



BAHIANA
ESCOLA DE MEDICINA E SAÚDE PÚBLICA.

**ESCOLA BAHIANA DE MEDICINA E SAÚDE PÚBLICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS EM SAÚDE**

JOÃO FILIPE LACERDA DA CRUZ

**SISTEMA DE COMPRESSÃO PNEUMÁTICA INTERMITENTE PORTÁTIL PARA
PROFILAXIA DA TROMBOSE VENOSA PROFUNDA**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**Salvador
2019**

JOÃO FILIPE LACERDA DA CRUZ

**SISTEMA DE COMPRESSÃO PNEUMÁTICA INTERMITENTE PORTÁTIL PARA
PROFILAXIA DA TROMBOSE VENOSA PROFUNDA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação *Stricto Sensu* em Tecnologias em Saúde da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Tecnologias em Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Handerson Jorge Dourado Leite.

**Salvador
2019**

Ficha Catalográfica elaborada pelo Sistema Integrado de Bibliotecas

C955 Cruz, João Filipe Lacerda da
Sistema de compressão pneumática intermitente portátil para profilaxia da trombose venosa profunda. / João Filipe Lacerda da Cruz. – 2019.
70f.: 30cm.

Orientador: Prof. Dr. Handerson Jorge Dourado Leite
Mestre em Tecnologias em Saúde.

Inclui bibliografia

1. Tromboembolismo venoso. 2. Tromboembolia pulmonar. 3. Profilaxia mecânica.
4. Trombose venosa profunda. 5. Tecnologias em saúde. I. Leite, Handerson Jorge Dourado.
II. Sistema de compressão pneumática intermitente portátil para profilaxia da trombose venosa profunda.

CDU: 616-005.6

JOÃO FILIPE LARCEDA DA CRUZ

**“SISTEMA DE COMPRESSÃO PNEUMÁTICA INTERMITENTE PORTÁTIL PARA
PROFILAXIA DA TROMBOSE VENOSA PROFUNDA”**

Dissertação apresentada à Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, como requisito parcial para a obtenção do Título de Mestre em Tecnologias em Saúde.

Salvador, 25 de setembro de 2019.

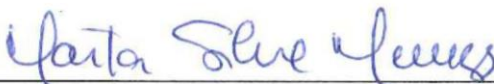
BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Antônio Gabriel Souza Almeida
Doutor em Energia e Ambiente
Instituto Federal da Bahia, IFBA



Profa. Dra. Kátia Nunes Sá
Doutora em Medicina e Saúde Humana
Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, EBMSP



Profa. Dra. Marta Silva Menezes
Doutora em Medicina e Saúde
Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, EBMSP

AGRADECIMENTOS

Seria impossível conseguir alcançar esse resultado sem os pilares que tive ao meu lado, desta forma minha total gratidão a todos eles. Inicialmente agradeço a Deus por ter me dado esperança em todos os momentos em que o pensamento de desistência e fracasso passaram por minha mente.

Agradeço também a minha família, tanto a que nasci quanto a que escolhi para mim, sem eles essa longa jornada teria sido muito mais árdua. Obrigado pai e mãe por me incentivarem, por me entenderem e me apoiarem. Obrigado Lucas e Luccas, por estarem ao meu lado em todos os momentos de desespero e pânico. Vocês precisam saber que sem vocês essa dissertação não seria a mesma. Obrigado Natalia, pela paciência, pelo apoio e companheirismo durante toda essa jornada, obrigado Yasmin, Matheus, Marina, Isis, Rodrigo e Junior por estarem ao meu lado.

Além destes, agradeço a Coordenação de aperfeiçoamento de pessoal de nível superior (CAPES), que além de financiar parte do meu programa, tornando viável a minha permanência e conclusão, fomenta também a pesquisa em nosso país.

Meu muito obrigado a Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública por mostrar que ainda existe instituições preocupadas com a educação de qualidade em nosso país. Agradeço a todos meus mestres, que durante essa jornada me ensinaram a ser uma pessoa melhor, através de seus ensinamentos, em especial meu orientador Prof. Dr. Handerson Leite, que sempre esteve disposto a orientar, ajudar e mostrar soluções para as situações enfrentadas. Aos meus colegas de curso, eu agradeço pela união da nossa turma, que ajudou a enfrentar as dificuldades do percurso, em especial agradeço a Rui, Marcela, Paulo e Paloma. Agradeço também a Barbara por todas as palavras ditas desde o momento do processo seletivo até agora.

Agradeço ao Grupo Nobre, instituição que confiou a mim a grande missão de coordenar um curso, me dando total apoio para desenvolver este mestrado, desta forma meu muito obrigado na pessoa do Prof. Jodilton Oliveira Souza.

E não poderiam faltar os agradecimentos para aqueles que foram e são grande parte do meu combustível profissional, muito obrigado a todos os meus alunos, tudo que passei, enfrentei e venci tem grande contribuição de vocês.

RESUMO

Introdução: A trombose venosa profunda (TVP) é uma patologia comum, que leva o indivíduo a serias complicações, e para evita-la faz-se o uso das profilaxias farmacológicas e mecânicas. **Objetivo:** Desenvolver um protótipo de um sistema de compressão pneumática intermitente portátil, personalizável e acessível para profilaxia mecânica da TVP. Como objetivos secundários, identificar as necessidades do usuário e os requisitos técnicos, analisando-os, definir as especificações técnicas do sistema, construir e validar o protótipo. **Materiais e métodos:** Se tratou de um estudo de desenvolvimento de produto. As necessidades do usuário foram coletadas através do diário de campo observacional, que fundamentou os requisitos do produto e conseqüentemente os princípios de solução. Após estas definições deu-se início a construção do protótipo e em seguida a sua validação, baseada nos parâmetros estabelecidos durante a fase de projeto. **Resultados:** O protótipo construído foi validado tecnicamente através de testes de bancada, demonstrando capacidade de realizar as funções demandadas pelos usuários e estabelecidas na sua concepção. **Conclusão:** Desta forma, a construção de um sistema para profilaxia da TVP funcional foi factível obtendo desempenho satisfatório.

Palavras Chave: Tromboembolismo venoso. Tromboembolia pulmonar. Trombose venosa profunda. Profilaxia mecânica. Compressão pneumática intermitente. Tecnologias em saúde. Tecnologia biomédica.

ABSTRACT

Introduction: The deep venous thrombosis (DVT) is a common pathology that leads the individual to serious complications, and for avoid it, mechanical and pharmacological prophylaxis is used. **Objective:** To develop one prototype of one portable intermittent pneumatic compression system, customizable and accessible to mechanical prophylaxis of DVT. As secondary objectives, identify the users needs and the technical requirements, analyzing it, define the system technical specifications, build and valide the prototype. **Materials and methods:** It was a product development study. User needs were collected through the observational field diary, that substantiate the product requirements and consequently the principles of solution. After that definitions, was beginning the build of the prototype and then it validation, based on established parameters during the project phase. **Results:** It had been technically validated with bench tests, demonstrating be able to realize the functions demanded by users and established in it conception. **Conclusion:** Thus, the build of a functional system for DVT prophylaxis was feasible, getting a satisfactory performance.

Keywords: Venous thromboembolism. Pulmonary embolism. Deep vein thrombosis. Mechanical prophylaxis. Intermittent pneumatic compression. Biomedical technology. Biomedical technology.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Formação de trombose	14
Figura 2 – Sistema de compressão pneumática intermitente	21
Figura 3 – Perneiras de um modelo de SCPI	22
Figura 4 – Modelo da fase de projeto do produto	24
Figura 5 – Projeto informacional	25
Figura 6 – Fluxograma da lógica de programação	30
Figura 7 – Protótipo finalizado	34
Figura 8 – Matriz QFD	37
Figura 9 – Diagrama da função global	41
Figura 10 – Fluxograma da análise funcional	42
Figura 11 – Matriz morfológica – Unidade profilática da TVP	43
Figura 12 – Matriz morfológica – Modelo de concepção 01	44
Figura 13 – Matriz morfológica – Modelo de concepção 02	44
Figura 14 – Matriz morfológica – Modelo de concepção 03	45
Figura 15 – Matriz morfológica – Modelo de concepção 04	45
Figura 16 – Matriz morfológica – Modelo de concepção 05	46
Figura 17 – Matriz de avaliação	47
Figura 18 – Matriz de avaliação refinada	47
Figura 19 – Esboço da concepção escolhida	48
Figura 20 – Braçadeira (esquerda) e manguito (direita) do esfigmomanômetro	49
Figura 21 – Calça para auxílio de fixação das braçadeiras	49
Figura 22 – Botão liga/desliga	50
Figura 23 – Bateria e carregador	51
Figura 24 – Interação do <i>software</i> e <i>hardware</i>	52
Figura 25 – Case para montagem do sistema	52
Figura 26 – Protótipo SCPI 001	53
Figura 27 – Resultado dos testes das subfunções	53
Quadro 1 – Matriz de perguntas teste	32
Quadro 2 – Necessidades do usuário para o equipamento	35
Quadro 3 – Necessidades / Requisitos do equipamento de profilaxia da TVP	36
Quadro 4 – Matriz de especificações	40

Quadro 5 – Resultado dos testes das metas	54
Quadro 6 – Lista de materiais x custo	55
Quadro 7 – Comparativo entre SCPI-001 e modelos existentes no mercado	56

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVK	Anti-vitamina K
ECE	Estimulação por corrente elétrica
EENM	Estimulação neuromuscular elétrica
EP	Embolia pulmonar
HBPM	Heparina de baixo peso molecular
HNF	Heparina não fracionada
IHM	Interface homem-máquina
MDF	<i>Medium density fiberboard</i>
MMII	Membros inferiores
NA	Naturalmente aberta
NF	Naturalmente fechada
PDP	Processo de desenvolvimento de produto
PVC	Policloreto de vinila
QFD	<i>Quality function deployment</i>
SCPI	Sistema de compressão pneumática intermitente
SPT	Síndrome pós-trombótica
TEP	Tromboembolia pulmonar
TEV	Tromboembolismo venoso
TVP	Trombose venosa profunda

LISTA DE SÍMBOLOS

UI	Unidades internacionais
mmHg	Milímetros de mercúrio
mm	Milímetros
Kg	Quilograma
mm ³	Milímetro cúbico
s	Segundos
und	Unidade
cm	Centímetros
I	Valor estimado do grau de importância
Σ	Somatório
NiRj	Nota atribuída a relação entre a necessidade do usuário e o requisito do produto
NCi	Nota do usuário
NTi	Nota total da concepção
NiSj	Nota atribuída a relação entre a necessidade do usuário e o princípio de solução
V	Volt
mA	Miliampere
mAh	Miliampere hora
g	Gramas
m	Metro
m ²	Metro quadrado
min	Minuto

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	OBJETIVOS	13
2.1	Objetivo geral	13
2.2	Objetivos específicos	13
3	REVISÃO DE LITERATURA	14
3.1	Trombose venosa profunda	14
3.1.1	Definição e classificação da trombose	14
3.1.2	Epidemiologia	15
3.1.3	Etiologia e fatores de riscos	15
3.1.4	Manifestações clínicas	17
3.1.5	Terapêutica	17
3.1.6	Profilaxia	18
3.1.6.1	<i>Profilaxia farmacológica</i>	18
3.1.6.2	<i>Profilaxia mecânica</i>	19
3.2	Sistema de compressão pneumática intermitente	20
3.2.1	Definição	20
3.2.2	Discriminação técnica de funcionamento	21
3.3	Processo de desenvolvimento de produtos	22
4	MATERIAIS E MÉTODOS	26
4.1	Concepção do protótipo	26
4.1.1	Identificação das necessidades do usuário	26
4.1.2	Análise de requisitos	27
4.1.3	Especificações técnicas e construção	29
4.1.4	Verificação técnica	31
5	RESULTADOS / DISCUSSÃO	34
6	CONSIDERAÇÕES FINAIS	58
	REFERÊNCIAS	59
	APÊNDICE	64

1 INTRODUÇÃO

A trombose venosa profunda (TVP), que tem como complicação o tromboembolismo pulmonar (TEP), é comum tanto em pacientes cirúrgicos quanto clínicos e impacta diretamente nos índices de morbimortalidade destes. O TEP representa 12% da causa de morte de pacientes críticos, que não receberam profilaxia de modo regular. Quando utilizada, a profilaxia, essa taxa diminui em aproximadamente 4 vezes⁽¹⁾.

A TEP é uma patologia comum, com incidência variável e que pode ocorrer paralelamente com a TVP em 2% das pessoas e a reincidiva acontece em 25% dos casos⁽¹⁾. A probabilidade de ocorrência aumenta de acordo com a idade e com a presença de fatores de risco, tais como: imobilidade, cirurgias (principalmente as mais longas e invasivas), uso de estrógenos e progestágenos, gestação, antecedentes de TVP, câncer, uso de anticoagulantes e trombofilia, gerando uma hipercoagulabilidade e estase venosa⁽¹⁾.

O risco estimado para o desenvolvimento da TVP era aproximadamente 100 casos por 100.000 pessoas/ano, produzindo uma incidência anual próxima à 0,1%, acometendo cerca de 1 milhão de pacientes por ano, nos Estados Unidos⁽²⁾. Apesar de haver redução da incidência quando há a realização da profilaxia, dados demonstram que na maioria dos pacientes clínicos a profilaxia é esquecida, e esses passam a ser tratados como de alto risco⁽¹⁾.

Existem várias formas de prevenção para os fenômenos tromboembólicos, como o uso de fármacos, a deambulação precoce e o uso da profilaxia mecânica, em especial o sistema de compressão pneumática intermitente (SCPI). Esta última consiste de um compressor conectado a perneiras que inflam em regiões da perna aumentando o fluxo sanguíneo, tornando a estase sanguínea insignificante⁽³⁾.

O emprego da heparina, na terapia farmacológica, é o método com maior eficiência na profilaxia da TVP dentre os demais métodos que envolvem pacientes críticos⁽⁴⁾. Entretanto para pacientes com alto risco de hemorragia ou qualquer outro tipo de contraindicação, destacando-se úlcera péptica ativa, alergia ou plaquetopenia por heparina, cirurgia craniana, o SCPI é mais recomendado⁽⁴⁾, que por sua vez tem uma eficiência de 60% na redução do tromboembolismo venoso⁽⁵⁾.

Existem diversos modelos de SCPI no mercado, porém, a maioria destes possuem um sistema que necessita que o paciente permaneça acamado para que

possa funcionar perfeitamente. Possuem programações predefinidas, regiões de compressão que variam entre, pés, tornozelo, panturrilha e coxa, sendo estas duas últimas presentes em todos os modelos.

Estes equipamentos disponíveis para uso não permitem programações diversificadas de compressão que se adeque a realidade de cada paciente, sendo uma condição que gera desconforto ao paciente por mantê-lo restrito ao leito no pós-operatório. Uma vez que a deambulação precoce é um pilar essencial para o estímulo contínuo da estimulação venosa, faz-se necessário um sistema de compressão que favoreça a união da deambulação com o SCPI.

2 OBJETIVO

2.1 Objetivo geral

Desenvolver o protótipo de um sistema de compressão pneumática intermitente portátil, personalizável e acessível para profilaxia mecânica da TVP.

2.2 Objetivos específicos

- a) Identificar as necessidades do usuário e os requisitos técnicos;
- b) Analisar os requisitos técnicos identificados;
- c) Definir as especificações técnicas do sistema;
- d) Construir o protótipo;
- e) Testar o protótipo.

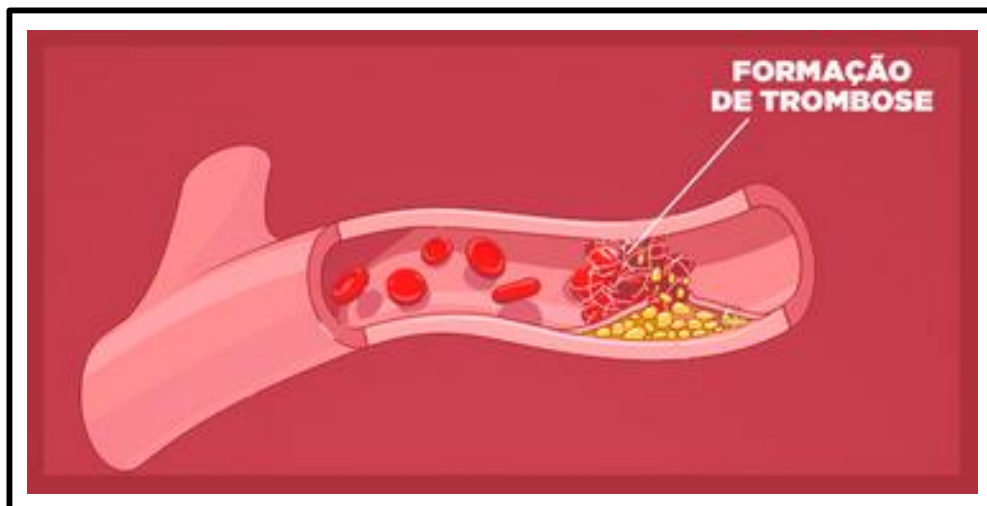
3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Trombose venosa profunda

3.1.1 Definição e classificação da trombose

A TVP é definida como a formação de coágulos nas veias profundas (figura 1). A obstrução pode ser parcial ou total, e é mais frequente nos membros inferiores, em cerca de 80 a 95% dos casos, mas podem ocorrer também nos membros superiores^(6,7). Está também associada com a embolia pulmonar (EP) além do aumento da morbidade e da mortalidade, uma vez que podem levar a síndrome pós-trombótica (SPT), a hipertensão pulmonar e até a morte^(8,9).

