



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

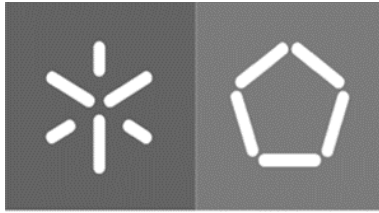
Mariana Costa Araújo **Estudo e conceção de um dispositivo para massagem cardíaca**

Mariana Costa Araújo

**Estudo e conceção de um dispositivo
para massagem cardíaca**

UMINHO | 2021

março 2021



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Mariana Costa Araújo

**Estudo e conceção de um dispositivo
para massagem cardíaca**

Dissertação de Mestrado
Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

Trabalho efetuado sob a orientação de
**Professor Doutor Eurico Augusto Rodrigues de
Seabra**
**Professor Doutor Luís Fernando Sousa Ferreira
da Silva**

DIREITOS DE AUTOR E CONDIÇÕES DE UTILIZAÇÃO DO TRABALHO POR TERCEIROS

Este é um trabalho académico que pode ser utilizado por terceiros desde que respeitadas as regras e boas práticas internacionalmente aceites, no que concerne aos direitos de autor e direitos conexos.

Assim, o presente trabalho pode ser utilizado nos termos previstos na licença abaixo indicada.

Caso o utilizador necessite de permissão para poder fazer um uso do trabalho em condições não previstas no licenciamento indicado, deverá contactar o autor, através do RepositóriUM da Universidade do Minho.



**Atribuição-NãoComercial-SemDerivações
CC BY-NC-ND**

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>

AGRADECIMENTOS

Para que esta dissertação de mestrado acontecesse, muitas horas e muitos dias de trabalho foram necessários assim como muito esforço e dedicação para que este projeto chegasse ao final.

Em primeiro lugar, tenho de agradecer aos meus pais por me terem apoiado em tudo, não só ao longo dos meus cinco anos de percurso universitário, como ao longo de toda a minha vida, são sem dúvida, a minha maior motivação para querer ser cada vez mais e melhor e poder construir um dia uma vida como a que eles construíram. Ao longo desta etapa, nunca deixaram que nada me faltasse e sacrificaram-se muitas vezes em prol do meu crescimento e desenvolvimento académico.

Um agradecimento especial vai também para a minha irmã, que é a minha maior companheira de vida e principalmente na fase final desta dissertação e mostrou-me, que mesmo que algo seja muito difícil de ser feito, temos de insistir sem desistir.

Ao meu namorado, João, por ser a pessoa que é e por sempre ter acreditado em mim. Um obrigado enorme por toda a paciência, companheirismo, compreensão e amizade que sempre teve para comigo. Sem ele, este percurso teria sido, sem dúvida, muito mais complicado.

Estes cinco anos não teriam sido vividos da mesma forma se ao meu lado não tivesse tido as quatro pessoas mais especiais. Obrigada às minhas colegas de curso e amigas para a vida Filipa, Jacinta, Juliana e Rita que partilharam comigo todos os momentos de conquistas, dificuldades e derrotas, sem nunca deixarem que me sentisse sozinha. Foram muitas horas de trabalho e estudo em conjunto, mas acima de tudo, foram muitas horas de conversas e gargalhadas juntas que fizeram com que este percurso se tenha tornado inesquecível.

Tratando-se de uma dissertação de Engenharia Biomédica, em que os principais destinatários deste dispositivo seriam as equipas de socorrismo, nomeadamente bombeiros, agradeço ao Comandante dos Bombeiros de Vila das Aves, Pedro Magalhães, que se mostrou bastante disponível para me ajudar a compreender toda a cadeia de suporte básico de vida e correta realização das compressões cardíacas manuais. Para além disso, foi essencial, no sentido de compreender quais as principais especificações para um dispositivo de massagem cardíaca.

A fase final desta dissertação só foi possível graças a toda a ajuda, disponibilidade e atenção dos Engenheiros José Azevedo e Cátia Reis que dedicaram parte do seu tempo livre para me ajudarem a pensar em diferentes soluções viáveis para o projeto. Com certeza que sem o auxílio deles o trabalho teria sido muito mais difícil.

Por fim, agradeço aos meus professores orientadores, Professor Doutor Eurico Seabra e Professor Doutor Luís Ferreira da Silva, por me terem proposto este desafio e por tudo o que me

ensinaram ao longo desta dissertação. Muito obrigada por toda a paciência e ensinamentos que levo para a vida.

DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE

Declaro ter atuado com integridade na elaboração do presente trabalho académico e confirmo que não recorri à prática de plágio nem a qualquer forma de utilização indevida ou falsificação de informações ou resultados em nenhuma das etapas conducente à sua elaboração. Mais declaro que conheço e que respeitei o Código de Conduta Ética da Universidade do Minho.

RESUMO

O número de mortos associados a paragens cardiorrespiratórias é cada vez mais elevado, sendo este um dos motivos para classificar esta causa como uma das principais causas de morte atualmente em Portugal. Isto deve-se ao facto de a população portuguesa apresentar um grande histórico de doenças cardíacas, ou um estilo de vida sedentário, por outro lado trata-se de uma população cada vez mais envelhecida, em que as paragens cardiorrespiratórias são bastante frequentes.

Após ser identificada uma paragem cardiorrespiratória, a sua intervenção deverá ser imediata, iniciando-se a cadeia de suporte básico de vida, em que são realizadas um conjunto de manobras, entre as quais compressões cardíacas manuais. No entanto, este método manual não é suficientemente eficaz, podendo provocar a exaustão no socorrista e este ver-se obrigado a ter de desistir de socorrer o seu paciente.

A Engenharia Biomédica tem como função auxiliar as necessidades existentes nestas áreas e através do desenvolvimento de dispositivos tornar o trabalho dos profissionais de saúde mais simples e mais eficaz. Por conseguinte, revelou-se essencial o desenvolvimento de um dispositivo capaz de realizar massagens cardíacas de forma automática, para que o socorrista pudesse realizar outras funções enquanto o dispositivo executaria de forma correta a massagem. Esta dissertação pretende dar resposta a essa dificuldade através do desenvolvimento de um dispositivo, capaz de se ajustar às dimensões da população portuguesa, nomeadamente às crianças, sendo que os dispositivos atuais não apresentam essa capacidade, que seja facilmente ajustável e com uma utilização intuitiva e cujo custo não seja tão elevado, comparativamente com os restantes dispositivos.

De forma a compreender como pode ser desenvolvido um dispositivo de massagem cardíaca, foram estudadas as compressões torácicas manuais e quais as limitações deste processo, tornando-se possível analisar as especificações que o dispositivo deveria ter.

O estudo principal desta dissertação foi focado sobre o mecanismo de compressão, de forma a perceber como é que este poderia ser otimizado e simular as compressões manuais de forma mais eficaz. Foi realizada uma análise de movimento e o desenvolvimento de um mecanismo do tipo *came-seguidor*. O conceito de dispositivo final foi desenvolvido com recurso ao *software Solidworks 2019*, em que os detalhes de elaboração tanto a nível de ajustes, como funcionamento e estético foram devidamente apresentados e justificados.

Por fim, é realizada uma breve conclusão, em que são apresentadas melhorias que podem ser consideradas como ponto de partida para um trabalho futuro.

