dados. Através de informações, identificando aqueles com diagnóstico de AVC e analisando seu perfil socioeconômico. O objetivo era entender a incidência de AVC nessa população para auxiliar no planejamento de políticas de saúde pública. Foram utilizados dados do Sistema de Informação e Atenção Básica, do censo do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) e fichas padronizadas de atendimento do PSF, do Ministério da Saúde. O estudo também avaliou a qualidade dos diagnósticos de AVC fornecidos pelo PSF. Os resultados demonstraram que 122 idosos tinham diagnóstico de AVC, correspondendo a uma prevalência de 2,9%. A prevalência aumentou progressivamente com a idade, sendo maior nos homens (3,2%) do que nas mulheres (2,7%). A taxa de prevalência foi a mesma tanto na zona rural quanto na urbana (2,9%). Entender a magnitude da prevalência de AVC entre os idosos é crucial para um melhor planejamento de saúde.

2.2 ELETROESTIMULAÇÃO FUNCIONAL ASSOCIADA A FACILITAÇÃO NEUROMUSCULAR PROPRIOCEPTIVA DE TRONCO EM INDIVÍDUOS COM SEQUELAS DE ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

No presente estudo, o acidente vascular encefálico isquêmico é caracterizado por uma condição na interrupção do fluxo sanguíneo ao cérebro, resultando em falta de oxigênio e nutrientes para os tecidos cerebrais. Tendo como objetivo analisar a eficácia da eletroestimulação funcional no controle postural e no equilíbrio de pessoas com sequelas dessa condição. No qual foi realizado um ensaio clínico piloto controlado e randomizado, com uma amostra inicial de 6 indivíduos. Os dados foram coletados utilizando a Escala de Avaliação do Controle Postural (PASS) e a Escala de Equilíbrio de Berg (EEB), e analisados com o teste de Wilcoxon para comparar os momentos pré e pós-intervenção. Todo o processamento estatístico foi suportado

pelo software SPSS STATISTICS versão 22.0, considerando um intervalo de confiança de 95 % e significância estatística $p < 0,05$.

Os resultados mostraram que o grupo experimental teve uma melhora significativa no equilíbrio ($p=0.002$) em comparação com o grupo controle ($p=0.516$). Além disso, o grupo experimental também apresentou uma melhora significativa na escala PASS ($p=0,034$). Assim demonstrando a importância da fisioterapia na reabilitação do tronco e do equilíbrio em indivíduos com sequelas de acidente vascular encefálico isquêmico, contribuindo para a melhoria da qualidade de vida da população avaliada.

2.3 OS EFEITOS DA ÓRTESE DE TECIDO ELASTOMÉRICO DINÂMICO DO TIPO COLETE NO EQUILÍBRIO SENTADO E NA DESTREZA MANUAL GROSSA EM CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL: UM ESTUDO RANDOMIZADO CONTROLADO COM CEGAMENTO ÚNICO.

O estudo avaliou a eficácia de uma órtese de tecido elastomérico dinâmico na postura e equilíbrio durante a posição sentada e na destreza manual grossa em crianças com paralisia cerebral (PC). Foram incluídas 24 crianças com idades entre 3 e 9 anos e níveis GMFCS III e IV, divididas em três grupos: um grupo controle que recebeu apenas terapia convencional, um grupo que utilizou a órtese por 2 horas diárias durante a terapia e outro grupo que usou a órtese por 6 horas diárias, incluindo 2 horas adicionais com a terapia. O estudo mediu a eficácia das intervenções usando a Escala de Avaliação da Postura Sentada, a dimensão sentada da Medida da Função Motora Grossa, o Teste de Caixas e Blocos e uma Pesquisa de Satisfação dos Pais, com avaliações antes do tratamento, imediatamente após, 1 mês e 3 meses depois.

Os resultados mostraram que os grupos que utilizaram a órtese apresentaram melhorias significativas na Escala de Avaliação da Postura Sentada em comparação com o grupo controle, embora não houvesse diferenças significativas entre os grupos que usaram a órtese por 2 ou 6 horas diárias. A melhoria foi notável imediatamente após o uso da órtese. Um mês após o tratamento, os pais dos grupos que usaram a órtese relataram maior satisfação em relação aos pais do grupo controle.

Esses achados sugerem que a órtese de tecido elastomérico dinâmico é eficaz para melhorar o equilíbrio e a destreza em crianças com PC, e que o tempo diário de uso pode ser flexível, com 2 horas diárias sendo tão eficaz quanto 6 horas. Isso destaca a importância da órtese como uma ferramenta valiosa na reabilitação, oferecendo benefícios tanto imediatos quanto sustentados na postura e equilíbrio.

2.4 ATIVIDADE FÍSICA CONVENCIONAL (MUSCULAÇÃO) E APARELHO ELETROESTIMULADOR UM ESTUDO DA CONSTRUÇÃO MUSCULAR ELÉTRICA:

A análise do artigo de Conte et al. (2003) foca na comparação entre a eletroestimulação muscular e o treinamento de musculação tradicional para avaliar a eficácia de cada método na melhoria da força e resistência muscular em mulheres jovens. O estudo foi conduzido com vinte participantes, divididas em dois grupos: um submetido a treinamento com pesos e o outro a sessões de eletroestimulação. O objetivo central foi entender a contribuição de cada técnica para o ganho de força e resistência muscular, considerando que a eletroestimulação tem sido amplamente divulgada como alternativa para fortalecer músculos e reduzir gordura corporal. Para isso, o estudo utilizou avaliações antropométricas e de composição corporal, além de testes de força e resistência específicos para o músculo quadríceps. Os resultados indicaram que ambos os métodos proporcionaram aumento na força e resistência, embora o grupo de musculação tenha apresentado melhorias ligeiramente superiores em comparação com a eletroestimulação. O estudo também ressaltou as limitações da eletroestimulação para ganhos musculares substanciais, especialmente em relação à musculação com pesos.

2.4 ELECTRIC MOTION

De maneira geral o foco deste projeto em desenvolvimento consiste na utilização dos dados acima, para desenvolver um dispositivo capaz de auxiliar na fortificação muscular e em conjunto a reabilitação dos pacientes apresentados, através do uso da eletroestimulação de maneira controlada demonstrando um diferencial das pesquisas apresentadas, outra diferença seria o foco de pequenas

estimulações nos membros inferiores, que são os responsáveis pela circulação de sangue de volta para o coração e pelo o equilíbrio.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 DOENÇAS CARDIOVASCULARES

As doenças cardiovasculares são um grupo de condições que afetam os vasos sanguíneos, sendo estes essenciais para o transporte de sangue, oxigênio e nutrientes por todo o corpo. Essas doenças podem afetar tanto as artérias, que levam o sangue do coração para o resto do corpo, quanto as veias, que trazem o sangue de volta ao coração. Quando a integridade dos vasos sanguíneos é comprometida, seja por inflamação, fraqueza nas paredes vasculares ou pelo acúmulo de substâncias como gordura, a circulação pode ser prejudicada, levando a sérios problemas de saúde. As doenças vasculares podem manifestar-se de forma aguda, como em uma trombose, ou de maneira crônica, como no caso das varizes, afetando frequentemente os membros inferiores, bem como áreas críticas como o cérebro e o coração. O diagnóstico precoce e o tratamento adequado, muitas vezes realizados por um especialista em angiologia ou cirurgia vascular, são essenciais para prevenir complicações graves (QCA, 2024).

Tabela-2

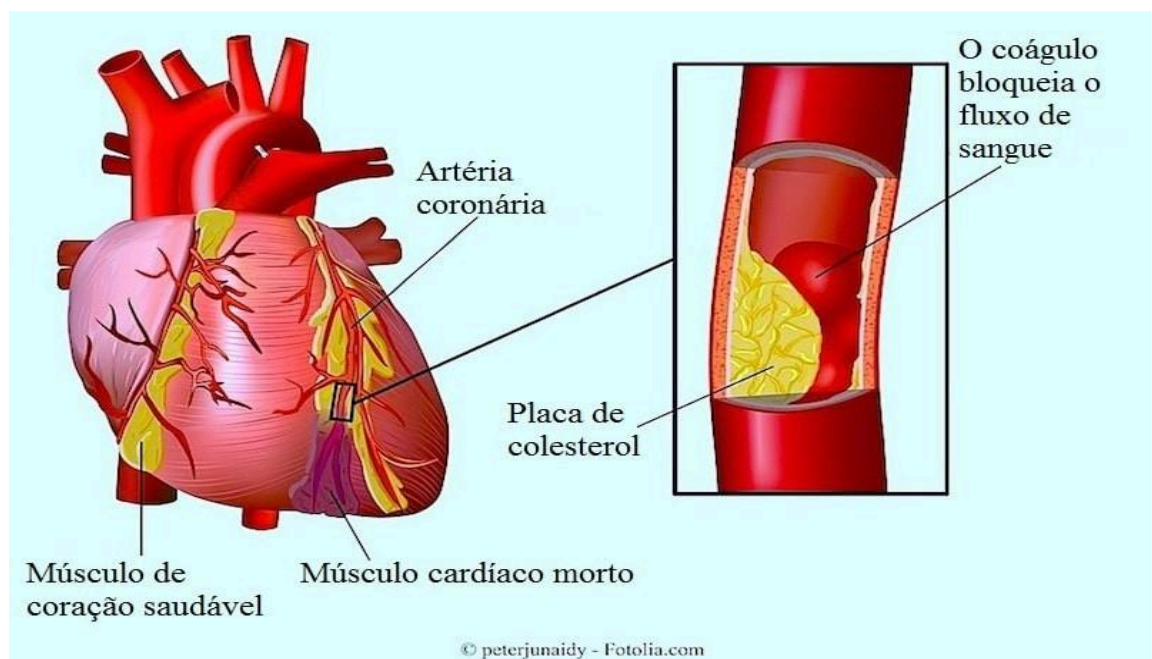
Taxa de Mortalidade por Doenças Cardiovasculares no Brasil (%)							
Tipos de Doenças Cardiovasculares	Doença Coronária (%)	0.5	1.2	3.8	10.5	20.6	34.9
	Doença Cerebrovascular (%)	0.4	1.0	2.7	8.2	18.4	32.7
	Doença Arterial Periférica (%)	0.2	0.6	1.5	4.3	10.8	21.3
	Insuficiência Cardíaca (%)	0.1	0.3	1.1	3.8	8.7	18.5
	Outras Cardiovasculares (%)	0.3	0.8	2.3	6.7	14.3	25.4
		0-14 anos	15-29 anos	30-44 anos	45-59 anos	60-74 anos	75+ anos
Faixa Etária							

Fonte: os autores (2024)

3.2 DOENÇA ARTERIAL CORONARIANA (DAC)

A Doença Arterial Coronariana (DAC) ocorre quando as artérias coronárias responsáveis por fornecer sangue rico em oxigênio ao coração, se estreitam ou se bloqueiam devido ao acúmulo de placas de gordura nas paredes internas das artérias, processo conhecido como aterosclerose. Este estreitamento pode resultar em condições graves como angina (dor no peito), insuficiência cardíaca e infarto do miocárdio (ataque cardíaco). O diagnóstico é feito por exames como ECG e angiografia e o tratamento inclui medicamentos, mudanças no estilo de vida e em alguns casos procedimentos como angioplastia ou cirurgia de revascularização do miocárdio.

Figura 1: Artéria Coronária



Fonte: Boston Scientific (2023)

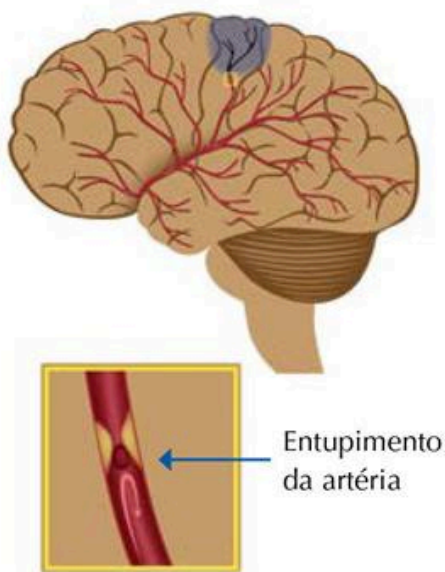
3.3 DOENÇA CEREBROVASCULAR

A Doença Cerebrovascular refere-se a condições que afetam os vasos sanguíneos do cérebro, levando a eventos como o acidente vascular cerebral (AVC). O AVC pode ser isquêmico, causado por um coágulo ou hemorrágico, devido à ruptura de um vaso sanguíneo. Isso resulta em danos cerebrais que podem causar paralisia, perda de fala e outras sequelas neurológicas. Diagnósticos incluem tomografia e ressonância magnética, enquanto o tratamento emergencial visa restaurar o fluxo sanguíneo e limitar os danos.

Figura 2: AVC Isquêmico e Hemorrágico

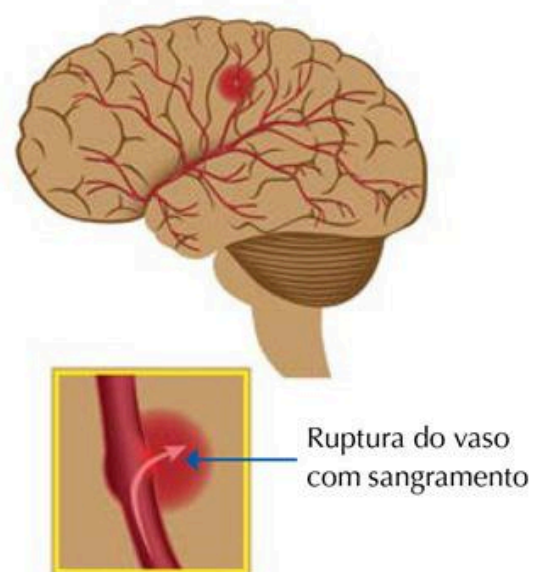
AVC Isquêmico

Um coágulo bloqueia o fluxo sanguíneo para uma área do cérebro. É o tipo mais comum, responsável por mais de 80% dos casos.



AVC Hemorrágico

Sangramento ocorre dentro ou ao redor do cérebro. Representa menos de 20% dos casos.

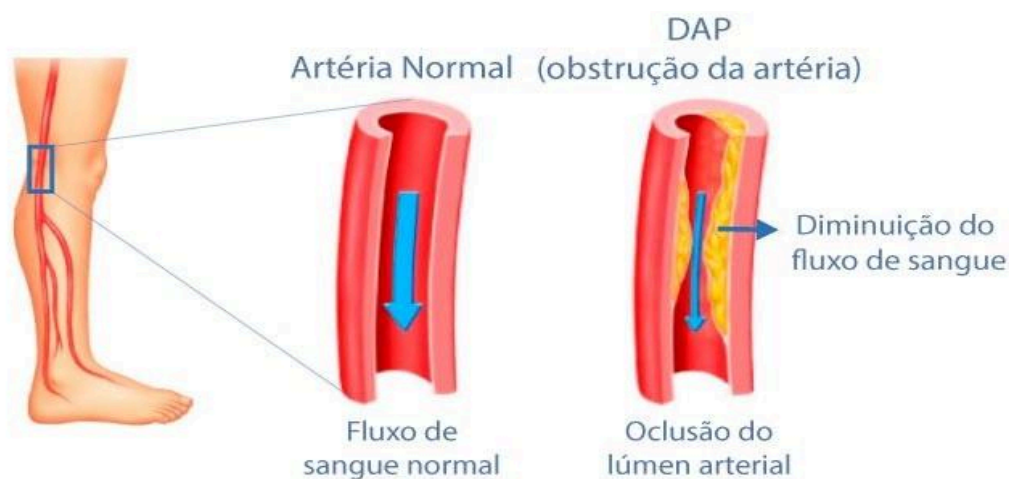


Fonte: Alan Chester (2023)

3.4 DOENÇA ARTERIAL PERIFÉRICA (DAP)

A Doença Arterial Periférica (DAP) ocorre quando as artérias que fornecem sangue às extremidades do corpo, como pernas e braços, ficam estreitas ou bloqueadas devido à aterosclerose, resultando em dor durante o movimento, conhecida como claudicação intermitente, e em casos graves, pode levar à gangrena. O seu diagnóstico geralmente envolve o índice tornozelo-braquial e exames de imagem. O tratamento inclui exercícios, medicamentos para melhorar o fluxo sanguíneo e, em casos extremos, cirurgia.

Figura 3: DAP



Fonte: Ferreira (2022)

3.5 DOENÇA CARDÍACA REUMÁTICA

A Doença Cardíaca Reumática é uma complicação da febre reumática, uma resposta inflamatória a infecções estreptocócicas. A doença danifica as válvulas cardíacas, particularmente a válvula mitral, levando a problemas como estenose e insuficiência valvular. Isso pode resultar em insuficiência cardíaca e outras complicações. O diagnóstico inclui exames de imagem e ecocardiogramas, e o tratamento pode variar desde medicamentos até cirurgia para reparo ou substituição valvular.

3.6 CARDIOPATIA CONGÊNITA

As Cardiopatias Congênitas são defeitos estruturais no coração presentes desde o nascimento, que podem afetar a forma como o sangue flui pelo coração e pelo corpo. Esses defeitos variam em gravidade, desde problemas leves que podem não exigir tratamento até condições graves que necessitam de cirurgia logo após o nascimento. O diagnóstico é feito por ecocardiografia fetal ou neonatal, e o manejo inclui cirurgia, cateterismo cardíaco e acompanhamento ao longo da vida.

Figura 4: Cardiopatia congênita

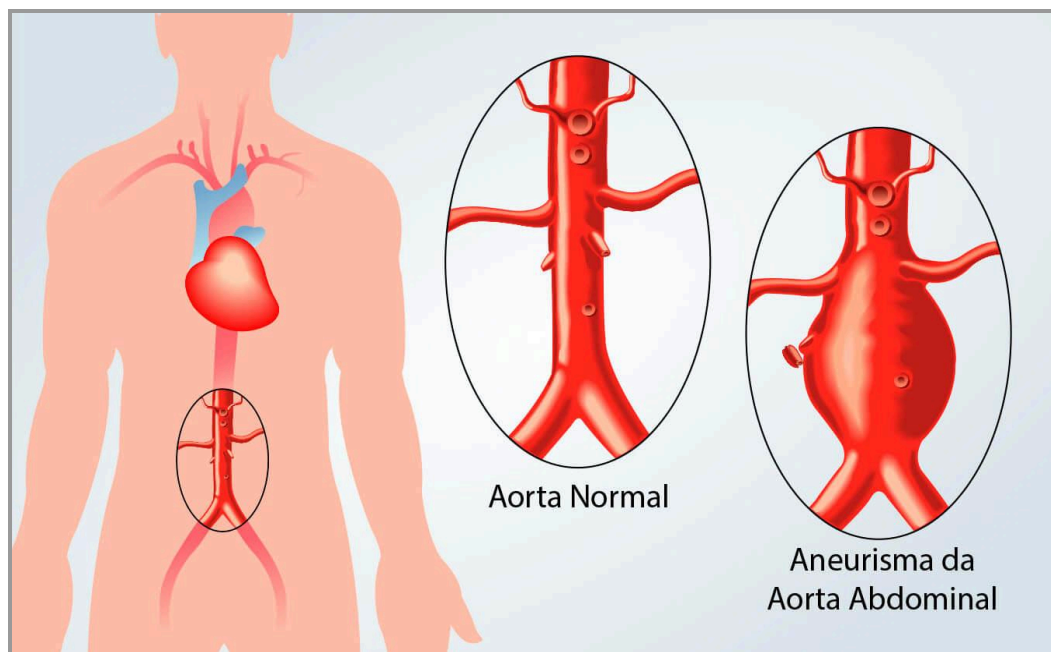


Fonte: Flores (2022)

3.7 ANEURISMA DA AORTA ABDOMINAL

O Aneurisma da Aorta Abdominal é uma dilatação anormal da aorta na região abdominal, que pode crescer lentamente sem sintomas, mas com o risco de ruptura, levando a hemorragia interna grave e morte. O diagnóstico é geralmente feito por ultrassonografia ou tomografia computadorizada. O tratamento pode variar desde monitoramento regular até cirurgia para reparar o aneurisma antes que ele se rompa.

Figura 5: Aorta

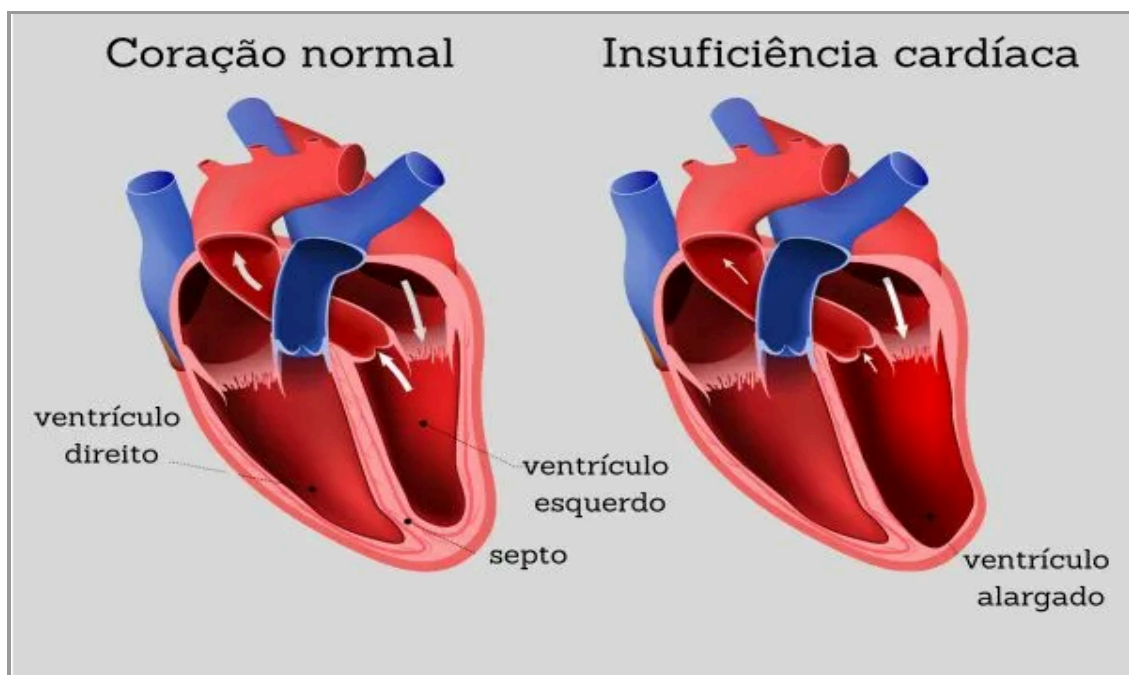


Fonte: Instituto Vida Vascular (2020)

3.8 INSUFICIÊNCIA CARDÍACA

A Insuficiência Cardíaca é uma condição em que o coração não consegue bombear sangue de maneira eficiente para atender às necessidades do corpo. Isso pode resultar em sintomas como falta de ar, fadiga e retenção de líquidos, levando a inchaço nos pés, tornozelos e abdômen. A condição pode ser causada por outras doenças cardiovasculares, como DAC, hipertensão e cardiopatias congênitas. O diagnóstico inclui ecocardiogramas e exames de sangue, e o tratamento envolve medicamentos, mudanças no estilo de vida e, em casos graves, dispositivos ou transplante cardíaco.

Figura 6: Coração com insuficiência cardíaca



Fonte: Flores (2022)

3.9 HIPERTENSÃO ARTERIAL

A Hipertensão Arterial, comumente como pressão alta, é uma condição crônica em que a pressão sanguínea nas artérias está persistentemente elevada, o que aumenta o risco de desenvolver doenças cardiovasculares, como infarto, AVC e insuficiência renal. Muitas vezes assintomática, a hipertensão é diagnosticada por medições repetidas da pressão arterial, seu tratamento inclui mudanças na dieta, exercícios, medicamentos e controle de outros fatores de risco.