Figura 1 – Formação de trombose



Fonte: Ministério da saúde, 2018⁽¹⁰⁾.

Quando ocorre nos membros inferiores, é possível classificá-la em TVP proximal - quando acomete as veias femorais, ilíacas ou poplíteas - e distal, quando ocorrem abaixo das veias poplíteas⁽¹¹⁾. Essas duas complicações são as duas manifestações mais importantes do tromboembolismo venoso (TEV)⁽¹²⁾.

A TVP pode ser diagnosticada através dos sintomas ou através do exame de ultrassom. No entanto, a maior parte dos casos são subclínicos e podem desenvolver a síndrome pós-trombótica, levando a edemas crônicos, pigmentação e ulceração. A maior parte dos sintomas da TVP se originam nas veias do tornozelo e podem se estender até a perna. Se não tratado, pode levar ao TEP em cerca de 50% dos casos⁽¹³⁾.

3.1.2 Epidemiologia

A TVP é a terceira doença cardiovascular mais comum, com incidência menor para infarto do miocárdio e acidente vascular encefálico⁽¹⁴⁾, sendo também a maior causa de óbitos intra-hospitalares no mundo, apesar de ser evitável⁽¹⁵⁾.

Uma doença prevalente no mundo, variando em torno de 50 a 200 casos para cada 100.000 habitantes por ano^(2,14-19). No Brasil estima-se incidência de 60 para cada 100.000 habitantes por ano nas cidades paulistas. Nota-se uma incidência de 6% *post mortem* entre os fatores etiológicos das necropsias realizadas⁽¹⁷⁾.

Enquanto na população geral europeia a incidência de TEV varia entre 1,04 e 1,83 a cada 1000 pessoas por ano, nos idosos essa taxa aumenta para 8 a cada 1000 pessoas com idade superior a 85 anos. Isso é uma preocupação, uma vez que a longevidade da população ocidental está aumentando, e isso poderá representar um grande problema de saúde pública futuramente⁽²⁰⁾.

Horner⁽²¹⁾, em 2018, mostrou que cerca de 10 milhões de casos de TEV são diagnosticados por ano e grande parte desses episódios são provocados por internamentos ou procedimentos hospitalares, e resultam em uma significativa perda de qualidade de vida⁽²¹⁾. Adicionalmente a isso, aproximadamente 30% dos pacientes com trombose venosa experimentarão recorrência em torno dos 5 anos⁽²²⁾. Como resultado disso, a literatura atualmente tem um maior enfoque na prevenção⁽²¹⁾.

3.1.3 Etiologia e fatores de riscos

A ocorrência da TEV está relacionada a uma desarmonia na relação das funções pró-coagulantes e anticoagulantes que proporciona a uma maior formação de pró-coagulantes, e por conseguinte os trombos. Nesse sentido, a trombogênese está associada a três fatores, denominados como Tríade de Virchow, sendo eles, a estase venosa, a lesão vascular e a hipercoagulabilidade. A estase venosa ocorre quando há uma redução do fluxo sanguíneo secundário a uma falha da bomba muscular principalmente devido a imobilização. A lesão vascular leva a exposição das camadas subendoteliais, trombogênicas. Já a hipercoagulabilidade leva a um aumento da atividade de coagulação, de forma genética ou adquirida, ou a diminuição da atividade fibrinolítica⁽²³⁾. É consenso que a combinação de estase e hipercoagulação, mais do que a disfunção e ativação endotelial, são cruciais para a ocorrência da trombose⁽²⁴⁾.

Os fatores de risco podem ser divididos entre os de risco usuais ou os de origem genéticas⁽¹⁶⁾ ou hereditários^(15,23).

Segundo Saluja, em 2017, são fatores de risco para TVP, histórico familiar de TVP, trombofilia, obesidade, gravidez, trauma, idade superior aos 60 anos, terapia com base em estrogênio, morbidades como, cardiopatia congestiva ou insuficiência respiratória, síndrome nefrotica ou doença inflamatória intestinal, presença de malignidade, trauma, imobilidade, cigarro, quimioterapia, fatores étnicos, exposição a um tempo cirúrgico maior que duas horas, pouco volume sanguíneo durante a cirurgia, ausência de profilaxia, imobilização por mais de quatro dias, e estadia prolongada no hospital⁽¹³⁾.

Os genéticos ou hereditários podem ser a resistência à proteína C ativada (principalmente fator V de Leiden), mutação do gene da protrombina G20210A, deficiência de antitrombina, deficiência de proteína C, deficiência de proteína S, hiperhomocisteinemia, aumento do fator VIII, aumento do fibrinogênio^(23,25).

Estima-se que cerca de 20% a 30% de todos os primeiros eventos tromboembólicos venosos são associados ao câncer. Pacientes com este, tem um grande aumento no risco de trombose venosa comparada com a população geral ou pacientes sem câncer⁽²⁶⁾.

Reconhece-se que a presença de um fator de risco transitório ou reversível no momento da trombose venosa está associada a um risco de recidiva diminuído após a suspensão da terapia anticoagulante. Logo, um período relativamente curto de tratamento anticoagulante com antagonistas de vitamina K é recomendado para esses pacientes. Contudo, por conta dos quase 50% dos eventos ocorridos sem um claro fator de risco, muitos pacientes podem precisar de um longo período de farmacoterapia anticoagulante ou até mesmo um período indefinido após a ocorrência do primeiro evento. Esse tratamento pode levar a sérios efeitos colaterais, assim como também um maior sangramento⁽²²⁾.

A SPT é uma custosa e mórbida complicação da TVP, apesar de menos dramática que o embolismo pulmonar, essa síndrome é responsável por aumento da morbidade. O risco da recorrência dos eventos da TVP é maior em pacientes com a TVP idiopática e com permanentes fatores de risco incluindo anormalidades protrombóticas herdadas⁽²⁷⁾.

3.1.4 Manifestações clínicas

A TVP aguda pode se manifestar através de alguns sinais clínicos que incluem a dor à palpação da região afetada, edema, eritema, cianose, dilatação do sistema venoso superficial, aumento de temperatura, empastamento muscular⁽²⁸⁾. Devido a isso, o diagnóstico clínico não é tão simples, necessitando de exames complementares laboratoriais e de imagem⁽⁶⁾.

Adicionalmente, o desprendimento do trombo pode gerar complicações a curto e a longo prazo. A curto prazo é possível que o êmbolo saia de uma região distal e se aloje em uma região proximal, aumentando a gravidade da TVP, representando cerca de 50 a 80% das migrações dos êmbolos distais⁽²⁹⁾. Além disso, existe o risco da chegada até as veias pulmonares, gerando assim o TEP, o qual tem um alto índice de mortalidade. O risco de TEP e a magnitude da SPT decorrente da TVP proximal são maiores⁽¹¹⁾. A longo prazo, existe a chamada insuficiência venosa crônica ou SPT, que ocorre em virtude da destruição das válvulas situadas no interior das veias⁽¹¹⁾.

3.1.5 Terapêutica

A heparina, em doses terapêuticas, é o medicamento de escolha no tratamento da trombose venosa profunda. Podem ser utilizadas tanto a heparina não fracionada (HNF), por via intravenosa ou subcutânea, assim como a heparina de baixo peso molecular (HBPM), por via subcutânea. O tratamento pode ser feito tanto em âmbito hospitalar quanto ambulatorial. Deve-se também utilizar o anti-vitamina K (AVK) associado a heparina e a associação deve ser mantida por ao menos cinco dias⁽³⁰⁾.

Reconhece-se que a presença de um fator de risco transitório ou reversível no momento da trombose venosa está associada a um risco de recidiva diminuído após a suspensão da terapia anticoagulante. Logo, um período relativamente curto de tratamento anticoagulante com antagonistas de vitamina K é recomendado para esses pacientes. Contudo, por conta dos quase 50% dos eventos ocorridos sem um claro fator de risco, muitos pacientes podem precisar de um longo período de farmacoterapia anticoagulante ou até mesmo um período indefinido após a ocorrência do primeiro evento. Esse tratamento pode levar a sérios efeitos colaterais, assim como também um maior sangramento. Logo, o desafio é identificar novos subgrupos de pacientes com trombose venosa não provocada que possuem um baixo risco de recorrência, iniciando assim sua profilaxia⁽²²⁾.

3.1.6 Profilaxia

3.1.6.1 *Profilaxia farmacológica*

O principal método profilático para a TEV, em pacientes críticos, compreende a utilização de heparina, visando a prevenção do crescimento do trombo e a diminuição de recorrência de TEV. A profilaxia da TVP é imprescindível⁽¹⁾. Nas últimas duas décadas, a profilaxia da TVP foi tida como uma tática bem estabelecida e eficaz⁽³¹⁾. Grupos americanos e europeus estudaram sobre essa manifestação e definiram recomendações detalhadas para serem empregadas nos pacientes hospitalizados⁽³²⁾. Porém, nem sempre são utilizados, mesmo com os protocolos de prevenção da TVP estarem à disposição dos profissionais da área de saúde⁽³³⁾.

Todos os pacientes idosos com TEV aguda e sem nenhuma contraindicação absoluta para com a utilização de anticoagulantes deve receber imediatamente tratamento farmacológico, assim que o diagnóstico for realizado ou antes de algum procedimento que leve a uma alta probabilidade de desenvolver essa complicação⁽²⁰⁾. Em relação à farmacológica, não há anticoagulante completamente seguro para hemorragias, que ainda dependem da intensidade do tratamento, do uso concomitante de outros anticoagulantes, de drogas trombolíticas ou antiplaquetárias, características do paciente, bem como as comorbidades. Logo, na prática clínica, o risco de hemorragia deve ser avaliado no tratamento anticoagulante do TEV⁽³⁴⁾. O risco de recorrência de TVP é menor em pacientes que apresentam risco reversíveis, como cirurgias, e maior em pacientes com câncer, TVP idiopática, com EP sintomática, com múltiplos fatores de riscos⁽³⁵⁾. A terapêutica combinada com um anticoagulante parentérico de ação rápida (heparina não fracionada ou mais frequentemente a heparina de baixo peso molecular) seguida de um AVK (p. ex., varfarina) é tradicionalmente aplicada.

As heparinas agem acelerando a ação antitrombina, porém a heparina de baixo peso molecular (HBPM), devido ao tamanho de suas moléculas, atua principalmente inativando o fator Xa (enzima de coagulação), e também possui maior biodisponibilidade e vida média mais prolongada⁽³⁶⁾. A varfarina produz o seu efeito ao interferir na conversão cíclica da vitamina K e do seu 2,3-epóxido, bloqueando a síntese de fatores de coagulação dela dependentes (fatores II, VII, IX e X), por isso o seu efeito anticoagulante não acontece até que os fatores que já estavam na circulação sejam metabolizados, levando de 36 à 72 horas⁽³⁷⁾.

A heparina pode ser utilizada em baixas ou altas doses, dependendo do esquema terapêutico. De maneira geral, os métodos recomendados na profilaxia da TVP são a utilização de métodos mecânicos e farmacológicos de acordo com o risco de desenvolver TVP. A avaliação do risco para pacientes cirúrgicos são classificados em baixo (pacientes com menos de 40 anos sem fator de risco), moderado (cirurgia maior em pacientes de 40 a 60 anos sem fator de risco; cirurgia em pacientes com menos de 40 anos tomando estrógenos) e alto (pacientes com mais de 60 anos, pacientes de 40 a 60 anos com fatores de risco adicionais; cirurgia maior com história prévia de trombose venosa profunda ou embolia pulmonar; grandes amputações; cirurgias ortopédicas maiores, cirurgias maiores com neoplasia, cirurgias maiores com hipercoagulabilidade, traumas múltiplos)⁽³⁸⁾.

A profilaxia para pacientes de baixo risco é a utilização de métodos mecânicos como a deambulação precoce e movimentação no leito; de risco moderado se baseia na associação dos métodos mecânicos com os métodos farmacológicos, como a utilização da heparina 5000 UI subcutânea de 12/12horas, HBPM subcutânea em dose menor uma vez ao dia, e se houver maior risco de hemorragia, adiciona o uso de meias antitrombóticas; já de alto risco administra HBPM subcutânea maior em dose profilática uma vez ao dia, 5000 UI de heparina subcutânea de 8/8h, e se houver grande risco hemorrágico, realiza compressão pneumática intermitente⁽³⁸⁾.

A profilaxia da TVP é necessária e fundamental para prevenir suas complicações, como o tromboembolismo pulmonar, e sequelas, como a síndrome pós-trombótica. Especialmente pela natureza silenciosa da TVP, a EP é frequentemente sua primeira manifestação⁽³¹⁾.

3.1.6.2 Profilaxia mecânica

Apesar da profilaxia com anticoagulantes ser eficiente, ainda sim, existe o risco de sangramento no sítio cirúrgico e em outros sítios, como o intracraniano e gastrointestinal⁽³⁹⁾ e é por isso que também são utilizados métodos de profilaxia mecânica. Essa visa manter a circulação venosa e aumentar a velocidade do fluxo sanguíneo, o que leva a diminuição do sangue estagnado⁽⁴⁰⁾ e é indicada, principalmente, para pacientes que possuem contra-indicação a profilaxia farmacológica⁽⁴¹⁾.

Como exemplo de profilaxia mecânica, o uso da meia elástica representa como medida de prevenção da síndrome pós-trombótica. Para ser útil, a meia deve ter sua compressão graduada e ser ajustada ao tamanho do membro inferior do paciente⁽³⁰⁾.

Além da meia elástica, segundo Nicolaidis *et al.*, em 2006, uma deambulação precoce e o uso de compressão é sugerida em pacientes de baixo risco de TVP. Na Europa, a compressão e a deambulação têm sido recomendadas mesmo antes da introdução de anticoagulantes e efeitos benéficos em relação a diminuição da dor e do inchaço também foram descritos em relação a esse tipo de paciente⁽⁴²⁾.

A realização da massagem manual da panturrilha e o movimento passivo do tornozelo também são utilizados como métodos de profilaxia mecânica, tendo o intuito de manter a circulação venosa e aumentar a velocidade do fluxo sanguíneo e o bombeamento muscular⁽⁴⁰⁾.

Outro método é a estimulação neuromuscular elétrica (EENM) que consiste da aplicação de impulsos elétricos via eletrodos transcutâneos para incitar a contração muscular diretamente ao próprio ventre muscular ou indiretamente através de um nervo estimulando um grupo muscular. A ativação das bombas musculares com EENM demonstrou aumentar a velocidade média do tempo venoso, o pico de velocidade venosa e o fluxo volumétrico comparável ou superior ao uso do SCPI⁽⁴³⁾.

Além desses também é utilizado o SCPI⁽⁴⁴⁾. Esse é uma adequada alternativa para pacientes com contraindicações relacionadas a anticoagulação. Segundo Urbankova *et al.*, em 2005, a profilaxia com os SCPIs reduziu os riscos de TVP em 60% nos pacientes cirúrgicos⁽⁴⁵⁾. Como as contrações musculares, a compressão intermitente pressiona as veias e auxilia o fluxo sanguíneo de volta ao coração, promovendo a saída venosa e o influxo arterial. A compressão mecânica também pode promover um aumento na condução vascular, através da compressão que induz a vasodilatação⁽⁴⁶⁾.

Norio Imai *et al.*, em 2017, demonstraram que a profilaxia mecânica, utilizando a massagem manual da panturrilha e movimento passivo do tornozelo, combinado com a farmacológica foi mais efetiva do que a farmacológica sem associação⁽⁴⁰⁾.

3.2 Sistema de compressão pneumática intermitente

3.2.1 Definição

O SCPI (figura 2) foi projetado para aplicar uma compressão pneumática intermitente, com a finalidade de aumentar o fluxo sanguíneo em pacientes com risco de desenvolver TVP e assim auxiliar na prevenção dessa⁽⁴⁷⁾. As compressões podem ser realizadas sequencialmente na panturrilha e coxa de forma uniforme ou de forma sequencial⁽⁴⁸⁾.

Figura 2 – Sistema de compressão pneumática intermitente



Fonte: <http://www.safesolucoes.com.br/site/images/stories/virtuemart/product/scd-express.png>, acesso disponível em 04/05/2019, às 19h45⁽⁴⁷⁾.

Ele foi desenvolvido para prevenir a estase venosa, que pode ser descrita como uma diminuição do retorno venoso devido a obstrução ou refluxo, sendo esse um fator de risco conhecido para a TVP⁽⁴⁸⁾. Vários estudos randomizados demonstraram que o SCPI é um aparelho efetivo para a profilaxia contra o tromboembolismo⁽⁴⁹⁾.