Palavras-chave: Suporte básico de vida, ressuscitação cardiopulmonar automática, massagem cardíaca

ABSTRACT

The number of deaths associated with cardiorespiratory arrest is increasing, and this is one of the reasons for classifying this cause as one of the main causes of death in Portugal today. This happens because the Portuguese population has a great history of heart diseases, or a sedentary lifestyle, on the other hand it is an increasingly aged population, in which cardiac arrest is quite frequent.

After being identified a cardiorespiratory arrest, its intervention should be immediate, starting the basic life support chain, in which a series of maneuvers are performed, including manual cardiac compressions. However, this manual method is not effective enough and can cause exhaustion in the rescuer and he is forced to give up rescuing his patient.

Biomedical Engineering has the function of helping the existing needs in these areas and through the development of devices make the work of health professionals simpler and more effective. Therefore, it was essential to develop a device capable of performing cardiac massages automatically, so that the rescuer could perform other functions while the device would perform the massage correctly. This dissertation aims to respond to this difficulty by developing a device capable of adjusting to the dimensions of the Portuguese population, particularly children, and the current devices do not have this capacity, which is easily adjustable and intuitive to use and whose cost is not as high as other devices.

To understand how a cardiac massage device can be developed, manual chest compressions were studied and what the limitations of this process are, making it possible to analyze the specifications that the device should have.

The main study of this dissertation was focused on the compression mechanism, to understand how it could be optimized and simulate manual compressions more effectively. A movement analysis and the development of a cam-guide-type mechanism were performed. The final device concept was developed using *Solidworks* 2019 software, in which the details of the elaboration, both in terms of adjustments, operation and aesthetics, were duly presented and justified.

Finally, a brief conclusion is made, in which improvements are presented that can be considered as a starting point for future work.

Key words: basic life support, automatic cardiopulmonary resuscitation, cardiac massage

ÍNDICE

Agradecimentos.....	ii
Resumo.....	v
Abstract.....	vii
Índice.....	ix
Lista de Figuras.....	xii
Lista de Tabelas.....	xv
Lista de abreviaturas, siglas e acrónimos.....	xvi
1. Introdução.....	1
1.1. Motivação e objetivos.....	2
1.2. Estrutura do trabalho.....	4
2. Problemática em estudo: Paragem cardiopulmonar.....	7
2.1. Paragem cardiopulmonar.....	7
2.2. Mecanismo do fluxo sanguíneo.....	8
2.3. Massagem cardíaca.....	10
2.3.1. Enquadramento histórico.....	11
2.3.2. Suporte básico de vida.....	11
2.3.3. Limitações da massagem cardíaca.....	15
2.3.4. Riscos para a vítima.....	16
2.4. Estudo antropométrico.....	17
2.4.1. Medidas antropométricas.....	17
3. Pesquisa de mercado – Dispositivos de massagem cardíaca.....	23
3.1. Revisão de literatura.....	23
3.2. Dispositivos de massagem cardíaca.....	25
3.2.1. CPR RsQ Assist® Device:.....	25
3.2.2. Thumper Mechanical CPR:.....	26
3.2.3. Corpuls CPR:.....	27
3.2.4. The Life-Stat:.....	29
3.2.5. Schiller Easy Pulse.....	30
3.2.6. LUCAS (Lund University Cardiac Assist System):.....	31
3.2.7. Lifeline ARM.....	33
3.2.8. AutoPulse Zoll Resuscitation System.....	34

3.3.	Estudo de patentes	37
3.3.1.	Patente US 10,406,067 B2	37
3.3.2.	Patente US 10,166,169 B2	38
3.3.3.	Patente US 2019/0021942 A1	39
3.3.4.	Patente US 9,949,891 B2	39
3.4.	Componentes fundamentais de dispositivos de massagem cardíaca.....	40
3.5.	Mecanismo de compressão cardíaca: Came-seguidor	45
3.5.1.	Descrição do mecanismo.....	45
3.5.2.	Classificação do tipo de mecanismo.....	46
3.5.3.	Diagramas de movimento - SVAJ.....	48
3.5.4.	Dimensionamento da came	50
3.5.5.	Dinâmica da came.....	52
4.	Concetualização de um dispositivo de massagem cardíaca	55
4.1.	Objetivos do produto	55
4.2.	Funções do produto	59
4.3.	Especificações do produto.....	61
4.4.	Criação de soluções alternativas.....	63
4.4.1.	Mapa morfológico.....	63
4.4.2.	Análise das diferentes soluções alternativas	65
4.5.	Comparação das soluções.....	66
4.5.1.	Método dos objetivos para a solução escolhida	68
4.6.	Conceito final	69
5.	Etapas de desenvolvimento de uma solução.....	71
5.1.	Análise de funcionamento	71
5.1.1.	Lógica de funcionamento do dispositivo	71
5.1.2.	Estudo do mecanismo de compressão	73
5.1.3.	Desenvolvimento do mecanismo de compressão.....	78
5.1.4.	Seleção de componentes.....	80
5.1.5.	Gama de valores estudados	85
5.1.6.	Atuação do dispositivo	86
5.1.7.	Pistão de contacto	90
5.2.	Seleção de materiais e dimensionamento	92

5.2.1.	Normas para dispositivos médicos	92
5.2.2.	Materiais utilizados	93
6.	Desenvolvimento do conceito final	95
6.1.	Modelos computacionais iniciais	95
6.2.	Modelo computacional final	100
6.2.1.	Placa de suporte de costas	101
6.2.2.	Suporte do braço	105
6.2.3.	Braço	109
6.2.4.	Fivelas	118
6.2.5.	Dispositivo completo	119
7.	Conclusões e trabalhos futuros	123
7.1.	Conclusões	123
7.2.	Trabalhos futuros	124
	Referências Bibliográficas	126
	Anexos	130
	Anexo I - Simplificação da equação da circunferência descrita pelo rolete	131
	Anexo II – Tabela Movimento harmónico simples	132
	Anexo III – Tabela Movimento cicloidial	133
	Anexo IV – Ângulo de pressão	134
	Anexo V – Perfil da came	135
	Anexo VI – Dimensionamento da mola helicoidal de compressão.	136
	Anexo VII – Especificações do motor	138
	Anexo VIII – Especificações do limitador de binário	139

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Mecanismo da bomba cardíaca [14].....	9
Figura 2- Mecanismo da bomba torácica [14].	9
Figura 3- Esquema de comparação entre as duas teorias [15].....	10
Figura 4- Cadeia de sobrevivência [3].....	12
Figura 5- Localização do ponto de compressão [41].	12
Figura 6- Correta colocação das mãos sobre o externo e correto posicionamento do socorrista [20]...	13
Figura 7- Realização de compressões numa criança. [19]	14
Figura 8- Realização de compressões num bebé [19].....	15
Figura 9- Esquema representativo das dimensões antropométricas de adultos [26].	18
Figura 10- Esquema representativo das dimensões antropométricas de crianças [28].	20
Figura 11- Representação das dimensões antropométricas da mão: 1- Comprimento;	21
Figura 12- CPR RsQ Assist® Device [31].	26
Figura 13- Thumper Mechanical CPR [34].....	27
Figura 14- Corpuls CPR [36].....	28
Figura 15- Placas de suporte para as costas.	28
Figura 16- Sistema de fixação do Corpuls CPR [35].....	29
Figura 17- The Life-Stat [38].	29
Figura 18- The Life-Stat a realizar ventilações [38].....	30
Figura 19- Schiller Easy Pulse [40].....	31
Figura 20 -LUCAS 1, Chest Compression System [41].....	32
Figura 21-LUCAS 3, v3.1.	32
Figura 22- Paciente a ser transportado na posição exigida pelo LUCAS 3 [41].	33
Figura 23- Lifeline ARM [42].	33
Figura 24- AutoPulse Zoll [45].....	35
Figura 25- Esboço do dispositivo apresentado na patente US 10,406,067 B2 [46].	37
Figura 26- Auxiliar de fixação [46].	38
Figura 27- Esboço do dispositivo apresentado na patente US 10,166,169. [47] B2 [47].	38
Figura 28- Esboço do dispositivo apresentado na patente US 2019/0021942 A1. [48].....	39
Figura 29- Esboço do dispositivo apresentado na patente US 9,949,891 B2 [49].	40
Figura 30- Vítima em decúbito dorsal [4].....	41
Figura 31- Suporte para as costas e tiras fixadoras do Thumper Mechanical CPR [34].	42