Figura 7: Tabela da Hipertensão Arterial

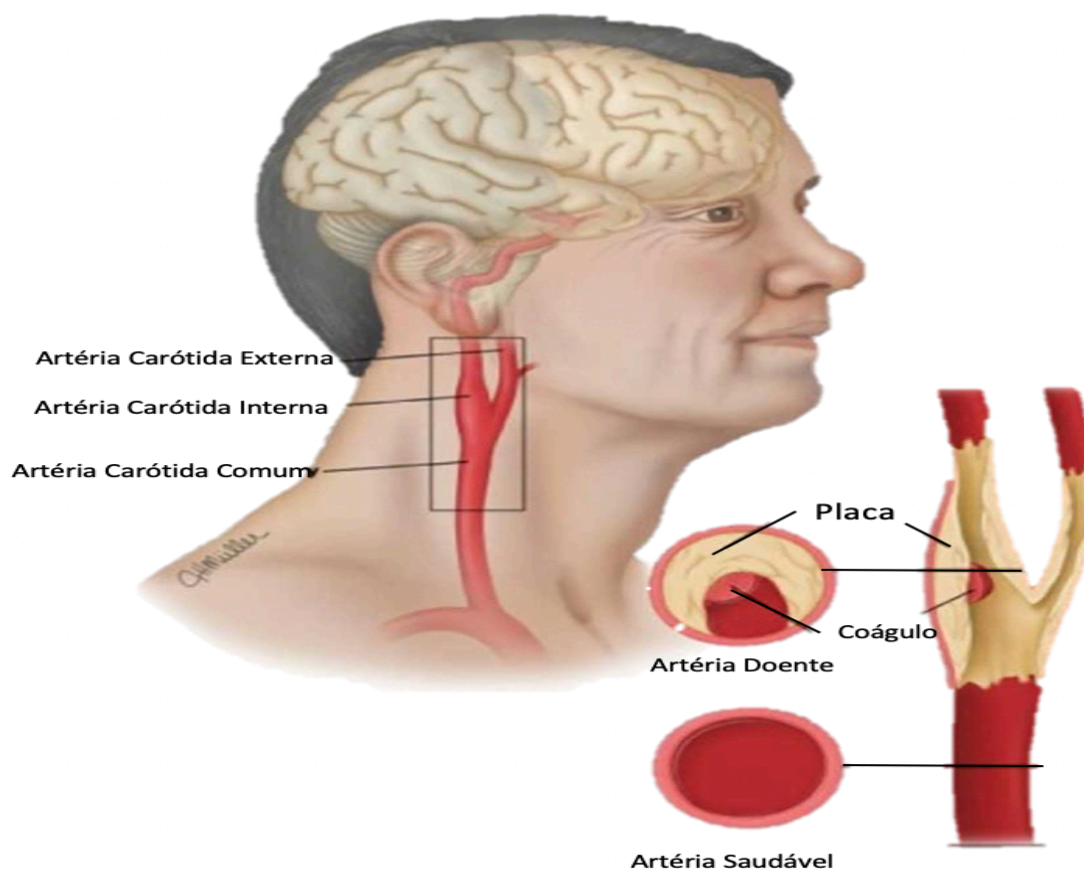
Categoria da pressão arterial	Sistólica mm Hg (máxima)		Diastólica mm Hg (mínima)
Normal	menor que 120	e	menor que 80
Pré-hipertensão	120 – 139	ou	80 – 89
Pressão arterial elevada Hipertensão estágio 1	140 – 159	ou	90 – 99
Pressão arterial elevada Hipertensão estágio 2	160 ou maior	ou	100 ou maior
Crise hipertensiva (emergência médica)	maior que 180	ou	maior que 110

Fonte:Cisa (2016)

3.10 DOENÇA CAROTÍDEA

A Doença Carotídea envolve o estreitamento das artérias carótidas, que fornecem sangue ao cérebro (CARLOS, 2021). Isso é frequentemente causado por aterosclerose e pode levar a um aumento do risco de AVC. Os sintomas podem incluir episódios transitórios de perda de visão, fraqueza ou dificuldade para falar, que são sinais de ataque isquêmico transitório (AIT). O diagnóstico é feito por ultrassonografia Doppler e outras técnicas de imagem. O tratamento pode incluir medicamentos para afinar o sangue, mudanças no estilo de vida, e, em casos mais graves, cirurgia ou angioplastia.

Figura 8: Artéria Carotídea

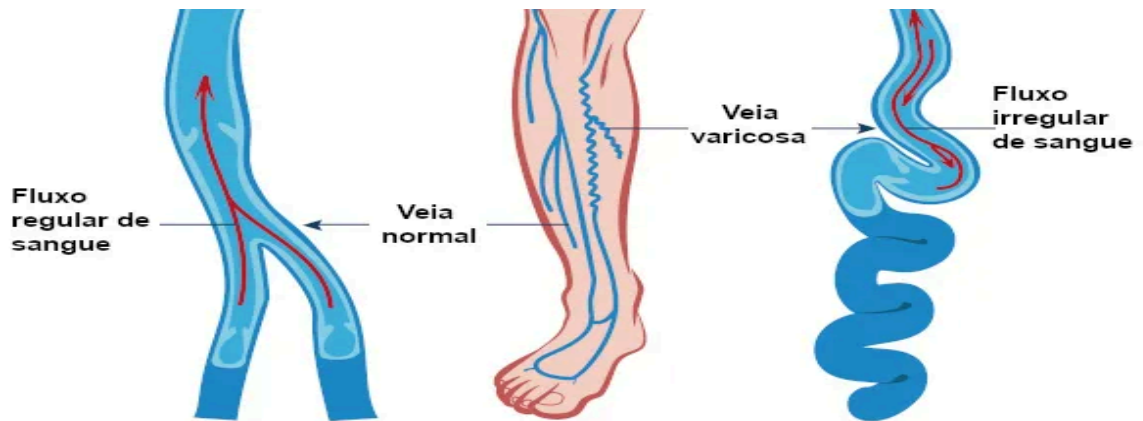


Fonte: Barão (2020)

3.11 VARIZES

Varizes são veias dilatadas e tortuosas que ocorrem quando as válvulas nas veias não funcionam adequadamente, permitindo que o sangue se acumule. Isso ocorre frequentemente nas pernas e pode causar dor, inchaço e sensação de peso. Embora muitas vezes sejam consideradas um problema estético, as varizes podem levar a complicações como úlceras venosas e tromboflebite. O diagnóstico é feito por exame físico e ultrassonografia. Tratamentos incluem meias de compressão, escleroterapia, laser ou cirurgia.

Figura 9: Veia varicosa



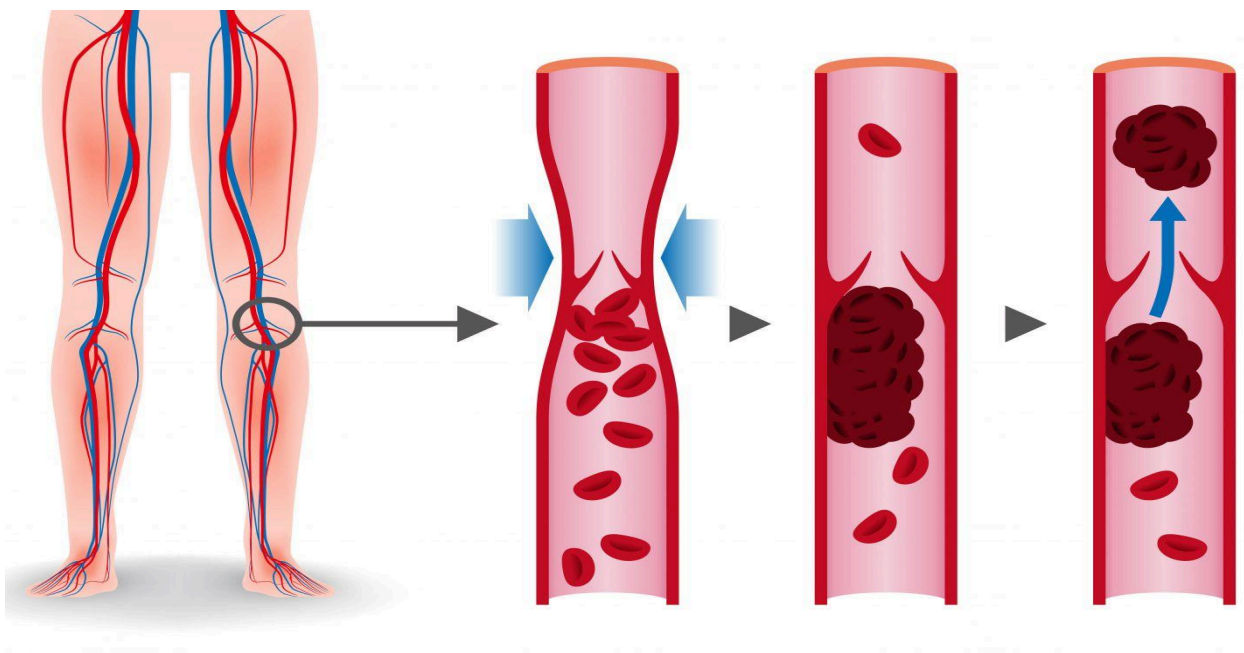
Observe na figura o fluxo irregular de sangue em uma veia varicosa.

Fonte: Santos (2019)

3.12 TROMBOSE VENOSA PROFUNDA (TVP) E EMBOLIA PULMONAR (EP)

A Trombose Venosa Profunda (TVP) ocorre quando um coágulo sanguíneo se forma em uma veia profunda, geralmente nas pernas, podendo causar dor, inchaço e complicações graves se o coágulo migrar para os pulmões, resultando em uma Embolia Pulmonar (EP). A EP é uma emergência médica que pode causar falta de ar, dor no peito e até morte súbita. O diagnóstico envolve ultrassom para TVP e tomografia ou angiografia para EP. O tratamento inclui anticoagulantes e, em casos graves, procedimentos para remover o coágulo.

Figura 10: Coágulos de sangue dentro das veias profundas



Fonte: Batagini (2023)

3.13 EVENTOS AGUDOS: ATAQUES CARDÍACOS E ACIDENTES VASCULARES CEREBRAIS (AVCS)

Os ataques cardíacos e AVCS podem ser fatais, resultantes de bloqueios que impedem o fluxo sanguíneo adequado para o coração ou cérebro. Esses bloqueios, em grande parte, decorrem do acúmulo de depósitos de gordura nas paredes internas dos vasos sanguíneos, comprometendo a irrigação dos órgãos vitais. Além disso, os AVCs podem ser provocados por hemorragias nos vasos cerebrais ou pela formação de coágulos sanguíneos. A ocorrência desses acontecimentos está ligada aos fatores de risco como tabagismo, dietas inadequadas, obesidade, sedentarismo, consumo excessivo de álcool, hipertensão, diabetes e hiperlipidemia. Os sintomas dessas doenças frequentemente se manifestam de forma inesperada. Nos ataques cardíacos, os sinais mais comuns incluem dor ou desconforto no centro do peito, irradiando para os braços, ombro esquerdo, cotovelos, mandíbula ou costas, além de dificuldade para respirar, enjoo, tontura, suor frio e palidez. No caso de um AVC, os principais sintomas incluem uma rápida fraqueza na face e nos membros superiores ou inferiores, geralmente em um lado do corpo, causando dormência, confusão, dificuldade para falar ou entender, problemas de visão, tontura, perda de equilíbrio, dor de cabeça intensa sem causa aparente e, em casos graves, desmaio ou inconsciência. A identificação precoce desses sinais é crucial para uma intervenção médica para minimizar os danos causados por estes eventos cardiovasculares.

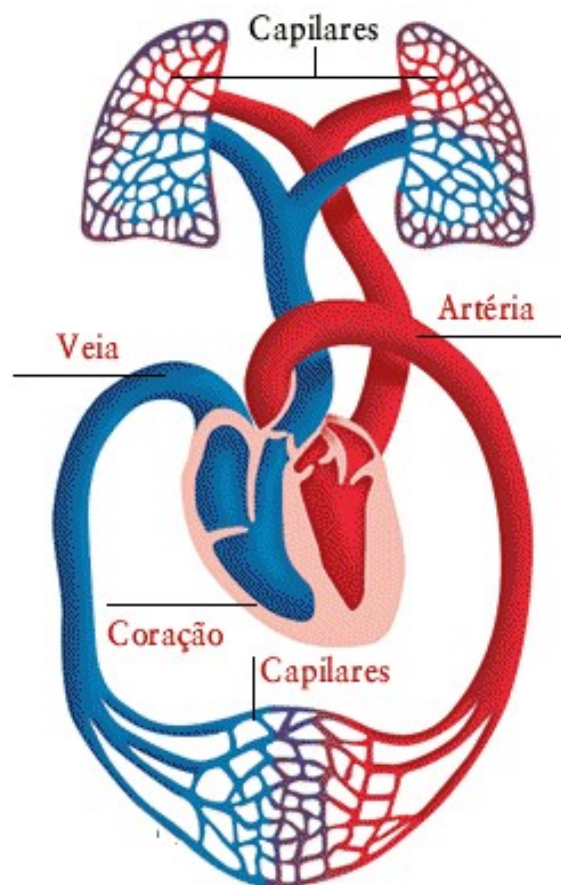
3.14 SISTEMA CIRCULATÓRIO

O sistema circulatório é composto pelo sistema vascular sanguíneo e pelo sistema vascular linfático sendo responsável pelo transporte do sangue pelos tecidos, levando oxigênio, nutrientes, hormônios, fatores de coagulação, células de defesa e calor. Gás carbônico e catabólitos produzidos pelas células, recolhidos e conduzidos aos locais onde são eliminados (MONTANARI, 2016).

3.14.1 Constituintes

Os constituintes do sistema cardiovascular são: o coração, órgão responsável pela propulsão do sangue; as artérias, vasos eferentes, isto é, que levam o sangue do coração para os órgãos e os tecidos, conduzindo O₂ e nutrientes na circulação sistêmica, mas sangue desoxigenado na circulação pulmonar; os capilares, túbulos delgados em cujas paredes ocorre o intercâmbio metabólico entre o sangue e os tecidos, e as veias, vasos aferentes, que levam o sangue de volta ao coração, trazendo CO₂ e dejetos dos tecidos na circulação sistêmica e sangue oxigenado na circulação pulmonar (MONTANARI 2016).

Figura 11: sistema cardiovascular

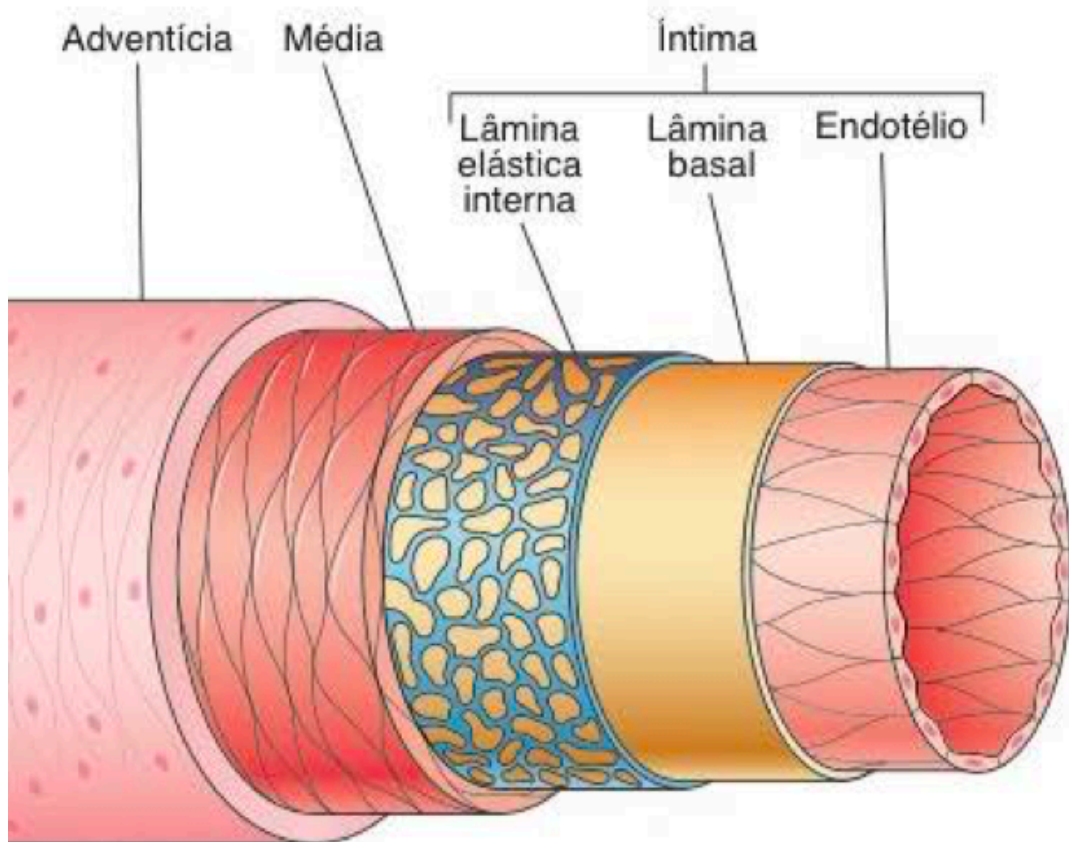


Fonte: Interativo (2004)

3.14.2 Capilares

É o conjunto de filamentos onde ocorrem as trocas de gases e de nutrientes das paredes muito finas. O diâmetro dos capilares varia de 8 a 12 μm , e sua extensão normalmente é de 50 a 100 mm. Entretanto, apesar da pequena extensão de cada capilar sanguíneo individualmente, calcula-se que o comprimento total do conjunto dos capilares do corpo humano alcance o valor de 96.000km.(CASTIGLIONI, 2020)

Figura 12: Estrutura geral de um vaso



CASTIGLIONI (2019)

3.14.3 Coração Humano

O coração é um órgão muscular oco que atua como uma bomba contrátil e propulsora, desempenhando um papel crucial na dinâmica da circulação sanguínea. Ele pesa cerca de 250 a 300 gramas e, juntamente com as artérias, capilares e veias, constitui o sistema cardiovascular, que é responsável pela propulsão do sangue, troca metabólica entre o sangue e os tecidos, e o retorno do sangue ao coração (VANESSA, 2022).

Figura 13: Posição e orientação do Coração

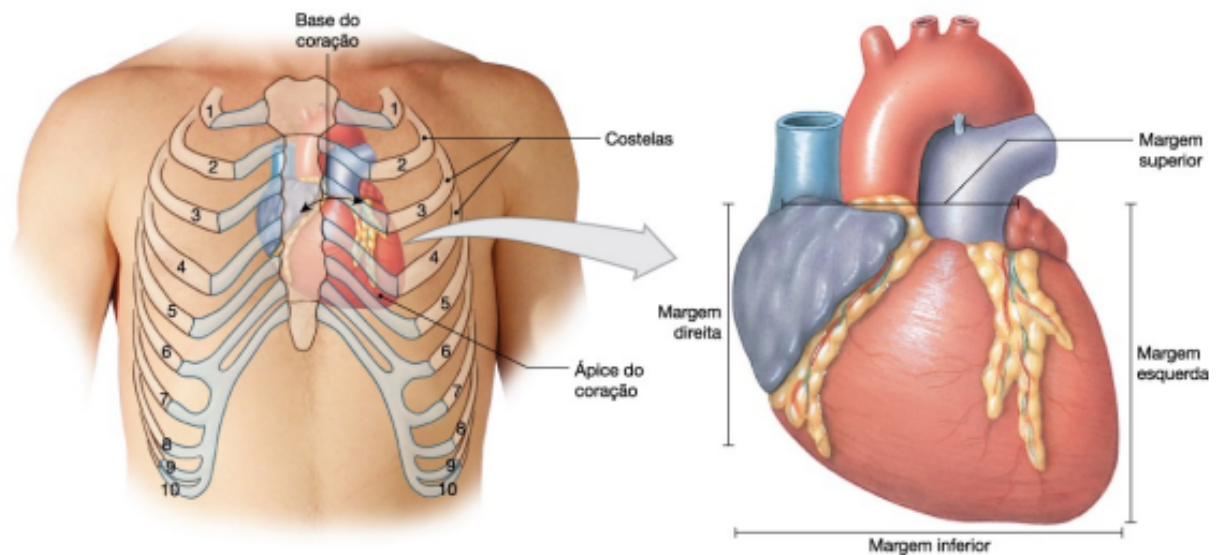


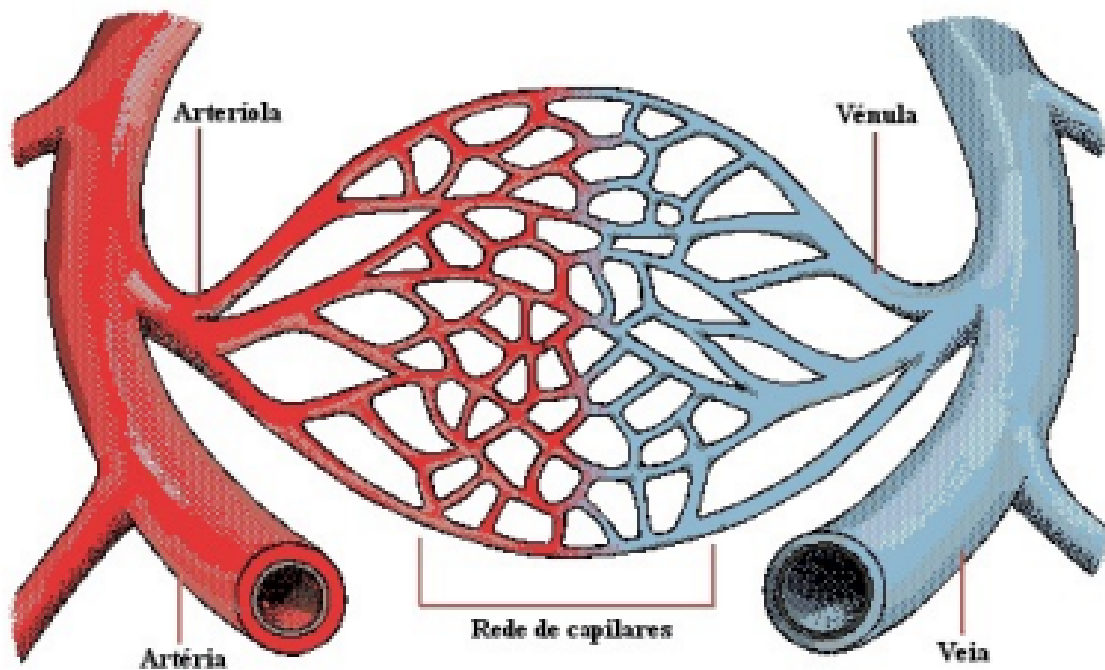
Figura 21.4 Posição e orientação do coração.
A localização do coração no interior da cavidade torácica e as margens do coração.

Fonte: CASTIGLIONI (2019)

3.14.4. Vasos sanguíneos

Formam uma rede de tubos que transportam sangue do coração em direção aos tecidos do corpo e de volta ao coração. Podem ser divididos: Sistema Arterial: conjunto de vasos que partem do coração, vão se ramificando, cada ramo em menor calibre (arteríolas), até atingirem os capilares. Sistema Venoso: conjunto de vasos que partem dos tecidos (vênulas), vão se formando em ramos de maior calibre até atingirem o coração (CARNEIRO, 2017).

Figura 14: artérias, arteríolas, capilares, vênulas e veias



Fonte: CASTIGLIONI (2019)

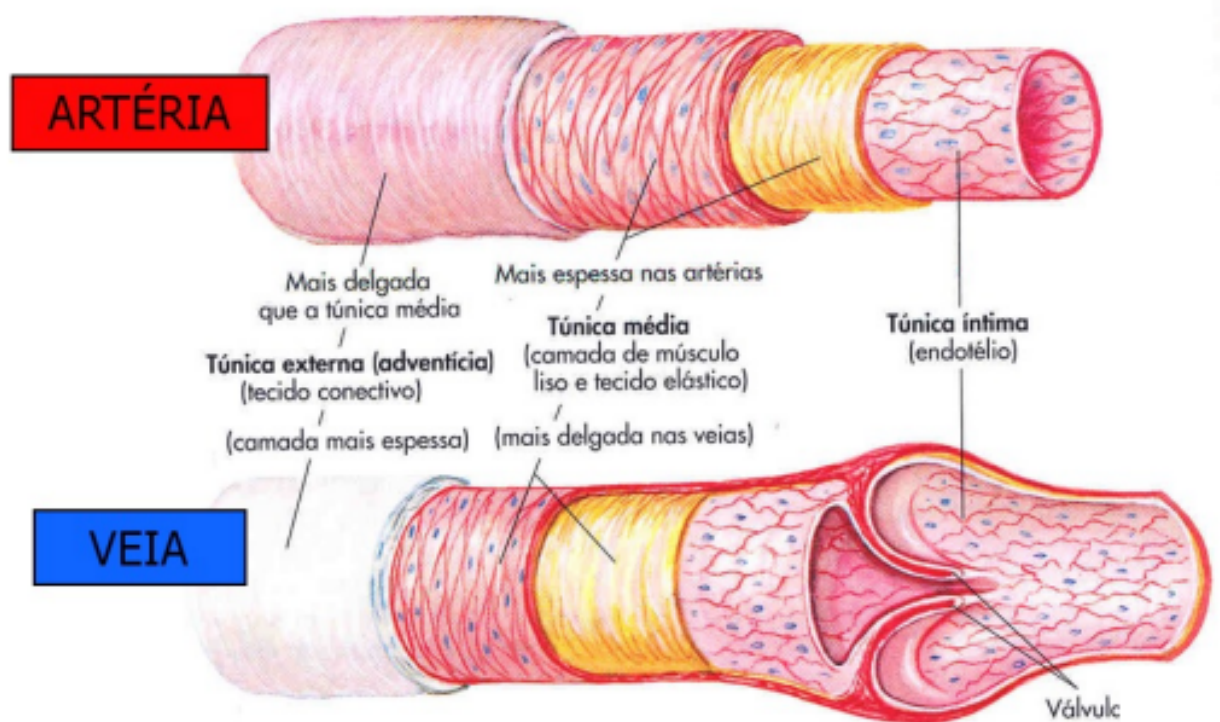
3.14.5 Diferença entre Artérias e Veias

(Tabela 3- Diferença entre Artérias e Veias)

Artérias	Veias
O sangue raramente é encontrado em artérias que foram cortadas.	O sangue está geralmente presente nas veias.
A camada média das artérias é bem desenvolvida.	A camada externa (túnica adventícia) das veias é bem desenvolvida.
O diâmetro do interior (luz) é menor que a espessura da parede.	O diâmetro do interior (luz) é maior que a espessura da parede.