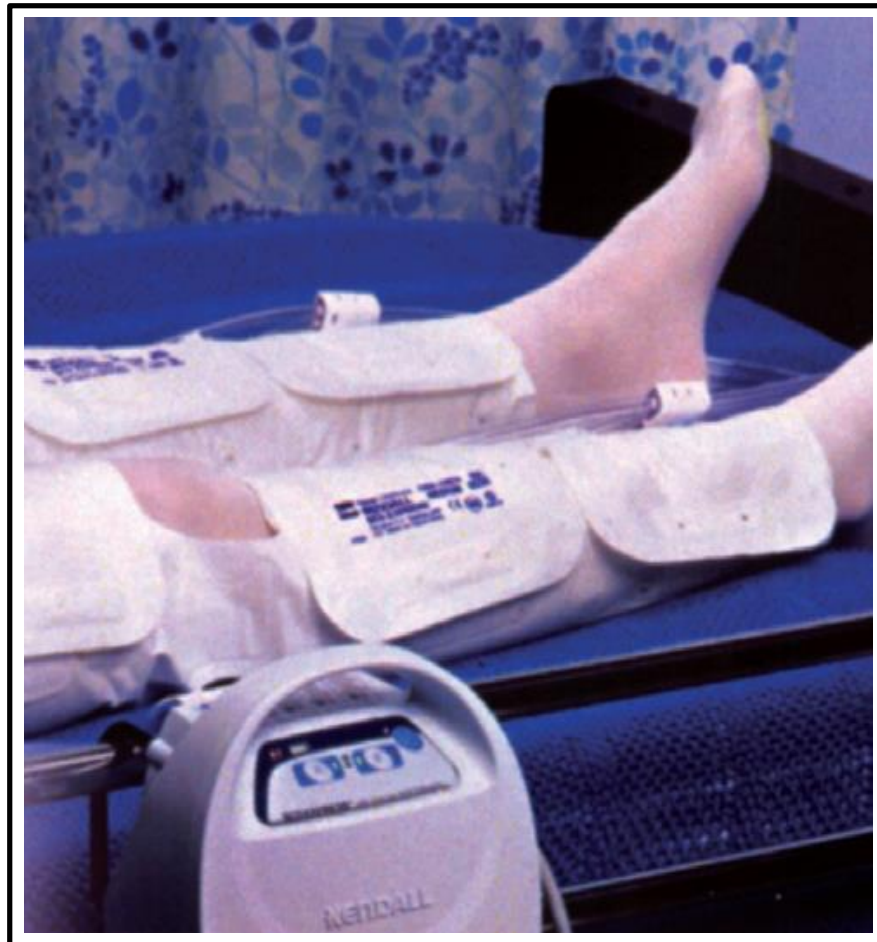
O mecanismo de funcionamento ainda não é certo, mas há duas hipóteses, sendo a primeira pela ativação da fibrinólise e a segunda pela diminuição da estase venosa. Há uma grande variedade de equipamentos, que se diferenciam na localização anatômica, número das bolsas de ar, padronização dos ciclos de compressão, duração e velocidade do tempo de inflação e desinflação⁽⁴⁴⁾.

3.2.2 Discriminação técnica de funcionamento

O equipamento consiste de um controlador, tubos condutores de ar advindos do controlador e perneiras (figura 3), que serão infladas através dos tubos. As bolsas

da perneira ficam localizadas no tornozelo, panturrilha e coxa, sendo as duas últimas as posições mais frequentes e comprimem os membros para estimular o movimento do sangue venoso de volta para a região central do corpo. Após a compressão o controlador estima o tempo que leva para haver a necessidade de outra⁽⁴⁷⁾. Em geral os SCPI podem ser categorizados em de câmara única ou de múltiplas câmaras, de pressão constante ou de pressão sequencial, inflação gradual ou rápida e portáteis ou não⁽⁴⁴⁾.

Figura 3 – Perneiras de um modelo de SCPI



Fonte: www.safesolucoes.com.br/site/images/stories/virtuemart/product/scd-express-2.png, acesso disponível em 04/05/2019, às 19h45⁽⁴⁷⁾.

Os equipamentos apresentam variações de pressão que vão de 30 mmHg até 130 mmHg a depender da região na qual essa é aplicada⁽⁴⁷⁾.

3.3 Processo de desenvolvimento de produtos

O processo de desenvolvimento de produto (PDP) é responsável em identificar necessidades de um público e propor soluções, que supram estas necessidades.

Procura reconhecer as necessidades dos usuários durante todo o processo de desenvolvimento de produto⁽⁵⁰⁾.

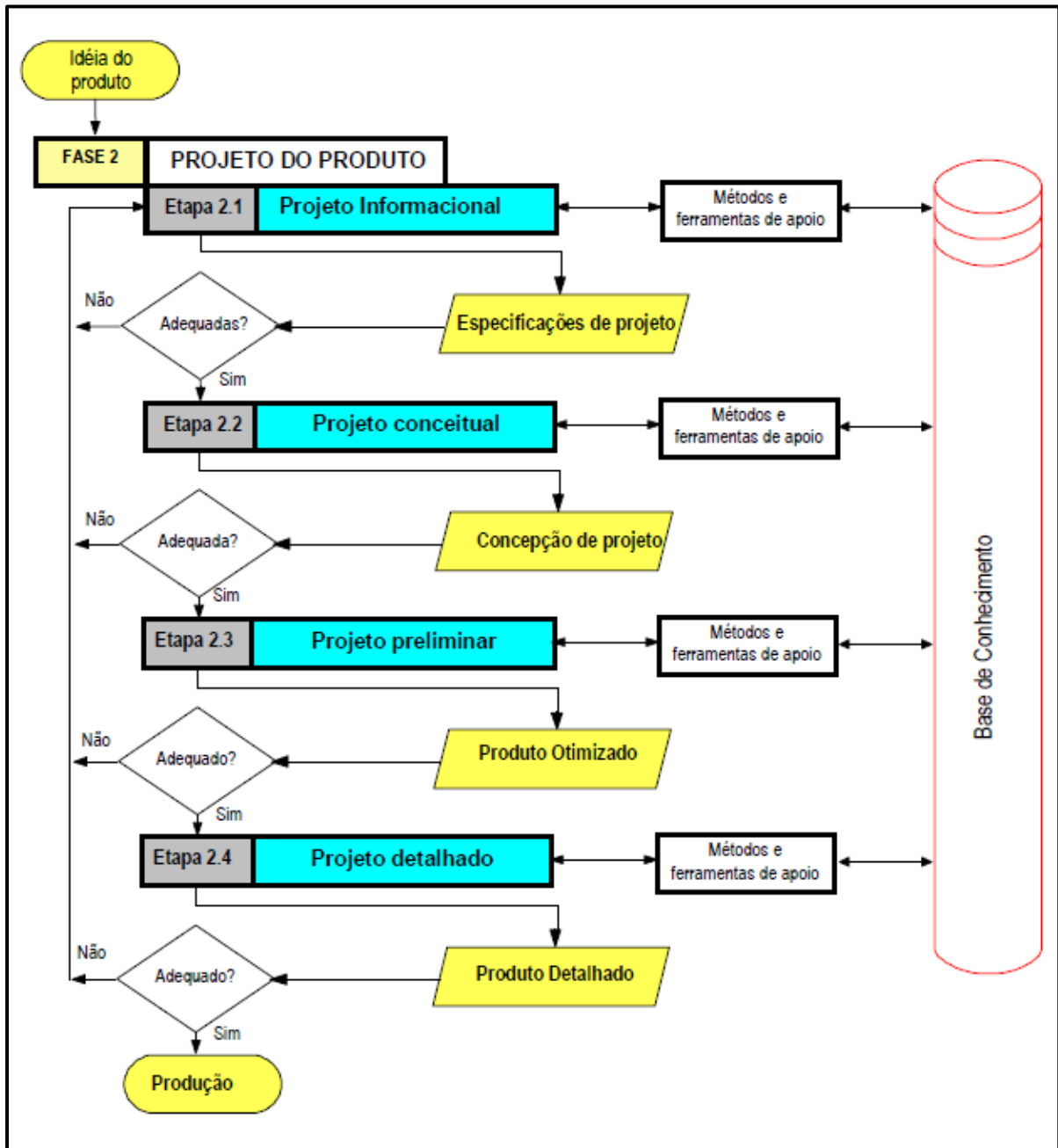
Este processo é definido por um conjunto de atividades, desenvolvidas em uma sequência definida, possuindo entradas e saídas bem delineadas. Desta maneira aumenta-se a taxa de sucesso no final do projeto, otimizando custos, tempo e qualidade da produção, sem limitar a criatividade, mas a estruturando^(50,51).

Existem algumas diferentes abordagens do PDP, no entanto não se diferenciam tanto entre si. O que vai mudar é o peso que se é dado em cada uma dessas atividades, e isso vai variar de acordo com o projeto em que está se desenvolvendo, da equipe de projeto e da cultura organizacional⁽⁵¹⁾.

Forcellini, em 2003, mostra a evolução das pesquisas na área do PDP, trazendo como o primeiro autor a desenvolver um livro na área o Asimov, M., em 1962. A partir deste, as próximas obras foram surgindo derivando uma das outras, melhorando conceitos e trazendo inovações inerentes a época em que foram escritas. Exemplo disso os autores Pahl e Beitz, entre 1972 e 1974, publicaram 36 artigos, que até hoje são referências mundiais⁽⁵⁰⁾. Confirmando o que foi dito por Rozenfeld, em 2006, quando ele diz que mesmo com algumas diferenças, o PDP mantém a mesma essência, e se moldam de acordo com as características do projeto⁽⁵¹⁾.

Este PDP é, justamente, o exercício de planejar uma peça ou um sistema, para suprir de maneira satisfatória, as necessidades elencadas, submetido, ainda, as restrições de solução⁽⁵⁰⁾. Traz procedimentos sistematizados, guiados por entradas e saídas definidas, conforme a figura 4 apresenta.

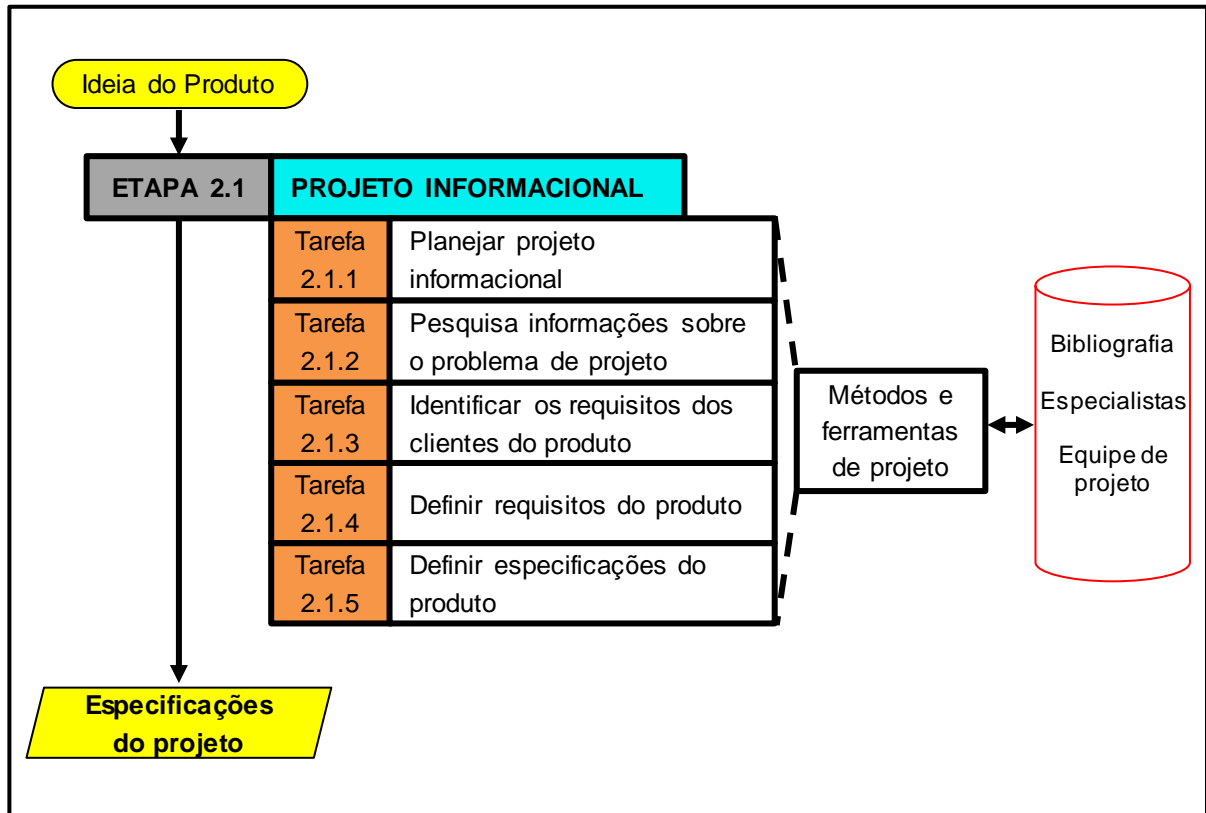
Figura 4 – Modelo da fase de projeto do produto



Fonte: Forcellini, 2003⁽⁵⁰⁾.

Uma das suas fases, por exemplo, é a de identificação das necessidades do usuário, também pode ser chamada de projeto informacional, tem como ponto de partida o problema que originou a necessidade de desenvolver um novo produto. A busca de todas as informações imprescindíveis para atender plenamente o problema é feita nesta etapa. Possui como saída uma lista de objetivos que o produto deve atender. Sua estrutura organizacional é mostrada na figura 5⁽⁵¹⁾.

Figura 5 – Projeto informacional



Fonte: Os autores (Adaptado de Forcellini, 2003⁽⁵⁰⁾).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Concepção do protótipo

4.1.1 Identificação das necessidades do usuário

O problema de projeto⁽⁵¹⁾ a ser resolvido foi a construção de um equipamento que permitisse ao usuário receber a profilaxia da forma convencional ou simultaneamente com a deambulação, garantindo um melhor retorno venoso.

Para contemplação desta construção, foi optado pela realização de um diário de campo, de caráter observacional, realizado pelo pesquisador em unidade hospitalar nos setores envolvidos com a assistência de profilaxia a TVP. Os setores envolvidos foram centro cirúrgico, unidade de terapia intensiva e enfermaria de clínica cirúrgica. Na ocasião da inspeção desta assistência atentou-se para conhecer as profilaxias empregadas de forma rotineira, identificar as características operacionais de cada equipamento já existente no mercado, assim como o tempo de uso na prática diária.

Urge destacar que durante a visita não foi realizada quaisquer entrevistas ou diálogos com os pacientes e equipe de assistência, sendo meramente como suporte técnico por acesso a manutenção de equipamentos.

Com as necessidades definidas e verificadas, buscou-se a conversão da linguagem original do usuário em termos técnicos. Para assim, avaliar, então, com qual intensidade um requisito do produto favorece para a necessidade do usuário.

Na metodologia adotada, a fim de avaliar os impactos de um requisito do produto sobre os outros, fez-se necessária uma correlação entre eles, identificando qual influencia negativamente ou positivamente no outro, para assim serem equalizados, permitindo atingir os requisitos do usuário sem onerar ou deixar de atender alguma necessidade do projeto, este processo foi feito através da ferramenta *Quality Function Deployment (QFD)* – Matriz da Casa da Qualidade.

Posteriormente a todo o processo envolvendo a Matriz QFD, foi possível elaborar a Matriz de Especificações.

4.1.2 Análise de requisitos

Após adquirir e refinar as informações na fase do Projeto Informacional, iniciou-se a etapa que tem como função a busca, criação, representação e seleção de soluções para o problema de projeto, denominada projeto conceitual. A busca por possíveis soluções pode se dar através da observação de produtos similares, retratados em base de dados de patentes, catálogos ou artigos.

O processo de criação permitiu que a criatividade fosse colocada em ação, mas direcionada pelos requisitos e especificações do projeto, e juntamente com o processo de representação das soluções, pôde-se desenvolver esquemas, fluxogramas e desenhos que auxiliaram no processo de seleção de soluções, em conjunto com ferramentas apropriadas e sempre observando os requisitos definidos na fase anterior.

No início desta etapa se descreveu o produto de uma forma geral, sem levar em consideração princípios físicos, para que vieses de experiências passadas ou preconceitos criassem uma barreira contra inovações. Para isso, definiu-se o produto condicionando a suas funções, primeiramente a sua função global, e depois as suas subfunções.

Para obter esta função global foi necessário seguir os seguintes passos:

1. Encontrar, na matriz de especificações, as metas que se referem às funções do projeto;
2. Levantar as entradas e saídas, essenciais, em relação aos fluxos de energia e sinal;
3. Elencar os principais fluxos de entrada e de saída;
4. Representar estes dados adquiridos anteriormente através de um diagrama.

Com a finalidade de facilitar o processo de solucionar a função global, foi feita a sua decomposição em funções com níveis menos complexos. Para construir o fluxograma da análise funcional, foi dividido a função global em outras sete subfunções, que foram agrupadas por cores de acordo com a sua similaridade.

Após a construção do fluxograma da análise funcional, iniciou-se o processo de construir concepções para solucionar as subfunções. Nesta etapa, são conferidos um ou mais princípios de solução para cada função da análise funcional. Depois de

entender a função, elencou-se efeitos físicos e mecanismos que consigam executar o objetivo de cada, gerando assim a matriz morfológica.

Com a matriz morfológica confeccionada com as possibilidades de solução para as subfunções do produto, originou-se cinco modelos de concepção, que são as associações dos princípios de resolução, gerando os princípios de solução totais do projeto. Estes foram representados por figuras e termos, para mostrar de qual forma suas funções são realizadas.