Figura 32- Representação esquemática do mecanismo came-seguidor [51].	46
Figura 33- Classificação do mecanismo came-seguidor quanto ao contacto entre o seguidor e a came.	46
Figura 34- Classificação do mecanismo came-seguidor quanto à forma da came.	47
Figura 35- Classificação do mecanismo came-seguidor quanto ao movimento do seguidor.	48
Figura 36- Curvas utilizadas para determinar o deslocamento do seguidor [51].	48
Figura 37- Representação do ângulo de pressão [52].	50
Figura 38- Mecanismo came-seguidor onde se representa o movimento do rolete [51].	52
Figura 39- Modelo dinâmico do sistema.	53
Figura 40- Árvore de objetivos para o dispositivo de massagem cardíaca.	58
Figura 41- Diagrama de funções.	60
Figura 42- Correto posicionamento da tábua de reanimação [57].	72
Figura 43- Representação cinemática.	74
Figura 44- Diagramas SVAJ movimento harmónico simples.	75
Figura 45- Diagramas SVAJ do movimento cicloidal.	77
Figura 46- Perfil da came.	79
Figura 47- Motor IDX 56 L [58].	81
Figura 48- Bateria Li-Ion 18650 [59].	83
Figura 49- Limitador de binário R+W, SK1 [60].	84
Figura 50 - Posicionamento do limitador de binário.	84
Figura 51 - Arduino UNO R3 ATmega328P [61].	89
Figura 52- Representação da área da mão que entra em contacto com o paciente.	91
Figura 53- Esquema da localização do pistão.	92
Figura 54- Riscos para a saúde e medidas de mitigação para dispositivos CCE [63].	93
Figura 55- Placa de suporte de costas, primeiro modelo.	95
Figura 56- Ideia inicial para a placa.	96
Figura 57- Ideia inicial para o braço.	97
Figura 58- Diferentes ajustes de altura e comprimento do braço.	97
Figura 59- Dispositivo completo de uma das soluções pensadas.	98
Figura 60- Modelo alternativo para o braço.	99
Figura 61- Solução alternativa, com detalhe no modo de encaixe.	99
Figura 62- Modelo final do dispositivo de massagem cardíaca.	100

Figura 63- Placa de suporte de costas.....	101
Figura 64- Principais dimensões da placa de suporte das costas.	102
Figura 65- Encaixe para o suporte do braço.	103
Figura 66- Local da aplicação de carga e faces de contacto.....	104
Figura 67- Simulação do comportamento do componente crítico, tensões obtidas.	105
Figura 68- Simulação do comportamento do componente crítico, deformações obtidas.	105
Figura 69- Suporte do braço com as dimensões principais.	106
Figura 70- Representação detalhada das ranhuras e saliências existentes no suporte do braço.....	107
Figura 71- Posicionamento do clip no suporte do braço.....	108
Figura 72- Detalhe do encaixe através dos cliques mola de fixação.....	108
Figura 73- Tampa da bateria com detalhe dos comandos disponíveis.	109
Figura 74- Braço completo.....	110
Figura 75- Detalhe da junção das estruturas do braço.	110
Figura 76- Detalhe da alavanca responsável pelo aperto do braço.	111
Figura 77- Identificação da localização do motor.	112
Figura 78- Ajuste de comprimento do braço.	112
Figura 79- Alavanca aberta, é possível ajustar o comprimento.	113
Figura 80- Alavanca fechada, não é possível ajustar o comprimento.	113
Figura 81 - Pistão de compressão.	114
Figura 82- Parte frontal do braço, com detalhe nos botões de comando e disco de compressão.	114
Figura 83- Mecanismo came seguidor.....	115
Figura 84- Tampa que permite o acesso ao motor, vista em detalhe.....	116
Figura 85 -Indicações de simulação.	117
Figura 86- Simulação do comportamento do braço no alongamento mínimo.....	117
Figura 87- Simulação do comportamento do braço no alongamento máximo.	118
Figura 88 - Colocação das fivelas na pega da placa.....	119
Figura 89 – Modelo humano colocado sobre o dispositivo.	120
Figura 90- Inclinação da cabeça.....	120

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Dados antropométricos da população portuguesa recolhidos do estudo realizado pelo Grupo de Engenharia Humana da Universidade do Minho, apresentados em mm.	19
Tabela 2- Dados antropométricos de crianças dos 6 e 10 anos, recolhidos do estudo realizado pela Universidade de Michigan, apresentados em mm.....	20
Tabela 3- Dados antropométricos da mão, da população portuguesa.	21
Tabela 4- Resumo da comparação de especificações dos dispositivos da pesquisa de mercado.	36
Tabela 5- Componentes fundamentais de cada dispositivo que justificam cada função.....	43
Tabela 6- Equações que permitem determinar as características cinemáticas do movimento do seguidor, para as quatro curvas básicas mais correntemente estudadas [50].	49
Tabela 7- Mapa morfológico.....	64
Tabela 8- Comparação da importância dos objetivos.	67
Tabela 9- Comparação das soluções alternativas.....	69
Tabela 10- Dados do dimensionamento da mola helicoidal de compressão.....	80
Tabela 11- Especificações do motor IDX 56 L.....	81
Tabela 12- Especificações da bateria escolhida.	82
Tabela 13- Gama de valores de força, binário e potência tendo em conta a profundidade do tórax.	85
Tabela 14 - Relação entre posição do interruptor e a intensidade da corrente.	88
Tabela 15- Estudo dos diâmetros e número de espiras.....	137

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÓNIMOS

ABS – Acrilonitrila butadieno estireno (*Acrylonitrile Butadiene Styrene*)

AHA – *American Heart Association*

CPR – *Cardiopulmonary Resuscitation*

CCE – Compressores cardíacos externos

ERC – *European Resuscitation Council*

FDA – *Food and Drug Administration*

LUCAS – *Lund University Cardiac Assist System*

MHS – Movimento harmónico simples

PCR – Paragem cardiorrespiratória

SBV – Suporte básico de vida

1. INTRODUÇÃO

Em Portugal, uma das maiores causas de morte está associada a doenças cardíacas ou paragens cardiorrespiratórias (PCR). Segundo a Fundação Portuguesa de Cardiologia, todos os anos morrem cerca de 10 mil portugueses devido a paragens cardíacas. Os maiores fatores de risco estão associados ao sedentarismo, obesidade, tabagismo, hipertensão e *stress*, sendo que cada vez mais, a maior parte da população é detentora de um conjunto combinado de fatores, aumentando assim o seu risco de desenvolvimento de PCR [1].