Fonte: os autores (2024)

Figura 15: diferença entre Artéria e Veias



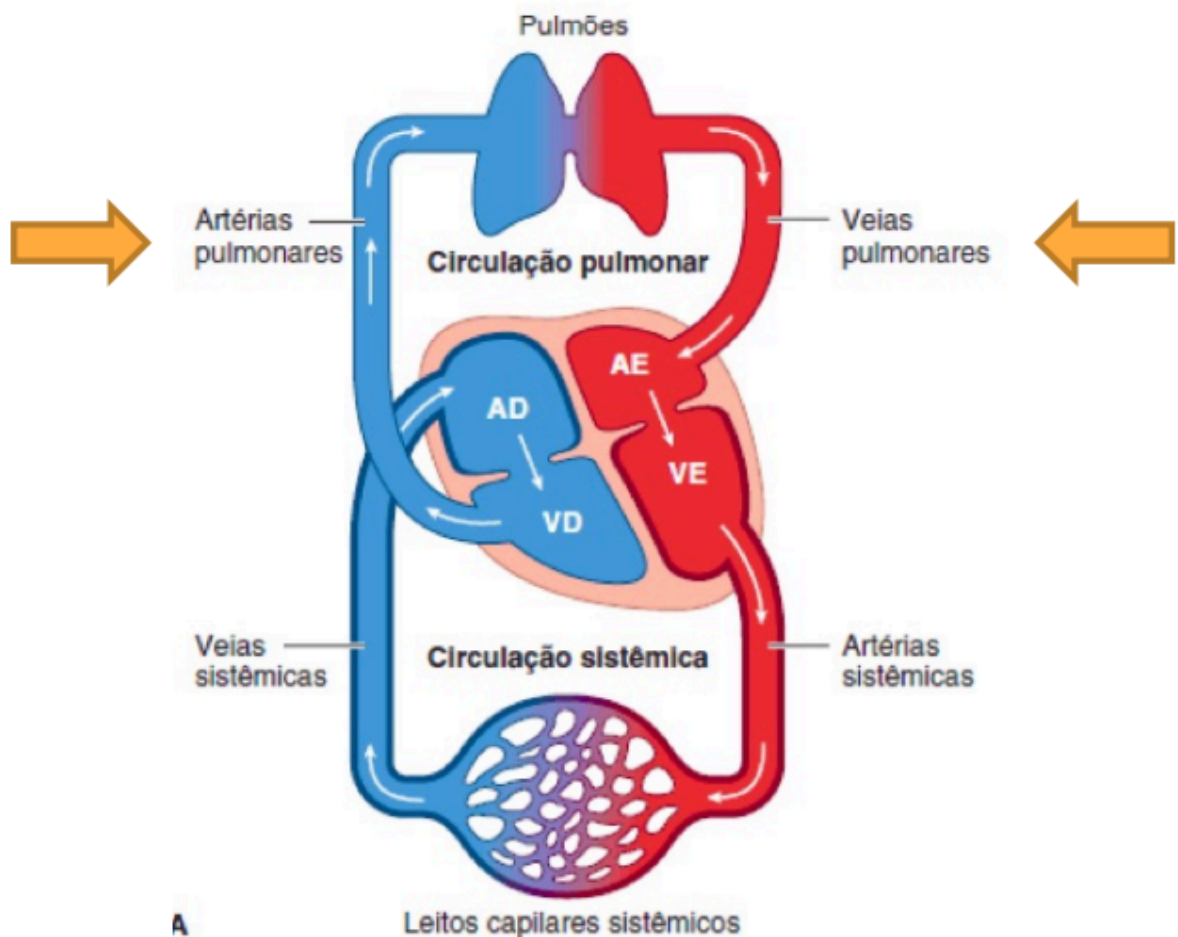
Fonte: Unifal MG (2008)

3.14.6. Tipos de circulação sanguínea

3.14.6.1 Circulação pulmonar

Responsável por irrigar o pulmão, onde possui o menor percurso, menor resistência, portanto a pressão exercida pelo sangue na circulação pulmonar é inferior à pressão da circulação sistêmica. Tem pouco gasto energético ou seja pequena circulação. Sangue bombeado do Ventrículo direito aos pulmões pelas artérias pulmonares e dos pulmões ao Átrio esquerdo pelas veias pulmonares (JUNQUEIRA, 2017).

Figura 16: Circulação pulmonar

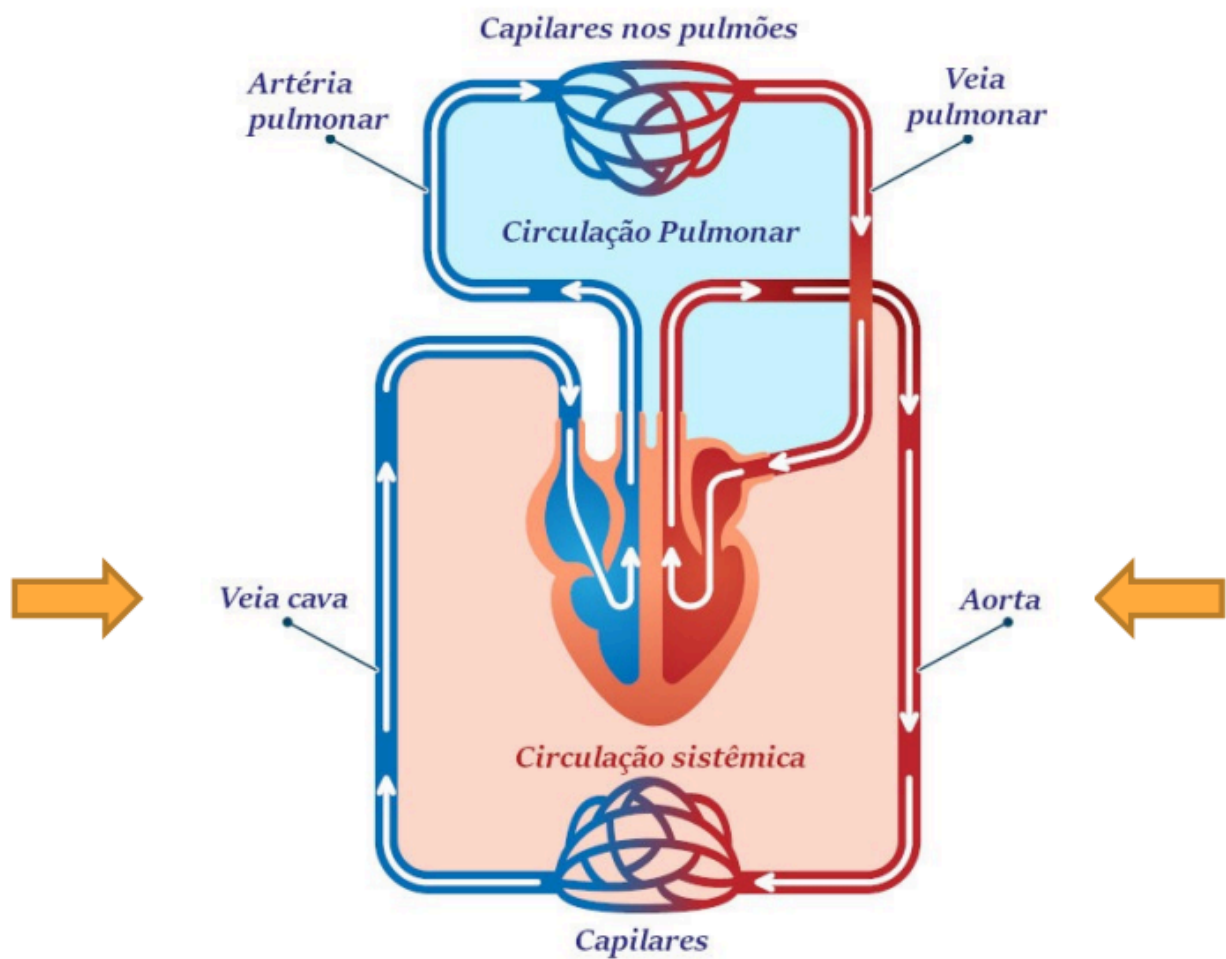


Fonte: Fonte: CASTIGLIONI (2019)

3.14.6.2 Circulação sistêmica

Responsável por irrigar todo o organismo, possui o maior percurso, maior resistência sendo assim é um sistema com grande circulação. O sangue é bombeado do Ventrículo esquerdo aos tecidos e órgãos pela aorta e dos mesmos ao Átrio direito e pelas veias cavas (superior e inferior).

Figura 17: Circulação sistêmica



Fonte: CASTIGLIONI (2019)

3.14.7.Sistema de bomba muscular das pernas e válvulas venosas

Devido à redução da pressão arterial nos vasos mais distantes, os mecanismos mais importantes para o transporte do sangue contra a gravidade em direção ao coração nas extremidades inferiores são o sistema de bomba muscular da perna, como a bomba do gastrocnêmio, a bomba da coxa e a bomba muscular da panturrilha, que é o foco deste estudo, além das válvulas venosas (SIGVARIS, 2013).

Quando caminhamos, os músculos das pernas se contraem e relaxam repetidamente. A cada contração, esses músculos comprimem as veias do sistema venoso profundo das pernas, facilitando o transporte de sangue de volta ao coração.

A bomba muscular da panturrilha é a mais potente do sistema de bombas musculares da perna. As veias são equipadas com válvulas crescentes, que dividem os vasos em segmentos menores. As válvulas venosas são compostas por dois retalhos de tecido elástico em forma de U, que se abrem quando os músculos se contraem, permitindo que o sangue avance para o próximo segmento. Quando a bomba muscular está em repouso e a pressão nas veias diminui, ocorre um refluxo de sangue que preenche as válvulas em forma de U, fechando-as firmemente. Quando as válvulas intactas das veias se fecham, elas formam uma barreira física, impedindo que o sangue flua na direção oposta (SIGVARIS, 2013).

Figura 18: Contração muscular dos membros inferiores



Fonte: Moore (2017)

3.14.8. Disfunção no sistema de bomba muscular

Se ocorrer uma incompetência das válvulas dessas veias, elas podem se transformar em veias varicosas. Isso frequentemente acontece quando há uma pressão venosa elevada por períodos prolongados, o que distende essas veias e provoca perda de elasticidade. Esse mecanismo pode ocorrer durante a gravidez ou em indivíduos que passam a maior parte do tempo em pé (SANAR 2021).

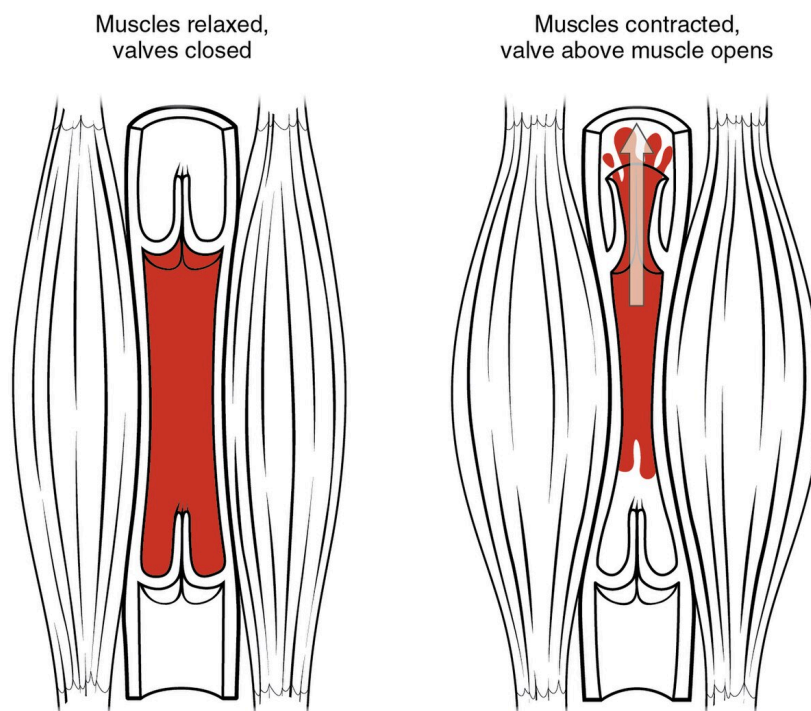
O aumento contínuo da secção transversal das veias interfere no funcionamento adequado das válvulas, pois os folhetos não conseguem se expandir

proporcionalmente. Esse processo é conhecido como insuficiência venosa, que se caracteriza pelo fechamento incompleto das válvulas (SANAR 2021).

3.15 VASCULARIZAÇÃO MUSCULAR

Segundo (SANAR, 2022), cada fibra muscular é circundada por alguns capilares. Em repouso, muitos dos capilares são fechados do resto da circulação devido à contração dos esfíncteres pré-capilares (células musculares lisas contráteis que ajustam o fluxo sanguíneo aos capilares). Isso resulta em um tônus vascular mais alto e na constrição dos vasos. Essas propriedades significam que há redundância no sistema, permitindo que ele lide com o aumento da carga de trabalho durante o exercício. O relaxamento dos esfíncteres pré-capilares permite o aumento da perfusão do tecido. Isso resulta em um aumento adicional no fluxo sanguíneo devido à vasodilatação dos vasos.

Figura 19: Músculo contraído



Fonte: SANAR, (2022).

3.16 COMPONENTES MECÂNICOS DOS MÚSCULOS

É fundamental analisar as propriedades mecânicas dos músculos e articulações, uma vez que há variações nas demandas a que estão submetidos nos trabalhos propostos. Identificamos três tipos distintos de componentes: elásticos, plásticos e inextensíveis conforme visto em (DENISE..., 2009).

- Componentes elásticos: são aqueles que retornam à sua forma original após o relaxamento da musculatura, sem a influência de forças externas. Estes incluem os miofilamentos e os tecidos conjuntivos, que estão organizados em série e em paralelo com as fibras musculares. Durante a contração muscular, três componentes elásticos desempenham um papel importante: miofilamentos que são os elementos contráteis essenciais;

- componente elástico paralelo (CEP), que envolve o sarcolema (endomísio), os fascículos (perimísio) e o músculo (epimísio), funcionando como tubos de borracha;

- Componente elástico em série (CES), que se dispõe em série com as miofibrilas e pode corresponder a 3% do comprimento do músculo esquelético em tensão máxima e até 65% em estiramento passivo. Quando o músculo é submetido a uma rotação, essa força inicial afeta o CES, deformando-o quase completamente, antes de impactar o CEP e os elementos contráteis. A repetição desse processo gera um efeito de treinamento sobre o CES, aumentando sua elasticidade e capacidade de estiramento, fazendo com que ele funcione como um amortecedor contra as forças externas que agem sobre os elementos contráteis ou sobre o ambiente.

- Componentes plásticos: são aqueles que não retornam à forma original após a cessação da contração, a menos que uma força externa atue sobre eles. Esses componentes incluem mitocôndrias (que representam de 30% a 35% do volume muscular), o retículo sarcoplasmático e o sistema tubular (5% do volume muscular).

3.17 FIBRAS MUSCULARES

As fibras musculares desempenham um papel crucial e devem ser mencionadas, pois atuam de maneira diferente nos dois métodos propostos. As “fibras musculares lentas”, também conhecidas como tipo I ou fibras vermelhas, apresentam uma contração lenta. Elas são altamente vasculares, predominam nos músculos posturais e são mais resistentes à fadiga. Em contrapartida, as “fibras musculares rápidas”, denominadas tipo II ou fibras brancas, são responsáveis pela contração rápida e possuem menor vascularização.

Segundo (DENISE apud SALGADO, 2003) dentro das fibras rápidas, podemos distinguir:

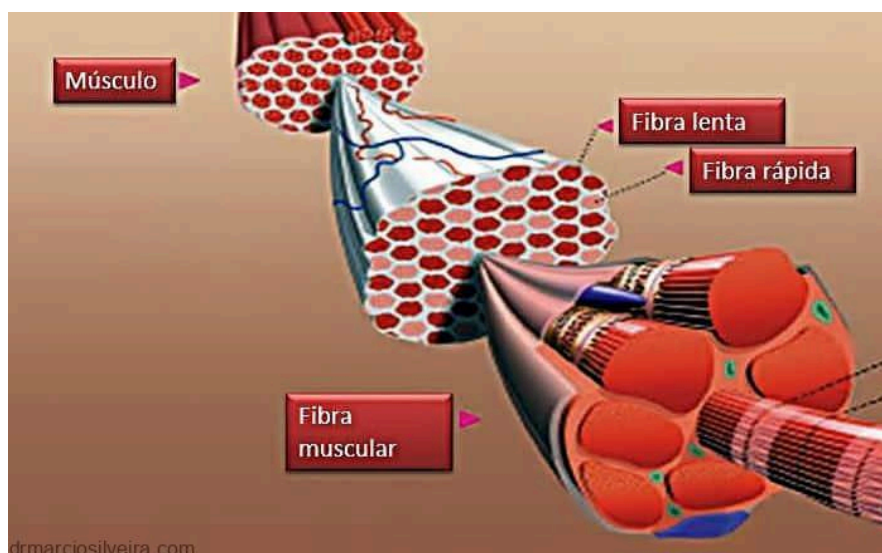
- Fibras do tipo II A: têm elevado potencial oxidativo e glicolítico, são resistentes à fadiga e geram uma produção de força relativamente alta, com um diâmetro de aproximadamente 28 micrômetros.
- Fibras do tipo II B: apresentam grande capacidade glicolítica, são sensíveis à fadiga, geram alta produção de força e têm um diâmetro de cerca de 46 micrômetros.
- Fibras do tipo II C: são intermediárias entre as II A e II B, pouco diferenciadas, e representam cerca de 1% do total das fibras musculares

Onde conforme (DENISE apud SALGADO, 2003) também afirma que a contração muscular voluntária tende a recrutar preferencialmente as fibras do tipo I, enquanto (DENISE apud Low e Reed, 2001) indicam que a contração induzida por estimulação elétrica recruta, em primeiro lugar, as fibras do tipo II. Essas diferenças neurofisiológicas entre os tipos de fibras recrutadas são corroboradas por Zatsiorsky.

As fibras musculares do tipo I são mais resistentes e usam energia aeróbia, sendo ideais para exercícios de longa duração, como corrida de maratona. Já as do tipo II são rápidas e potentes, mas se fatigam com mais facilidade, adequadas a atividades intensas e curtas, como corrida de 100 metros. A proporção entre os tipos varia conforme fatores genéticos, mas pode ser influenciada por treinos específicos, especialmente nas fibras tipo IIA e IIB. Além das fibras, o desempenho também

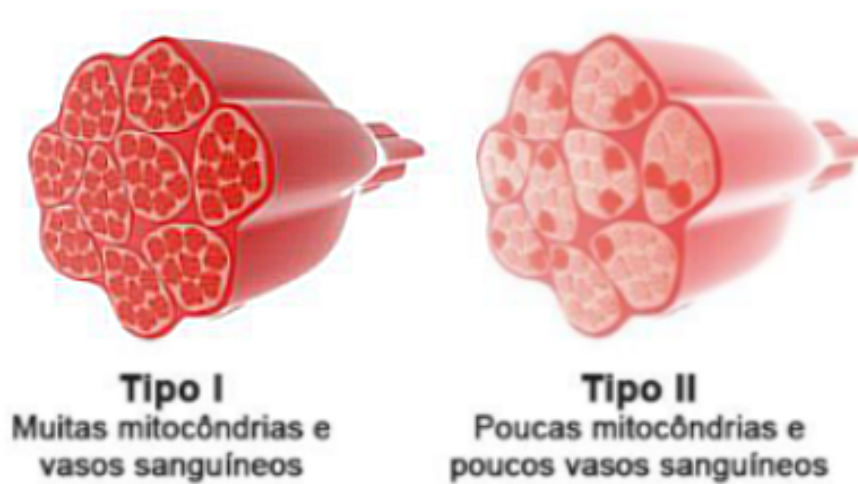
depende de fatores hormonais e neurais, por isso o treino deve ser adaptado ao biotipo de cada pessoa.

Figura 20: Fibras musculares



Fonte: FIBRAS, (2004).

Figura 21: Fibras musculares Tipo I e II

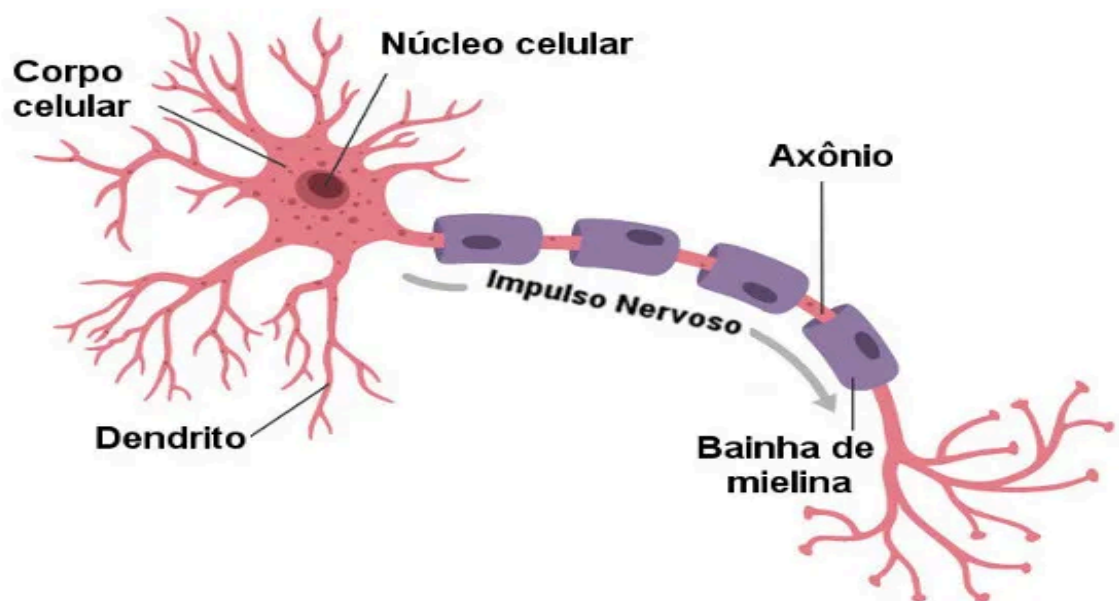


Fonte: FIBRAS, (2004)

3.18 SISTEMA NERVOSO CENTRAL

Segundo Vanessa (2022) o sistema nervoso é composto por células nervosas cujos núcleos estão presentes no cérebro e na medula espinhal, com dendritos que recebem estímulos e os conduzem ao corpo celular, enquanto o axônio, geralmente mais longo, transmite o impulso nervoso e é envolvido por uma bainha de mielina que isola eletricamente o axônio. O corpo celular contém o núcleo e as organelas essenciais para a função neuronal.

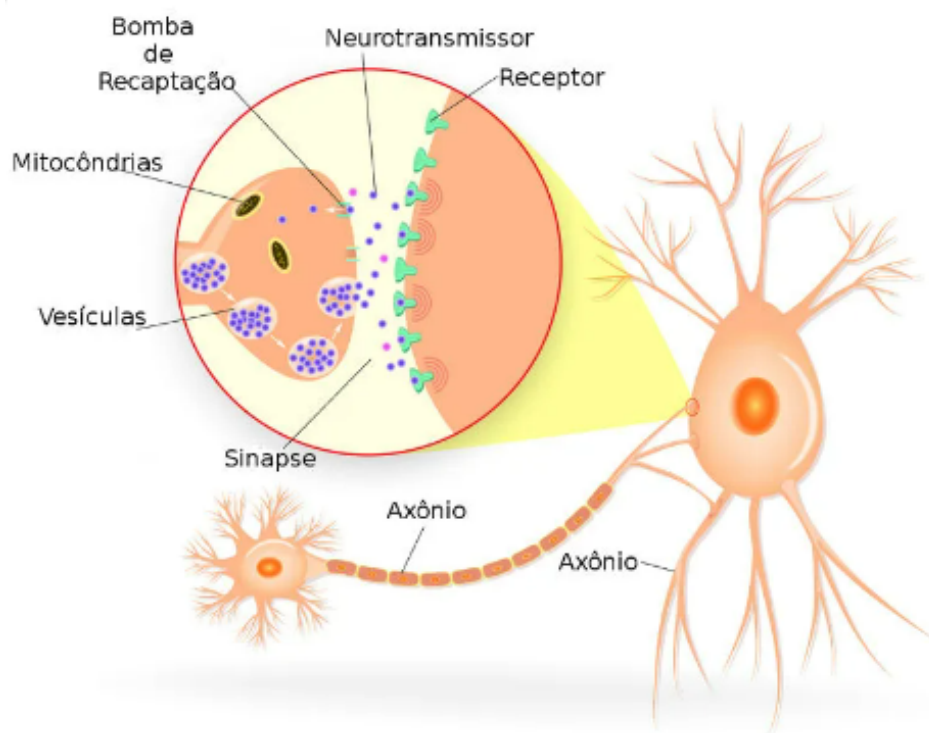
Figura 22: Neurônio



Fonte: (MUNDO 2022)

A comunicação entre neurônios ocorre na sinapse, onde neurotransmissores são liberados para converter sinais elétricos em químicos. Existem sinapses químicas, que utilizam neurotransmissores, e sinapses elétricas, que permitem a passagem direta de corrente elétrica entre neurônios (CAROLINA, 2021).