Para definir qual era a melhor concepção dentre todas as construídas foi preciso fazer a matriz de avaliação, tomando como partida as necessidades do usuário. Para construir a matriz de avaliação foi necessário seguir as seguintes etapas:

- Neste caso, foram escolhidas as necessidades do usuário, presentes na matriz QFD, confrontando-as com os possíveis princípios de solução conceituais, encontrando, dentro de conceitos e necessidades do usuário ainda abstratos e subjetivos, um princípio de solução que tenha “lucidez” e “objetividade” para suprir as demandas do produto;
- Selecionou-se, então, as cinco concepções de solução, feitas através da matriz morfológica;
- Nesta etapa foi atribuído notas, ou seja, uma das concepções foi definida como referência, e todas as outras foram comparadas a esta, levando em consideração as necessidades do usuário. Para cada relação se atribuiu o “+” quando o ponto considerado era melhor que a referência, o “-” quando era considerado menos resolutivo, e a letra “m” quando julgados iguais;
- Após atribuir as notas foi feito uma contabilização a fim de classificar, de forma crescente as concepções de resolução. Esta classificação serviu como um guia para a escolha e não como uma questão definitiva. O processo para achar a nota final se deu através da seguinte equação:

$$NT_i = \sum N_i S_j \times NC_i \quad (2)$$

Sendo:

- NT_i a nota total da concepção;

- $N_i S_j$ a nota atribuída a relação entre a necessidade do usuário e o princípio de solução, quando comparado a concepção referência. O “i” representa a posição da linha, referente a necessidade, e o “j” representa a posição da coluna, referente a concepção. Vale ressaltar que, durante o cálculo, o “j” permanece fixo, enquanto o “i” varia;
- $N C_i$ a nota do usuário;
- O “+” igual a “+1”, o “-” igual a “-1” e o “m” igual a “0”.

Após a aplicação da matriz de especificações, construiu-se a matriz de especificações refinada, aplicando novamente a matriz, para as três concepções que tiveram as melhores notas.

4.1.3 Especificações técnicas e construção

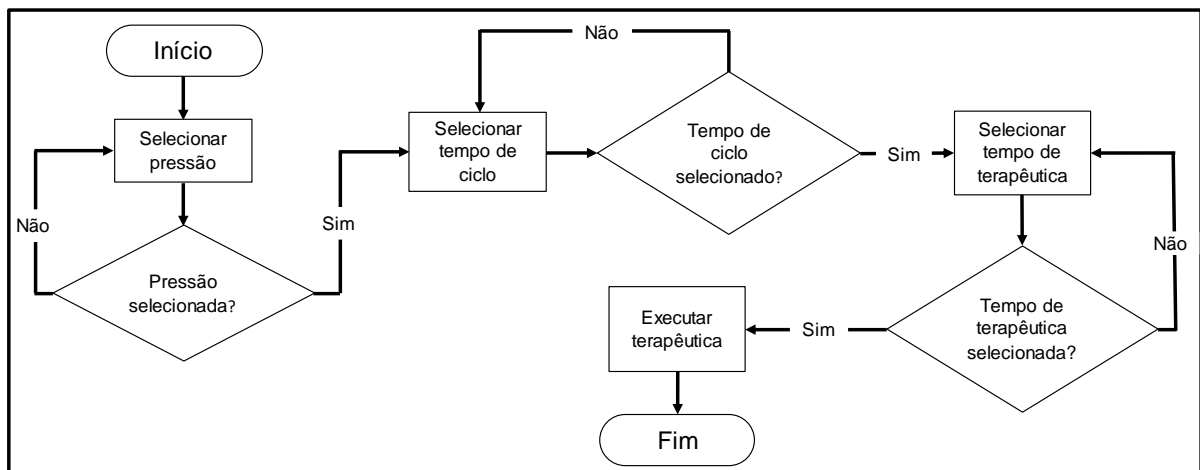
Após a escolha da concepção que obteve a maior nota e apresentou os princípios de solução mais viáveis, deu-se início a materialização do sistema de compressão. Para facilitar o entendimento desta etapa utilizou-se o mesmo agrupamento do fluxograma da análise funcional e elaborou-se um esboço do sistema, utilizando o programa AutoCAD®, versão 2018.

Para realizar as subfunções de ajustar e retirar os equipamentos do MMII foi escolhido o Velcro®. Desta forma foram adquiridos quatro conjuntos de braçadeiras e manguitos – bolsas utilizadas no esfigmomanômetro – para atender essas subfunções, as braçadeiras são feitas de nylon, e os manguitos de policloreto de vinila (PVC), sem látex na composição, seus tamanhos são, adulto, com circunferência de 18 cm à 35 cm, para a região das panturrilhas, e grande, com circunferência de 35 cm à 51 cm, para a região das coxas. Para auxiliar na acomodação das braçadeiras foi confeccionado uma calça, com quatro bolsas que as armazenam, composta de 86% de poliamida e 14% de elastano. Ainda foram feitos dois canais, nas laterais, para passagem das mangueiras que transportam o ar, até chegarem no SCPI. E para segurar o equipamento na cintura do usuário foi construído um suporte em cinta de nylon.

As subfunções ligar e desligar o sistema foram solucionadas utilizando um interruptor liga/desliga, também denominado como chave gangorra.

Para atingir as subfunções de programar a terapêutica e executar o processo terapêutico foi necessário seguir uma ordem de atividades. Inicialmente foi construído uma lógica de operações (figura 6) para definir quais seriam as funções e as variáveis programáveis do projeto. A partir deste, iniciou-se a escrita da programação, utilizando a plataforma Arduino® IDE – Ambiente de desenvolvimento integrado, versão 1.8.8. O Arduino® é uma plataforma eletrônica *open-source* (código aberto), capaz de realizar desde atividades simples até atividades com maior nível de complexidade, permitindo com que os valores base da programação sejam alterados caso não correspondam com a especificidade da profilaxia⁽⁵²⁾.

Figura 6 – Fluxograma da lógica de programação



Fonte: O autor.

A fim de testar a funcionalidade do *software*, antes da montagem definitiva do projeto, foi montado um circuito que atendesse a necessidade do código. Para isso utilizou-se uma *protoboard*, que permitiu com que todos os componentes se conectassem de forma simples e não permanente, através de cabos.

Para controlar o processo foi utilizado o Arduino®, modelo UNO, com tensão de funcionamento de 5 V. Para auxiliar no controle das válvulas e do mini compressor foi utilizado um módulo relé 5 V e 2 vias e um sensor de pressão diferencial. O mini compressor utilizado para encher as bolsas, possui tensão nominal de 12 V e corrente nominal de 300 mA. A interface homem-máquina (IHM) se dá através do *display* lcd 16x2, que trabalha a uma tensão de 5 V, e quatro botões rosqueáveis, modelo pulso.

Após verificar a operacionalidade do sistema, iniciou sua montagem definitiva. Utilizando cabos *flat* para fazer as ligações, fez-se a soldagem dos cabos nos seus

respectivos pinos e nos componentes comandados pelo Arduino®, finalizando a construção do *hardware* do sistema.

Para fazer o direcionamento de ar foi utilizado duas válvulas solenoides para gás, com tensão nominal de 6 V, e duas saídas, sendo uma naturalmente aberta (NA) e outra naturalmente fechada (NF). Estas válvulas foram conectadas ao mini compressor utilizando mangueiras pneumáticas de poliuretano de 4 mm de diâmetro externo e 2,5 mm de diâmetro interno, e conexões pneumáticas 4 mm em “Y”, e para conectar o equipamento até as bolsas foi utilizado mangueiras de 7 mm de diâmetro externo e 4 mm de diâmetro interno, que já faziam parte do conjunto de braçadeiras.

Para energizar o sistema foi utilizado uma bateria de lítio polímero, de 11.1 V e 2200 mAh. Como o mini compressor possuía a tensão nominal de funcionamento compatível com a tensão da bateria, fez-se sua alimentação de forma direta, já para o restante do sistema, que tem tensão nominal de funcionamento aproximadamente 5 V, foi instalado um conversor de tensão. Para carregar esta bateria foi utilizado um carregador/regulador próprio para baterias de lítio polímero.

Com o *software* e o *hardware* confeccionados, deu-se início ao dimensionamento e confecção do *case* para montagem de todos os componentes, utilizando o *software* CorelDraw®, versão 2018, como ferramenta de auxílio para desenhar e cortar na impressora de corte a laser. Foi confeccionado em acrílico transparente de 3 mm de espessura. E para fixar todos os elementos dentro do *case* foi utilizado uma placa de MDF (*medium density fiberboard* - Painel de fibra de média densidade de madeira) de 10 mm de espessura.

4.1.4 Verificação técnica

Para realizar a etapa de verificação técnica foi construída uma matriz de perguntas teste (quadro 1). Esta matriz guiou o que deveria ser verificado, trazendo as subfunções do equipamento e perguntas que indicam se o objetivo de cada subfunção foi atingido ou não. Após a conferência das subfunções, foi analisado se o projeto alcançou as metas determinadas na matriz de especificações.

Quadro 1 – Matriz de perguntas teste

Item	Subfunções	Perguntas teste
1	Ajustar o equipamento nos MMII	Foi possível ajustar o equipamento nos MMII?
2	Ligar o equipamento	Foi possível ligar o equipamento?
3	Programar a terapêutica	Foi possível programar a terapêutica?
4	Executar o processo terapêutico	O processo terapêutico foi executado?
5	Retirar o equipamento dos MMII	Foi possível retirar o equipamento dos MMII?
6	Desligar o equipamento	Foi possível desligar o equipamento?
7	Carregar o equipamento	Foi possível carregar o equipamento?

Fonte: O autor.

Novamente foi utilizado o agrupamento do fluxograma da análise funcional, para realizar o teste de cada subfunção. Inicialmente foi testado “Ajustar e retirar o equipamento dos MMII”, utilizando um manequim como corpo de prova, foi colocado e retirado das pernas a calça e as braçadeiras, contabilizando quanto tempo foi gasto para esse processo, através de um cronômetro, e o grau de fixação das bolsas. Além disso, foi feita a medição das braçadeiras, através de uma régua graduada, para verificar se elas estavam no tamanho especificado.

Para testar “Ligar e desligar o equipamento” foram feitos dois testes, primeiramente foi feito o teste de continuidade, utilizando-se de um multímetro digital, marca Minipa, modelo ET-2042D, testou-se a passagem de corrente elétrica quando o botão estivesse acionado, depois foi realizado o teste de acionamento manual para testar sua funcionalidade integrada ao sistema através do acionamento do botão liga/desliga. Para verificar a subfunção de “Programar a terapêutica” foram feitas as programações de todas funções possíveis do menu do *software* e analisado as respostas físicas do equipamento para cada escolha.

Quando analisada a subfunção “Executar o processo terapêutico” foi avaliado se a pressão nas bolsas era igual a programada no sistema, através da conexão de um manômetro no sistema, marca Premium®, modelo aneróide, sob registro de calibração do INMETRO EA026 – PAF 5.801.335. Além da pressão, foi analisado visualmente e com auxílio de um cronômetro digital, marca Inconterm®, modelo Rs-013, se todas as bolsas estavam enchendo e se os ciclos correspondiam ao tempo determinado. Para testar se o tempo de autonomia da bateria suportava todas as combinações de terapêutica, foi feita a programação que exigia mais da bateria e

observou se o equipamento iria executar durante o tempo estabelecido, medido através do mesmo cronômetro digital citado anteriormente.

Para verificar o carregamento do equipamento, foi feita a conexão com o carregador e analisado se a bateria estava carregando e quanto tempo durou para carrega-la com a carga no mínimo, tendo como tempo total de carregamento quatro horas.

5 RESULTADOS / DISCUSSÃO

Pelo nível de complexidade do projeto desenvolvido utilizou-se uma versão adaptada da metodologia de projeto de produto, que contemplou as três primeiras etapas ilustradas na figura 4, anteriormente apresentada, descartando a última pelo fato de se tratar, ainda, de um protótipo. Mesmo com esta adequação, não há prejuízos para o produto, pois Forcellini, em 2003, relata que não há necessidade de seguir todas as etapas destes processos para projetos de pequeno porte⁽⁵⁰⁾. Após toda a fase de planejamento do projeto do produto e da confecção do mesmo foi obtido o sistema completo, mostrado na figura 7. No entanto, para conseguir chegar a este resultado foi necessário alcançar resultados parciais, que serão descritos posteriormente.

Figura 7 – Protótipo finalizado



Fonte: O autor.

Inicialmente foram encontradas as necessidades do usuário, através do diário de campo observacional, e posteriormente listadas no quadro 2.

Quadro 2 – Necessidades do usuário para o equipamento

Nº	Necessidades
1	Diminuir a estase sanguínea
2	Permitir mobilidade
3	Ter autonomia
4	Ter baixo custo
5	Ser ajustável
6	Permitir fácil utilização
7	Ser leve
8	Ser pequeno
9	Ser confortável

Fonte: O autor.

Essas necessidades vieram escritas em linguagem informal, no diário de campo observacional, então tornou-se necessário que fosse feito um processo de lapidação, ordenando e classificando-as. De tal forma que possibilitasse verificar possíveis igualdades e necessidades irrelevantes para o produto, e excluí-las.

Esta mudança possibilitou que os fatores que influenciavam no produto estivessem com a linguagem técnica da engenharia, que pôde ser definido como requisito do produto. Por sua vez, tornou possível mensurar quantitativamente esses requisitos através de algum sensor.

No quadro 3 foi feita uma listagem das necessidades do usuário relacionada com os requisitos do projeto. Usando uma escala, retratada na coluna da Situação Ideal, que quando apresentava o “+” significava que “quanto mais, melhor” e o “-” que “quanto menos, melhor”.

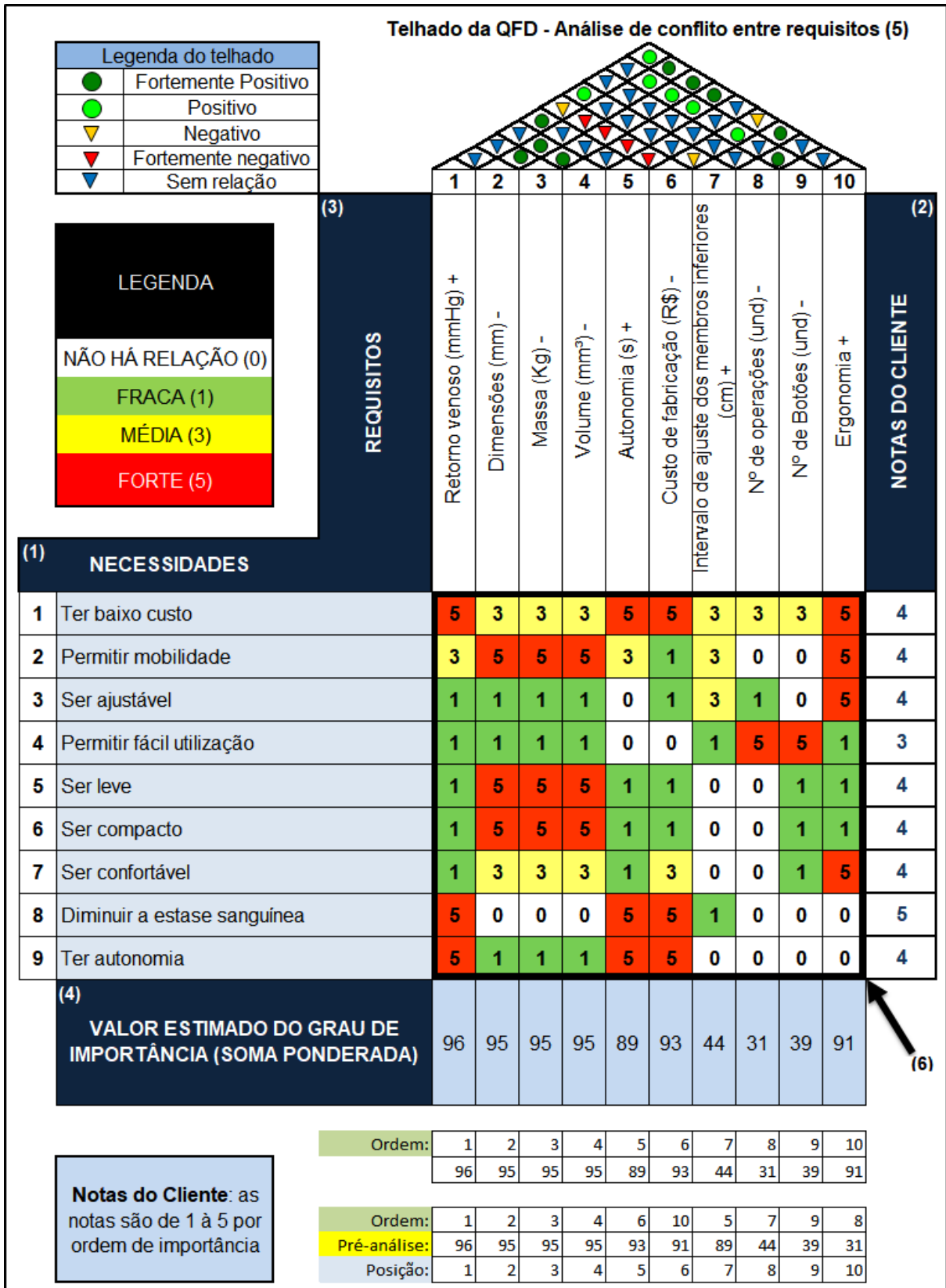
Quadro 3 – Necessidades / Requisitos do equipamento de profilaxia da TVP

Nº	Necessidades	Requisitos	Situação ideal	Nº
1	Diminuir a estase sanguínea	Retorno venoso (mmHg)	+	1
2	Permitir mobilidade	Dimensões (mm)	-	2
		Massa (Kg)	-	3
		Volume (mm ³)	-	4
3	Ter autonomia	Autonomia (s)	+	5
4	Ter baixo custo	Custo de fabricação (R\$)	-	6
5	Ser ajustável	Intervalo de ajuste dos membros inferiores (mm)	+	7
6	Permitir fácil utilização	Número de operações (und)	-	8
		Número de botões (und)	-	9
7	Ser leve	Massa (Kg)	-	10
8	Ser compacto	Dimensões (mm)	-	11
		Volume (mm ³)	-	12
9	Ser confortável	Ergonomia	+	13
		Dimensões (mm)	-	14
		Massa (Kg)	-	15
		Volume (mm ³)	-	16

Fonte: O autor.