Um dos dados mais alarmantes, consiste no facto de a vítima de paragem cardiorrespiratória perder 10% de probabilidade de sobrevivência a cada minuto que passa sem assistência, sendo que o cérebro apenas é capaz de sobreviver entre 3 a 5 minutos sem oxigenação [1].

Após a identificação de uma vítima nesta situação, torna-se imperativo iniciar um conjunto de manobras de reanimação, suporte básico de vida (SBV). O SBV irá aumentar a probabilidade de sobrevivência, uma vez que irá simular o batimento cardíaco, mantendo a circulação sanguínea e a oxigenação cerebral ativas, através de repetições cíclicas de compressões e ventilações [2].

De acordo com a *European Resuscitation Council* (ERC) estão, atualmente, estabelecidas um conjunto de normas que devem ser seguidas em caso de assistência a qualquer pessoa que se encontre em PCR. O principal objetivo desta organização consiste na formação de toda a população, para que qualquer um se encontre apto para realizar suporte básico de vida, defendendo que qualquer tipo de intervenção é melhor de que nenhuma [3].

Esta dissertação consistirá no estudo e concessão de um dispositivo para massagem cardíaca que funcione de forma automática, de modo a melhorar a eficiência com que este processo é feito atualmente.

O desenvolvimento deste tipo de dispositivos tem sido cada vez mais estudado, uma vez que se trata de um grande desenvolvimento para a área médica, principalmente para auxiliar os socorristas que contactam primeiramente com o paciente. Recorrendo a dispositivos que realizem compressões cardíacas de forma automática, o seu trabalho pode ser direcionado para outra área, não sendo necessário que um profissional esteja exclusivamente dedicado a realizar manobras de sobrevivência ao paciente em questão.

Para a realização desta dissertação, vários serão os tópicos essenciais a ter em consideração. Numa primeira fase será estudada a problemática em questão, de forma a compreender melhor qual a realidade vivida atualmente, bem como as principais dificuldades que os profissionais da área encontram, seguidamente será analisado como se efetua o processo da massagem cardíaca manual, com o objetivo

de estudar o que se pretende replicar automaticamente. Numa segunda fase serão analisados os dispositivos existentes no mercado e estudadas patentes que possam ter algum tipo de interesse para o projeto em questão. Numa terceira fase irá proceder-se ao desenvolvimento de um conceito, tendo em conta que irá ser seguida a metodologia de desenvolvimento de um projeto. Posteriormente, será elaborado um modelo computacional de uma proposta de dispositivo e finalmente, serão apresentadas as conclusões e possíveis melhorias futuras para esta dissertação.

1.1. MOTIVAÇÃO E OBJETIVOS

O número de mortes associados a PCR tem vindo a aumentar cada vez mais por todo o mundo, esta afeta cerca de 55 a 113 pessoas por cada 100 000 habitantes. Por este motivo torna-se fundamental a formação da população em SBV, de modo a dar início àquela que é nomeada como Cadeia de Sobrevivência [4].

O método de compressões torácicas ou massagem cardíaca é um dos mais importantes desta cadeia, pois é este que irá permitir a manutenção do fluxo do sangue para o coração, cérebro e outros órgãos vitais. No entanto, são diversos os fatores a ter em conta para que a massagem cardíaca seja realizada de forma eficaz e, obviamente, este fator irá estar associado ao aumento da probabilidade de sobrevivência da vítima [4].

A realização de compressões torácicas é igualmente desafiadora num hospital como num local exterior ao hospital, no entanto o hospital apresenta uma equipa mais especializada para esta situação, podendo simular o bombeamento cardíaco a cerca de 30%, quando realizado por alguém extremamente qualificado. No que diz respeito aos obstáculos mais evidentes encontram-se a fadiga do reanimador, uma vez que o cansaço deste afeta negativamente a eficácia das compressões, este cansaço leva muitas vezes a trocas repetitivas entre a equipa de reanimação, levando a interrupções frequentes no processo. Por outro lado, a elevada rigidez da caixa torácica implica um elevado esforço físico para que as compressões sejam realizadas eficientemente, assim como a existência de superfícies subjacentes compressíveis, como colchões [5].

A *American Heart Association* (AHA) e a *European Resuscitation Council*, cujo principal objetivo consiste em reduzir as mortes causadas por doenças cardiovasculares, defende que a cada 2 minutos de exercícios de reanimação, o reanimador deve trocar de lugar com um segundo reanimador, pelo cansaço que este possa sentir. Esta troca repetitiva de reanimador, fará com que haja uma redução na qualidade das compressões e conseqüentemente, uma diminuição da probabilidade de sobrevivência [3][6].

Uma vez analisadas todas estas questões, foram tentadas formas de otimizar o modo como a massagem cardíaca poderia ser feita, contudo verificou-se que recorrendo apenas a socorristas, este método estaria sempre suscetível a fator externos.

Um dos fatores mais importantes a ter em conta durante o processo de reanimação, consiste no facto de ser necessário ocorrer o recuo completo da parede torácica, o que melhora consequentemente a hemodinâmica durante a reanimação, uma vez que é gerada uma pressão intratorácica negativa e o sangue volta para o coração, maximizando o efeito de expulsão na seguinte compressão torácica [7].

Tendo em conta a informação anteriormente mencionada, em 2004 foi realizado um estudo que comprovou que cerca de 50% dos profissionais presentes numa equipa médica de emergência não conseguiam provocar compressões com a profundidade desejada, num manequim de reanimação, uma vez que é extremamente complicada perceber se se está a atingir a profundidade correta, quando em simultâneo se tem que ter em conta o ritmo das compressões [7].

Novos dados foram obtidos em 2007, através de um estudo cujo objetivo consistia em determinar a força necessária para provocar o deslocamento pretendido, foi possível concluir que se requer uma força de 440 N a 550 N. Para além destes valores, pretendia-se ainda verificar se estes valores seriam atingidos por profissionais treinados [8].

Concluiu-se que os valores mencionados são raramente atingidos pela maior parte dos leigos que realizem manobras de suporte básico de vida. No que diz respeito aos socorristas treinados, apenas 60% dos avaliados possuíram a capacidade de atingir os valores anteriormente referidos [8].

Em 2015, um estudo realizado na Terceira Universidade Médica Militar, na China, permitiu que um grupo de estudantes de medicina militar treinasse durante seis meses os movimentos de suporte básico de vida. No final, foi possível verificar que o desempenho e eficiência das compressões cardíacas se encontravam diretamente relacionados com a fisionomia do socorrista e os estudantes do sexo masculino eram capazes de manter a qualidade das compressões durante 8 minutos, enquanto as estudantes do sexo feminino apenas asseguravam a reanimação por um período de 2 minutos [9].

Diferentes estudos têm vindo a provar o aumento da eficiência da massagem cardíaca quando realizada com auxílio de dispositivos de compressão torácica automáticos, comparativamente com compressões manuais [6].

Deste modo, verificou-se que existe uma necessidade no mercado para o desenvolvimento de um dispositivo mecânico que seja capaz de realizar, de forma contínua e consistente, compressões torácicas de elevada qualidade, com o objetivo de aumentar a taxa de sobrevivência de vítimas de PCR.