Figura 23: Sinapse

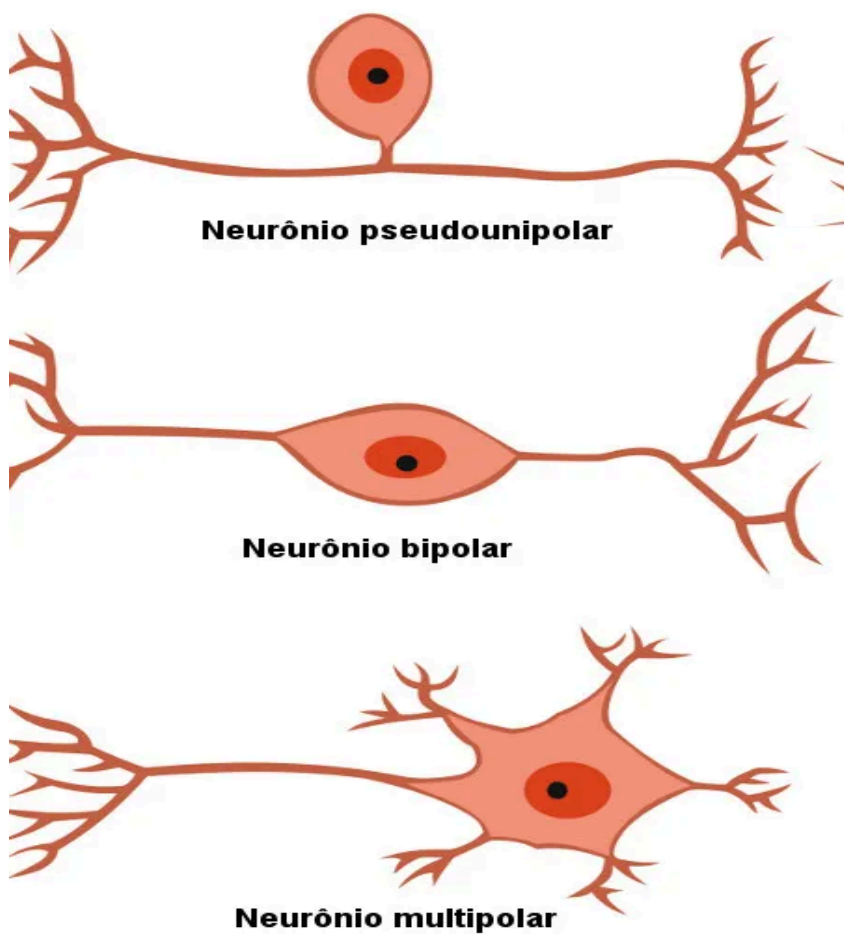


Fonte: (Brasil 2020)

3.18.1 Neurônios

Conforme Carolina (2021) os neurônios podem ser classificados morfológicamente em multipolares, bipolares e pseudounipolares, e funcionalmente em motores, sensoriais e interneurônios. Os neurônios aferentes levam informações dos receptores sensoriais para o SNC (sistema nervoso central), enquanto os eferentes transmitem sinais do SNC para músculos e glândulas.

Figura 24: Classificação dos Neurônios



Fonte: MUNDO (2022)

Os músculos esqueléticos são controlados pelos neurônios motores, onde os axônios se ramificam e se conectam às fibras musculares. O tendão de Golgi é um importante proprioceptor que detecta a tensão muscular e envia sinais ao SNC, desempenhando um papel crucial no tônus muscular e orientação espacial. A contração muscular ocorre pelo mecanismo de deslizamento de filamentos (Souza 2019).

Figura 25: Músculos Inferiores



Fonte: SLIDESHARE (2013)

As lesões neurológicas podem interromper a comunicação entre o sistema nervoso e os músculos, mas a estimulação elétrica funcional (FES) pode ser usada para ativar os músculos artificialmente, seja para fins terapêuticos ou para restaurar a mobilidade. (Souza 2019).

3.19 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA MUSCULAR

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é uma técnica de fortalecimento baseada na estimulação dos ramos intramusculares dos motoneurônios, que induz à contração muscular, utilizada na reabilitação para o tratamento de hipotrofia, elasticidade, contraturas e fortalecimento, além de programas de treinamento em atletas, gerando um ganho de torque isométrico conforme DENISE (apud PICHON et al., 2003). Outra informação importante sobre a eletroestimulação é que a literatura demonstra que foram utilizados aparelhos denominados de “aparelhos de corrente russa”, que possuem frequência de onda de até 2.500Hz. Na qual devemos observar a frequência, que corresponde a medida em Hz (hertz), que se obtêm resultados significativos. Conforme DENISE (apud

Kitchen e Bazin, 1998) onde afirmam que ganhos de força têm sido obtidos por meio de estimulação elétrica de baixa frequência (25 a 200 Hz).

3.20 Eletroestimulação na Reabilitação para Pacientes pós AVE

O uso da eletroestimulação em pacientes pós-acidente vascular cerebral (AVC) tem como objetivo reduzir complicações, tendo em vista que o AVC é uma das principais causas de incapacidade, com a espasticidade sendo uma sequela neurológica predominante. A estimulação elétrica, tornou-se aliada a outros recursos terapêuticos, podendo desempenhar um papel fundamental no processo de reabilitação.

Em um estudo, pacientes com histórico de AVC há mais de seis meses, espasticidade em plantiflexores e pontuação ≥ 1 na Escala Modificada de Ashworth foram randomizados em dois grupos: treinamento (exercícios convencionais + FES ativo) e SHAM (exercícios convencionais + FES sham).

Os resultados demonstraram que o uso do FES ativo levou a melhorias significativas na espasticidade, desempenho de caminhada e deambulação funcional em relação ao grupo que realizou apenas treino sem estimulação elétrica.(ARTMED, 2024)

3.21 ELETROESTIMULAÇÃO

Conforme o site HS Med (2024), a eletroestimulação é uma técnica que utiliza correntes elétricas para estimular os músculos. O processo envolve a aplicação de estímulos elétricos que imitam os sinais do nosso sistema nervoso central.

Essas correntes provocam contrações musculares involuntárias, agindo em diferentes tipos de fibras musculares.

A personalização dos parâmetros de intensidade e frequência torna a técnica uma ferramenta valiosa e adaptável às necessidades de cada paciente. Além disso, o estímulo elétrico ajuda na liberação de substâncias como a acetilcolina, que é essencial para a comunicação entre nervos e músculos.

Em suma, a técnica usa a eletricidade para replicar o processo natural de contração muscular, o que pode trazer benefícios para o condicionamento físico e a saúde.

O artigo publicado pelo site também descreve os diversos benefícios da eletroestimulação, destacando sua importância no desempenho físico e na fisioterapia. Onde, no esporte, a técnica serve para intensificar o treino, ativando fibras musculares difíceis de alcançar com exercícios comuns, e para acelerar a recuperação muscular. E na fisioterapia, a eletroestimulação é usada em casos de lesões, no pós-operatório e para prevenir a atrofia muscular. Ela também ajuda no alívio da dor, melhora a circulação sanguínea e auxilia a facilitar a cicatrização.

3.21.1 Tipos De Eletroestimulação

3.21.1.1 Estimulação Nervosa Elétrica Transcutânea (TENS)

A estimulação elétrica nervosa transcutânea, mais conhecida como TENS, é um método de fisioterapia que usa correntes elétricas de baixa intensidade para aliviar a dor.

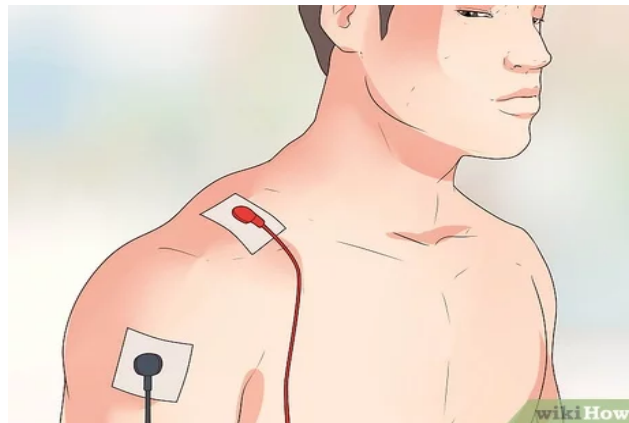
Essa técnica age de duas maneiras principais:

Estimulação nervosa: A TENS estimula os nervos sensoriais na área da dor. Essa estimulação elétrica interfere na transmissão do sinal de dor ao cérebro, diminuindo a sensação de desconforto.

Liberação de substâncias analgésicas: A aplicação da TENS também promove a liberação de opioides naturais do corpo, como a encefalina, que agem como analgésicos e ajudam a reduzir a percepção da dor de forma similar a alguns medicamentos.

É um tratamento comum para diversas condições, incluindo dor lombar, ciática e tendinite, oferecendo um alívio da dor sem o uso de medicamentos. (COSTA, 2025)

Figura 26: Posicionamento da TENS



Fonte: GRAHLMANN (2017)

3.21.1.2 Estimulação Muscular Elétrica (EMS)

Conforme o site Ibramed (2022), A eletroestimulação muscular (EMS) é uma técnica que usa correntes elétricas de média frequência, como as correntes Aussie e Russa, para causar contrações musculares controladas e intensas.

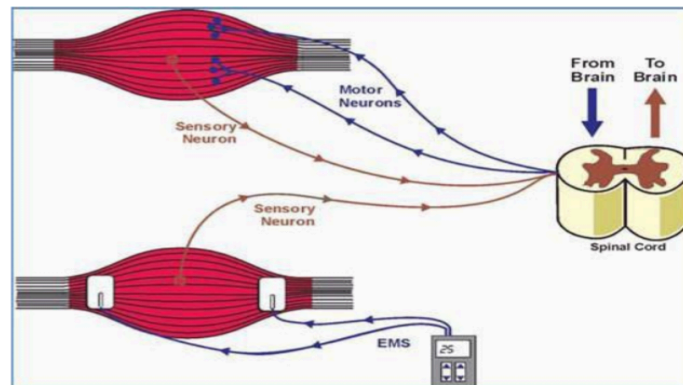
Ela funciona por meio de eletrodos colocados sobre os músculos, o que gera contrações involuntárias que simulam exercícios físicos, mas de uma forma mais forte e direcionada.

Um dos seus principais diferenciais é a maneira como recruta as fibras musculares. Enquanto exercícios comuns ativam primeiro as fibras de contração lenta, a EMS ativa as fibras de contração rápida, que são mais fortes e menos resistentes à eletricidade.

Por essa razão, a eletroestimulação é ideal para:

- Fortalecimento e tonificação muscular
- Redução de gordura localizada
- Obter ganhos mais significativos em força e massa muscular

Figura 27: Contração muscular através do EMS



Fonte: (SCARLET 2022)

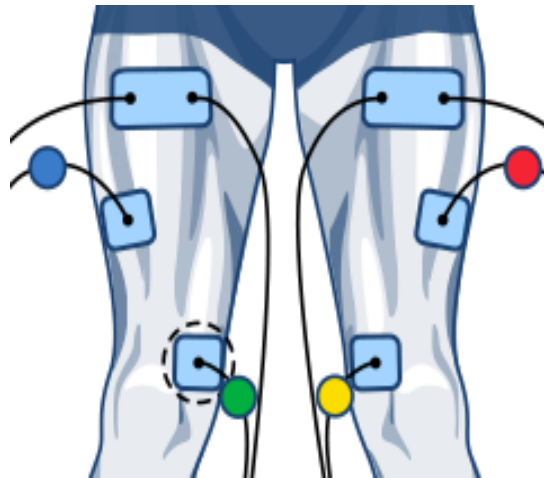
3.21.1.3 Eletroestimulação Funcional (FES)

A eletroestimulação funcional (FES) é uma técnica utilizada na fisioterapia que emprega o uso de correntes elétricas de baixa intensidade para provocar contrações musculares em indivíduos em diversas disfunções e patologias. Essa abordagem tem se mostrado cada vez mais eficaz em pacientes com alterações neuro músculo esqueléticas como paralisia, fraqueza muscular e intolerância ao esforço

(DIPP, 2024)

Dipp (2024), diz que a FES ajuda a prevenir a atrofia e, em alguns casos, promove o crescimento muscular por meio da estimulação repetida, e ao estimular os músculos, a FES aumenta o fluxo sanguíneo na área, o que contribui para a recuperação de tecidos e previne problemas de pele, auxiliando na recuperação da função motora. Em pacientes com lesões neurológicas, a FES pode ajudar a reeducar o sistema nervoso, facilitando a recuperação de movimentos e melhorando a capacidade de realizar atividades diárias. Isso é especialmente útil para pessoas com mobilidade reduzida ou que precisam de reabilitação.

Figura 28: Posicionamento da FES



Fonte: (NOGUEIRA 2020)

3.21.1.4 Estimulação Elétrica Neuromuscular (NMES)

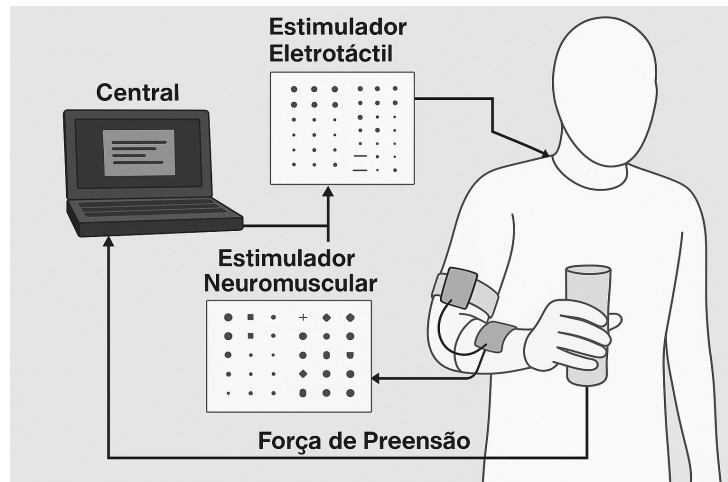
Conforme Ramadan (2025), a Eletroestimulação Neuromuscular (EENM) é uma técnica que utiliza impulsos elétricos para provocar a contração dos músculos, simulando a ação do sistema nervoso. Essa modalidade é usada principalmente para fortalecer e manter a força muscular, além de prevenir a atrofia, especialmente em pacientes que estão imobilizados.

- Como funciona a EENM

A EENM age recrutando as fibras musculares de contração rápida (tipo 2), que são as primeiras a serem ativadas pelos estímulos elétricos. Essas fibras, apesar de produzirem contrações fortes e rápidas, também se fatigam e se atrofiam rapidamente. Por isso, a aplicação da EENM exige longos períodos de descanso entre as sessões para garantir a recuperação muscular.

Em resumo, a EENM é uma ferramenta terapêutica que, ao imitar os sinais do cérebro, ajuda a manter a função e a força dos músculos.

Figura 29: Estimulação Elétrica Neuromuscular



Fonte: (CLIQUET 2001)

3.22 AÇÃO DA CORRENTE ELÉTRICA EM TECIDOS VIVOS

Tecidos vivos possuem propriedades dielétricas, resistivas e eletromagnéticas quando expostos à corrente elétrica. A resistividade ou condutividade desses tecidos varia de acordo com suas características e dimensões físicas, sendo possível sua definição através da equação 1 (Equação 1).

$$R = \frac{\rho \cdot d}{A} = \frac{d}{\sigma \cdot A}$$

Onde:

- R: resistência (Ω);
- ρ : resistividade ($\Omega \cdot m$);
- σ : condutividade (S/m);
- A: área da seção transversal (m^2);
- d: comprimento do material (m)

Quando submetemos materiais a tensões elétricas entre duas placas condutoras, apresentará características dielétricas ou seja têm propriedades isolantes e que podem ser facilmente polarizadas, possibilitando o acúmulo de cargas elétricas. O acúmulo de cargas elétricas dependerá dos parâmetros elétricos

empregados, como a capacidade e as tensões a serem aplicadas. Tendo em vista a influência da ordem das placas, espessura do material e as propriedades elétricas do material de acordo com a constante dielétrica em conjunto com a permissividade elétrica. (REILLY, 1992, p. 15). (equação 2)

$$Q = C \cdot V$$

Onde:

C: capacitância (F)

Q: cargas (C)

V: diferença de potencial (ddp) (V)

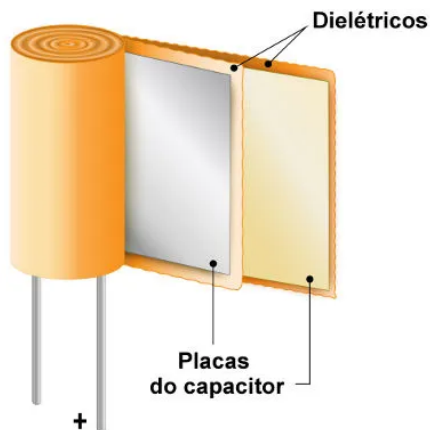
A capacitância CCC pode ser expressa como: (equação 3)

$$C = \frac{\epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot A}{d}$$

Onde:

- ϵ_0 : constante dielétrica do vácuo (8.85×10^{-12} F/m)
- ϵ_r : permissividade relativa do material
- A: área da seção transversal (m²)
- d: espessura do material dielétrico (m)

Figura 30: Placas do capacitor



FONTE:(MUNDO, 2021)

Caso o material apresente cargas livres, sua representação é mais complexa (Equação 4)

$$I = \frac{V}{R} + C \frac{dV}{dt}$$

Onde:

- I: corrente elétrica (A)
- V: diferença de potencial (ddp) (V)
- R: resistência (Ω)
- C: capacitância (F)

Para uma tensão senoidal (Equação 5):

$$I = \frac{V\sigma}{d} + V \left(\frac{\epsilon_0 \epsilon_r A}{d} \right) \cdot j\omega \quad (5)$$

Ou seu equivalente com permissividade complexa (Equação 6):

$$I = \frac{VA}{d} (\sigma + j\omega \epsilon_0 \epsilon_r) \quad (6)$$

Onde:

- I: corrente elétrica (A)
- V: diferença de potencial (V)
- R: resistência (Ω)
- C: capacitância (F)
- A: área da seção transversal (m^2)
- d: espessura do material dielétrico (m)
- ω : frequência (rad/s)
- ϵ_0 : constante dielétrica do vácuo (8.85×10^{-12} F/m)
- ϵ_r : permissividade relativa do material
- σ : condutividade (S/m)

A resistividade elétrica dos tecidos vivos é anisotrópica, sendo assim, ela varia conforme a direção da corrente elétrica. Por exemplo, os músculos oferecem menor resistência ao longo de suas fibras em comparação com a resistência no sentido transversal. A pele apresenta alta resistividade(na passagem da corrente ao longo de suas camadas) . A diferença na resistividade entre as orientações paralela e perpendicular nos músculos esqueléticos é equivalente há 6 a 7 vezes (REILLY, 1992, p.19)

O eletrodo atua como a interface responsável pela emissão do estímulo por meio da corrente elétrica, podendo ser colocado sobre a pele (transcutâneo). Além deste, há outros tipos, como os subcutâneos e os percutâneos, mas no presente estudo será adotado o modelo transcutâneo. Este tipo de eletrodo é preferido por ser não invasivo e porque permite que a corrente elétrica, gerada por um circuito eletrônico de potência, seja convertida em corrente iônica nos tecidos vivos (RAINOLDI; MELCHIORRI; CARUSO, 2004).

O tamanho do eletrodo varia conforme a área a ser estimulada. Eletrodos transcutâneos menores concentram a corrente, resultando em maior impedância. Por outro lado, eletrodos maiores produzem respostas musculares mais intensas,

pois ativam um maior número de fibras e unidades motoras simultaneamente, causando menos desconforto e dor. Contudo, eletrodos maiores também dispersam mais a corrente elétrica, o que diminui a precisão do estímulo ao reduzir a seletividade muscular. Assim, seu uso é mais apropriado para músculos de grande porte (COOPER, 2006).

Figura 31: Eletrodo adesivo

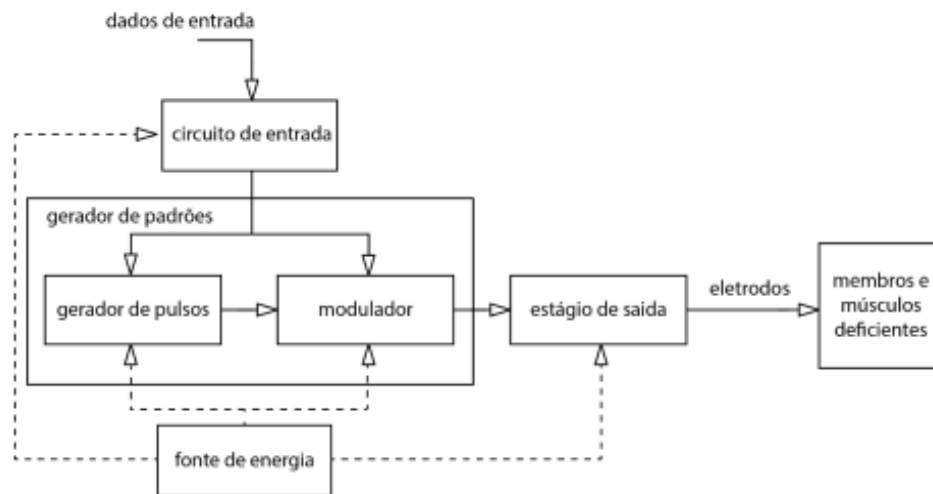


Fonte: Os autores (2024)

3.23 ESTRUTURA DE UM ESTIMULADOR ELÉTRICO FUNCIONAL

Um sistema de estimulação elétrica pode ser visualizado através de um conjunto de blocos responsáveis por receber energia elétrica de uma fonte comum, sendo assim cada bloco é projetado para realizar funções específicas e geralmente contém circuitos próprios, sendo controlado por um único microprocessador, no presente estudo será utilizado o arduino uno.

Figura 32: Diagrama em blocos de um estimulador genérico



Fonte:Souza (2019).

3.23.1 Circuito de entrada

O circuito de entrada é responsável por receber as informações e parâmetros de controle do estimulador, como frequência utilizada, tensão aplicada, também possibilitando o ajuste de parâmetros do estimulador.

3.23.2 Gerador de pulsos

O bloco gera os pulsos com frequência ajustável e configurável pelo usuário ou profissional da área da saúde, de acordo com Souza (2019) na qual descreve uma revisão sobre estimulação elétrica clínica, podendo concluir que, sob o ponto de vista da dor, os tecidos humanos são mais sensíveis a baixas frequências. A máxima atividade muscular ocorre em frequências entre 50 e 110 Hz e, devido ao período refratário dos músculos, o repouso (intervalo entre pulsos) deve ser de pelo menos 5 ms, comumente conhecido como duty-cycle de 50% .

Em Souza 2019, comprova-se que a duração do pulso influencia no conforto do paciente. O aumento na taxa de subida do pulso (*rise time ou slew rate*) também está relacionado ao aumento da sensação de dor. As ondas assimétricas reduzem as reações fisiológicas indesejáveis como o aumento do desconforto .

3.23.3 Estágio de saída

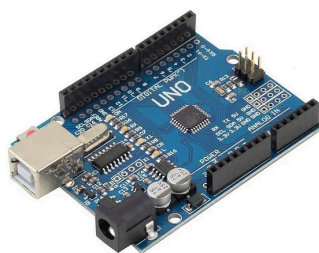
O bloco estágio de saída é o bloco responsável pelo ganho de corrente e também é o bloco que se conecta com os eletrodos e, portanto, faz contato direto com os tecidos do paciente. Por esse motivo, exige alguns cuidados e medidas de segurança. Vários circuitos do estágio de saída foram desenvolvidos para esta etapa e foram analisados de acordo com Souza 2019.

3.24 COMPONENTES

3.24.1 Arduino uno

A placa Arduino é uma plataforma de prototipagem eletrônica baseada em hardware e software livres e de código aberto. Consiste em uma placa de circuito impresso com um microcontrolador e uma série de pinos de entrada/saída que podem ser programados para diferentes finalidades. A programação da placa Arduino é feita em uma linguagem de programação própria, baseada em C ++, e utilizando a IDE (Integrated Development Environment) do Arduino, sendo um software gratuito e de código aberto. Após a programação, a placa é conectada a um computador ou fonte de alimentação, e os programas são executados conforme as instruções pré-programadas.

Figura 33: Arduino Uno



Fonte: Eletrogate(2019)

3.24.2 Transformador 220v/12v:

Os transformadores são normalmente usados para abaixar ou aumentar as tensões e correntes elétricas em circuitos de consumo ou transmissão de energia elétrica. Se um transformador baixa uma tensão elétrica, ele automaticamente aumenta a intensidade da corrente elétrica de saída e vice-versa, mantendo sempre constante a potência transmitida, dada pelo produto da corrente pela tensão.

Figura 34: Transformador 220v/12v

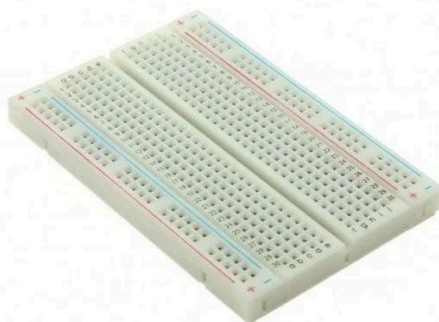


Fonte: Eletrorastro (2021)

3.24.3 Protoboard

É uma ferramenta para a montagem de circuitos eletrônicos, sendo uma maneira rápida, fácil e prática para montagem e projetos eletrônicos.

Figura 35: Protoboard de 400 pontos



Fonte: Eletrogate 2020)

3.24.4 Cabos Jumpers

São utilizados na prototipagem de componentes eletrônicos, para efetuar as conexões entre os componentes na protoboard, os cabos utilizados seriam os cabos Jumpers Macho-macho.

Figura 36: Cabos Jumpers



Fonte: Mastermaker (2019)

3.24.5 Push Button:

O "push button", também conhecido como chave tátil, é um botão utilizado para acionamento de um determinado circuito eletrônico quando pressionado. Em projetos eletrônicos, ele facilita a interação do usuário com o sistema, acionando comandos temporários, como navegação em menus ou controle de funções específicas (ELETROGATE, 2022).