A matriz QFD obtida possibilitou com que o projeto de melhoria fosse de fato incorporado no produto, de acordo com as reais necessidades dos usuários. Este instrumento ajuda na definição de relações entre as necessidades dos usuários e os requisitos do projeto, registra dados de *benchmarking*, detecta as dificuldades técnicas e os conflitos entre os requisitos do projeto⁽⁵¹⁾, conforme demonstrado na figura 8.

Figura 8 – Matriz QFD



Fonte: O autor.

A matriz foi constituída de cinco componentes, sendo dividida em Necessidades dos Usuários (1), que é o que os usuários desejam que o produto

realize; a Importância (2), onde foi atribuído notas que revelam a importância de cada necessidade de acordo com a visão do pesquisador, adquiridas através do diário de campo observacional; os Requisitos do Produto (3), mostra como será mensurado a capacidade do produto realizar as solicitações do usuário; o Valor Estimado do Grau de Importância (4), que quantifica e forma o conjunto de especificações para o produto; o “Telhado da QFD” - Análise de conflito entre requisitos (5), o qual favorece a compreensão a respeito dos efeitos, natureza e intensidade possíveis entre os requisitos do produto; e a Matriz de Relacionamento (6), que relaciona e mensura numericamente as necessidades do usuário com os requisitos do projeto. Tanto a análise de conflito entre requisitos, como a matriz de relacionamento, foram construídas através do conhecimento técnico dos autores, analisando detalhadamente as interações positivas e negativas entre requisitos e necessidades.

No “telhado” da figura 8, mostrada anteriormente, observa-se que existiu a inserção de figuras geométricas, que, de acordo com a legenda indicada, demonstram o nível de relação entre os requisitos do produto (3). Essa relação pode variar de fortemente positivo até fortemente negativo, além de poder não ter relação. Como exemplo pode-se observar a relação entre os requisitos dimensões e volume. Verifica-se, no telhado da casa, que a figura geométrica que representa a relação entre esses dois itens é um círculo verde escuro. De acordo com a legenda, essa figura representa uma relação fortemente positiva, ou seja: quanto maior as dimensões do produto, maior tende a ser seu volume.

Na matriz de relacionamento utilizou-se números que identificaram o grau de relacionamento entre as necessidades do usuário e os requisitos do produto. A relação pode ser classificada em fraca (1), média (3), forte (5) ou caso não haja relação, é atribuído o número 0, conforme legenda. Como exemplo da utilização dessa matriz, cita-se a relação entre ser compacto (necessidade do usuário) e massa (requisito do produto). Verifica-se que, na matriz, foi atribuída uma nota 5 para o relacionamento dessas duas variáveis, representando que ambas possuem uma relação forte: quanto mais compacto o produto, menor tende a ser a sua massa.

Ao lado da matriz de relacionamento, há uma coluna denominada notas do usuário (2). Essa nota, que varia de 1 a 5 (quanto maior a nota mais fundamental é aquela necessidade para o usuário), foi estabelecida através do diário de campo observacional. Assim, foi possível calcular o valor estimado do grau de importância (4). Esse valor é calculado da seguinte forma: soma ponderada para cada requisito

do produto, onde seus coeficientes na matriz de relacionamento são multiplicados pelas notas do usuário, conforme equação a seguir:

$$I = \sum N_i R_j \times NC_i \quad (1)$$

Sendo:

- I o valor estimado do grau de importância;
- $N_i R_j$ a nota atribuída a relação entre a necessidade do usuário e o requisito do produto. O “i” representa a posição da linha, referente a necessidade, e o “j” representa a posição da coluna, referente ao requisito do produto. Vale ressaltar que, durante o cálculo, o “j” permanece fixo, enquanto o “i” varia;
- NC_i a nota do usuário.

Assim, aplicando a fórmula para cada requisito do produto, obteve-se o valor estimado do grau de importância. Em seguida, esses valores foram reorganizados em ordem decrescente, demonstrando a escala de importância do requisito para o projeto. Pode-se visualizar, por exemplo, que o requisito do produto retorno venoso ficou classificado como mais importante, tendo uma pontuação de 96. Enquanto o requisito número de operações, tendo uma pontuação de apenas 31, foi classificado na última posição.

A matriz de especificações (quadro 4), a qual relaciona cada requisito às metas que cada um deve cumprir, de forma técnica; a unidade de medida e o sensor que irá realizar esta medição, a fim de verificar se as metas estão sendo ou não cumpridas; a saída desejável, que mostra de forma mensurável e quantificada o que aquela meta representa; e por fim a saída indesejável, que apresenta, de forma clara, o que se deseja evitar com aquela especificação.

Quadro 4 – Matriz de especificações

Item	Requisitos do projeto	Metas	Unidades	Sensor	Saída Desejável	Saída indesejável
1	Retorno venoso (mmHg) +	Fabricar um dispositivo que propicie um maior retorno venoso	mmHg	Manômetro	Intervalo de pressão de 20 mmHg à 80 mmHg	Inversão do fluxo sanguíneo
2	Dimensões (mm) -	Dimensionar de modo que seja portátil, permitindo a mobilidade do paciente	mm	Paquímetro	200 mm X 150 mm X 100 mm	Equipamento com dimensões que não permitam a mobilidade do paciente ou que traga desconforto
3	Massa (Kg) -	Desenvolver um equipamento com a menor massa possível	Kg	Balança	A massa deve ser no máximo de 1 Kg	Massa exagerada, inviabilizando a utilização simultânea a deambulação
4	Volume (L) -	O equipamento deve ter o menor volume possível	mm ³	Paquímetro	Permitir uso durante a deambulação do paciente	Limitar movimentação do paciente
5	Autonomia (s) +	O dispositivo deve ser capaz de operar no mínimo 3 h ininterruptas	s	Cronômetro	Autonomia de 3 h	Autonomia menor que 3 h
6	Custo fabricação (R\$) -	Construir o dispositivo com o menor custo de fabricação possível	R\$	Planilha de custos	Custar no máximo R\$ 600,00	Equipamento com custo elevado
7	Intervalo de ajuste dos membros inferiores (cm) +	Deve possuir maior variabilidade de ajustes de acordo com diâmetro da perna do paciente	cm	Paquímetro	Atender as variações dos diâmetros das pernas (entre 20 à 45 cm)	Não ser regulável
8	Nº de operações (qtd) -	Permitir operacionalização de forma prática e com baixa complexidade de uso	Und.	Projeto	Deve ser operado no máximo com 5 operações/etapas	A quantidade de operações não deve ser maior que o proposto
9	Nº de Botões (qtd) -	Dispor do menor número de botões para operacionalizar o equipamento	Und.	Projeto	Deve possuir no máximo 6 botões	Produzir um equipamento com mais botões que o previsto
10	Ergonomia +	Construir um equipamento confortável e discreto	-	Usuário	Equipamento compacto, leve, confortável e discreto	Não permitir que seja portátil e confortável

Fonte: O autor.

A partir da análise da matriz de especificações foi definida a função global (figura 9) do equipamento, que é a função considerada mais importante e mostra de forma resumida o que é esperado pelo produto funcionalmente. Ela constituiu o início das definições das funções propostas que o sistema de profilaxia da TVP realize, ou seja, estabelece-se os dados de entradas, transformações e saídas.

Figura 9 – Diagrama da função global

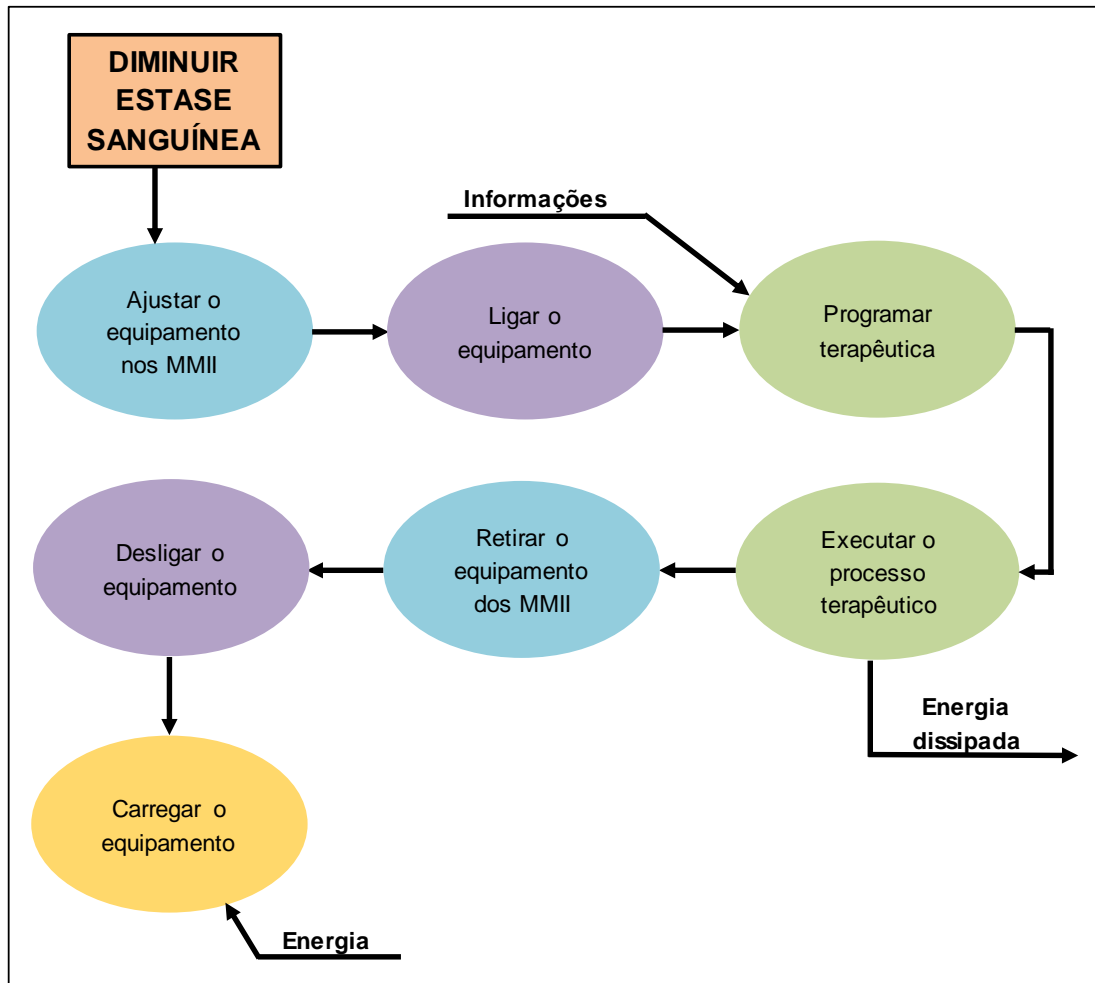


Fonte: O autor.

No diagrama elaborado (figura 9), indica-se as relações entre as entradas (esquerda do bloco central) e as saídas (direita do bloco central). O fluxo de informações, também chamado de sinais, é caracterizado pela seta de cor vermelha e representa a forma física na qual a informação é conduzida. Estes sinais são inseridos pelo usuário a fim de definir como será a configuração da terapêutica (pressão do sistema, tempo de ciclo de inflação e duração da profilaxia), no caso da entrada. Na sua saída, espera-se que exista um aumento do fluxo sanguíneo do usuário. A entrada de energia, representada pela seta verde, é responsável pela transformação dos sinais em uma operação que favoreça o cumprimento da função global, e tem como saída energia dissipada.

Como resultado da decomposição da função global, obteve-se o fluxograma da análise funcional (figura 10), com as funções menos complexas interligadas entre si, que ao serem realizadas, na respectiva ordem, culminam no cumprimento da função global. Assim, com a decomposição dessas funções em níveis menos complexos, obtém-se um requisito importante para o processo de desenvolvimento do produto: assegurar ao projetista que, durante o processo de busca de soluções de projeto para as subfunções detalhadas na análise funcional, as ações tomadas sejam assertivas e tenha uma grande probabilidade de efetividade para cada subfunção, atingindo por completo o objetivo do produto, que é a sua função global (diminuir a estase sanguínea).

Figura 10 – Fluxograma da análise funcional



Fonte: O autor.

Em azul, encontram-se as funções de ajustar e retirar o equipamento dos membros inferiores (MMII), em roxo ligar e desligar o equipamento, em verde programar e executar a terapêutica e em amarelo carregar o equipamento.

O usuário deve seguir os seguintes passos:




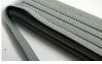












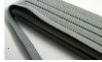






1. Ajustar o equipamento nos MMII;
2. Ligar o equipamento;
3. Programar a terapêutica;
4. Executar o processo terapêutico;
5. Retirar os equipamentos dos MMII;
6. Desligar o equipamento;
7. Carregar o equipamento.

Ao programar a terapêutica o usuário estará inserindo as informações necessárias, será a entrada desta função (sinais). Enquanto o equipamento estiver

em funcionamento (executar o processo terapêutico), ele estará consumindo energia, por isso tem como saída energia dissipada, que só retornará para o equipamento na função de carregar o equipamento, que tem como entrada energia.

Para analisar todas as possíveis concepções, foi construída uma Matriz morfológica (figura 11). Esta matriz é um método que consiste em decompor um problema complexo em parcelas mais simples, pesquisando possibilidades de soluções para cada parcela através de experiências, criações ou catálogos. Posteriormente combina-se as possibilidades, gerando várias combinações de soluções diferentes, assim a melhor combinação é escolhida.
























Figura 11 – Matriz morfológica – Unidade profilática da TVP

Subfunções	Solução 1	Solução 2	Solução 3	Solução 4
Ajustar o equipamento nos MMII	 Velcro®	 Botões	 Zipper®	 Elástico
Ligar o equipamento	 Wi-Fi®	 Bluetooth®	 Botão liga/desliga	
Programar terapêutica	 Arduino®	 Esp32®	 Raspberry Pi®	
Executar o processo terapêutico	 Compressão de ar	 Estimulação por corrente elétrica	 Compressão de água	
Retirar o equipamento dos MMII	 Velcro®	 Botões	 Zipper®	 Elástico
Desligar o equipamento	 Wi-Fi®	 Bluetooth®	 Botão liga/desliga	
Carregar o equipamento	 Placa solar	 Carregador	 Bateria	

Fonte: O autor.

O modelo de concepção 01 (figura 12) apresentou como fluxo de solução o Velcro®, Bluetooth®, Esp32®, estimulação por corrente elétrica (ECE), Velcro®, Bluetooth® e baterias.
























Figura 12 – Matriz morfológica – Modelo de concepção 01

Subfunções	Solução 1	Solução 2	Solução 3	Solução 4
Ajustar o equipamento nos MMII	 Velcro®	 Botões	 Zipper®	 Elástico
Ligar o equipamento	 Wi-Fi®	 Bluetooth®	 Botão liga/desliga	
Programar terapêutica	 Arduino®	 Esp32®	 Raspberry Pi®	
Executar o processo terapêutico	 Compressão de ar	 Estimulação por corrente elétrica	 Compressão de água	
Retirar o equipamento dos MMII	 Velcro®	 Botões	 Zipper®	 Elástico
Desligar o equipamento	 Wi-Fi®	 Bluetooth®	 Botão liga/desliga	
Carregar o equipamento	 Placa solar	 Carregador	 Bateria	

Fonte: O autor.

O segundo modelo de concepção (figura 13) apresentou como fluxo de solução o Velcro®, botão liga/desliga, Arduino®, compressão de ar, Velcro®, botão liga/desliga e carregador.
























Figura 13 – Matriz morfológica – Modelo de concepção 02

Subfunções	Solução 1	Solução 2	Solução 3	Solução 4
Ajustar o equipamento nos MMII	 Velcro®	 Botões	 Zipper®	 Elástico
Ligar o equipamento	 Wi-Fi®	 Bluetooth®	 Botão liga/desliga	
Programar terapêutica	 Arduino®	 Esp32®	 Raspberry Pi®	
Executar o processo terapêutico	 Compressão de ar	 Estimulação por corrente elétrica	 Compressão de água	
Retirar o equipamento dos MMII	 Velcro®	 Botões	 Zipper®	 Elástico
Desligar o equipamento	 Wi-Fi®	 Bluetooth®	 Botão liga/desliga	
Carregar o equipamento	 Placa solar	 Carregador	 Bateria	

Fonte: O autor.

O modelo de concepção 03 (figura 14) apresentou como fluxo de solução o Zipper®, Wi-fi®, Raspberry Pi®, compressão de água, Zipper®, Wi-fi® e carregador.
























Figura 14 – Matriz morfológica – Modelo de concepção 03

Subfunções	Solução 1	Solução 2	Solução 3	Solução 4
Ajustar o equipamento nos MMII	 Velcro®	 Botões	 Zipper®	 Elástico
Ligar o equipamento	 Wi-Fi®	 Bluetooth®	 Botão liga/desliga	
Programar terapêutica	 Arduino®	 Esp32®	 Raspberry Pi®	
Executar o processo terapêutico	 Compressão de ar	 Estimulação por corrente elétrica	 Compressão de água	
Retirar o equipamento dos MMII	 Velcro®	 Botões	 Zipper®	 Elástico
Desligar o equipamento	 Wi-Fi®	 Bluetooth®	 Botão liga/desliga	
Carregar o equipamento	 Placa solar	 Carregador	 Bateria	

Fonte: O autor.