Este dispositivo deve ser capaz de se ajustar a cada paciente, ser facilmente transportável, não ser dependente do utilizador nem das suas capacidades e tornar o processo do bombeamento cardíaco o mais próximo da eficácia máxima possível. De um ponto de vista que permita analisar a eficácia do trabalho realizado pelo socorrista, o desenvolvimento deste tipo de dispositivos evitará, não só que este passe por um processo de fadiga, possivelmente até à sua exaustão, bem como possibilitar que este execute outro tipo de atividade de socorro necessária, enquanto o SBV se encontra assegurado pelo dispositivo.

1.2. ESTRUTURA DO TRABALHO

A estrutura que esta dissertação segue é fundamentada pelas diferentes etapas que constituem um projeto mecânico, que serão apresentadas neste subcapítulo.

Esta dissertação é iniciada com o capítulo 1, Introdução, onde será explicado a necessidade da realização imediata de manobras de suporte básico de vida e onde é mencionado o objetivo do trabalho. Neste capítulo encontra-se inserido o subcapítulo Motivação e objetivos, em que se explica a necessidade atual de desenvolver um dispositivo capaz de realizar compressões cardíacas de forma automática e quais os principais objetivos que se pretende obter. De seguida, surge este subcapítulo, Estrutura do trabalho, que consiste na explicação da organização do presente documento, de forma a permitir que o leitor consiga ter uma ideia generalizada do conteúdo total.

Segue-se o capítulo 2, Problemática em estudo: Paragem cardiorrespiratória, que abordará o principal problema desta dissertação, a massagem cardíaca não ser realizada com a eficiência desejada. Inicia-se com um subcapítulo de explicação das principais causas de uma paragem cardiorrespiratória e as suas consequências. No segundo subcapítulo, Mecanismo do Fluxo sanguíneo, são explicadas as diferentes teorias de mecanismos de fluxo sanguíneo e a que tipo de dispositivos é que cada uma das teorias pode ser associada. Seguidamente, apresenta-se o subcapítulo, Massagem cardíaca, em que são explicados diferentes aspetos relacionados com a massagem cardíaca, nomeadamente o seu enquadramento histórico, como se procede a cadeia de sobrevivência do suporte básico de vida, em que a massagem cardíaca se encontra inserida, quais as limitações associadas a esta técnica e que riscos pode ter para a vítima. No último subcapítulo, Estudo antropométrico, são mencionados os principais dados referentes à população portuguesa, no que diz respeito às suas dimensões.

O terceiro capítulo, Pesquisa de mercado – Dispositivos de massagem cardíaca, menciona a toda a pesquisa realizada ao longo desta dissertação em que no primeiro subcapítulo, Revisão de literatura, é explicado como foi realizada a pesquisa de informação, mencionando os principais motores

de busca e os artigos selecionados. No segundo subcapítulo, Dispositivos de massagem cardíaca, são apresentados os dispositivos de massagem cardíaca existentes no mercado atual e no subcapítulo seguinte, Estudo de patentes, são abordadas algumas patentes consideradas interessantes e úteis para o estudo de um novo dispositivo. No quarto subcapítulo, Componentes fundamentais de dispositivos de massagem cardíaca, conclui-se quais os componentes que todos os dispositivos têm em comum e por isso devem ser incorporados no modelo final desta dissertação. Para concluir, o último subcapítulo, Mecanismo de compressão cardíaca: Came-seguidor, expõe o funcionamento de um mecanismo came-seguidor através da descrição do mecanismo, classificação do mecanismo, apresentação dos diagramas de movimento, dimensionamento da came e dinâmica da came.

No capítulo 4, Concetualização de um dispositivo de massagem cardíaca, descreve o processo de desenvolvimento de produto seguido de forma a ser possível chegar ao conceito final, tendo se dividido este capítulo nos seguintes subcapítulos, cujos títulos explicam exatamente o que será abordado: Objetivos do produto, Funções do produto, Especificações do produto, Criação de soluções alternativas, Comparação das soluções e Conceito final.

No próximo capítulo, Etapas de desenvolvimento de uma solução, será reunida toda a informação relativa aos restantes capítulos de forma a desenvolver uma solução capaz de cumprir todos os requisitos definidos, para que isso fosse possível, no primeiro subcapítulo, Análise do funcionamento, foi estudado e explicado toda a lógica e funcionamento do dispositivo e foram selecionados os diferentes componentes essenciais para o correto funcionamento do dispositivo. No segundo subcapítulo, Seleção de materiais e dimensionamento, apresentam-se as normas para dispositivos médicos e quais os materiais a serem utilizadas nos diferentes componentes do dispositivo.

Segue-se o capítulo 6, Desenvolvimento do conceito final, que mencionará todos os detalhes relativos ao desenvolvimento do dispositivo, para isso, no primeiro subcapítulo, Modelos computacionais iniciais, são mostrados todos os modelos iniciais e que foram excluídos para serem utilizados no modelo final e que tipo de vantagens e desvantagens apresentavam esses modelos. No subcapítulo seguinte, Modelo computacional final, estarão presentes todas as justificações e pormenores relativos a cada componente do modelo do dispositivo final.

O último capítulo desta dissertação, Conclusões e trabalhos futuros, apresenta todas as conclusões obtidas através do desenvolvimento do dispositivo em questão, menciona possíveis melhorias a serem realizadas e enuncia potenciais trabalhos a serem realizados futuramente.

Por último encontram-se disponíveis alguns anexos considerados importantes para esta dissertação, no Anexo I descreve-se a de forma detalhada a equação para a circunferência descrita pelo

rolete; no Anexo II apresenta-se a tabela de valores referente ao movimento harmónico simples; no Anexo III apresenta-se a tabela de valores do movimento cicloidal; no Anexo IV a tabela de valores correspondentes ao angulo de pressão; no Anexo V encontra-se a tabela de valores utilizados para traçar o perfil da came; no Anexo VI encontra-se descrito o processo de dimensionamento da mola helicoidal; no Anexo VII apresenta-se as características do motor escolhido e finalmente no Anexo VIII encontram-se as especificações do limitador de binário seleccionado.

2. PROBLEMÁTICA EM ESTUDO: PARAGEM CARDIORRESPIRATÓRIA

Neste ponto do trabalho será analisada a problemática em estudo, explorando a necessidade da existência de um dispositivo médico capaz de realizar de forma automática a massagem cardíaca.

Numa primeira fase será explicado como pode ocorrer uma paragem cardiorrespiratória, sendo mencionados os seus principais fatores de risco.

Posteriormente será descrita toda a cadeia de processos que devem ser realizados quando alguém se encontra em paragem cardiorrespiratória, pormenorizando a reanimação manual. O esclarecimento desta técnica torna-se essencial uma vez que se pretende projetar um dispositivo que maximize, cumprindo todos os parâmetros que devem ser tidos em consideração. Embora o objetivo principal do trabalho esteja associado apenas à massagem cardíaca, será também mencionada a técnica de ventilações e com que periodicidade estas devem ser realizadas.

Finalmente, serão analisados diferentes estudos relativos a dados antropométricos, de forma a perceber como é que as dimensões da população afetam o dimensionamento do dispositivo.