Figura 37: Push Button:



Fonte: ELETROGATE, (2022).

3.24.6 Eletrodos adesivos

O eletrodo é responsável por estabelecer a conexão entre o aparelho de eletroterapia e o paciente, atuando como a interface que permite a passagem da corrente elétrica do equipamento para o corpo. Essa interface é fundamental para garantir que a técnica seja eficaz. No mercado, existem diversos modelos e tamanhos de eletrodos, cada um com diferentes capacidades e aplicações, permitindo que sejam adaptados a variadas necessidades terapêuticas e regiões do corpo.

Figura 38: Eletrodo adesivo



Fonte: Os autores (2024)

3.24.7 Transistor NPN TIP122 :

O Transistor TIP122 é um componente que possui encapsulamento TO - 220 que tem como principais aplicações, a amplificação de sinais elétricos de níveis mais baixos para níveis mais altos, a utilização em circuitos de retificação e como interruptor de sinais (AUTOCORE, 2014).

Figura 39: Transistor NPN TIP122



Fonte: Autocore (2014)

3.24.8 Diodo 1N4007:

O diodo retificador 1N4007 é um semicondutor que conduz corrente apenas em uma direção. Uma boa analogia é compará-lo a uma catraca ou porta giratória, que permite a passagem de tensão apenas do anodo para o catodo (identificado por uma faixa prateada). Além disso, uma característica importante dos diodos é a queda de tensão de aproximadamente 0,7 volts entre a tensão de entrada e a tensão de saída, necessária para que o diodo comece a conduzir (PROESI..., 2024).

Figura 40: Diodo 1N4007



Fonte: PROESI, (2024).

3.24.9 Malha ortopédica:

A Malha Tubular Ortopédica Sintética Santric é especialmente indicada para a proteção da pele durante a confecção de aparelhos gessados. Composta por um tecido de poliéster, esta malha é ideal para ser utilizada em conjunto com algodão sintético e gesso sintético, proporcionando conforto e segurança ao paciente. Como afirmado por PERMED (2019), a utilização de materiais adequados é fundamental para garantir a eficácia e o bem-estar no tratamento ortopédico.

Figura 41: Malha ortopédica



Fonte: Os autores (2024).

3.24.10 Display 16x2 I2C:

No protótipo, o display LCD de 16 colunas por 2 linhas com backlight azul e escrita branca permite uma visualização clara das informações. Equipado com um módulo I2C integrado, o display simplifica a conexão com o microcontrolador, usando apenas os pinos SDA e SCL. Essa configuração I2C economiza portas no Arduino, liberando-as para outros componentes essenciais do projeto, como push buttons e sensores. No contexto do eletroestimulador, o display é útil para exibir a frequência e intensidade dos impulsos, oferecendo feedback visual direto ao usuário sobre os ajustes de estimulação.

Figura 42: LCD 16x2 I2C



Fonte: ELETROGATE, (2023)

3.24.11 Placa Perfurada

A Placa de Fenolite Perfurada é uma solução prática e conveniente para a fabricação de circuitos pois elimina a necessidade de usar produtos corrosivos, como o percloroeto.

O material fenolite confere à placa alta resistência e durabilidade, tornando-a confiável para projetos. Outra vantagem notável é que a placa já vem perfurada com furos estrategicamente posicionados, economizando tempo e esforço que seriam gastos na perfuração manual para acomodar os terminais dos componentes. a soma de todos esses fatores faz com que o seu uso seja fácil e versátil basta escolher e soldar os componentes eletrônicos nos furos correspondentes.(SANTANA, 2025).

Figura 43: Placa Perfurada



Fonte: MERCADO LIVRE, (2025)

4 METODOLOGIA

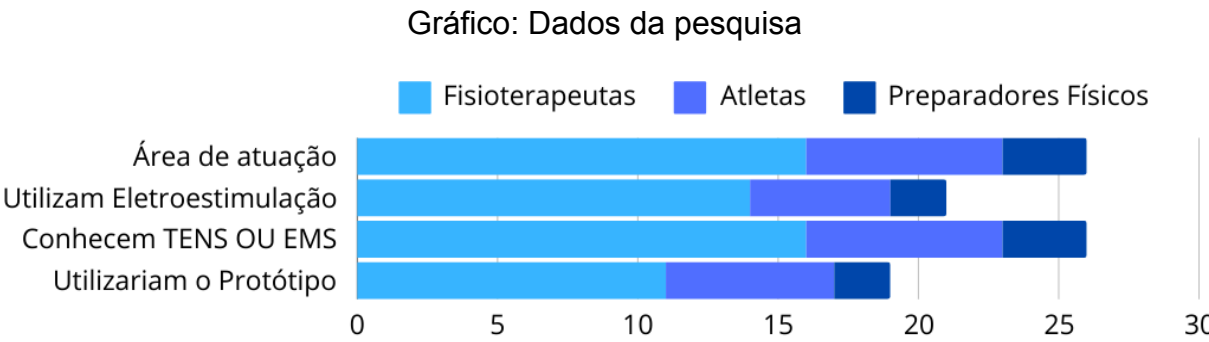
4.1 MÉTODO DE PESQUISA

Para o desenvolvimento deste trabalho, adotou-se uma metodologia combinada de pesquisa exploratória, qualitativa e quantitativa (quali-quant), para proporcionar uma compreensão aprofundada dos aspectos envolvidos e ao mesmo tempo permitir a mensuração objetiva de resultados. A pesquisa exploratória e qualitativa possibilitou a familiarização com o tema e uma análise crítica dos tratamentos atualmente aplicados a doenças circulatórias, com foco na Estimulação Elétrica Funcional (EEF), conforme indicado por Córdova (2012). Na revisão bibliográfica buscou-se fontes relevantes para entender as tecnologias existentes no tratamento de condições cardiovasculares e neuromusculares, sendo evidenciado, segundo Karavidas et al. (2010), que a EEF é eficaz em pacientes cardiopatas, especialmente em frequências baixas aplicadas a músculos específicos.

Para verificar a aplicabilidade do dispositivo eletroestimulador proposto, aplicamos uma pesquisa preliminar com o uso de um questionário online no Google Forms, que contou com a participação de 26 indivíduos, incluindo fisioterapeutas da área da saúde, técnicos de esportes e atletas. Entre os fisioterapeutas, 50% possuem mais de 10 anos de experiência; já os técnicos e preparadores físicos e atletas participantes possuem, em média, 5 anos de atuação. Dos entrevistados, 21 já utilizaram dispositivos TENS e EMS em suas práticas, reconhecendo-os como benéficos para recuperação muscular, prevenção de lesões e reabilitação motora. Perguntados sobre o uso de um eletroestimulador voltado para membros inferiores com foco na reabilitação pós-AVE e no desempenho esportivo, 22 participantes responderam positivamente.

Na fase de desenvolvimento experimental, iniciou-se a criação do protótipo do eletroestimulador, com foco em uma interface de fácil uso, que permite ajustes personalizados de intensidade para se adaptar às necessidades dos pacientes. A seleção de componentes eletrônicos e materiais visou manter o baixo custo, e o dispositivo foi projetado para proporcionar praticidade e eficiência em relação aos métodos convencionais, especialmente para pacientes em reabilitação. Após a

montagem do protótipo, serão realizados testes para garantir sua funcionalidade, segurança e conformidade com os padrões exigidos. O objetivo final é que o dispositivo atenda tanto às necessidades de reabilitação de pacientes com AVC quanto no auxílio da tonificação muscular, contribuindo para o fortalecimento e melhora no desempenho dos usuários. Com essa metodologia mista, baseada em dados qualitativos e embasada em evidências científicas e respostas de profissionais da saúde, o projeto almeja promover uma inovação acessível e eficaz para a reabilitação e melhoria da saúde muscular e circulatória.



Fonte: Os autores (2024)

Desta forma interpretamos que o projeto tem potencial para contribuir tanto na melhoria da saúde da população em geral, ampliando as possibilidades de aplicação do dispositivo em diversos contextos.

4.1.1 Pesquisa de Validação

A pesquisa intitulada “Electric Motion – Eletroestimulador para Membros Inferiores” foi aplicada a profissionais fisioterapeutas com o objetivo de avaliar a viabilidade do dispositivo Electric Motion, desenvolvido para auxiliar na reabilitação pós-AVC, fortalecimento muscular e melhora da circulação de pacientes. O questionário foi distribuído entre profissionais atuantes em hospitais e clínicas da região, e as respostas foram coletadas de forma digital, garantindo o sigilo e a autenticidade das informações por meio da inserção do CREFITO ou CRM.

Participaram da pesquisa cinco fisioterapeutas, com idades variando entre 31 e 50 anos, todos com mais de 10 anos de experiência na área. As principais especializações identificadas foram em fisioterapia traumato-ortopédica, terapia intensiva, reabilitação de adultos críticos e traumato-ortopedia hospitalar. A maior parte atua diretamente em ambientes hospitalares, sendo comum também o atendimento em clínicas particulares.

No que diz respeito à familiaridade com equipamentos de eletroestimulação, todos os respondentes afirmaram já ter utilizado esse tipo de tecnologia em pacientes, seja de forma frequente ou ocasional. Esse dado demonstra que o público-alvo da pesquisa possui experiência prévia e conhecimento técnico suficiente para avaliar a proposta do dispositivo.

Quando questionados sobre a viabilidade de dispositivos de baixo custo e acessíveis, como o Electric Motion, a maioria dos profissionais respondeu positivamente, reconhecendo o potencial do equipamento como solução eficaz para reabilitação pós-AVC e fortalecimento muscular. Apenas uma resposta indicou “talvez”, ressaltando a necessidade de mais testes clínicos e aprimoramentos no dispositivo.

Em relação às funcionalidades técnicas do dispositivo como frequência ajustável, intensidade controlada e eletrodos de fácil aplicação, os fisioterapeutas o consideraram adequado ou muito adequado, destacando sua facilidade de uso e configuração prática. O formato em malha com eletrodos integrados também foi avaliado de forma positiva, sendo considerado prático e funcional. Todos os participantes reconheceram que o Electric Motion pode complementar as terapias convencionais de fisioterapia, principalmente no apoio à reabilitação motora e tonificação muscular de pacientes com mobilidade reduzida. Entre os benefícios citados, destacaram-se: Fortalecimento muscular; Auxílio na reabilitação pós-AVC; Melhora da circulação sanguínea; Aceleração da recuperação funcional.

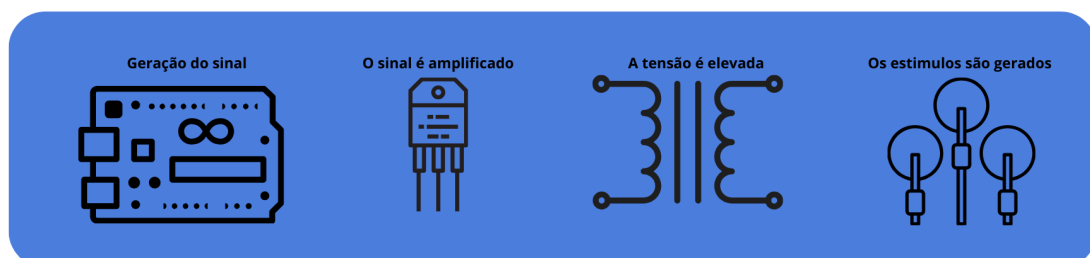
Os resultados obtidos reforçam que o Electric Motion é um dispositivo promissor, tecnicamente viável e com aceitação positiva por parte dos profissionais fisioterapeutas. Sua proposta de oferecer baixo custo, portabilidade e facilidade de

uso o torna uma ferramenta potencialmente inclusiva para clínicas e pacientes de baixa renda, contribuindo para viabilizar o acesso à reabilitação fisioterapêutica.

O intuito dessa abordagem é desenvolver uma compreensão completa dos tratamentos existentes, tanto do ponto de vista dos profissionais de fisioterapia quanto das experiências vividas pelos pacientes, conforme GOLDENBERG (1997). A partir dessa análise, adotamos uma abordagem experimental para observar e compreender os elementos envolvidos. Inicialmente, realizamos uma análise crítica de artigos científicos e estudos que comprovam a eficácia da Estimulação Elétrica Funcional (EEF) na recuperação motora e circulatória de pacientes acometidos pelo AVE. Essa etapa foi fundamental para garantir que o desenvolvimento do dispositivo estivesse embasado em evidências científicas concretas. Tendo isso em vista, passamos para a etapa de desenvolvimento do protótipo, onde nos concentramos na criação de uma interface intuitiva que permitisse o ajuste da intensidade da estimulação, deixando o dispositivo adaptável às necessidades específicas de cada paciente, visando o baixo custo .

O protótipo foi projetado para ser mais prático e eficiente do que os métodos já existentes, que demandam maior esforço físico, no qual elaboramos uma malha que pudesse dar o suporte necessário aos eletrodos, e permitindo maior versatilidade ao usuário. Após a montagem do dispositivo, realizaremos testes para avaliar sua funcionalidade e eficácia, com o objetivo de assegurar que o dispositivo atenda aos padrões de qualidade e segurança necessários.

Figura 44: Esboço Protótipo



Fonte: Os autores (2024)

Com base nessas observações, selecionamos os materiais, peças elétricas e eletrônicas necessárias para o desenvolvimento do protótipo, visando oferecer uma medida eficaz na busca pela reabilitação de pacientes com AVE.

Para amplificar o sinal gerado pelo Arduino, utilizou-se o transistor TIP122 em conjunto com uma bateria de 9V, conforme descrito a seguir:

1. A base do TIP122 foi conectada à saída do Arduino através de um resistor de $1k\Omega$, para limitar a corrente.
2. O emissor do TIP122 foi conectado ao terminal negativo do transformador.
3. O coletor do TIP122 foi ligado ao terminal negativo da bateria de 9V.
4. O terminal positivo do transformador foi ligado ao pólo positivo da bateria de 9V.
5. Finalmente, o GND do Arduino foi conectado ao pólo negativo da bateria, garantindo a referência de terra comum.

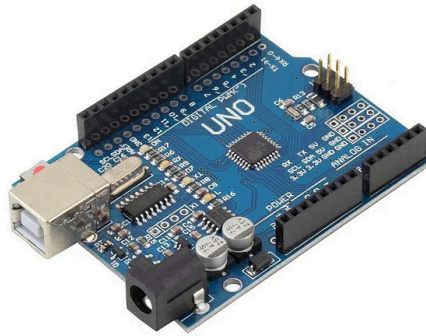
Essa configuração permite que o TIP122 amplifique o sinal do Arduino, utilizando a alimentação externa de 9V para acionar o transformador, por fim gerando o sinal e modulando a frequência de nossa preferência, conforme determinamos na programação, conseguimos realizar o estímulo.

4.2 FUNÇÃO DOS COMPONENTES

4.2.1 Arduino UNO

O Arduino UNO será responsável por definir e dimensionar os parâmetros necessários, como frequência, PWM e duty cycle, para gerar uma onda quadrada adequada à estimulação desejada. Isso permite controle preciso sobre o estímulo gerado, facilitando ajustes conforme os requisitos do projeto.

Figura 45: Arduino UNO



FONTE: Eletrogate (2024)

4.2.2 Transformador 220v/12v:

O transformador 220v/12v 200ma será responsável por receber o sinal com uma baixa tensão, e aumentá-lo, assim gerando a tensão necessária para realizar a eletroestimulação.

Figura 46: transformador 220v/12v



FONTE: Eletrorastro (2021).

4.2.3 Transistor NPN TIP122 :

O Transistor TIP122 é componente do nosso circuito responsável por amplificar o sinal PWM gerado pelo arduino, onde recebe o sinal de baixa corrente do arduino, o que permite controlar cargas mais exigentes que o Arduino sozinho não conseguiria acionar. Assim, ele funciona como uma espécie de "interruptor

amplificado", ativando cargas de corrente mais alta de acordo com o sinal PWM recebido.

Figura 47: Transistor NPN TIP122



Fonte: Autocore (2014)

4.2.4 Diodo 1N4007:

O diodo retificador 1N4007 é um semicondutor que conduz corrente apenas em uma direção. Assim auxiliando na segurança do nosso circuito onde permitirá apenas a passagem de tensão do anodo para o catodo (identificado por uma faixa prateada).

Figura 48: Diodo 1N4007



Fonte: (PROESI, 2024).

4.2.5 Placa Perfurada

A placa perfurada será o componente utilizado para montarmos nosso circuito, Ela permite conectar diversos componentes, como capacitores, resistores, circuitos integrados, diodos e transistores, com uso de solda de estanho

proporcionando melhor fixação. Com isso, auxilia na durabilidade, proporcionando maior precisão e flexibilidade na montagem e no teste de circuitos.

Figura 49: Placa perfurada



FONTE: (Maker 2022)

4.2.6 Eletrodo adesivo

O eletrodo será responsável por estabelecer a conexão entre o aparelho de eletroterapia e o usuário, onde irá atuar como a interface que permite a passagem da corrente elétrica do equipamento para o corpo. No dispositivo será conectado a saída do nosso transformador Pwm assim emitindo o sinal elétrico já modulado com os parâmetros definidos.

Figura 50: Eletrodo adesivo

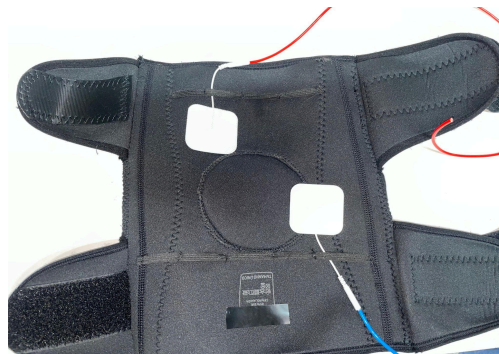


Fonte: Os autores (2024)

4.2.7 Malha ortopédica:

A malha ortopédica é responsável por estabilizar a panturrilha do usuário, e posicionar de forma correta os eletrodos, além de proporcionar maior conforto durante o uso do dispositivo.

Figura 51: Malha com eletrodos



Fonte: Os autores (2024)

4.2.8 Display 16x2 I2C:

O protótipo utiliza um display LCD de 16 colunas por 2 linhas, com backlight azul e escrita branca, que proporciona uma visualização clara das informações. Com um módulo I2C integrado, ele se conecta ao microcontrolador através dos pinos SDA e SCL, economizando portas do Arduino para outros componentes. No eletroestimulador, o display exibe a frequência e intensidade dos impulsos, oferecendo feedback visual direto ao usuário sobre os ajustes de estimulação.

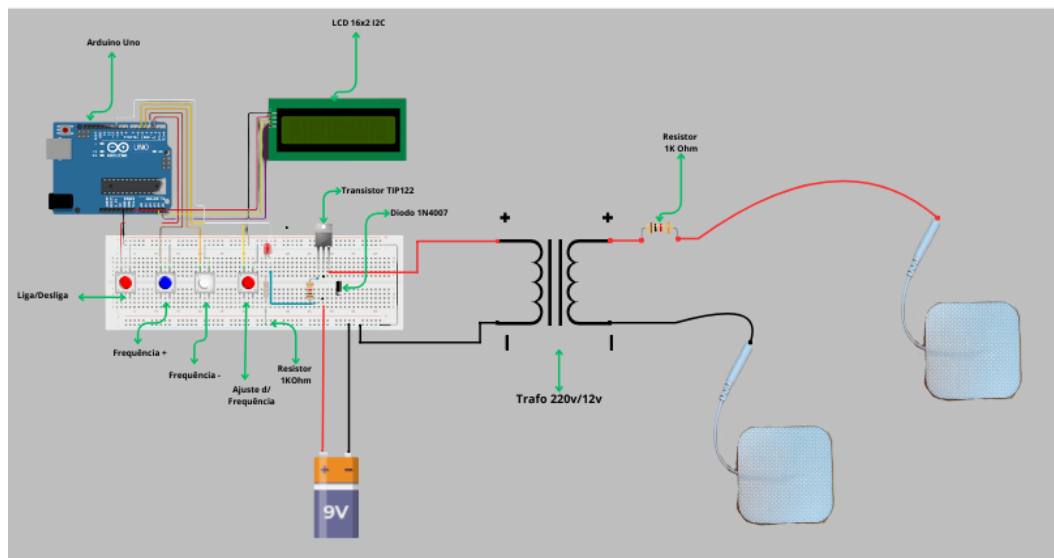
Figura 52: LCD 16x2 I2C



Fonte: ELETROGATE, (2023)

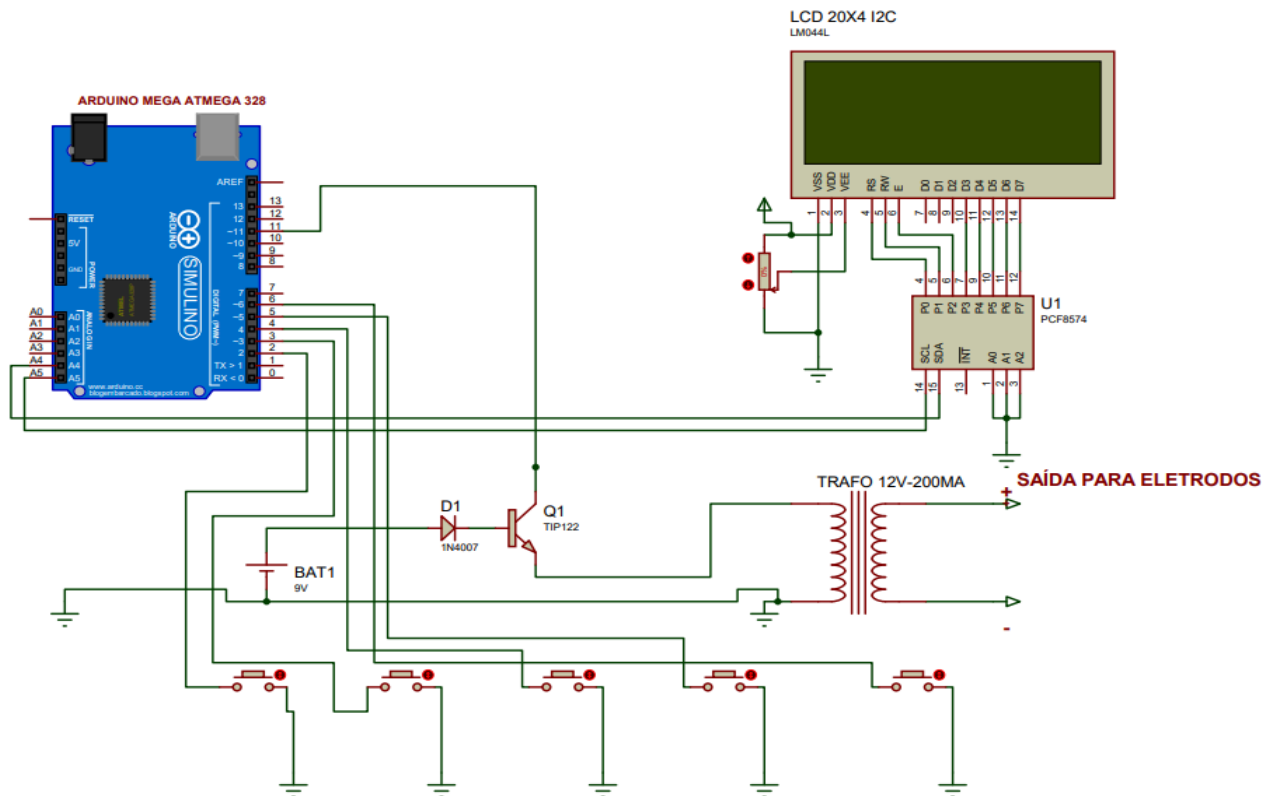
4.3 ESQUEMA ELÉTRICO

Figura 53: Diagrama de ligação



Fonte: Os autores (2024)

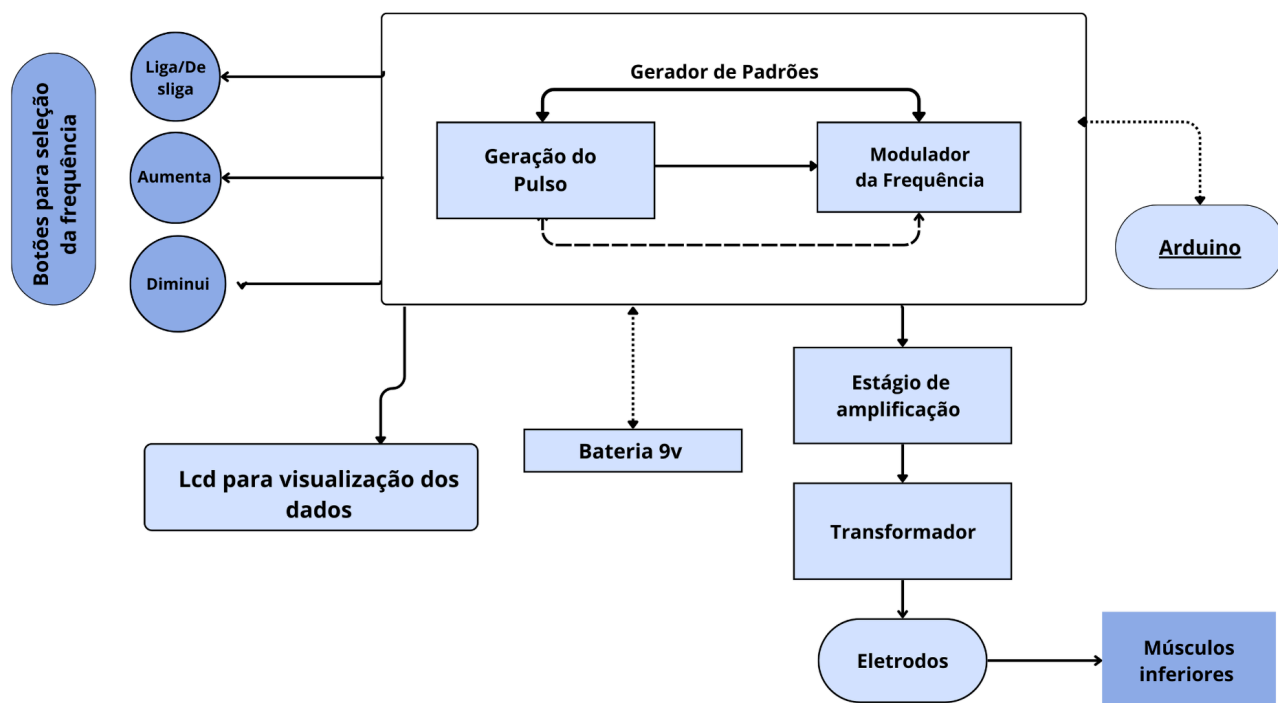
Figura 54: Diagrama eletrônico 2.0



Fonte: Os autores (2025).