O quarto modelo de concepção (figura 15) apresentou como fluxo de solução o elástico, Bluetooth®, Raspberry Pi®, ECE, elástico, Bluetooth® e placa solar.
























Figura 15 – Matriz morfológica – Modelo de concepção 04

Subfunções	Solução 1	Solução 2	Solução 3	Solução 4
Ajustar o equipamento nos MMII	 Velcro®	 Botões	 Zipper®	 Elástico
Ligar o equipamento	 Wi-Fi®	 Bluetooth®	 Botão liga/desliga	
Programar terapêutica	 Arduino®	 Esp32®	 Raspberry Pi®	
Executar o processo terapêutico	 Compressão de ar	 Estimulação por corrente elétrica	 Compressão de água	
Retirar o equipamento dos MMII	 Velcro®	 Botões	 Zipper®	 Elástico
Desligar o equipamento	 Wi-Fi®	 Bluetooth®	 Botão liga/desliga	
Carregar o equipamento	 Placa solar	 Carregador	 Bateria	

Fonte: O autor.

O quinto modelo (figura 16) de concepção apresentou como fluxo de solução: botões, Wi-fi®, Arduino®, ECE, botões, Wi-fi® e carregador.

Figura 16 – Matriz morfológica – Modelo de concepção 05

Subfunções	Solução 1	Solução 2	Solução 3	Solução 4
Ajustar o equipamento nos MMII	 Velcro®	 Botões	 Zipper®	 Elástico
Ligar o equipamento	 Wi-Fi®	 Bluetooth®	 Botão liga/desliga	
Programar terapêutica	 Arduino®	 Esp32®	 Raspberry Pi®	
Executar o processo terapêutico	 Compressão de ar	 Estimulação por corrente elétrica	 Compressão de água	
Retirar o equipamento dos MMII	 Velcro®	 Botões	 Zipper®	 Elástico
Desligar o equipamento	 Wi-Fi®	 Bluetooth®	 Botão liga/desliga	
Carregar o equipamento	 Placa solar	 Carregador	 Bateria	

Fonte: O autor.

Com o desenvolvimento da matriz de avaliação (figura 17), a qual teve a concepção 1 como referência, pôde-se observar que dentre as cinco concepções, a que obteve a maior nota foi a concepção 2, tendo um coeficiente de 7. Essa nota torna essa concepção a melhor dentre as cinco avaliadas.

Figura 17 – Matriz de avaliação

		Concepção 1	Concepção 2	Concepção 3	Concepção 4	Concepção 5
	Necessidades					
	Notas do cliente					
1	Ter baixo custo	ref	+	-	-	+
2	Permitir mobilidade	ref	m	-	m	-
3	Ser ajustável	ref	m	-	-	-
4	Permitir fácil utilização	ref	+	+	m	m
5	Ser leve	ref	-	-	m	m
6	Ser compacto	ref	m	-	m	m
7	Ser confortável	ref	m	-	m	m
8	Diminuir a estase sanguínea	ref	m	m	m	m
9	Ter autonomia	ref	+	+	-	+
Nota Total		0	7	-17	-12	0

Fonte: O autor.

Para que se pudesse realizar uma análise mais minuciosa das concepções, as duas piores concepções foram descartadas, e a concepção de referência utilizada para a análise dessa matriz foi a concepção 2, já que ela obteve a maior nota da matriz anterior. Resultando, então, uma nova matriz (figura 18).

Figura 18 – Matriz de avaliação refinada

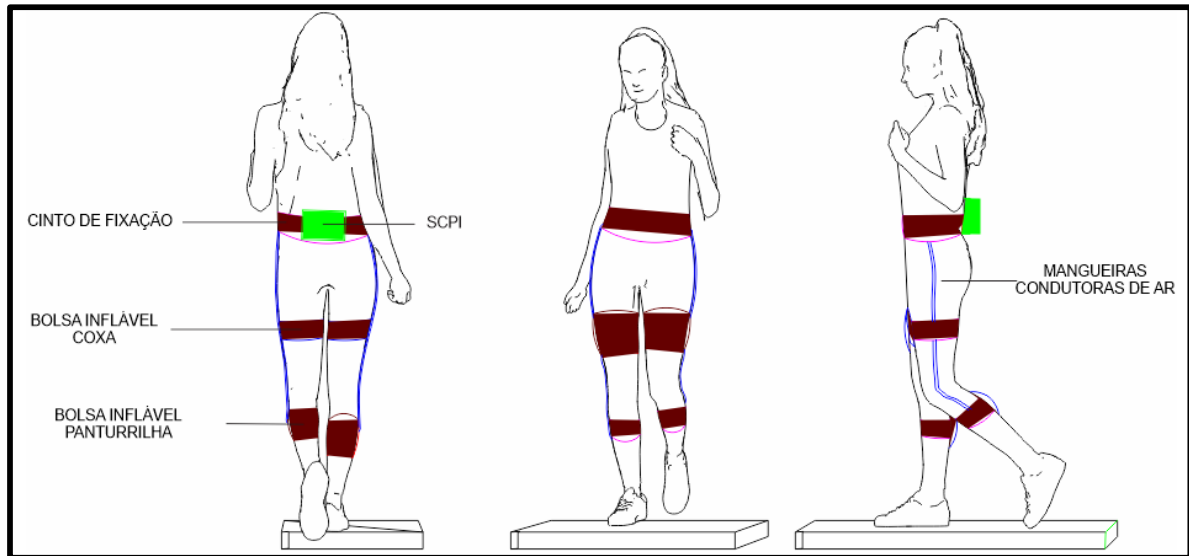
		Concepção 1	Concepção 2	Concepção 5
Necessidades				
	Notas do cliente			
1	Ter baixo custo	-	ref	m
2	Permitir mobilidade	m	ref	-
3	Ser ajustável	m	ref	-
4	Permitir fácil utilização	-	ref	-
5	Ser leve	+	ref	+
6	Ser compacto	m	ref	m
7	Ser confortável	m	ref	m
8	Diminuir a estase sanguínea	m	ref	m
9	Ter autonomia	-	ref	m
Nota Total		-7	0	-7

Fonte: O autor.

Com a segunda matriz de avaliação feita, pôde-se constatar que a concepção 2 é a que apresentava a maior viabilidade para ser projetada. Ela apresentou a maior nota dentre as outras concepções, e além da nota total, a concepção 2 se destacou também por possuir maior resolubilidade na necessidade “permitir fácil utilização”, quando comparada com as outras duas concepções, além de se destacar positivamente nas necessidades “ter baixo custo”, “permitir mobilidade”, “ser ajustável” e “ter autonomia”, em relação a uma das outras concepções. Ainda apresentou simplicidade de operação e construção, e possuiu apenas uma necessidade (ser leve) que não conseguiu superar as outras concepções.

A figura 19 representa um esboço feito após a escolha da concepção que obteve os melhores indicadores na matriz de avaliação refinada conforme mostra a figura 18, apresentada anteriormente. Este esboço serviu para nortear como seria o protótipo, auxiliando no processo de confecção do mesmo.

Figura 19 – Esboço da concepção escolhida



Fonte: O autor.

A partir do esboço do projeto foram obtidos cinco caminhos diferentes para resolução das subfunções, presentes na matriz morfológica (figura 11), demonstrada anteriormente. Cada subfunção possuía alternativas para suprir aquela necessidade.

Dentre as alternativas das subfunções de ajustar e retirar os equipamentos dos MMII foi o escolhido como solução o Velcro®. Todas as opções de solução possuem as características de facilidade de utilização, são encontradas facilmente no mercado e possuem baixo custo. No entanto a característica principal que fez com que a escolha fosse o Velcro® foi justamente a capacidade de ajuste em diversos diâmetros de MMII, que as outras soluções não possuem.

Foi utilizado as braçadeiras do esfigmomanômetro (figura 20) pelo fato delas serem encontradas facilmente no mercado, não necessitando a confecção de bolsas específicas. Além disso tem-se um ganho na perspectiva alérgica, já que o revestimento das braçadeiras é hipoalérgico e antibacteriano, que ajuda na prevenção do crescimento de fungos e bactérias. Duas delas ficam em volta das panturrilhas e duas em volta das coxas.

Figura 20 – Braçadeira (esquerda) e manguito (direita) do esfigmomanômetro



Fonte: O autor.

Com o intuito de garantir o posicionamento correto das bolsas nos MMII, permitir a lavagem, trazer conforto visual e de vestimenta para o usuário, a calça (figura 21) foi feita em malha de cor preta, assim seu uso se torna discreto e confortável.

Figura 21 – Calça para auxílio de fixação das braçadeiras



Fonte: O autor.

Para as subfunções de ligar e desligar o equipamento o botão liga/desliga (figura 22) foi o escolhido, pois se destacou por ser economicamente viável, simples de utilizar e possuía dimensões reduzidas. Enquanto que as outras duas opções (*Bluetooth*® e *Wi-fi*®) mesmo tendo fácil operação, necessitam de um equipamento terceiro para poder operacionalizar, além de que seria necessário instalar módulos especiais no equipamento para poder realizar a conexão, aumentando o seu custo.

Figura 22 – Botão liga/desliga



Fonte: O autor.

O Arduino® foi o escolhido para realizar a subfunção de programar a terapêutica pelo seu custo. Todas as opções listadas realizam a função de controlar atividades, o Raspberry Pi® inclusive é a referência em processamento de dados quando se fala em microcomputadores, e o Esp32® vem logo após, no entanto mesmo o Arduino® possuindo menos poder de processamento do que os outros, quando se faz necessário apenas o controle de *hardware*, leva vantagem pelo seu custo inferior aos demais. Além disso, por possuir fácil operação e programação torna-se possível que as variáveis internas sejam alteradas de forma a personalizar ainda mais o processo terapêutico.

O *software* desenvolvido na plataforma do *Arduino® IDE* para controle do sistema (APÊNDICE A) é composto por quatro menus, onde cada um é responsável por uma variável. O primeiro (set1) é responsável pela escolha da pressão das bolsas nos MMII, varia entre 20 mmHg e 80 mmHg, com um acréscimo de 20 mmHg em cada pressão selecionada. O segundo (set2) determina qual o tempo entre um ciclo de enchimento e outro, pode-se escolher entre 10 s, 15 s, 20 s e 30 s. O terceiro menu é o que determina a duração total da profilaxia, podendo ser 15 min, 30 min, 45 min, 60 min ou 120 min. E o último menu é responsável por iniciar a execução da profilaxia. Esses valores pré-determinados foram escolhidos por o equipamento ser um protótipo e, como tal, se torna mais conveniente estabelecer para um funcionamento mais rápido e prático avaliando meramente o seu correto princípio de funcionamento.

O relé que aciona o compressor foi ligado no pino 7, enquanto que o relé responsável pelo ativamente das duas válvulas foi ligado no pino 6. Vale salientar que uma válvula ficou ligada na saída normalmente fechada do relé, e a outra válvula na normalmente aberta, isso garante que enquanto elas direcionem o fluxo de ar para as bolsas de uma das pernas, permita a drenagem de ar da outra perna.

Em relação a subfunção de executar o processo terapêutico, foi escolhida a compressão de ar por se tratar de uma tecnologia de fácil acesso e controle, que

independente do usuário, o sistema manterá a pressão desejada, já que o sensor de pressão consegue captar, a todo instante, a pressão do sistema e enviar os sinais para o microcontrolador, garantindo assim a programação escolhida, além de conseguir atingir as pressões determinadas no projeto com facilidade. Em comparação com a compressão a água, se iguala nos quesitos anteriores, mas se destaca em relação a massa, já que o sistema que trabalha com ar tem menor massa que o sistema que trabalha cheio de água. E quando comparado a estimulação por corrente elétrica se equipara em relação ao custo e desempenho da função, mas supera em praticidade de uso e controle, ou seja, a estimulação por corrente elétrica necessita que os eletrodos sejam fixados no ponto certo de compressão para que haja da maneira correta, além de precisar de uma regulação personalizada, já que não possui um sensor que verifique a todo o tempo a compressão local.

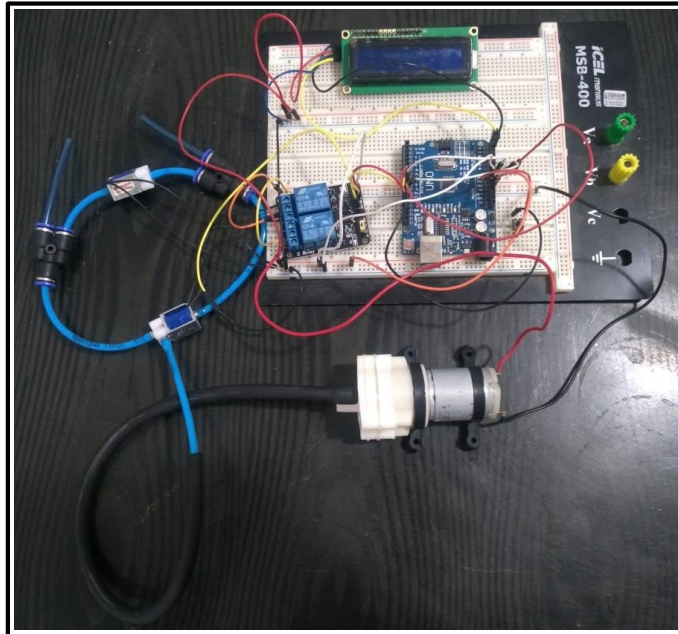
O carregamento via placa solar não foi a solução escolhida para a subfunção de carregar o equipamento, pois depende diretamente da luz solar para efetivar o carregamento, ficando refém da condição do ambiente em que está inserido. A utilização de baterias comuns foi inviável para o projeto por aumentar o custo de operação para o usuário, já que seria preciso trocá-las periodicamente para o perfeito funcionamento do equipamento. Desta maneira a solução de carregador (carregador e bateria recarregável – figura 23) foi a escolhida, já que possui a capacidade de recarregar de maneira simples e não aumenta o custo do usuário durante a utilização.

Figura 23 – Bateria e carregador



Fonte: O autor.

Após a definição de todos os itens e da confecção do *software* obteve-se a montagem do sistema, de forma provisória, em uma *protoboard* (figura 24). E assim foram feitos os testes de funcionamento de interação do *software* e *hardware*.

Figura 24 – Interação do *software* e *hardware*

Fonte: O autor.

Como resultado desta montagem obteve-se o arranjo no qual a entrada da primeira válvula está acoplada com a saída do mini compressor, a sua saída NA direciona o fluxo de ar para a saída da válvula 02, que é a NF. Desta forma o ar segue para as bolsas da perna esquerda. Após alcançar a pressão desejada, o Arduino® manda o comando para a válvula 01 e 02 que invertem seus fluxos, direcionando o ar para a perna direita, enquanto o ar da perna esquerda está sendo drenado pela válvula 02 que utiliza sua entrada como saída de ar.

A figura 25 indica o case montado após o corte, onde o sistema foi acomodado. O acrílico possui boa resistência mecânica, é leve, tem baixo custo e fácil manuseio (corte).

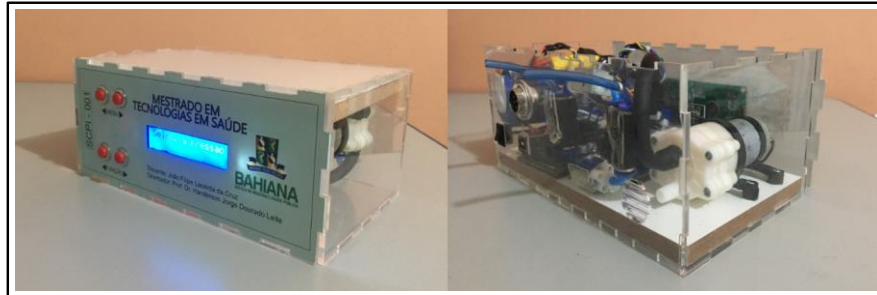
Figura 25 – Case para montagem do sistema



Fonte: O autor.

A integração do *software*, *hardware*, sistema pneumático e *case* resultaram no protótipo SCPI-001, visto na figura 26.








Figura 26 – Protótipo SCPI 001



Fonte: O autor.

Após a realização dos testes das subfunções, que foi guiado pelo quadro 1, trazido anteriormente, foi observado que todas elas corresponderam às expectativas, atuando de maneira eficaz e correspondendo ao que foi projetado para cada uma, conforme mostra a figura 27.

Figura 27 – Resultado dos testes das subfunções

Subfunções	Solução 1	Status do teste
Ajustar o equipamento nos MMII	 Velcro®	Funcionou
Ligar o equipamento	 Botão liga/desliga	Funcionou
Programar terapêutica	 Arduino®	Funcionou
Executar o processo terapêutico	 Compressão de ar	Funcionou
Retirar o equipamento dos MMII	 Velcro®	Funcionou
Desligar o equipamento	 Botão liga/desliga	Funcionou
Carregar o equipamento	 Carregador	Funcionou

Fonte: O autor.

Além de verificar a funcionalidade das subfunções, também foi verificado se as metas do projeto foram alcançadas. Dos dez requisitos do projeto apresentados, anteriormente, no quadro 5, oito foram alcançados, sendo que dois deles tiveram um desempenho satisfatório, “dimensões” e “intervalo de ajuste dos membros inferiores”, ficando muito acima das metas estabelecidas. Apenas dois não conseguiram alcançar a meta estipulada no início do projeto, sendo eles “massa” e “custo de fabricação”.