2.1. PARAGEM CARDIORRESPIRATÓRIA

Uma paragem cardiorrespiratória trata-se de um problema cardíaco associado ao facto de o coração parar de exercer a sua principal função, ou seja, parar de bombear o sangue. Esta situação pode ocorrer de forma totalmente inesperada e deve-se ao facto de o sistema elétrico, responsável por gerar o batimento cardíaco, começar a funcionar mal, tornando-se muito irregular [10].

Uma vez que o batimento cardíaco se encontra afetado, o coração começa a bater a um ritmo alterado, podendo tratar-se de uma fibrilação ventricular, fazendo com que os sinais elétricos responsáveis pelo batimento cardíaco se tornem bastante rápidos e caóticos. Desta forma as contrações realizadas pelo ventrículo não serão eficazes, uma vez que estes irão começar a fibrilar, não sendo possível que ocorra o correto bombeamento sanguíneo e oxigenação de todos os órgãos. Consequentemente, o cérebro irá ficar sem ser oxigenado e por esse motivo a pessoa irá começar a não conseguir respirar de forma correta, levando a que fique inconsciente [11].

Os principais fatores de risco associados ao aumento da probabilidade de paragem cardiorrespiratória estão relacionados com a existência de doenças coronárias (provenientes do tabagismo, colesterol elevado ou hereditariedade) ou ter sofrido anteriormente um enfarte agudo do miocárdio. Para além destes fatores mais relevantes existem outros como a existência de historial familiar de doenças como síndrome de Parkinson, obesidade, diabetes, consumo de drogas, anormalidades nos

vasos sanguíneos, vida sedentária, entre outros. Uma paragem cardiorrespiratória pode ocorrer também devido a afogamentos ou eventuais acidentes a que a vítima seja sujeita [11].

Contrariamente à existência de fatores de risco, existem métodos de prevenção que podem ser adotados, de forma a diminuir a probabilidade de ocorrência de uma paragem cardiorrespiratória súbita. Assim sendo cada indivíduo deve tentar ter um estilo de vida o mais saudável possível, desde a prática regular de exercício físico, possuir uma alimentação equilibrada e manter uma massa razoável. Por outro lado, deve monitorizar regularmente parâmetros como a tensão arterial, o colesterol e diabetes e através dos valores obtidos averiguar a necessidade de medicação ou tratamentos no sentido de normalizar os valores obtidos [11].

2.2. MECANISMO DO FLUXO SANGUÍNEO

No sentido de ser possível o desenvolvimento de um dispositivo capaz de assegurar a eficácia da massagem cardíaca, considerou-se fundamental perceber o mecanismo do fluxo sanguíneo durante a compressão externa do tórax.

Apesar de este ser um tópico já estudado há vários anos, ainda não existe um consenso sobre qual a teoria que melhor descreve o mecanismo do fluxo do sangue enquanto estão a ocorrer as compressões [12].

São duas as principais teorias que tentam esclarecer este tema, a teoria da “bomba cardíaca” e a teoria da “bomba torácica”, sendo que se caracterizam por explicar a partir de que local o fluxo sanguíneo é impulsionado. Apesar de estas serem as principais teorias, recentemente surgiram mais três que tentam explicar de forma diferente este processo, sendo estas as teorias da “bomba atrial”, “bomba pulmonar” e “bomba respiratória” [13].

Vários autores defendem que a ineficiência de alguns dispositivos de reanimação esteja associada ao facto de estes serem projetados a partir de uma das teorias erradas, por esse motivo é imperativo o conhecimento das duas teorias, uma vez que se trata de um processo bastante complexo e não tão linear ao ponto de se limitar apenas numa teoria [13].

A hipótese da “bomba cardíaca” defende que o coração é que atua como bomba mecânica, ou seja, o fluxo sanguíneo é gerado diretamente pela compressão dos ventrículos. Segundo esta teoria, o coração encontra-se a ser comprimido entre a o esterno e a coluna vertebral, ou seja, sempre que este é comprimido todo o sangue que se encontra no seu interior é bombeado para o resto do corpo. Assim que a pressão é libertada o coração irá, novamente, encher-se de sangue, permitindo que o ciclo seja reiniciado [13][14].

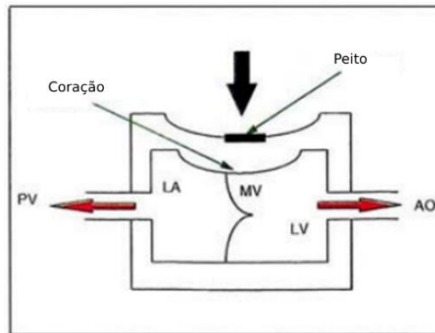


Figura 1- Mecanismo da bomba cardíaca [14].

Segundo esta teoria a válvula mitral vai fechando e abrindo consoante a necessidade de saída de sangue do ventrículo para aurícula, tal como pode ser visto na Figura 1 [14].

Esta teoria funciona pelo mesmo mecanismo da massagem cardíaca interna, uma vez que se trata de aplicar a compressão diretamente no coração e por este motivo, alguns dispositivos foram projetados tendo por base este conceito [13].

Por outro lado, a teoria da “bomba torácica” defende que o fluxo sanguíneo é gerado pelo aumento da pressão intratorácica provocada pelo efeito das compressões, ou seja, o próprio tórax comporta-se como uma bomba. Nesta teoria o coração não funciona como bomba, apenas funciona como um canal de passagem para o sangue, sendo que é a pressão intratorácica a responsável pelo seu enchimento e esvaziamento. Assim que ocorre uma compressão, a pressão intratorácica aumenta e conseqüentemente o coração envia o sangue para o resto do corpo, quando ocorre o recuo da cavidade torácica, a sua pressão diminui e o coração volta a encher-se de sangue e assim sucessivamente [13][14].

Contrariamente à teoria anteriormente descrita, a teoria da bomba torácica sugere que a válvula mitral se encontra permanentemente aberta, de forma a facilitar a passagem do fluxo sanguíneo, tal como se encontra representado pelo Figura 2 [14].

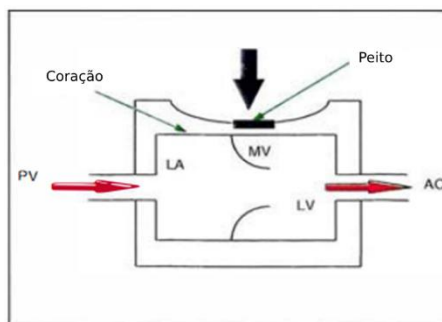


Figura 2- Mecanismo da bomba torácica [14].

O facto de esta teoria também apresentar vários estudos clínicos que a comprovam fez com alguns dispositivos fossem projetados tendo como referência a necessidade de comprimir de forma eficaz

todo o tórax, uma vez que será gerado um aumento uniforme da pressão em todo o compartimento intratorácico [13].

Na Figura 3 é possível verificar a diferença entre as duas teorias principais, sendo que a teoria da bomba torácica é a base principal dos dispositivos que produzem compressões circunferenciais e a teoria da bomba cardíaca sustenta os mecanismos de pistão e que defendem compressões localizadas num único ponto do esterno [15].