4.4 FLUXOGRAMA DE FUNCIONAMENTO E MANUAL DE UTILIZAÇÃO

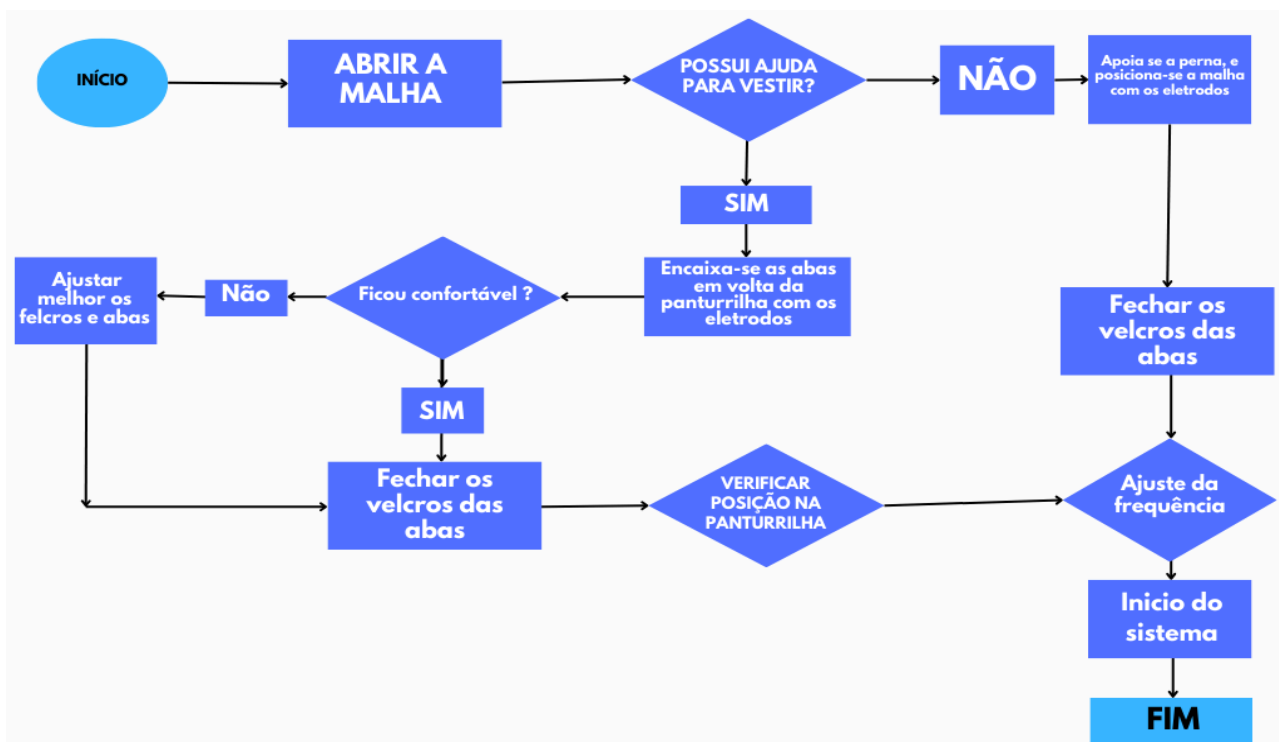
Figura 55: Fluxograma de funcionamento



Fonte: Os autores (2024)

4.4.1 Manual de utilização:

Figura 56: Manual de utilização



Fonte: Os autores (2024).

4.5 PROGRAMAÇÃO

4.5.1 Código da fase 1

Figura 57: Código da Fase 1

```
1  #include <TimerOne.h>
2  #include <Wire.h>
3  #include <LiquidCrystal_I2C.h>
4
5  const int botaoLigaDesliga = 2;      // Pino do botão para ligar/desligar o
6  const int botaoTrocaNiveis = 3;      // Pino do botão para trocar os níveis
7  const int botaoAumenta = 4;         // Pino do botão para aumentar a frequ
8  const int botaoDiminui = 5;         // Pino do botão para diminuir a frequ
9  const int led = 10;                 // Pino do LED para testar a frequênc
10
11  // Níveis pré-definidos de frequência
12  const int niveisFrequencia[] = {10, 60, 100, 200, 1000};
13  const int totalNiveis = sizeof(niveisFrequencia) / sizeof(niveisFrequencia[0])
14  volatile int indiceNivel = 0;        // Índice do nível de frequência
15  volatile int frequencia = 0;         // Frequência atual em Hz
16  volatile bool circuitoAtivo = false; // Estado do circuito
17
18  LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);  // Inicializa o LCD I2C com endereç
19
20  void setup() {
21      pinMode(botaoLigaDesliga, INPUT_PULLUP);
22      pinMode(botaoTrocaNiveis, INPUT_PULLUP);
23      pinMode(botaoAumenta, INPUT_PULLUP);
24      pinMode(botaoDiminui, INPUT_PULLUP);
25      pinMode(led, OUTPUT);
26
27      // Inicializa o LCD
28      lcd.init(); // Inicializa o display
29      lcd.backlight(); // Ativa a luz de fundo
30      atualizarLCD(); // Exibe a frequência inicial no LCD
31
32      // Configura Timer1 (inicialmente desligado)
33      Timer1.initialize(1000000); // Inicializa com 1 Hz para começar
34      Timer1.attachInterrupt(tarefa); // Vincula a função de interrupção
35  }
36
37  void loop() {
38      // Verifica se o botão de ligar/desligar foi pressionado
39      if (digitalRead(botaoLigaDesliga) == LOW) {
40          if (circuitoAtivo) {
41              desligarCircuito();
42          } else {
43              ligarCircuito();
44          }
45          delay(200); // Debounce para evitar múltiplas leituras
46      }
```

Fonte: Os autores (2024).

Figura 58: Código da Fase 1

```
45     delay(200); // Debounce para evitar múltiplas leituras
46 }
47
48 // Verifica se o botão para trocar níveis foi pressionado
49 if (digitalRead(botaoTrocaNiveis) == LOW) {
50     trocarNiveis();
51     delay(200); // Debounce para evitar múltiplas leituras
52 }
53
54 // Verifica se o botão para aumentar a frequência foi pressionado
55 if (digitalRead(botaoAumenta) == LOW) {
56     aumentarFrequencia(); // Aumenta a frequência
57     delay(200); // Debounce para evitar múltiplas leituras
58 }
59
60 // Verifica se o botão para diminuir a frequência foi pressionado
61 if (digitalRead(botaoDiminui) == LOW) {
62     diminuirFrequencia(); // Diminui a frequência
63     delay(200); // Debounce para evitar múltiplas leituras
64 }
65
66 // Se o circuito está ativo, atualiza a frequência
67 if (circuitoAtivo) {
68     Timer1.setPeriod(1000000 / frequencia); // Atualiza o período para a freq
69 }
70 }
71
72 // Função de interrupção que será executada a cada intervalo
73 void tarefa() {
74     if (circuitoAtivo) {
75         digitalWrite(led, !digitalRead(led)); // Alterna o LED para manter o dut
76     } else {
77         digitalWrite(led, LOW); // Garante que o LED esteja desligado se o circui
78     }
79 }
80
81 // Função para ligar o circuito
82 void ligarCircuito() {
83     circuitoAtivo = true; // Ativa o circuito
84     indiceNivel = 0; // Começa com o primeiro nível (10 Hz)
85     frequencia = niveisFrequencia[indiceNivel]; // Define a frequência do prime
86     Timer1.setPeriod(1000000 / frequencia); // Atualiza o período para a frequê
87     atualizarLCD(); // Atualiza o valor no LCD
88 }
```

Fonte: Os autores (2024).

Figura 59: Código da Fase 1

```
88 }
89
90 // Função para desligar o circuito
91 void desligarCircuito() {
92     circuitoAtivo = false; // Desativa o circuito
93     frequencia = 0; // Reseta a frequência para 0 Hz
94     Timer1.setPeriod(1000000); // Reseta o timer para 1 Hz quando desligado
95     digitalWrite(led, LOW); // Desliga o LED
96     atualizarLCD(); // Atualiza o display
97 }
98
99 // Função para trocar os níveis de frequência
100 void trocarNiveis() {
101     if (circuitoAtivo) { // Apenas troca se o circuito está ativo
102         indiceNivel++;
103         if (indiceNivel >= totalNiveis) {
104             indiceNivel = 0; // Reseta para o primeiro nível se ultrapassar
105         }
106         frequencia = niveisFrequencia[indiceNivel]; // Define a nova frequência
107         Timer1.setPeriod(1000000 / frequencia); // Atualiza o período para a nova
108         atualizarLCD(); // Atualiza o display
109     }
110 }
111
112 // Função para aumentar a frequência
113 void aumentarFrequencia() {
114     if (circuitoAtivo && indiceNivel < totalNiveis - 1) { // Aumenta se o circui
115         indiceNivel++;
116         frequencia = niveisFrequencia[indiceNivel]; // Define a nova frequência
117         Timer1.setPeriod(1000000 / frequencia); // Atualiza o período para a nova
118         atualizarLCD(); // Atualiza o display
119     }
120 }
121
122 // Função para diminuir a frequência
123 void diminuirFrequencia() {
124     if (circuitoAtivo && indiceNivel > 0) { // Diminui se o circuito está ativo
125         indiceNivel--;
126         frequencia = niveisFrequencia[indiceNivel]; // Define a nova frequência
127         Timer1.setPeriod(1000000 / frequencia); // Atualiza o período para a nova
128         atualizarLCD(); // Atualiza o display
129     }
130 }
131
132 // Função para atualizar o display LCD
133 void atualizarLCD() {
```

Fonte: Os autores (2024).

Figura 60: Código da Fase 1

```
132 // Função para atualizar o display LCD
133 void atualizarLCD() {
134     lcd.clear();
135     lcd.setCursor(0, 0);
136     lcd.print("Freq:");
137     lcd.setCursor(6, 0);
138     lcd.print(frequencia);
139     lcd.setCursor(10, 0);
140     lcd.print("Hz");
141 }
```

Fonte: Os autores (2024).

4.5.2 Código Fase 2 :

Figura 61: Código da Fase 2

```
1  #include <TimerOne.h>
2  #include <Wire.h>
3  #include <LiquidCrystal_I2C.h>
4
5  const int botaoModo = 2;
6  const int botaoCronometro = 3;
7  const int botaoAumenta = 4;
8  const int botaoDiminui = 5;
9  const int botaoIniciar = 6;
10 const int led = 10;
11
12 const int niveisFrequencia[] = {10, 60, 100, 200, 1000};
13 const int temposCronometro[] = {60, 120, 180, 240, 300}; // em segundos
14 const int totalNiveis = sizeof(niveisFrequencia) / sizeof(niveisFrequencia[0]);
15 const int totalTempos = sizeof(temposCronometro) / sizeof(temposCronometro[0]);
16
17 int indiceNivel = 0;
18 int indiceTempo = 0;
19 int frequencia = niveisFrequencia[indiceNivel];
20 int tempoRestante = temposCronometro[indiceTempo];
21 bool circuitoAtivo = false;
22 bool modoSelecaoFrequencia = true;
23
24 LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 20, 4);
25
26 unsigned long ultimaAcao = 0;
27 const int debounceTempo = 200;
28 unsigned long inicioCronometro = 0;
29 bool cronometroAtivo = false;
30 unsigned long ultimaAtualizacaoLCD = 0;
31 const unsigned long intervaloLCD = 500;
32
33 void setup() {
34     pinMode(botaoModo, INPUT_PULLUP);
35     pinMode(botaoCronometro, INPUT_PULLUP);
36     pinMode(botaoAumenta, INPUT_PULLUP);
37     pinMode(botaoDiminui, INPUT_PULLUP);
38     pinMode(botaoIniciar, INPUT_PULLUP);
39     pinMode(led, OUTPUT);
40
41     lcd.init();
42     lcd.backlight();
43     atualizarLCD();
44 }
```

Fonte: Os autores (2025).

Figura 61: Código da Fase 2

```
44
45     Timer1.initialize(1000000); // Inicializa com 1Hz padrão (desligado)
46     Timer1.pwm(led, 0);        // PWM desligado no início
47 }
48
49 void loop() {
50     unsigned long agora = millis();
51
52     if (digitalRead(botaoModo) == LOW && (agora - ultimaAcao > debounceTempo)) {
53         modoSelecaoFrequencia = !modoSelecaoFrequencia;
54         atualizarLCD();
55         ultimaAcao = agora;
56     }
57
58     if (digitalRead(botaoCronometro) == LOW && (agora - ultimaAcao > debounceTempo)) {
59         if (!modoSelecaoFrequencia && indiceTempo < totalTempos - 1) {
60             indiceTempo++;
61             tempoRestante = temposCronometro[indiceTempo];
62             atualizarLCD();
63         }
64         ultimaAcao = agora;
65     }
66
67     if (digitalRead(botaoAumenta) == LOW && (agora - ultimaAcao > debounceTempo)) {
68         if (modoSelecaoFrequencia && indiceNivel < totalNiveis - 1) {
69             indiceNivel++;
70             atualizarFrequencia();
71         } else if (!modoSelecaoFrequencia && indiceTempo < totalTempos - 1) {
72             indiceTempo++;
73             tempoRestante = temposCronometro[indiceTempo];
74         }
75         atualizarLCD();
76         ultimaAcao = agora;
77     }
78
79     if (digitalRead(botaoDiminui) == LOW && (agora - ultimaAcao > debounceTempo)) {
80         if (modoSelecaoFrequencia && indiceNivel > 0) {
81             indiceNivel--;
82             atualizarFrequencia();
83         } else if (!modoSelecaoFrequencia && indiceTempo > 0) {
84             indiceTempo--;
85             tempoRestante = temposCronometro[indiceTempo];
```

Fonte: Os autores (2025).

Figura 62: Código da Fase 2

```
86     }
87     atualizarLCD();
88     ultimaAcao = agora;
89 }
90
91 if (digitalRead(botaoIniciar) == LOW && (agora - ultimaAcao > debounceTempo)) {
92     if (!cronometroAtivo) {
93         circuitoAtivo = true;
94         cronometroAtivo = true;
95         inicioCronometro = millis();
96         atualizarFrequencia();
97     } else {
98         circuitoAtivo = false;
99         cronometroAtivo = false;
100         tempoRestante = temposCronometro[indiceTempo];
101         atualizarFrequencia();
102     }
103     atualizarLCD();
104     ultimaAcao = agora;
105 }
106
107 if (cronometroAtivo) {
108     unsigned long tempoDecorrido = (millis() - inicioCronometro) / 1000;
109     tempoRestante = temposCronometro[indiceTempo] - tempoDecorrido;
110     if (tempoRestante <= 0) {
111         circuitoAtivo = false;
112         cronometroAtivo = false;
113         atualizarFrequencia();
114     }
115 }
116
117 if (millis() - ultimaAtualizacaoLCD > intervaloLCD) {
118     atualizarLCD();
119     ultimaAtualizacaoLCD = millis();
120 }
121 }
122
123 void atualizarFrequencia() {
124     if (circuitoAtivo) {
```

Fonte: Os autores (2025).

Figura 63: Código da Fase 2

```
125     frequencia = niveisFrequencia[indiceNivel];
126     Timer1.setPeriod((1000000 / frequencia) / 2);
127     Timer1.pwm(led, 512); // 50% duty cycle
128 } else {
129     frequencia = 0;
130     Timer1.pwm(led, 0); // PWM desligado
131 }
132 }
133
134 void atualizarLCD() {
135     lcd.setCursor(0, 0);
136     lcd.print("Modo: ");
137     lcd.print(modoSelecaoFrequencia ? "Frequencia" : "Tempo");
138
139     lcd.setCursor(0, 1);
140     lcd.print("Freq: ");
141     lcd.print(niveisFrequencia[indiceNivel]);
142     lcd.print(" Hz");
143
144     lcd.setCursor(0, 2);
145     lcd.print("Tempo sel: ");
146     lcd.print(temposCronometro[indiceTempo] / 60);
147     lcd.print(" min");
148
149     lcd.setCursor(0, 3);
150     if (cronometroAtivo) {
151         lcd.print("Restante: ");
152         int min = tempoRestante / 60;
153         int seg = tempoRestante % 60;
154         lcd.print(min);
155         lcd.print("m ");
156         lcd.print(seg);
157         lcd.print("s");
158     } else {
159         lcd.print("Pronto p/ iniciar");
160     }
161 }
162
```

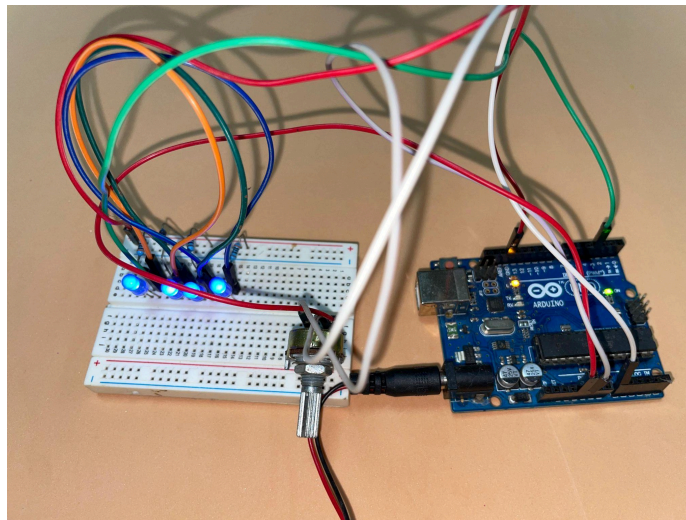
Fonte: Os autores (2025).

4.6 PROTOTIPAGEM

4.6.1 Geração do sinal:

O dispositivo desenvolvido utiliza o Arduino com a função de gerar o sinal PWM, conforme a frequência a ser utilizada na estimulação, com base na biblioteca TimerOne.h que consiste em facilitar a utilização do timer interno do Arduino via software, além de possibilitar o ajuste do "duty cycle" (espaçamento da onda) no qual utilizamos uma faixa de 50%, que nos possibilitou a formação da onda quadrada, sendo responsável por gerar assim pulso elétrico.

Figura 64: Teste do sinal PWM

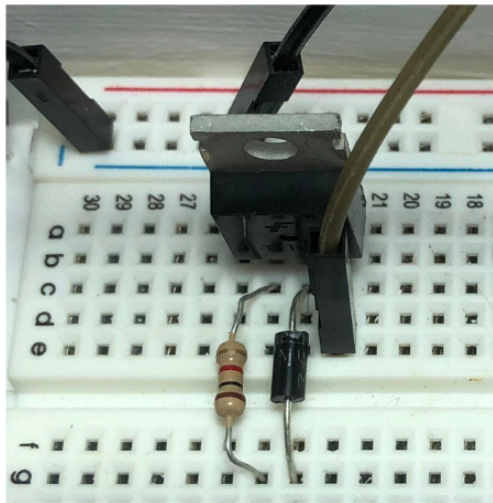


Fonte os autores (2024).

4.6.2 Amplificação do sinal:

O sinal é amplificado através da utilização do transistor TIP122, onde o sinal é conectado no coletor, já na base utiliza-se um sinal positivo gerado por uma bateria 9v, logo o emissor do transistor é conectado a entrada do transformador 220v/12v, ligado a entrada de 12v, para ser amplificado para o sinal superior conforme a ligação das bobinas do mesmo.

Figura 65: Transistor e resistores associados

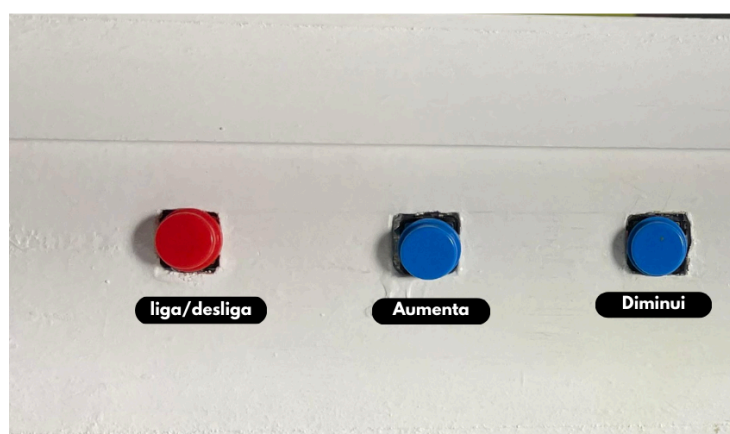


Fonte: Os autores (2024).

4.6.3 Seleção dos níveis de frequência

A seleção dos níveis de frequência ocorre através do uso de *push buttons*, onde define-se níveis pré-definidos, assim incrementamos no código as funções de cada, como liga/desliga, aumento da frequência e a diminuição, que é realizada através de três botões, utilizamos frequências mais comumente utilizadas em estimulações como 15 HZ, 30 HZ, 60 HZ, 100 HZ, 150 HZ, 200 HZ e 1000 HZ

Figura 66: Botões de seleção de frequência



Fonte: Os autores (2024)

4.6.4 Visualização das informações da estimulação:

As informações podem ser visualizadas através do display lcd posicionado na frente da carcaça do dispositivo, onde demonstra-se a frequência que está sendo utilizada, durante os estímulos, para auxiliar na visualização, foi posicionado um led ao lado que incide luminosidade conforme a frequência que está sendo aplicada.

Figura 67: Display LCD



Fonte: Os autores (2024).

4.6.5 Transmissão do sinal para o usuário:

É realizada através da conexão do transformador as saídas fêmeas dos conectores bananas, no qual foram empregados para facilitar a conexão dos eletrodos, além de facilitar a substituição, na qual a entrada dos eletrodos liga-se aos bornes fêmeas.

Figura 68: Conectores Banana macho e fêmea

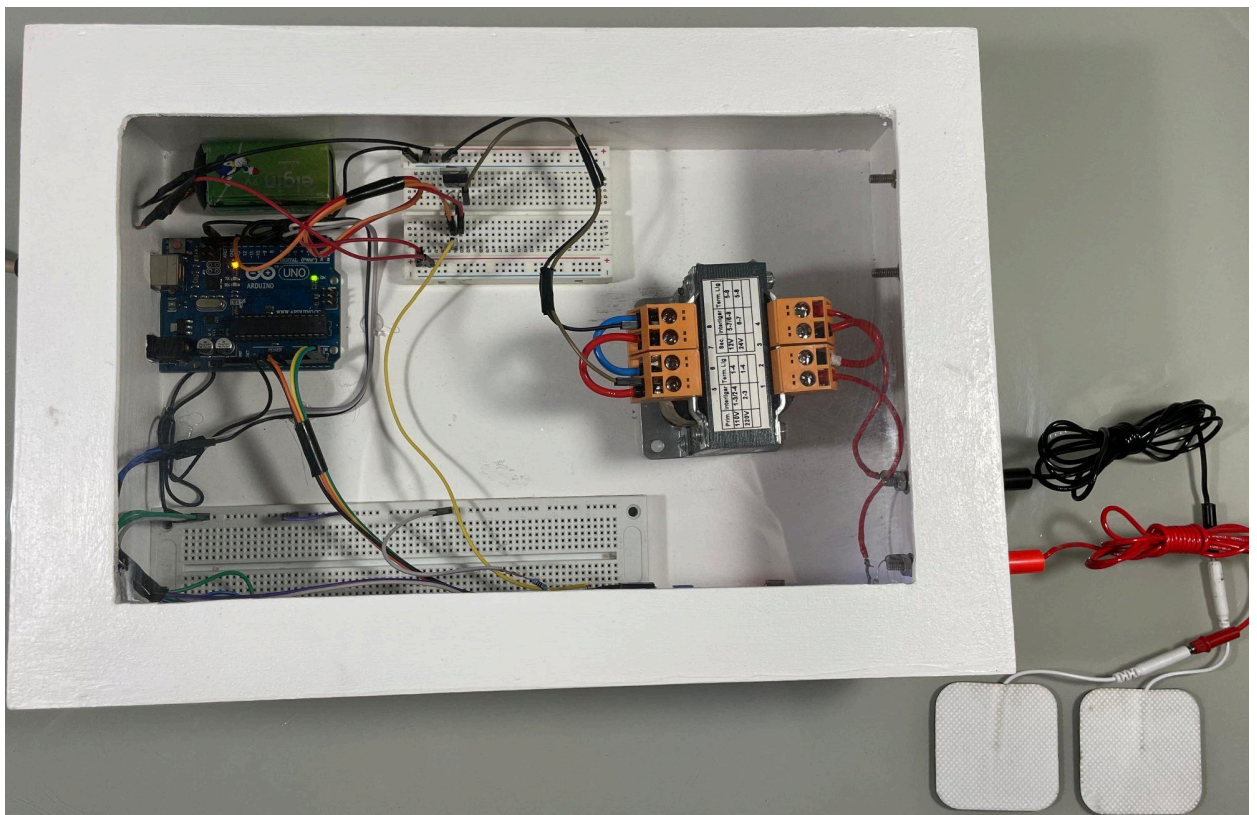


Fonte: Os autores (2024).