Quadro 5 – Resultado dos testes das metas

Item	Requisitos do projeto	Metas	Saída Desejável	Saída real	Status do teste
1	Retorno venoso (mmHg) +	Fabricar um dispositivo que proporcione um maior retorno venoso	Intervalo de pressão de 20 mmHg à 80 mmHg	Intervalo de pressão de 20 mmHg à 80 mmHg	Alcançada
2	Dimensões (mm) -	Dimensionar de modo que seja portátil, permitindo a mobilidade do paciente	200 mm X 150 mm X 100 mm	196 mm X 116 mm X 86 mm	Alcançada
3	Massa (Kg) -	Desenvolver um equipamento com a menor massa possível	A massa deve ser no máximo de 1 Kg	1,05 Kg	Não alcançada
4	Volume (L) -	O equipamento deve ter o menor volume possível	Permitir uso durante a deambulação do paciente	1,95 L	Alcançada
5	Autonomia (s) +	O dispositivo deve ser capaz de operar no mínimo 3 h ininterruptas	Autonomia de 3 h	3 h (10.800 s)	Alcançada
6	Custo fabricação (R\$) -	Construir o dispositivo com o menor custo de fabricação possível	Custar no máximo R\$ 600,00	R\$ 801,99	Não alcançada
7	Intervalo de ajuste dos membros inferiores (cm) +	Deve possuir maior variabilidade de ajustes de acordo com diâmetro da perna do paciente	Atender as variações dos diâmetros das pernas (entre 20 à 45 cm)	18 à 51 cm	Alcançada
8	Nº de operações (qtd) -	Permitir operacionalização de forma prática e com baixa complexidade de uso	Deve ser operado no máximo com 5 operações/etapas	4 etapas	Alcançada
9	Nº de Botões (qtd) -	Dispor do menor número de botões para operacionalizar o equipamento	Deve possuir no máximo 6 botões	5 botões	Alcançada
10	Ergonomia +	Construir um equipamento confortável e discreto	Equipamento compacto, leve, confortável e discreto	Equipamento compacto, leve, confortável e discreto	Alcançada

Fonte: O autor.

Mesmo a “massa” sendo um requisito importante para o projeto (terceiro colocado na matriz QFD, representada na figura 8, a sua meta foi ultrapassada em 0,05 Kg, proveniente do incremento da placa de MDF que fez a integração e fixação do *hardware* ao *case*, elemento fundamental para cumprimento das subfunções. Mesmo assim não inviabiliza o projeto, pois se mantém no limite muito próximo a meta.

Por se tratar de um protótipo, o material para sua construção foi comprado no varejo, fazendo com que seu custo de fabricação ficasse acima do que foi planejado, entretanto, ao produzi-lo em larga escala a tendência é que seu custo diminua pois o material para sua fabricação será comprado em atacado. Além disso, o equipamento possui preço menor quando comparado com os modelos disponíveis no mercado.

O custo total do projeto ficou em R\$ 801,99, conforme mostra o quadro 6. Tendo como itens que mais oneraram financeiramente o projeto o mini compressor representando 19,42% (R\$ 155,71), em segundo lugar a bateria de lítio polímero com 14,34% (R\$ 115,00) e em terceiro lugar a calça com uma participação de 13,72% (R\$ 110,00). Desta forma estes são os três pontos que devem ser analisados futuramente, de forma mais minuciosa, a fim de encontrar soluções que diminuam seus custos, e conseqüentemente o custo total do projeto.

Quadro 6 – Lista de materiais x custo

Item	Quantidade	Preço	Participação no custo total
Braçadeira adulto	2 und	R\$ 45,14	5,63%
Braçadeira grande	2 und	R\$ 67,84	8,46%
Calça	1 und	R\$ 110,00	13,72%
Cinta de nylon 2,5 cm	2 m	R\$ 2,80	0,35%
Cinta de nylon 3 cm	1,2 m	R\$ 1,92	0,24%
Fivela plástica de liberação rápida	1 und	R\$ 1,40	0,17%
Interruptor liga/desliga	1 und	R\$ 0,80	0,10%
Arduino uno	1 und	R\$ 39,80	4,96%
Módulo relé 2 canais	1 und	R\$ 15,00	1,87%
Sensor de pressão diferencial	1 und	R\$ 31,36	3,91%
Mini compressor	1 und	R\$ 155,71	19,42%
Display lcd 16x2	1 und	R\$ 29,27	3,65%
Botão pulsador	4 und	R\$ 12,72	1,59%
Válvula solenoide para gás e ar	2 und	R\$ 54,92	6,85%
Estanho para solda	25 g	R\$ 6,99	0,87%
Mangueira pneumática de poliuretano 4 mm	0,5 m	R\$ 0,43	0,05%
Conexão pneumática 4 mm em "Y"	3 und	R\$ 6,00	0,75%
Bateria lítio polímero	1 und	R\$ 115,00	14,34%
Conversor de tensão	1 und	R\$ 8,00	1,00%
Plug conector metálico 4 pinos	1 und	R\$ 16,90	2,11%
Carregador/balanceador para baterias de lítio polímero	1 und	R\$ 37,00	4,61%
Case de acrílico	1 und	R\$ 35,00	4,36%
Parafusos de fixação	30 und	R\$ 2,00	0,25%
Fita de fixação	15 cm	R\$ 0,99	0,12%
MDF de fixação 10 mm	0,02 m ²	R\$ 5,00	0,62%
TOTAL		R\$ 801,99	

Fonte: O autor.

O quadro 7 traz a comparação entre o equipamento desenvolvido (SCPI-001) com os equipamentos já existentes no mercado. Muitas das suas características também fazem parte dos modelos já existentes, no entanto se destaca em dois quesitos que não estão presentes em nenhum outro modelo, que são: permitir deambulação e alterar a programação. Outro quesito em destaque é o seu preço, quando comparado com o mais barato entre todos os outros modelos (modelo 2 + perneira), ele tem o preço 44,69% menor.

Quadro 7 – Comparativo entre o SCPI-001 e modelos existentes no mercado

CARACTERÍSTICAS	MODELO				
	SCPI - 001	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3	Modelo 4
Custo do equipamento	R\$ 801,99	R\$ 7.563,15	R\$ 1.200,00	R\$ 6.900,00	R\$ 5.897,00
Intervalo de pressão	20 mmHg à 80 mmHg	50 mmHg à 60 mmHg	40 mmHg à 135 mmHg*	20 mmHg à 140 mmHg*	45 mmHg à 130 mmHg*
Deteção de reabastecimento venoso	Não	Não	Sim	Sim	Sim
Perneira inclusa no custo do equipamento	Sim	Sim	Não	Não	Não
Custo da perneira	-	-	R\$ 250,00	R\$ 250,00	R\$ 550,00
Varição de programação	Sim	Não	Sim	Sim	Sim
Massa do equipamento	1,05 Kg	2,3 Kg	3 Kg	2 Kg	2,3 kg
Equipamento portátil	Sim	Não	Sim	Sim	Sim
Permitir deambulação	Sim	Não	Não	Não	Não
Permitir alterar programações	Sim	Não	Não	Não	Não

Fonte: O autor.

Outra característica a qual ele se difere em relação aos outros é o intervalo das pressões. Enquanto ele chega até 80 mmHg, os outros modelos alcançam até 140 mmHg, no entanto essa diferença não traz prejuízo ao projeto, já que essa pressão elevada se dá apenas na região plantar, e o modelo SCPI-001 não possui essa região de inflação. Na região da coxa e da panturrilha suas pressões voltam a se igualar.

O único ponto no qual o protótipo não conseguiu se igualar aos demais, foi na característica de detecção de reabastecimento venoso. No entanto o *software* do protótipo consegue suprir essa limitação parcialmente, através das várias programações preexistentes ou através de sua edição. A tecnologia responsável por essa detecção não foi inserida no projeto para não aumentar o seu custo. Ao momento que não se tratava de uma aplicação em humanos não foi possível fazer a análise dessa variável, uma vez que constituições orgânicas como disposição muscular, constituição óssea, diâmetro vascular e estruturas nervosas são vieses que só

poderiam ser trabalhados quando aplicados em seres humanos, não sendo o objetivo deste trabalho.

O estudo apresentou como limitação a falta de sua validação, uma vez que para tal dependeria de protocolo específico para intervenções em humanos, representando uma etapa subsequente a este trabalho.

Desta forma, a primeira perspectiva para melhoria deste trabalho é a sua validação seguida da realização do ensaio clínico para poder analisar seus efeitos no paciente.

Frente a esta limitação impede o lançamento do produto comercialmente, porém permite corroborar com as tecnologias já utilizadas, trazendo novas opções de uso. O presente estudo possibilitará que uma tecnologia de difícil acesso possa vir a ser utilizada por uma maior parcela da sociedade, isto devido a dois fatores, sendo o primeiro seu custo relativamente baixo quando comparado aos demais equipamentos do mercado; e o segundo, por se tratar de uma tecnologia *open source* e ter suas informações de construção disponibilizadas, tornando o projeto acessível e replicável.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A construção de um sistema para profilaxia da TVP funcional foi factível obtendo desempenho satisfatório.

O SCPI foi projetado a partir de matrizes específicas que contemplavam as necessidades dos usuários, aplicando os princípios de resolubilidade contidos na metodologia aplicada.

O SCPI foi submetido a verificação de especificações técnicas com desempenho satisfatório.

REFERÊNCIAS

1. Ribeiro MA, Netto PG, Lage SG. Desafios na profilaxia do tromboembolismo venoso: abordagem do paciente crítico. *Rev Bras Ter Intensiva*. 2008;18(3):316–9.
2. Olaf M., R. C. Deep venous thrombosis. *Emerg Med Clin North Am* [Internet]. 2017;35:743–70. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.emc.2017.06.003>
3. Machado NLB, Leite TL e, Pitta GBB. Frequência da profilaxia mecânica para trombose venosa profunda em pacientes internados em uma unidade de emergência de Maceió. *J Vasc Bras* [Internet]. 2008 Dec;7(4):333–40. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1677-54492008000400008&lng=pt&tlng=pt
4. Franco R de M, Simezo V, Bortoleti RR, Braga EL, Abrão AR, Linardi F, et al. Profilaxia para tromboembolismo venoso em um hospital de ensino. *J Vasc Bras* [Internet]. 2006 Jun;5(2):131–8. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1677-54492006000200009&lng=pt&tlng=pt
5. Pontelli EP, Scialom JM, Santos-Pontelli TEG dos. Profilaxia tromboembólica farmacológica e por compressão pneumática intermitente em 563 casos consecutivos de abdominoplastia. *Rev Bras Cir Plástica* [Internet]. 2012 Mar;27(1):77–86. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1983-51752012000100013&lng=pt&nrm=iso&tlng=em
6. Bates SM, Jaeschke R, Stevens SM, Goodacre S, Wells PS, Stevenson MD. Diagnosis of DVT. *Chest* [Internet]. 2012 Feb;141(2):e351S–e418S. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0012369212601287>
7. Barros MVL, Pereira VSR, Pinto DM. Controversies in the diagnosis and treatment of deep vein thrombosis for vascular ultrasound. *J Vasc Bras*. 2012;11(2):137–43.
8. van Adrichem RA, Nelissen RGHH, Schipper IB, Rosendaal FR, Cannegieter SC. Risk of venous thrombosis after arthroscopy of the knee: Results from a large population-based case-control study. *J Thromb Haemost*. 2015;13(8):1441–8.
9. Aghourian MN, Lemarié CA, Blostein MD. In vivo monitoring of venous thrombosis in mice. *J Thromb Haemost*. 2012;10(3):447–52.
10. BRASIL MDS. Trombose: causas, sintomas, diagnóstico, tratamento e prevenção. 2018; Available from: <http://www.saude.gov.br/saude-de-a-z/trombose-causas-sintomas-diagnostico-tratamento-e-prevencao> . Acesso em: 04 maio 2019, às 19h45.

11. McManus RJ, Fitzmaurice DA, Murray E, Taylor C. Thromboembolism. *BMJ Clin Evid* [Internet]. 2011 Mar 8;2011(June 2010):1–23. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21385473>
12. Wilbur J., B. S. Deep venous thrombosis and pulmonary embolism: current therapy. *Am Fam Physician*. 2017;95(4):295–302.
13. Saluja M, Gilling P. Venous thromboembolism prophylaxis in urology : A review. *Int J Urol*. 2017;1–5.
14. Næss IA, Christiansen SC, Romundstad P, Cannegieter SC, Rosendaal FR, Hammerstrøm J. Incidence and mortality of venous thrombosis: A population-based study. *J Thromb Haemost*. 2007;5(4):692–9.
15. Ohki AV, Bellen B van. A incidência regional do tromboembolismo venoso no Brasil. *J Vasc Bras* [Internet]. 2017 Sep;16(3):227–31. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1677-54492017000300227&lng=pt&tlng=pt
16. Brown HK, Simpson AJ, Murchison JT. The influence of meteorological variables on the development of deep venous thrombosis. *Thromb Haemost*. 2009;102(4):676–82.
17. Kleinfelder D, Andrade JL SS, Carvalho FC BB. A sazonalidade do tromboembolismo venoso no clima subtropical de São Paulo. *J Vasc Bras*. 2009;8(1):29–32.
18. Petterson TM, O’Fallon WM, Heit JA, Melton LJ, Mohr DN, Silverstein MD. Risk Factors for Deep Vein Thrombosis and Pulmonary Embolism. *Arch Intern Med*. 2003;160(6):809.
19. Pereira CA, Brito SS de, Martins AS, Almeida CM. Profilaxia da trombose venosa profunda: aplicação prática e conhecimento teórico em um hospital geral. *J Vasc Bras*. 2008;7(1):18–27.
20. Palareti G, Poli D. The prevention of venous thromboembolism recurrence in the elderly: a still open issue. *Expert Rev Hematol* [Internet]. 2018;11(11):903–9. Available from: <https://doi.org/10.1080/17474086.2018.1526667>
21. Horner D. Individual risk factors predictive of venous thromboembolism in patients with temporary lower limb immobilisation due to injury: a systematic review. 2017. 0–2 p.
22. Ribeiro DD, Lijfering WM, Barreto SM, Lopes FD, Pires GDS, Rosendaal FR, et al. Risk of recurrent venous thrombosis related to past provoking risk situations: Follow-up of a cohort study. *Blood Coagul Fibrinolysis*. 2013;24(5):562–6.
23. Veiga AGM, Passeri CR PS. Tromboembolismo venoso. *Rev Bras Med* [Internet]. 2014;1–6. Available from:

- http://www.moreirajr.com.br/revistas.asp?id_materia=5508&fase=imprime
24. Martinelli I, Bucciarelli P, Mannucci PM. Thrombotic risk factors: Basic pathophysiology. *Crit Care Med*. 2010;38(SUPPL. 2).
 25. Gallerani M, Boari B, de Toma D, Salmi R, Manfredini R. Seasonal variation in the occurrence of deep vein thrombosis. *Med Sci Monit*. 2004;10(5):Cr191-6.
 26. Timp JF, Braekkan SK, Versteeg HH, Cannegieter SC. Epidemiology of cancer-associated venous thrombosis. *Blood*. 2013;122(10):1712–23.
 27. Kreidy R. Contribution of recurrent venous thrombosis and inherited thrombophilia to the pathogenesis of postthrombotic syndrome. *Clin Appl Thromb*. 2015;21(1):87–90.
 28. Giannini M, Rollo HA, Maffei FH de A. O papel do mapeamento dúplex no diagnóstico da trombose venosa profunda assintomática dos membros inferiores. *J Vasc Bras* [Internet]. 2005 Sep;4(3):290–6. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1677-54492005000300012&lng=pt&tlng=pt
 29. Rocha AT, Paiva EF, Lichtenstein A, Milani R, Cavalheiro-Filho C, Maffei FH. Risk-assessment algorithm and recommendations for venous thromboembolism prophylaxis in medical patients. *Vasc Health Risk Manag*. 2007;3(4):533–53.
 30. Maffei F, Caiafa J, Ramacciott IE, Castro A. Normas de orientação clínica para prevenção, diagnóstico e tratamento da trombose venosa profunda (SBACV). *J Vas Bras*. 2005;4 (Supl 3):205–20.
 31. Pitta GBB, Leite TL e, Silva M do DC e, Melo CFL de, Calheiros GDA. Avaliação da utilização de profilaxia da trombose venosa profunda em um hospital escola. *J Vasc Bras* [Internet]. 2007 Dec;6(4):344–51. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1677-54492007000400008&lng=pt&tlng=pt
 32. Nicolaidis AN, Breddin HK, Fareed J et al. Prevention of venous thromboembolism: International Consensus Statement. *J Vasc Bras*. 2002;1:133–70.
 33. Luiza A, Engelhorn V, César A, Garcia F, Cassou MF, Birckholz L. ARTIGO ORIGINAL Profilaxia da trombose venosa profunda-estudo epidemiológico em um hospital escola Deep venous thrombosis prophylaxis-epidemiological study in a medical school hospital. *J Vasc Br*. 2002;1:2–97.
 34. Bates SM, Rajasekhar A, Middeldorp S, McLintock C, Rodger MA, James AH, et al. American Society of Hematology 2018 guidelines for management of venous thromboembolism: venous thromboembolism in the context of pregnancy. *Blood Adv*. 2018;2(22):3317–59.
 35. Presti, Calógero; Miranda Jr, Fausto; Pânico, Marília Duarte Brandão; Porto,

- Carmen Lúcia Lascasas Porto; Marques, Marcos Áreas; Yoshida R de A. Projeto Diretrizes SBACV - Trombose venosa profunda -: diagnóstico e tratamento. 2015;35. Available from: <http://www.sbacv.com.br/lib/media/pdf/diretrizes/trombose-venosa-profunda.pdf>
36. Piccinato CE. Trombose venosa pós-operatória. *Medicina (B Aires)*. 2008;41(4):477–86.
 37. Fernandes CJC dos S, Alves Júnior JL, Gavilanes F, Prada LF, Morinaga LK, Souza R. New anticoagulants for the treatment of venous thromboembolism. *J Bras Pneumol [Internet]*. 2016 Apr;42(2):146–54. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1806-37132016000200146&lng=en&tlng=en
 38. Garcia F, César A, Souza V De, Volpato E, Mônica L, Souza V De, et al. Realidade do uso da profilaxia para trombose venosa profunda : da teoria à prática Reality check : use of deep venous thrombosis prophylaxis : from theory to practice. 2005.
 39. Kwak HS, Cho JH, Kim JT, Yoo JJ, Kim HJ. Intermittent pneumatic compression for the prevention of venous thromboembolism after total hip arthroplasty. *CiOS Clin Orthop Surg*. 2017;9(1):37–42.
 40. Imai N, Ito T, Suda K, Miyasaka D, Endo N. Manual calf massage and passive ankle motion reduce the incidence of deep vein thromboembolism after total hip arthroplasty. *J Orthop Sci [Internet]*. 2017;22(4):726–30. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jos.2017.03.006>
 41. Boonyawat K, Crowther M. Venous Thromboembolism Prophylaxis in Critically Ill Patients. *Semin Thromb Hemost [Internet]*. 2015 Feb 16;41(01):068–74. Available from: <http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-0034-1398386>
 42. Nicolaidis, Andrew & Fareed, J & Kakkar, A.K. & Breddin, H.K. & Goldhaber, Samuel & Hull, Russell & Kakkar, V.V. & Michiels, Jan & Myers, K & Samama, Meyer & Sasahara, A & Kalodiki E. Prevention and treatment of venous thromboembolism International Consensus Statement (Guidelines according to scientific evidence). Vols. 25:101-161, *International Angiology*. 2006. 130 p.
 43. Ravikumar R, Williams KJ, Babber A, Moore HM, Lane TRA, Shalhoub J. Neuromuscular electrical stimulation for the prevention of venous thromboembolism. *Phlebology*. 2018;33(6):367–78.
 44. Pavon JM, Adam SS, Razouki ZA, McDuffie JR, Lachiewicz PF, Kosinski AS. Effectiveness of Intermittent Pneumatic Compression Devices for Venous Thromboembolism Prophylaxis in High-Risk Surgical Patients: A Systematic Review. *J Arthroplasty*. 2016;31(2):524–32.
 45. Urbankova J, Quiroz R, Kucher N, Goldhaber SZ. Intermittent pneumatic compression and deep vein thrombosis prevention. *Thromb Haemost [Internet]*.