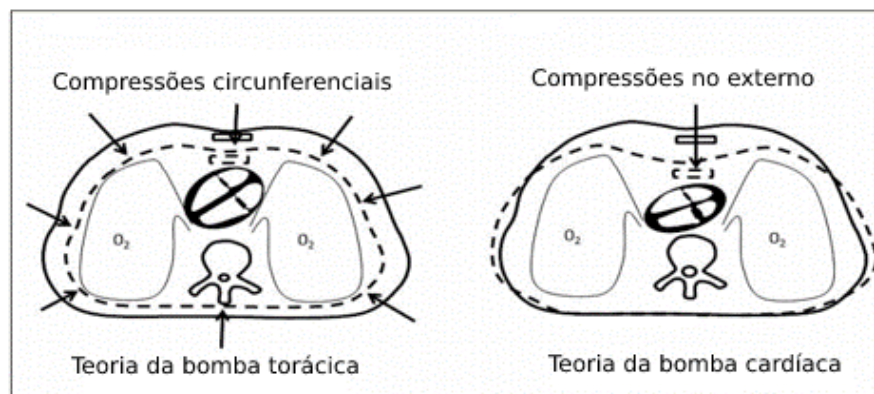


Figura 3- Esquema de comparação entre as duas teorias [15].

Para além das duas teorias descritas anteriormente, ainda existem três teorias paralelas, que tentam complementar as teorias principais e deste modo, conseguir justificar melhor como é realmente gerado o fluxo sanguíneo. As teorias em questão são denominadas por teoria da “bomba pulmonar”, da “bomba atrial esquerda” e da “bomba respiratória” [13]. No entanto, nenhuma das três anteriormente mencionadas, são aplicadas em nenhum dispositivo.

A teoria que aparenta apresentar melhores resultados é a teoria da “bomba torácica” e por esse motivo, será a teoria utilizada como base para o desenvolvimento do dispositivo desta dissertação.

2.3. MASSAGEM CARDÍACA

Neste subcapítulo será abordado de forma detalhada a técnica da massagem cardíaca.

Os tópicos a serem analisados serão o enquadramento histórico, de forma a compreender como esta técnica surgiu, seguidamente será explicado como se realiza atualmente suporte básico de vida sempre que alguém se encontre em paragem cardiorrespiratória.

É importante salientar que a massagem cardíaca realizada em adultos, crianças e bebés não pode ser realizada da mesma forma e esse tópico será também abordado neste subcapítulo.

Analisa-se as limitações da massagem cardíaca utilizada recorrentemente, ou seja, que impacto pode ter para o socorrista e para a recuperação do paciente a massagem cardíaca realizada de forma manual. Por fim, são descritos os riscos a que a vítima se sujeita quando se torna necessário a realização deste tipo de manobras.

2.3.1. ENQUADRAMENTO HISTÓRICO

Desde cedo que diferentes médicos, fisiologistas e cientistas se interessaram pelo funcionamento do batimento cardíaco, sendo que em 1628, William Harvey observou pela primeira vez a restauração do batimento cardíaco [16].

Numa primeira fase destas experiências, para que fosse possível realizar o processo de reanimação, implicava que o paciente fosse massajado diretamente no coração, ou seja, tivesse de ter a sua caixa torácica aberta. Por este motivo, este tipo de procedimentos ficou denominado como massagem cardíaca aberta. Esta técnica foi desenvolvida primeiramente por Mortiz Schiff, fisiologista do século 19, em animais, no entanto, só foi realmente bem-sucedida em humanos por Kristian Ingelsrud em 1901 [17].

Pela primeira vez, em 1878, Boehm tinha realizado compressão cardíaca sem abrir o tórax, contudo, este estudo tinha tido como modelo o gato e com o aparecimento da massagem cardíaca aberta, este caminho de pesquisa foi abandonado. Só em 1960, William Kouwenhoven redescobre a massagem cardíaca externa, que acabou por ficar conhecida como massagem cardíaca fechada [16].

Durante uma pesquisa sobre desfibrilhação, William Kouwenhoven descobriu, por acidente que poderia ser realizada a massagem cardíaca mesmo que o peito do paciente se encontrasse fechado, através de movimentos de compressões. Por este motivo ficou conhecido como o pai da reanimação cardiopulmonar, referindo que “Qualquer pessoa, em qualquer local, pode iniciar manobras de reanimação cardíaca, tudo o que é preciso são duas mãos.” [16].

2.3.2. SUPORTE BÁSICO DE VIDA

Sempre que alguém se encontre em paragem cardiorrespiratória é extremamente essencial que sejam iniciadas um conjunto de manobras de socorro até que a equipa médica chegue ao local. Qualquer pessoa deveria ter conhecimentos no que diz respeito à realização de compressões, uma vez que qualquer intervenção, por muito inexperiente que seja, é melhor do que nenhuma. Só assim será possível manter a oxigenação do fluxo sanguíneo e assegurar o transporte de sangue até ao cérebro e a outros órgãos vitais [18].

Seguindo as diretrizes mencionadas pela ERC, revistas em 2015, e atualmente aplicadas em toda a Europa, torna-se essencial o conhecimento da cadeia da sobrevivência, que se encontra representada na Figura 4 [3].

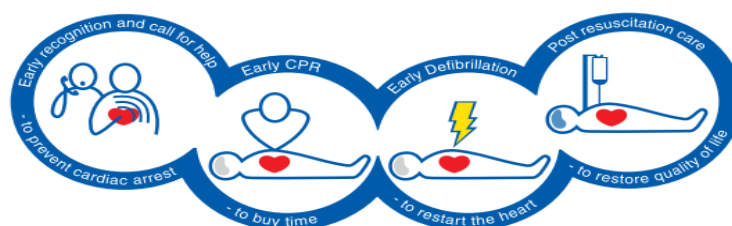


Figura 4- Cadeia de sobrevivência [3].

Tal como pode ser verificado, o primeiro passo da cadeia consiste no reconhecimento que se está perante uma situação de paragem cardiorrespiratória e na realização de uma chamada de ajuda para o serviço de emergência. O segundo passo está associado ao rápido início das manobras de SBV por parte da pessoa que se encontra no local, tentando aumentar a probabilidade de sobrevivência, diminuindo o tempo de espera pela equipa especializada. O terceiro passo representa a desfibrilação rápida, tendo em conta que quanto mais precoce for realizada a desfibrilação, maiores são os valores das taxas de sobrevivência, por cada minuto de atraso a taxa de sobrevivência diminui consideravelmente. Finalmente, o quarto e último passo trata-se de suporte avançado de vida e recurso a cuidados pós-reanimação [3].

Uma vez que as manobras de suporte básico de vida variam tendo em conta se trata de um adulto, de uma criança ou de um bebé, serão descritos os diferentes procedimentos, tendo este caso em atenção.

- **Adultos**

Quando as manobras estão a ser realizadas num adulto é importante ter em conta o ritmo com que as compressões são realizadas, ou seja, devem ser efetuadas cerca de 100 a 120 compressões em cada minuto, o que corresponde 30 compressões a cada 15 segundos. Entre cada 30 compressões, devem ser realizadas 2 insuflações, o que corresponde a um ciclo de reanimação cardiorrespiratória [19].

Para que as compressões sejam realizadas de forma eficiente o socorrista deve colocar-se ao lado da vítima e certificar-se que esta se encontra deitada sobre uma superfície plana. Seguidamente, deve colocar uma mão sobre a metade inferior do esterno, na linha média entre os mamilos, tal como pode ser visto na Figura 5, a segunda mão deve ser colocada em cima da primeira, entrelaçando os dedos [19][20].

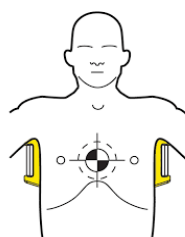


Figura 5- Localização do ponto de compressão [41].