4.6.6 Armazenamento do circuito:

O circuito foi armazenado em uma caixa de madeira, na qual realizamos os furos necessários para comportar os componentes, e saídas que precisávamos, elaboramos também uma tampa para proteger o circuito, e para facilitar a visualização do circuito realizamos o corte da tampa e encaixamos um vidro, permitindo visualizar a parte interna da caixa.

Figura 69: Estrutura do Protótipo

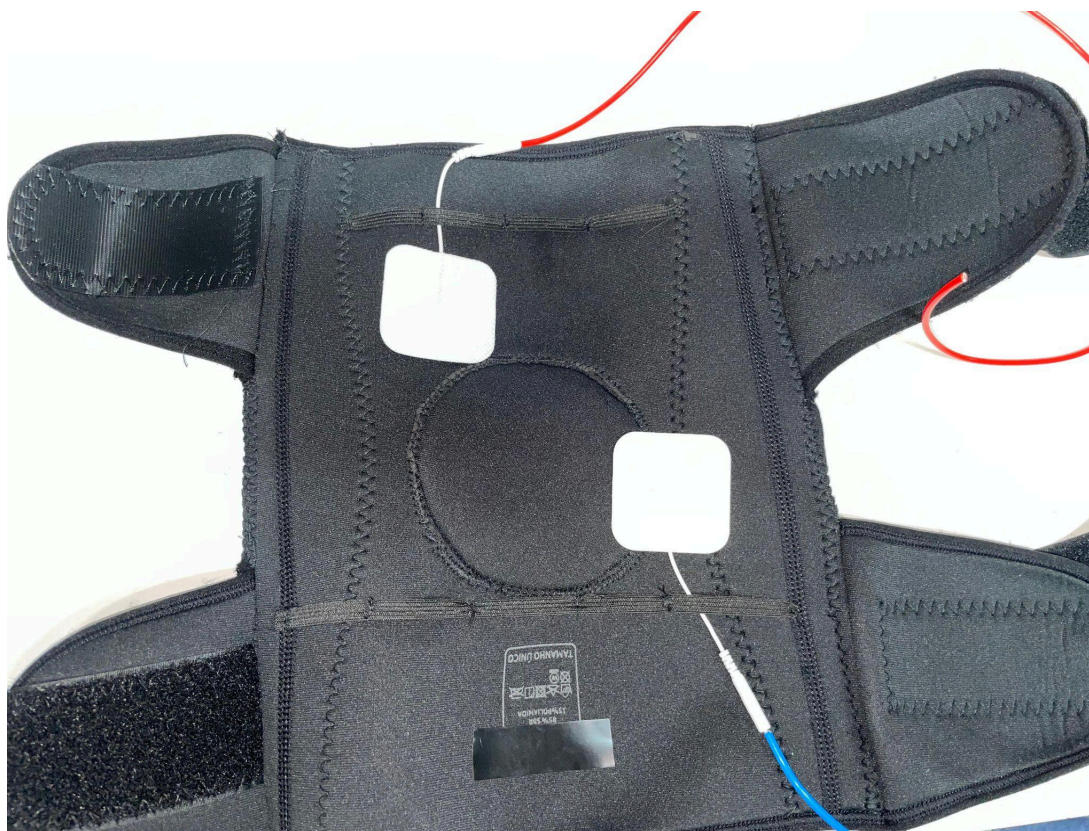


Fonte: Os autores (2024).

4.6.7 Malha para os eletrodos:

A malha serve para posicionar os eletrodos, dando o devido suporte a eles, facilitando assim permitindo mais versatilidade no seu uso, pré determinamos a altura do suporte para que fosse possível um pré ajuste para cada usuário.

Figura 70: Malha com os eletrodos

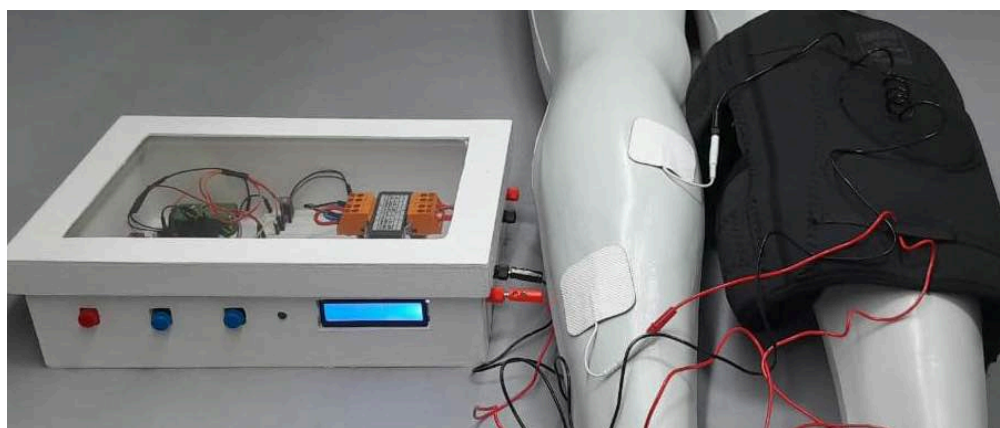


Fonte: Os autores (2024).

4.6.8 Montagem:

Primeiramente inicia-se posicionando os eletrodos na panturrilha, em cima do sólio, e o polo positivo no músculo gastrocnêmio, após posiciona-se a malha sobre os eletrodos, e assim fecha os fcleros. Após inicia-se a estimulação com níveis de preferência ao estímulo a ser aplicado.

Figura 71: Posicionamento dos eletrodos



Fonte: Os autores (2024)

Figura 72: Fechamento da malha



Fonte: Os autores (2024)

Figura 73: Início da estimulação



Fonte: Os autores (2024).

4.6.8.1 Montagem Fase 2:

Figura 74: Montagem protótipo 2



Fonte: Os autores(2025)

Figura 75: Montagem protótipo 2



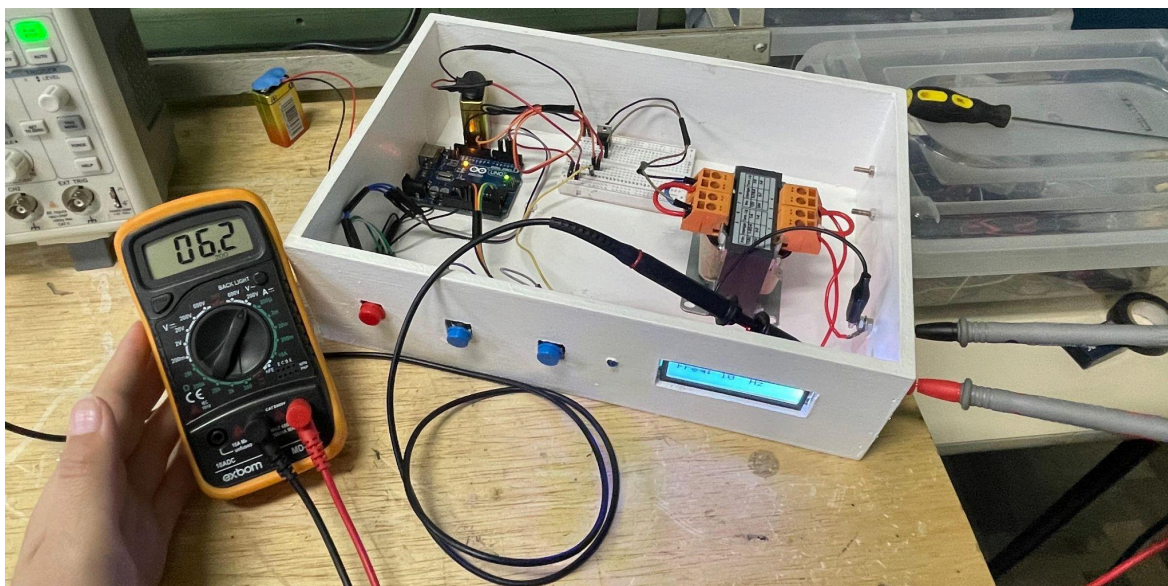
Fonte: Os autores(2025)

4.7 PROCEDIMENTOS DE AJUSTES E VALIDAÇÃO

4.7.1 Teste 1 - Ensaio realizado com osciloscópio

O teste foi realizado com um osciloscópio digital Minipa Multi Variable Bandwidth, no qual conectamos a saída 9 do Arduino a ponta atenuadoras de prova do Osciloscópio positiva, e a ponta negativa a saída GND, após iniciamos os estímulos para analisarmos a onda gerada, e analisarmos se estava fiel aos parâmetros que buscamos como *duty cycle* de 50% e as frequências selecionadas, variamos as frequências no intuito de entender a corrente de saída.

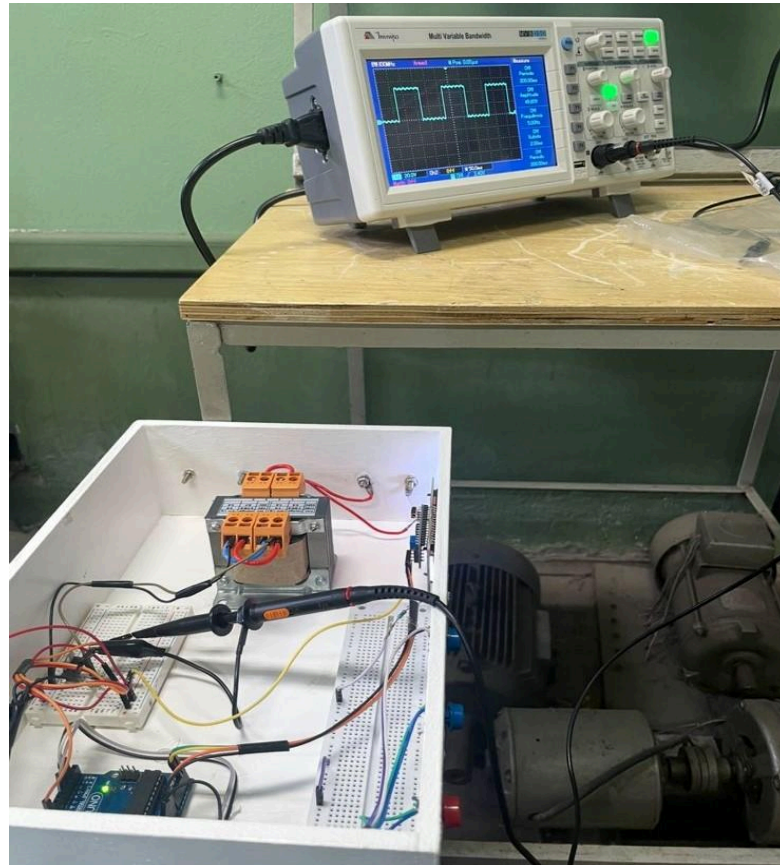
Figura 76: Aferição de níveis de tensão



Fonte: Os autores (2024)

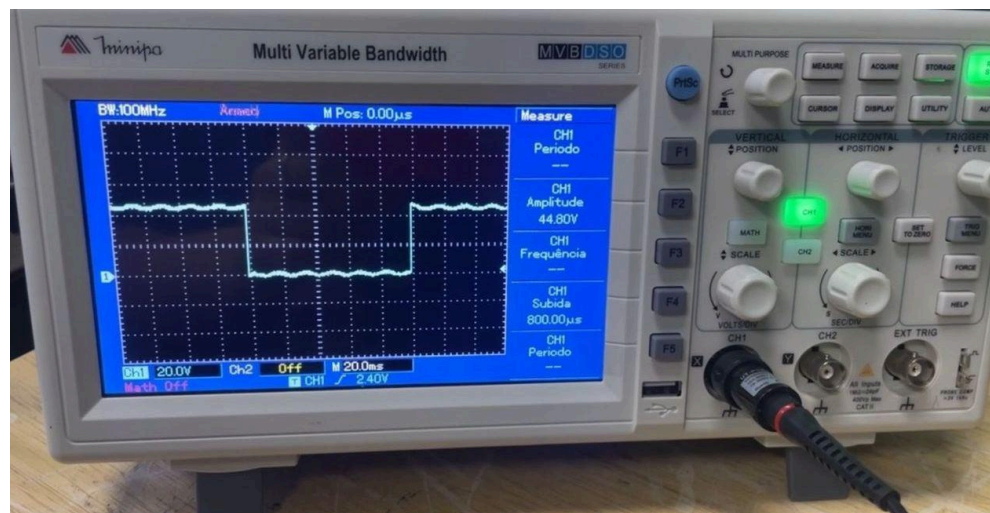
Após os testes realizados foi possível concluir o cumprimento da norma **NORMA IEC 60601-2-10** tendo em vista os critérios de oscilações como tempo entre as ondas conhecido como *duty cycle* de 50%.

Figura 77: Teste na saída do transistor



Fonte: Os autores (2024)

Figura 78: Análise do duty cycle



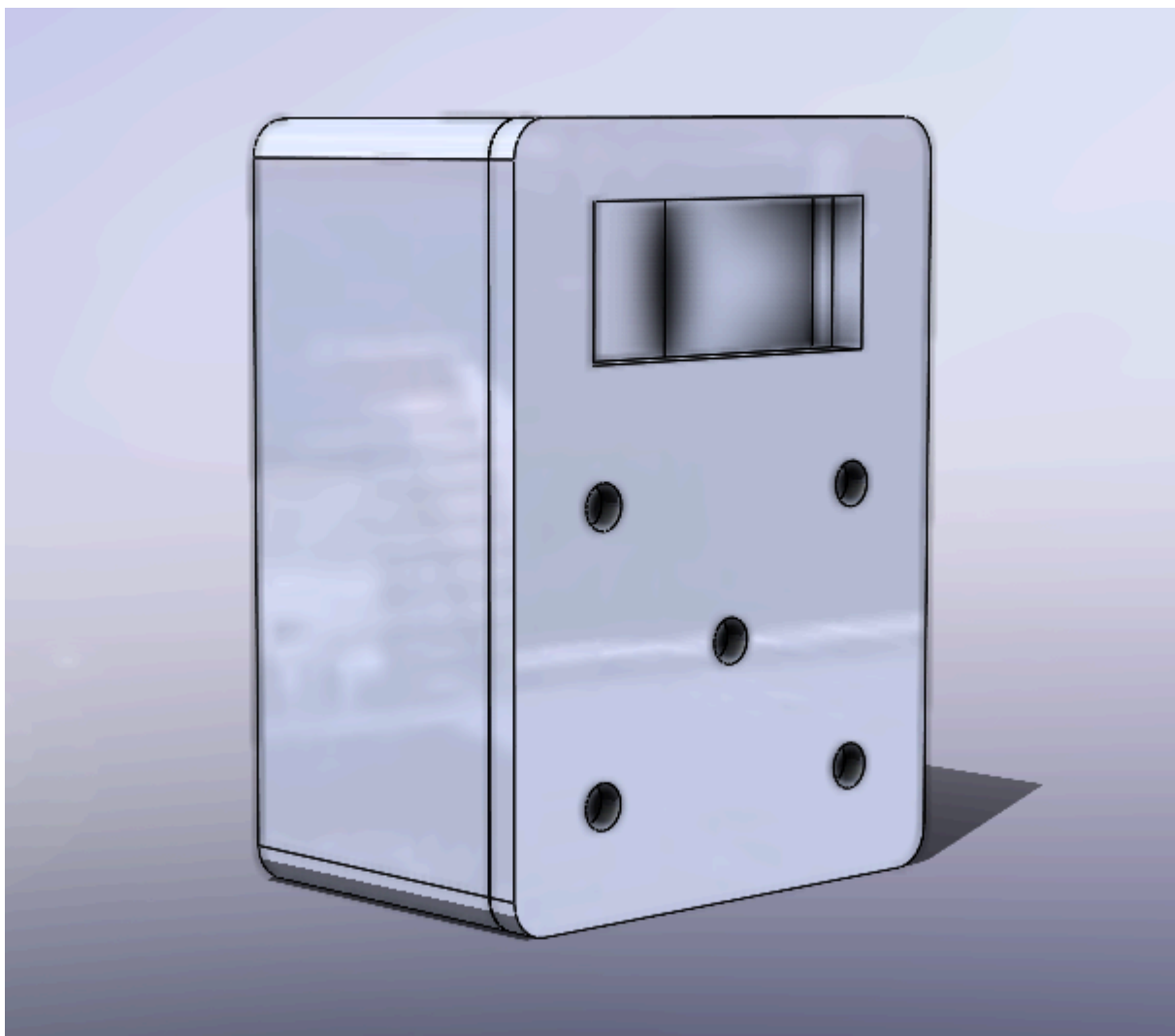
Fonte: Os autores (2024)

4.8 FASE 2

4.8.1 Nova estrutura (impressão 3d)

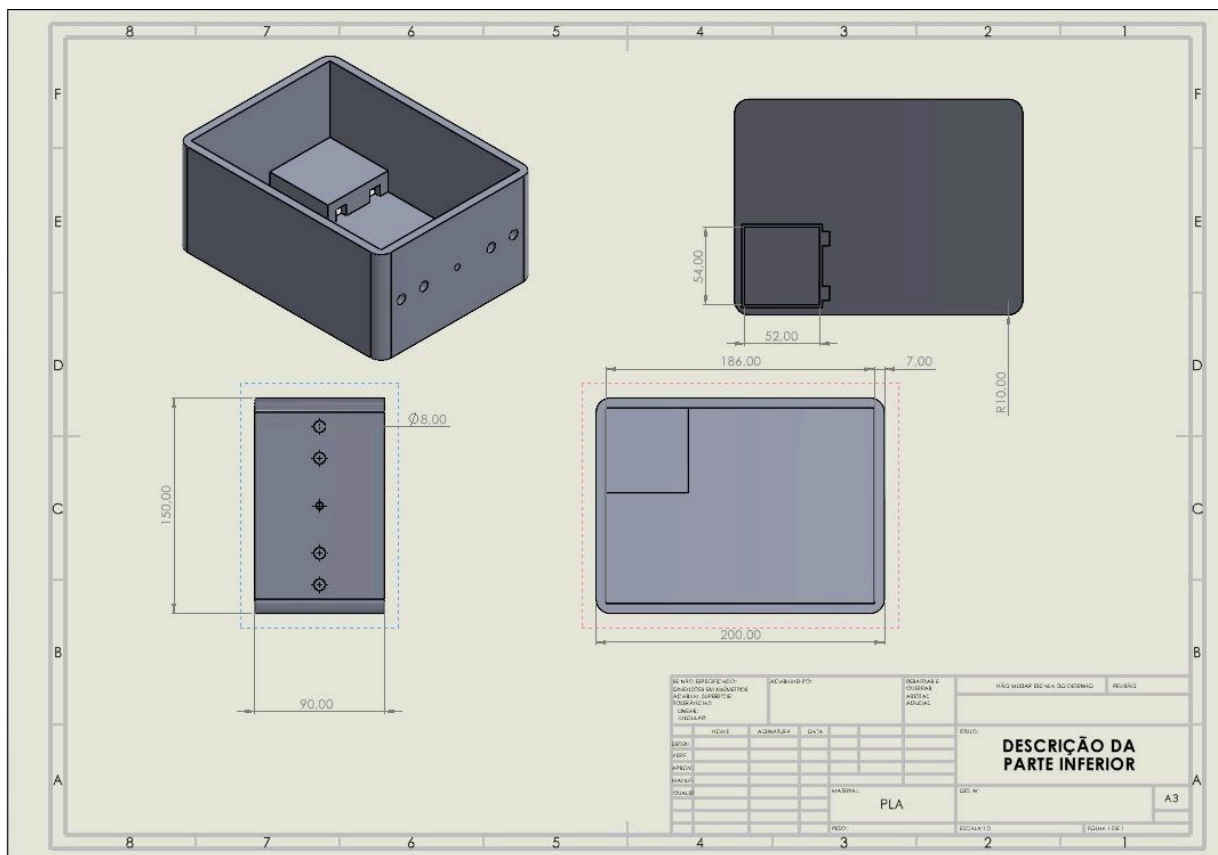
A nova estrutura foi desenvolvida no software Solidworks, no qual se baseia por estruturas já conhecidas nos dispositivos mais utilizados pelos profissionais, buscando diminuir o tamanho do protótipo para melhor manuseio durante o uso.

Figura 79: Modelagem 3d Solidworks



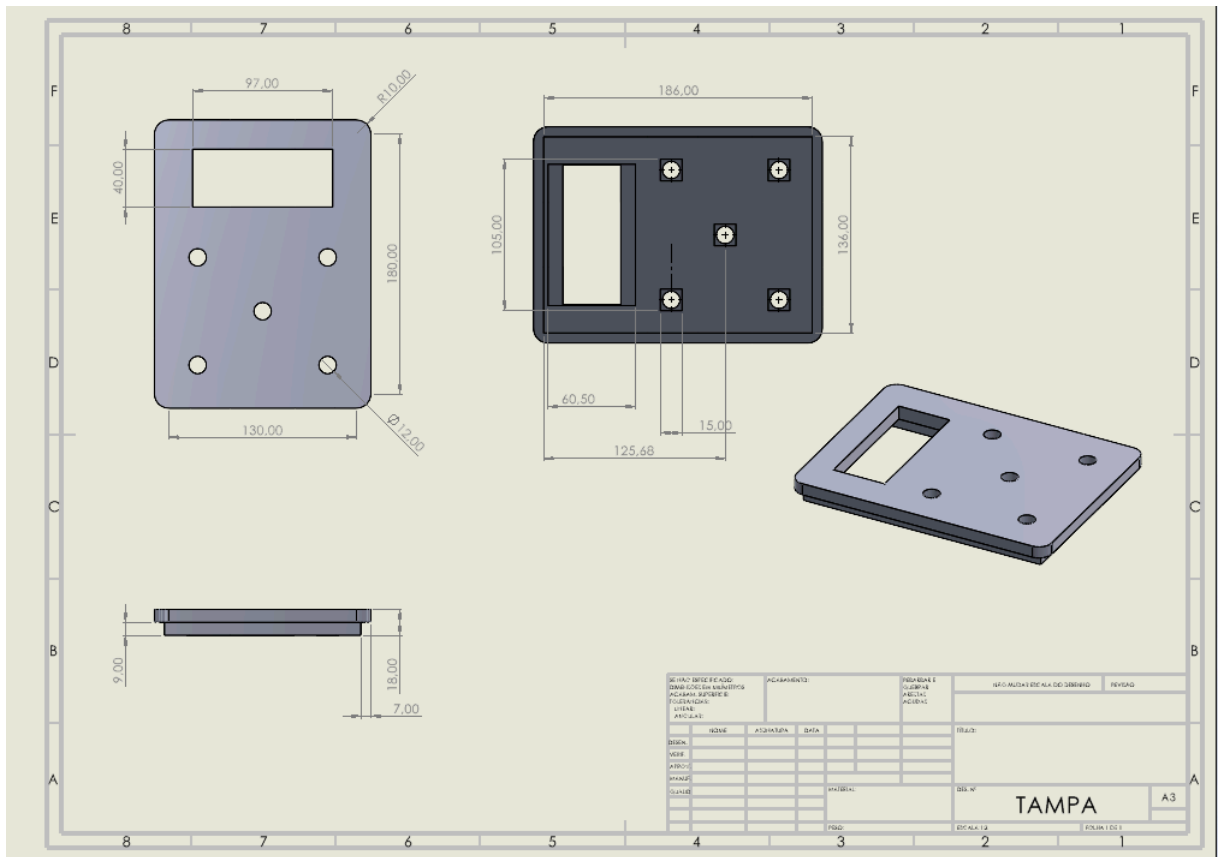
Fonte:Os autores(2025)

Figura 80: Detalhamento modelagem 3d Solidworks



Fonte: Os autores (2025)

Figura 81: Detalhamento tampa



Fonte: Os autores (2025)

4.8.2 Ajuste de frequência

Nesta segunda fase, atualizamos o código buscando maior precisão, ajustando alguns erros no escopo do código, tendo em vista a primeira fase, como a atualização do display debounce de tempo, revisamos o código novamente e encontramos um erro no uso do `Timer1.setPeriod(100000/frequência)`, no qual não entregava os pulsos corretos por conta do loop realizado em delay.

Figura 82: Frequência corrigida

```
void atualizarFrequencia() {  
    if (circuitoAtivo) {  
        frequencia = niveisFrequencia[indiceNivel];  
        Timer1.setPeriod((1000000 / frequencia)/2);  
        Timer1.pwm(led, 512); // 50% duty cycle  
    } else {  
        frequencia = 0;  
        Timer1.setPeriod(1000000); // Default 1 Hz  
        Timer1.pwm(led, 0); // PWM OFF  
    }  
}
```

Fonte: Os autores (2025)

4.8.3 Integração do modo “Tempo”

Para evitar a fadiga do músculo, e melhor eficiência do dispositivo tendo em vista os dispositivos existentes e métodos mais utilizados, incluímos a opção de selecionar tempo. Ao selecionar o tempo, o dispositivo emitirá os pulsos dentro da faixa de tempo selecionada, possuindo tempos de 1 min a 5 min, após esse tempo selecionado o dispositivo encerra os pulsos.