- 2005 Dec 7;94(12):1181–5. Available from: <http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1160/TH05-04-0222>
46. Zuj KA, Prince CN, Hughson RL, Peterson SD. Enhanced muscle blood flow with intermittent pneumatic compression of the lower leg during plantar flexion exercise and recovery. *J Appl Physiol.* 2017;124(2):302–11.
 47. Sistema de Compressão SCD EXPRESS™ [Internet]. 2012. Available from: <http://www.safesolucoes.com.br/site/index.php/produtos-da-loja/compressao-pneumatica/sistema-de-compressao-scd-express-detail> . Acesso em: 04 maio 2019, às 19h45.
 48. Kakkos SK, Szendro G, Griffin M, Daskalopoulou SS, Nicolaidis AN. The efficacy of the new SCD response compression system in the prevention of venous stasis. *J Vasc Surg.* 2000;32(5):932–40.
 49. Sakai T, Izumi M, Kumagai K, Kidera K, Yamaguchi T, Asahara T, et al. Effects of a foot pump on the incidence of deep vein thrombosis after total knee arthroplasty in patients given edoxaban:A randomized controlled study. *Med (United States).* 2016;95(1):1–8.
 50. Forcelinni F. Projeto conceitual. Apostila do Núcleo de desenvolvimento integrado de produtos da Universidade Federal de Santa Catarina. 2003.
 51. Rozenfeld H, Forcellini FA, Amaral DC, Toledo JC, Silva SL, Alliprandini DH SRK. *Gestão de desenvolvimento de produtos: Uma referência para a melhoria do processo.* Saraiva. São Paulo; 2006.
 52. ARDUINO. Available from: <https://www.arduino.cc/> . Acesso em: 04 maio 2019, às 19h45.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Código fonte

```
// --- Bibliotecas Auxiliares ---
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include "HX711.h"

#define DOUT A0 //HX711 DATA OUT = pino A0 do Arduino
#define CLK A1 //HX711 SCK IN = pino A1 do Arduino

HX711 balanca(DOUT, CLK); //Instância os sensor de pressão

float calibration_factor = 42120; //Fator de calibração

// --- Mapeamento de Hardware ---
#define butUp 9 //Botão para selecionar tela acima no digital 9
#define butDown 10 //Botão para selecionar tela abaixo no digital 10
#define butP 11 //Botão de ajuste mais no digital 11
#define butM 12 //Botão de ajuste menos no digital 12
#define Motor 7 //Saída para controle do Motor
#define Valv 6 //Saída para controle da Válvula 1 e da Válvula 2

// --- Protótipo das Funções Auxiliares ---
void changeMenu(); //Função para modificar o menu atual
void lcdMenu(); //Função para mostrar o menu atual
void pressao(); //Função do menu1, pressão
void tciclo(); //Função do menu2, duração do ciclo
void duracao(); //Função do menu3, duração total
void execucao(); //Função para executar o programa

// --- Variáveis Globais ---
char menu = 0x01; //Variável para selecionar o menu
char set1 = 0x00, //Variável para selecionar a pressão
      set2 = 0x00, //Variável para selecionar a duração do ciclo
      set3 = 0x00, //Variável para selecionar a duração da profilaxia
      set4 = 0x00; //Variável para executar o programa
long temp1 = 0, //Variável para ajustar a pressão
      temp2 = 0, //Variável para ajustar a duração do ciclo
      temp3 = 0, //Variável para ajustar a duração da profilaxia
      cont = 0; //Variável para encerrar o programa
boolean t_butUp, t_butDown, t_butP, t_butM; //Flags para armazenar o estado
dos botões

// --- Hardware do LCD ---
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);

// --- Configurações Iniciais ---
void setup() {

    pinMode(Motor, OUTPUT); //Configura saída para o Motor
    pinMode(Valv, OUTPUT); //Configura saída para o Válvula 1 e para Válvula
2
    pinMode(butUp, INPUT_PULLUP); //Botão para selecionar tela acima no
digital 9
```

```

    pinMode(butDown, INPUT_PULLUP); //Botão para selecionar tela abaixo no
digital 10
    pinMode(butP, INPUT_PULLUP); //Botão de ajuste mais no digital 11
    pinMode(butM, INPUT_PULLUP); //Botão de ajuste menos no digital 12

    t_butUp = 0x00; //Limpa flag do botão Up
    t_butDown = 0x00; //Limpa flag do botão Down
    t_butP = 0x00; //Limpa flag do botão P
    t_butM = 0x00; //Limpa flag do botão M

    digitalWrite(Motor, HIGH); //Motor inicia desligado
    digitalWrite(Valv, HIGH); //Válvula 2 ligada no NF do relé (inicia
energizada) + Válvula 1 ligada no NA do relé (inicia desenergizada)

    Serial.begin(9600); //Impressão de variáveis no monitor serial
} //end setup

// --- Loop Infinito ---
void loop() {

    changeMenu();
    lcdMenu();

} //end loop

// --- Desenvolvimento das Funções Auxiliares ---
void changeMenu() //Modifica o menu atual
{
    if (!digitalRead(butUp)) t_butUp = 0x01; //Botão Up pressionado?
Seta flag
    if (!digitalRead(butDown)) t_butDown = 0x01; //Botão Down pressionado?
Seta flag

    if (digitalRead(butUp) && t_butUp) //Botão Up solto e flag setada?
    { //Sim...
        t_butUp = 0x00; //Limpa flag

        lcd.clear(); //Limpa LCD
        menu++; //Incrementa menu

        if (menu > 0x04) menu = 0x01; //Se menu maior que 4, volta a ser 1
    } //end butUp

    if (digitalRead(butDown) && t_butDown) //Botão Down solto e flag setada?
    { //Sim...
        t_butDown = 0x00; //Limpa flag

        lcd.clear(); //Limpa LCD
        menu--; //Decrementa menu

        if (menu < 0x01) menu = 0x04; //Se menu menor que 1, volta a ser 4
    } //end butDown

} //end changeMenu

void lcdMenu() //Mostra o menu atual
{
    switch (menu) //Controle da variável menu

```

```

{
  case 0x01: //Caso 1
    pressao(); //Chama a função pressão

    break; //break
  case 0x02: //Caso 2
    tciclo(); //Chama a função do ciclo

    break; //break
  case 0x03: //Caso 3
    duracao(); //Chama a função da duração

    break; //break
  case 0x04: //Caso 4
    execucao(); //Chama função para executar

    break; //break

} //end switch menu

} //end lcdMenu

void pressao() //Menu pressão (menu 1)
{

  lcd.setCursor(0, 0); //Posiciona cursor na coluna 1, linha 1
  lcd.print("Selec. a pressao"); //Imprime mensagem do menu 1

  if (!digitalRead(butP))    t_butP    = 0x01; //Botão P pressionado? Seta
  flag
  if (!digitalRead(butM))    t_butM    = 0x01; //Botão M pressionado? Seta
  flag

  if (digitalRead(butP) && t_butP) //Botão P solto e flag setada?
  { //Sim...
    t_butP = 0x00; //Limpa flag

    set1++; //Incrementa set1

    if (set1 > 0x04) set1 = 0x01; //Se maior que 4, volta a ser 1

  switch (set1) //Controle do set1
  {
    case 0x01: //Caso 1
      lcd.setCursor(0, 1); //Posiciona cursor na coluna 1, linha 2
      lcd.print("Pressao 01"); //Imprime mensagem - 20mmHg
      temp1 = 37186,8;
      break; //Break
    case 0x02: //Caso 2
      lcd.setCursor(0, 1); //Posiciona cursor na coluna 1, linha 2
      lcd.print("Pressao 02"); //Imprime mensagem - 40 mmHg
      temp1 = 74373,6;
      break; //Break
    case 0x03: //Caso 3
      lcd.setCursor(0, 1); //Posiciona cursor na coluna 1, linha 2
      lcd.print("Pressao 03"); //Imprime mensagem - 60 mmHg
      temp1 = 111560,4;
      break; //Break
    case 0x04: //Caso 4
      lcd.setCursor(0, 1); //Posiciona cursor na coluna 1, linha 2

```

```

        lcd.print("Pressao 04"); //Imprime mensagem - 80 mmHg
        temp1 = 148747,2;
        break; //Break

    } //end switch set1

} //end butP

} //end pressão

void tciclo() //Duração de cada ciclo (menu 2)
{

    lcd.setCursor(0, 0); //Posiciona cursor na coluna 1, linha 1
    lcd.print("tempo de ciclo"); //Imprime mensagem do menu 2

    if (!digitalRead(butP))    t_butP    = 0x01; //Botão P pressionado? Seta
    flag
    if (!digitalRead(butM))    t_butM    = 0x01; //Botão M pressionado? Seta
    flag

    if (digitalRead(butP) && t_butP) //Botão P solto e flag setada?
    { //Sim...
        t_butP = 0x00; //Limpa flag

        set2++; //Incrementa set2

        if (set2 > 0x04) set2 = 0x01; //Se maior que 4, volta a ser 1

        switch (set2) //Controle do set2
        {
            case 0x01: //Caso 1
                lcd.setCursor(0, 1); //Posiciona cursor na coluna 1, linha 2
                lcd.print("10 s"); //Imprime mensagem
                temp2 = 10000;
                break; //Break
            case 0x02: //Caso 2
                lcd.setCursor(0, 1); //Posiciona cursor na coluna 1, linha 2
                lcd.print("15 s"); //Imprime mensagem
                temp2 = 15000;
                break; //Break
            case 0x03: //Caso 3
                lcd.setCursor(0, 1); //Posiciona cursor na coluna 1, linha 2
                lcd.print("20 s"); //Imprime mensagem
                temp2 = 20000;
                break; //Break
            case 0x04: //Caso 4
                lcd.setCursor(0, 1); //Posiciona cursor na coluna 1, linha 2
                lcd.print("30 s"); //Imprime mensagem
                temp2 = 30000;
                break; //Break

        } //end switch set2

    } //end butP

} //end tciclo

void duracao() //Duração total da profilaxia (menu 3)

```

```

{
    lcd.setCursor(0, 0); //Posiciona cursor na coluna 1, linha 1
    lcd.print("tempo de duracao"); //Imprime mensagem do menu 3

    if (!digitalRead(butP))    t_butP    = 0x01; //Botão P pressionado? Seta
flag
    if (!digitalRead(butM))    t_butM    = 0x01; //Botão M pressionado? Seta
flag

    if (digitalRead(butP) && t_butP) //Botão P solto e flag setada?
    { //Sim...
        t_butP = 0x00; //Limpa flag

        set3++; //Incrementa set3

        if (set3 > 0x05) set3 = 0x01; //Se maior que 5, volta a ser 1

        switch (set3) //Controle do set3
        {
            case 0x01: //Caso 1
                lcd.setCursor(0, 1); //Posiciona cursor na coluna 1, linha 2
                lcd.print("15 min"); //Imprime mensagem
                temp3 = 900000;
                break; //Break
            case 0x02: //Caso 2
                lcd.setCursor(0, 1); //Posiciona cursor na coluna 1, linha 2
                lcd.print("30 min"); //Imprime mensagem
                temp3 = 1800000;
                break; //Break
            case 0x03: //Caso 3
                lcd.setCursor(0, 1); //Posiciona cursor na coluna 1, linha 2
                lcd.print("45 min"); //Imprime mensagem
                temp3 = 2700000;
                break; //Break
            case 0x04: //Caso 4
                lcd.setCursor(0, 1); //Posiciona cursor na coluna 1, linha 2
                lcd.print("60 min"); //Imprime mensagem
                temp3 = 3600000;
                break; //Break
            case 0x05: //Caso 5
                lcd.setCursor(0, 1); //Posiciona cursor na coluna 1, linha 2
                lcd.print("120 min"); //Imprime mensagem
                temp3 = 7200000;
                break; //Break

        } //end switch set3

    } //end butP

} //end duração

void execucao() //Função para executar o programa (menu 4)
{
    lcd.setCursor(0, 0); //Posiciona cursor na coluna 1, linha 1
    lcd.print("Executar"); //Imprime mensagem do menu 4

```

```

    if (!digitalRead(butP))    t_butP    = 0x01; //Botão P pressionado? Seta
    flag
    if (!digitalRead(butM))    t_butM    = 0x01; //Botão M pressionado? Seta
    flag

    if (digitalRead(butP) && t_butP) //Botão P solto e flag setada?
    { //Sim...
        t_butP = 0x00; //Limpa flag

        set4++; //Incrementa set4

        if (set4 > 0x02) set4 = 0x01; //Se maior que 4, volta a ser 1

        switch (set4) //Controle do set4
        {
            case 0x01: //Caso 1 (Execução)

                while (temp3 > cont ) //Condição para encerrar o programa
                (profilaxia)
                {
                    float P1, P2; //Cria a variável P para que receber posteriormente
                    o valor de leitura do sensor de pressão

                    Serial.println(cont); //Imprime no monitor serial o valor da
                    variável cont
                    Serial.println(temp1); //Imprime no monitor serial o valor da
                    variável temp1
                    Serial.println(temp2); //Imprime no monitor serial o valor da
                    variável temp2
                    Serial.println(temp3); //Imprime no monitor serial o valor da
                    variável temp3

                    lcd.setCursor(0, 1); //Posiciona cursor na coluna 1, linha 2
                    lcd.print("Executando..."); //Imprime mensagem
                    digitalWrite(Motor, LOW); //Liga o Motor
                    P1 = (balanca.get_units(), 3); //Assume P como a leitura do
                    sensor de pressão (com 3 casas decimais)
                    P2 = (balanca.get_units(), 3); //Assume P (novamente) como a
                    leitura atual do sensor de pressão (com 3 casas decimais)
                    if (P1 < temp1) {
                        digitalWrite(Valv, LOW); //Válvula 2 ligada no NF do relé
                        (energizada) + Válvula 1 ligada no NA do relé (desenergizada)
                    }
                    else if (P2 < temp1) {
                        digitalWrite(Valv, HIGH); //Válvula 2 ligada no NF do relé
                        (desenergizada) + Válvula 1 ligada no NA do relé (energizada)
                    }
                    else {
                        cont = temp3 + 1;
                    }
                    digitalWrite(Valv, LOW); //Válvula 2 ligada no NF do relé
                    (energizada) + Válvula 1 ligada no NA do relé (desenergizada)
                    delay(temp2); //Determina o intervalo de duração de cada ciclo
                    cont = cont + temp2; //Contador de tempo para condição de
                    encerramento do programa

                } //end Ciclo

            case 0x02: //Caso 2

```

```
    lcd.clear(); //Limpa LCD
    lcd.setCursor(0, 1); //Posiciona cursor na coluna 1, linha 2
    lcd.print("Em espera"); //Imprime mensagem
    digitalWrite(Motor, HIGH); //Desliga o Motor
    digitalWrite(Valv, LOW); //Válvula 2 ligada no NF do relé
    (energizada) + Válvula 1 ligada no NA do relé (desenergizada)
    break; //Break

} //end switch set4

} //end butP

} //end execucao
```