Figura 83: Demonstração display

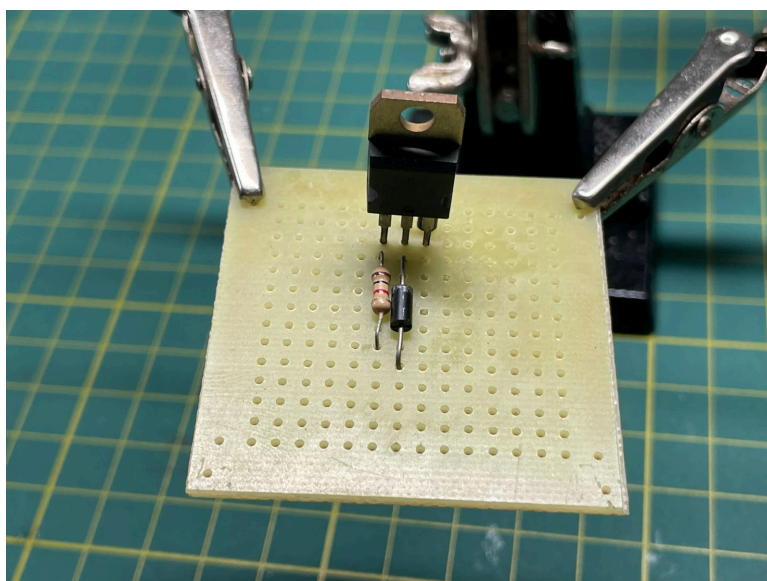


.Fonte: Os autores (2025)

4.8.4 Solda dos Componentes

Com o desenvolvimento do protótipo, foi possível notar a necessidade de melhor fixar os componentes devidos aos desafios com o mal contatos em conexões dos jumpers nas protoboards, sendo assim optamos pela utilização de placas perfuradas, no qual foram soldados os componentes com estanho, eliminando o mal contato na conexão.

Figura 84: Solda dos componentes na placa



Fonte : Os autores (2025)

4.9 Objetivos de Desenvolvimento Sustentável (ODS)

Este TCC contribui diretamente para o Objetivo de Desenvolvimento Sustentável (ODS) 3, que visa assegurar uma vida saudável e promover o bem-estar para todos em todas as idades. Ao desenvolver um dispositivo eletroestimulador acessível para reabilitação muscular e prevenção de doenças circulatórias, o trabalho busca melhorar a saúde e a qualidade de vida, especialmente para indivíduos em situação de vulnerabilidade que possuem menor acesso a recursos terapêuticos. Essa inovação atende à necessidade de soluções de saúde mais inclusivas, reduzindo o impacto de doenças não transmissíveis, como o AVC e a trombose, em linha com as metas do ODS 3 de reduzir a mortalidade prematura e garantir acesso a tratamentos essenciais.

Figura 85: ODS 3



Fonte: Objetivo de Desenvolvimento sustentável (2000)

5 CRONOGRAMA

Tabela 4 - Cronograma

2024	MAR	ABR	MAI	JUN	JUL	AGO	SET	OUT	NOV
Escolha do tema									
Levantamento de literatura científica									
Introdução									
Tema									
Problema									
Objetivos									
Justificativa									
Estado da Arte									
Fundamentação teórica									
Metodologia									
Cronograma									
Recursos									
Resultados esperados ou parciais									
Referências									
Avaliação do CRC									
Produção do Banner									
26ª Exposchmidt									

Fonte: os autores (2024)

Tabela 5 - Cronograma

2025	MA R	ABR	MAI	JUN	JUL	AG O	SET	OU T	NO V
Escolha do tema									
Levantamento de literatura científica									
Introdução									
Tema									
Problema									
Objetivos									
Justificativa									
Estado da Arte									
Fundamentação teórica									
Metodologia									
Cronograma									
Recursos									
Resultados esperados ou parciais									
Referências									
Avaliação do CRC									
Produção do Banner									
26ª Exposchmidt									

Fonte: os autores (2025)

6 RECURSOS

Tabela 6 - Recursos

Material	Valor unitário	Quantidade	Valor total	Fonte	Data
Arduino Atmega 328	R\$42,56	1	R\$42,56	Mercado Livre	15/03
Protoboard	R\$39,00	5	R\$39,00	Mercado livre	20/03
Kit cabos jumper	R\$0,26	50	R\$13,00	Mercado livre	02/04
Eletrodo adesivos	R\$1,40	8	R\$11,20	Mercado livre	30/07
Transformador 0v - 12v	R\$21,00	1	R\$21,00	Mercado Livre	07/04
Display LCD 16x2 I2C	R\$30,50	1	R\$30,50	Mercado Eletrônico	30/09
Display LCD 20x4	R\$53,00	1	R\$53,00	Mercado Eletrônico	07/04
Botões	R\$1,28	8	R\$ 10,24	Mercado Livre	30/09
Malha de Elastano	R\$30,00	1	R\$30,00	Trimed	07/10
Módulo I2C	R\$12,90	2	R\$12,90	PNP	04/04
Placa de Circuito Impresso	R\$	4	R\$	Mercado eletrônico	
Pino banana	R\$7,10	8	R\$56,82	Mercado Eletrônico	07/10

Material	Valor unitário	Quantidade	Valor total	Fonte	Data
Arduino Atmega 328	R\$42,56	1	R\$42,56	Mercado Livre	15/03
Protoboard	R\$39,00	5	R\$39,00	Mercado livre	20/03
Kit cabos jumper	R\$0,26	50	R\$13,00	Mercado livre	02/04
Eletrodo adesivos	R\$1,40	8	R\$11,20	Mercado livre	30/07
Interruptor tecla	R\$1,50	1	R\$1,50	Mercado Eletrônico	04/04
Valor final: R\$321,72					

Fonte: os autores (2024/2025)

6.1 RECURSOS DE DOAÇÃO

Para a construção do Protótipo 1.0 EMI e 2.0 denominado como Eletric Motion, foram essenciais os recursos doados, que contribuíram diretamente para a viabilização do projeto. Entre os principais equipamentos doados estão a placa Arduino Uno ATMEGA328 SMD, responsável pelo controle e geração dos pulsos elétricos; resistores, que garantem o controle de corrente nos circuitos; e o transistor TIP122, utilizado para amplificação dos sinais. Além disso, a estrutura do dispositivo foi desenvolvida por meio de impressão 3D em PLA, proporcionando leveza e resistência ao protótipo, enquanto o transformador (Trafo) possibilita a conversão de tensão para níveis adequados ao funcionamento do equipamento. Esses recursos foram fundamentais para otimizar o desempenho e assegurar a eficiência do projeto.

7 CONCLUSÃO

O presente trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de um dispositivo eletroestimulador de baixo custo para membros inferiores, com foco no tratamento de doenças circulatórias e no auxílio à reabilitação muscular pós-AVC. Ao longo da pesquisa foram realizadas etapas que contemplaram o estudo do referencial teórico, consultas a profissionais da área, seleção de componentes, programação e prototipagem.

A construção dos protótipos possibilitou validar a viabilidade técnica do projeto, comprovando que é possível gerar estímulos elétricos eficazes por meio de um circuito baseado em Arduino, transistor TIP122 e transformador, com controle de parâmetros ajustáveis, desenvolvido de acordo com a norma IEC 60601. Para a validação conforme a norma, foram realizados testes em bancada utilizando osciloscópio, a fim de verificar o cumprimento dos parâmetros estabelecidos. A evolução entre a primeira e a segunda versão do protótipo representou um avanço significativo em termos de versatilidade, segurança e funcionalidade, aproximando o dispositivo de aplicações reais para a reabilitação.

A relevância deste estudo encontra-se no seu potencial de contribuir para a qualidade de vida de pacientes com sequelas de AVC e doenças circulatórias, além de oferecer uma solução acessível que pode auxiliar na redução dos custos em saúde.

Conclui-se que a eletroestimulação apresenta-se como uma alternativa promissora e viável, unindo inovação tecnológica, aplicabilidade prática e relevância social.

REFERÊNCIAS

Alan Chester. Disponível em:

<https://www.dralanchester.com.br/tratamentos/doencas-cerebrovasculares-avc.html>.

Acesso em: 12 ago. 2024.

ANDREI PEREIRA PERNAMBUCO , NATANE MOREIRA DE CARVALHO ALADIR HORÁCIO DOS SANTOS. **SciELO** . [S.l.]. SciELO - Scientific Electronic Library Online, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S0103-51502013000100014>. Acesso em: 19 jul. 2024.

ANA LUIZA BARRA CAMPOS UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
JÉSSICA DO VAL RODRIGUES UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
JÚLIA DE SOUZA CASTILHO UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
DIOGO SIMÕES FONSECA UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA ÉRICA
CESÁRIO DEFILIPPO PAULA SILVA DE CARVALHO CHAGAS. Revista UEG. [S.l.].
Revista UEG, 2024. Disponível em:
<https://www.revista.ueg.br/index.php/movimenta/article/view/15018>. Acesso em: 16
set. 2024.

ARTMED. FES na fisioterapia: para que serve e como utilizar. 14 ago. 2024.

Disponível em:

<https://artmed.com.br/artigos/fes-na-fisioterapia-para-que-serve-e-como-utilizar>.

Acesso em: 25 set. 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, 2012.

AUTOCORE. autocore. TIP122 - CI Transistor Darlington NPN. Ceará : autocore,
2014. Disponível em: <https://www.autocorerobotica.com.br/tip122-transistor-npn>.
Acesso em: 26 out. 2024.

Boston Scientific. Disponível

em:<https://www.bostonscientific.com/pt-BR/pacientes/condicoes-clinicas/doenca-arterial-coronariana.html>. Acesso em: 26 jul. 2024.

CARLOS GAMA E MARIA CLAUDIA FOLINO CLÍNICA V.E U.S.E. LTDA. Clínica
Vascular SP - Folino & Gama. São Paulo: Folino & Gama - Clínica Vascular., 2021.
Disponível em: <https://www.folinogamavascular.com.br/doencas-vasculares/>. Acesso
em: 8 ago. 2024.

CAROLINA BATISTA. **Toda Matéria**. [S.l.]. Toda Matéria, 2021. Disponível em:
<https://www.todamateria.com.br/sinapses/>. Acesso em: 18 jul. 2024.

CASTIGLIONI, PROF^a DAIANA. Débito cardíaco e regulação do coração: Vasos sanguíneos. Unisinos, RS. Unisinos, 2020. Apresentação de powerpoint. 20 slides, colorido. Disponível em:
[file:///C:/Users/admin/Downloads/Aula-II-continuação%20\(1\).pdf](file:///C:/Users/admin/Downloads/Aula-II-continuação%20(1).pdf). Acesso em: 17 ago. 2024.

CASA DA ROBÓTICA, Disponível em:
<https://www.casadarobotica.com/?srsId=AfmBOopl7Jnr5boUMSFefZLTqcU3ZAYlwt nOBfJ0eEIFFWFcTZuKg-IR>. Acesso em: 15 de out. de 2025

COSTA, Flávia. TENS: o que é, para que serve, como é feito e tipos. Disponível em:
<https://www.tuasaude.com/fisioterapia-tens/>. Acesso em: 25 set. 2025.

DENISE ELENA GRILLO, ANTONIO CARLOS SIMÕES. **Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte Atual Arquivos Notícias Sobre**. São Paulo : Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte, 2009. Disponível em:
<https://editorarevistas.mackenzie.br/index.php/remef/article/view/1358>. Acesso em: 23 out. 2024.

DIPP, Thiago. FES na fisioterapia: para que serve e como utilizar. Artmed, 2024. Disponível em:
<<https://artmed.com.br/artigos/fes-na-fisioterapia-para-que-serve-e-como-utilizar>>. Acesso em: 21 set. 2025.

EDITORA E-PUBLICAR. Editora e-Publicar. [S.l.]. Editora e-Publicar, 2021. Disponível em:
<https://www.editorapublicar.com.br/blog/post/314816/a-abordagem-qualitativa-em-pequisas-cient-ficas>. Acesso em: 8 ago. 2024.

Eletrodo Biotrode Retangular 5x9cm. 15 nov. 2023. FOTOGRAFIA. Disponível em:
<https://www.bcmed.com.br/eletrodo-adesivo-biotrode-9x5-cm-bioland>. Acesso em: 9 set. 2024.

ELYS MYRIAN LAET GALINDO DE ARAÚJO CRISTOVÃO(1); MARCELO HENRIQUE DOS REIS CAMINHA(2). INTERFISIO. Campina Grande – PB: INTERFISIO, 2010. Disponível em:
[[https://interfisio.com.br/eletroestimulacao-em-pacientes-cardiopatas/#:~:text=A%20Estimula%C3%A7%C3%A3o%20El%C3%A9trica%20Funcional%20\(FES,quando%20aplicados%20em%20altas%20frequ%C3%BAncias.\)](https://interfisio.com.br/eletroestimulacao-em-pacientes-cardiopatas/#:~:text=A%20Estimula%C3%A7%C3%A3o%20El%C3%A9trica%20Funcional%20(FES,quando%20aplicados%20em%20altas%20frequ%C3%BAncias.))]([https://interfisio.com.br/eletroestimulacao-em-pacientes-cardiopatas/#:~:text=A%20Estimula%C3%A7%C3%A3o%20El%C3%A9trica%20Funcional%20\(FES,quando%20aplicados%20em%20altas%20frequ%C3%BAncias.\)](https://interfisio.com.br/eletroestimulacao-em-pacientes-cardiopatas/#:~:text=A%20Estimula%C3%A7%C3%A3o%20El%C3%A9trica%20Funcional%20(FES,quando%20aplicados%20em%20altas%20frequ%C3%BAncias.))). Acesso em: 28 ago. 2024.

ELETROGATE. kit arduino UNO. 27 jan. 2024. Figura 35. Disponível em:
<https://www.eletrogate.com/uno-r3-cabo-usb-para-arduino>. Acesso em: 7 set. 2024.

ELETROGATE. Módulo Gerador de Pulso Frequência NE555 - 1Hz a 200kHz. 5 dez. 2022. Figura 36. Disponível em:

<https://www.eletrogate.com/modulo-gerador-de-pulso-frequencia-ne555-1hz-a-200khz>. Acesso em: 7 set. 2024.

ELETROGATE. **Eletrogate**. Push Button (Chave Tátil) 6x6x5mm. Minas Gerais: Eletrogate, 2022. Disponível em: <https://www.eletrogate.com/push-button-chave-tactil-6x6x6mm>. Acesso em: 18 out. 2024.

ELETROGATE. **Eletrogate**. Minas Gerais: Eletrogate, 2023. Disponível em: <https://www.eletrogate.com/display-lcd-16x2-i2c-backlight-azul>. Acesso em: 26 out. 2024.

Eletrodo Biotrode Retangular 5x9cm. 15 nov. 2023. FOTOGRAFIA. Disponível em: <https://www.bcmed.com.br/eletrodo-adesivo-biotrode-9x5-cm-bioland>. Acesso em: 9 set. 2024.

ELIANA SALES BRITO. SciELO . [S.l.]. SciELO - Scientific Electronic Library Online, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S0104-12902008000200015>. Acesso em: 18 jul. 2024.

ELETORASTRO. **Eletrorastro**. Transformador 110-220V Para 12V-1A 15VA Religável Polux. São Paulo : Eletrorastro, 2021. Transformador . Disponível em: <https://www.eletrorastro.com.br/produto/transformador-110-220v-para-12v-1a-15va-religavel-polux-87565>. Acesso em: 27 out. 2024.

FITESCOLAS . FITescolas . Impulsão Vertical. Portugal : FITescolas , 2021. Disponível em: <https://fitescola.dge.mec.pt/detalhesTeste.aspx?id=10>. Acesso em: 22 ago. 2024.

GCA- GRUPO CARE ANESTESIA. Campinas: GCA- Grupo Care Anestesia, 2024. Disponível em: <https://grupocareanestesia.com.br/blog/doencas-cardiacas/>. Acesso em: 12 ago. 2024.

GOOGLE. Eletrodo Adesivo. Disponível em: <https://www.google.com/shopping/product/9977003219679412322>. Acesso em: 10 set. 2024.

G1 globo. Disponível em: <https://g1.globo.com/df/distrito-federal/noticia/2021/06/14/cardiopatia-congenita-e-causa-de-mais-de-200-cirurgias-por-ano-em-criancas-no-df-conheca-quem-superou-doenca.ghtml>. Acesso em: 12 ago. 2024.

HS MED. O que é eletroestimulação. Disponível em: <https://www.hsmed.com.br/o-que-e-eletroestimulacao#:~:text=A%20eletroestimula%C3%A7%C3%A3o%20%C3%A9%20uma%20t%C3%A9cnica,atrav%C3%A9s%20de%20aparelhos%20de%20eletroestimula%C3%A7%C3%A3o>. Acesso em: 25 set. 2025.

IBRAMED. Eletroestimulação Muscular: Potencializando os Resultados dos Exercícios Físicos. Disponível em: <https://ibramed.com.br/eletroestimulacao-muscular-potencializando-os-resultados-dos-exercicios-fisicos/>. Acesso em: 25 set. 2025.

Instituto Vida Vascular. Disponível em: <https://www.vidavascular.com.br/aneurisma-de-aorta-abdominal/>. Acesso em: 12 ago. 2024.

JUNQUEIRA; CARNEIRO. Histologia Básica . 13. ed. Rio de Janeiro : Gen, v.10, 2017.

KALACHE, Alexandre; VERAS, Renato P.RAMOS, Luiz Roberto. O envelhecimento da população mundial: um desafio novo.: SCIELO Scientific Electronic Library Online. SciELO. [S.l.]. 14 fev. 2005. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S0034-89101987000300005>. Acesso em: 6 ago. 2024.

LARISSA MELO. SANAR. São Paulo: Acervo Comunidade Sanar, 2021. Disponível em: <https://sanarmed.com/o-coracao-nao-e-a-unica-bomba-do-nosso-corpo-conheca-as-bombas-venosas-colunistas/>. Acesso em: 19 ago. 2024.

LOW, J., RED, A. A eletroterapia aplicada – princípios e prática. São Paulo: Manole, 2001.

<https://www.masterwalkershop.com.br/cabo-jumper-macho-macho-20cm-kit-com-40pcs>

MERCADO LIVRE, disponível em: <https://www.mercadolivre.com.br/> Acesso em: 15 de out. de 2025

MONTANARI, Prof.a Dr.a Tatiana. **Sistema Circulatório**. 2020. Power Point. Disponível em: <https://www.ufrgs.br/auladehisto/pdf/6sistcirculatório.pdf>. Acesso em: 22 jul. 2024.

NF ARANTES DV VAZ MC MANCINI MSDC PEREIRA FP PINTO TPS PINTO. SciELO . [S.l.]. SciELO - Scientific Electronic Library Online, 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S1413-35552007000600002>. Acesso em: 19 jul. 2024.

NÚCLEO DO CONHECIMENTO. Blog Núcleo do Conhecimento. [S.l.]. Núcleo do Conhecimento, 2019. Disponível em: <https://www.nucleodoconhecimento.com.br/blog/pesquisa/quantitativa-qualitativa#:~:text=Isso%20quer%20dizer%20que%20se,outros%20itens%20de%20natureza%20subjetiva..> Acesso em: 18 jul. 2024

[object Object] Transformador 110-220V Para 12V-1A . 14 mar. 2021. figura 31. Disponível em:

<https://www.eletrorastro.com.br/produto/transformador-110-220v-para-12v-1a-15va-r-eligavel-polux-87565>. Acesso em: 27 out. 2024.

OLIVEIRA, Thayanne Nathália; LIMA, Ana Karolina; UCHOA, Silvana Maria. Functional electrical stimulation associated with the proprioceptive neuromuscular facilitation in the trunk with sequelae of ischemic cerebrovascular accident. In: wayback machine. internet archive. São Paulo, 24 nov. 2020. Disponível em: <https://web.archive.org/web/20201207052132/https://www.brazilianjournals.com/index.php/BRJD/article/download/20383/16304>. Acesso em: 24 abr. 2024.

Organização Pan-Americana da Saúde. (2023). Doenças Cardiovasculares. Acesso em 08 de agosto de 2024. Disponível em: <https://www.paho.org/pt/topicos/doencas-cardiovasculares>

PEREIRA, A. B. C. N. D. G. *et al.* Prevalência de acidente vascular cerebral em idosos no Município de Vassouras, Rio de Janeiro, Brasil, através do rastreamento de dados do Programa Saúde da Família: Stroke prevalence among the elderly in Vassouras, Rio de Janeiro State, Brazil, according to data from the Family Health Program. 2008. 8 f. Tese (Doutorado) - Curso de Pós-graduação em Neurologia , Universidade Severino Sombra, Hospital Universitário Sul Fluminense , Vassouras, Brasil, Rio de Janeiro, 2009. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/csp/a/cRPzFKbQyCpzDGnTRtsjxYj/abstract/?lang=pt#>. Acesso em: 24 abr. 2024.

PERNAMBUCO, Andrei Pereira; CARVALHO, Natane Moreira de; SANTOS, Aladir Horácio dos. A eletroestimulação pode ser considerada uma ferramenta válida para desenvolver hipertrofia muscular?. In: SciELO Scientific Electronic Library Online. SciELO. São Paulo , 21 ago. 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S0103-51502013000100014>. Acesso em: 11 mar. 2024.

PRACIANO, Anelise Russo *et al.* Eletroestimulação funcional condicionada por atividade cerebral para reabilitação motora pós acidente vascular cerebral. 7. ed. Recife: ANAIS DE EVENTO, 2023. 16 p. v. 1. Acesso em: 3 de Set. de 2024

PROESI- COMPONENTES ELETRÔNICOS. **Proesi**. 1N4007 - Diodo retificador 1A x 1000v. São Paulo : Proesi, 2024. Diodo 1N4007. Disponível em: <https://www.proesi.com.br/diodo-retificador-1n4007>. Acesso em: 28 out. 2024.

RAMADAN. Neuromuscular and Muscular Electrical Stimulation (NMES). Disponível em: [https://www.physio-pedia.com/Neuromuscular and Muscular Electrical Stimulation_\(NMES\)](https://www.physio-pedia.com/Neuromuscular_and_Muscular_Electrical_Stimulation_(NMES)). Acesso em: 25 set. 2025.

Saúde Bem Estar. Disponível em: <https://www.saudebemestar.pt/pt/clinica/cirurgia-vascular/doenca-arterial-periferica/>. Acesso em: 12 ago. 2024.

SALGADO, A. S. Eletrofisioterapia. São Paulo: Midiograf, 1999.

SANTANA, Disponível em:
<https://www.institutodigital.com.br/produto/placa-de-circuito-impresso-ilhada-5x10-cm/>. Acesso em: 18 de out. 2025

SIGVARIS GROUP. São Paulo: SIGVARIS GROUP, 2013. Disponível em:
<https://www.sigvaris.com/pt-br/experiencia/sua-saude/sistema-vascular>. Acesso em:
19 ago. 2024.

SILVEIRA, Denise Tolfo; CÓRDOVA, Fernanda Peixoto (org.). A PESQUISA CIENTÍFICA. CESAD: RAD, 2012. E-book (42p.), P & B. Disponível em:
https://cesad.ufs.br/ORBI/public/uploadCatalogo/09520520042012Pratica_de_Pesquisa_I_Aula_2.pdf. Acesso em: 29 ago. 2024.

SILVEIRA, Dr. Márcio. **Fibras musculares: contração lenta e contração rápida**. 20 out. 2004. figura 19. Disponível em:
<https://drmarciosilveira.com/traumatologia-esportiva/fibras-musculares-lenta-e-rapida/>. Acesso em: 26 out. 2024.

SOBRE NOSSO trabalho para alcançar os objetivos de desenvolvimento sustentável no Brasil . **Nações Unidas Brasil**, Distrito Federal, ano 2000, n. 1, 24 mar. 2000. Disponível em: <https://brasil.un.org/pt-br/sdgs>. Acesso em: 3 nov. 2024.

SOUZA, Delmar Carvalho de. Controle motor de movimentos funcionais empregando sistema de estimulação elétrica em malha fechada. 2019. 165 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2019. Disponível em:
<https://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/4954/2/movimentosfuncionaismalhafechada.pdf>. Acesso em: 07 maio 2025.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS, DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA , BELO HORIZONTE, MINAS GERAIS, BRASIL. Scielo. Minas Gerais: UFMG, 2006. Disponível em:
<https://doi.org/10.1590/S1413-35552007000600002>. Acesso em: 10 ago. 2024.

VANESSA SARDINHA DOS SANTOS. **Mundo Educação**. [S.l.]. Mundo Educação, 2022. Disponível em:
<https://mundoeducacao.uol.com.br/biologia/sistema-circulatorio.htm#:~:text=Veias%3A%20são%20vasos%20sanguíneos%20que,do%20corpo%20para%20o%20coração> .. Acesso em: 18 jul. 2024.

VCR CURY MC MANCINI AP MELO ST FONSECA RF SAMPAIO MGA TIRADO. **SciELO** . [S.l.]. SciELO - Scientific Electronic Library Online, 2006. Disponível em:
<https://doi.org/10.1590/S1413-35552006000100009>. Acesso em: 19 jul. 2024.