Uma vez que se encontrou a posição ideal pode dar-se início às compressões torácicas, o esterno deverá ser pressionado até se atingir uma profundidade de 50 a 60 mm. Este movimento deve ser realizado com força e rapidez, no entanto é necessário ter-se em atenção que o no final de cada compressão deve ocorrer a descompressão total do tórax, sem que as mãos sejam removidas da sua posição [19][20].

A Figura 6 demonstra como o socorrista deve colocar as suas mãos sobre o peito do paciente e o deslocamento que deve provocar na caixa torácica e como este se deve posicionar relativamente ao paciente [20].

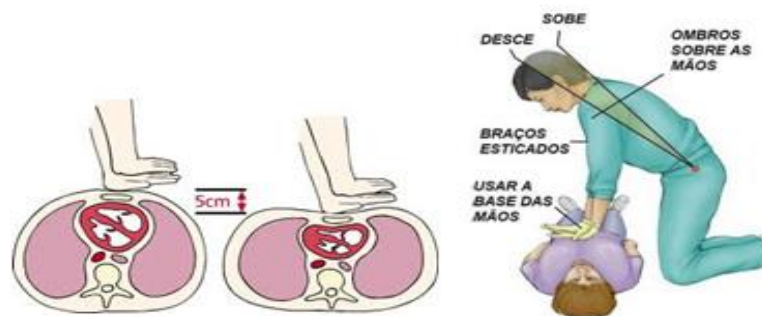


Figura 6- Correta colocação das mãos sobre o esterno e correto posicionamento do socorrista [20].

Após a realização das 30 compressões procede-se à realização de 2 ventilações, tal como referido anteriormente. Estas, quando são realizadas de forma eficaz, provocam uma elevação no tórax, que corresponde à entrada do ar, tal como na respiração normal, devem demorar cerca de 1 segundo a serem executadas [20].

Segundo as diretrizes definidas pela AHA, os socorristas devem comprimir o peito a uma profundidade de pelo menos 50 mm, sem ultrapassar os 60 mm, para que estes valores sejam atingidos, será necessário uma determinada força [8].

No que diz respeito aos valores de força a serem aplicados estes devem encontrar-se compreendidos entre 440 N e 550 N, sendo que o valor máximo deverá ser utilizado apenas em pessoas de massa muscular bastante elevada [8].

- **Crianças**

No que diz respeito à realização de manobras de suporte básico de vida realizadas em crianças, a principal diferença a ter em conta relativamente aos adultos consiste no facto de as compressões torácicas serem realizadas apenas com uma mão e não com as duas mãos, tal como se encontra descrito na Figura 7. Isto deve-se ao facto de não ser necessário provocar a mesma pressão numa criança do que num adulto para garantir a circulação sanguínea [19].



Figura 7- Realização de compressões numa criança. [19]

Relativamente ao ritmo de compressões, este deve ser igual ao descrito anteriormente, ou seja, cerca de 100 a 120 compressões em cada minuto e provocando uma descida do esterno de cerca de 50 mm [19].

No entanto a reanimação realizada em crianças, deverá ser muito mais cuidadosa do que a realizada num adulto, uma vez que a resistência oferecida pelo peito varia muito consoante a sua idade. Desta forma, a força a ser aplicada varia bastante consoante a condição clínica em que a criança se encontra, a sua idade e tamanho corporal [21].

Atualmente não existem estudos que relacionem todas as características referidas anteriormente, com a força necessária para que as compressões sejam realizadas de forma eficaz, sem provocar lesões extremas na criança. No entanto, sabe-se que o intervalo de força a ser aplicado varia desde 270 N a 340 N, sendo que estes valores apenas se aplicam para crianças com idade superior a 6 anos. [21].

No entanto o estudo em questão, foi realizado num manequim pediátrico, pelo que crianças com tamanho inferior ao do manequim, irão necessitar de uma força menor para permitir o deslocamento de 50 mm do tórax. Os manequins infantis apresentam uma profundidade do tórax de cerca de 170 mm, pelo que para valores de tórax inferiores não existem registos de valores de força a aplicar.

- **Bebés**

Este tipo de intervenções pode também ser necessário de se realizar em bebés, que tenham menos de 1 ano de idade. Nestes casos o ritmo de compressões deve ser de 100 compressões por minuto e o modo como estas são realizadas é bastante diferente. Visto tratar-se de um bebé, o seu tamanho será bastante inferior ao de um adulto e por este motivo, as compressões devem ser realizadas utilizando apenas dois dedos. Um dos dedos deve ser colocado no centro da linha imaginária que une os dois mamilos e o segundo cerca de 1 cm abaixo, tal como pode ser observado na Figura 8 [19].

A nível de profundidade, estas devem provocar uma descida de cerca de 4 cm do esterno e tal como nos casos já descritos, deve ocorrer um total recuo do esterno. Por cada conjunto de 30 compressões, devem ser realizadas 2 insuflações [19].



Figura 8- Realização de compressões num bebé [19].

Relativamente à força a ser aplicada num bebé durante as compressões, não existem, atualmente, estudos realizados nesse sentido.

2.3.3. LIMITAÇÕES DA MASSAGEM CARDÍACA

Atualmente ainda são realizadas o conjunto de manobras de massagem cardíaca tendo por base a técnica projetada por Kouwenhoven em 1960, com períodos sucessivos de compressão ativa e decompressão passiva do tórax. A este conjunto de técnicas chamam-se reanimação cardiopulmonar *standard* [22].

Obviamente que esta técnica foi evoluindo ao longo dos anos, juntamente com a evolução da medicina, contudo ainda revela limitações significativas no que diz respeito à sua eficácia, uma vez que continua a existir uma elevada taxa de mortes associada a paragens cardiorrespiratórias e mesmo com a realização da massagem cardíaca fechada, o número de sobreviventes continua reduzido. O principal motivo desta situação se verificar está relacionado com o facto de esta técnica apenas ter a capacidade de gerar cerca de 15% a 30% do débito cardíaco normal [22][14].

O principal objetivo desta técnica consiste em reanimar o paciente, ou seja, que este recupere os seus sentidos e capacidades vitais. No entanto, para que a reanimação cardiorrespiratória seja bem-sucedida é necessário muito mais do que isso, o que realmente se pretende consiste no facto de se obter um bom resultado neurológico, ou seja, que o paciente possa voltar, de igual forma, à sua qualidade de vida anterior, sem qualquer tipo de sequelas [22].

Para que a reanimação seja bem-sucedida é necessário ter em conta alguns parâmetros entre os quais, aplicar as compressões no local exato, ter em conta a profundidade do externo que é alcançado, a velocidade e frequência, pois devem ser realizadas de forma ininterrupta. Para além de tudo isto, deve permitir-se um total recuo do peito após cada compressão, evitar que sejam realizadas super ventilações e ter em atenção o ritmo ideal de intercalação entre compressões e ventilações [22].

Para além de todos os parâmetros mencionados anteriormente, pode considerar-se que a qualidade da reanimação se encontra diretamente relacionada com o conhecimento, experiência e resistência do socorrista. Simultaneamente, quando se pretende que o paciente seja transferido para

uma ambulância para poder ser transportado, torna-se bastante complicado manter o ritmo das compressões. Na maior parte dos casos, as compressões deixam de ser realizadas durante o transporte, visto que a realização de compressões durante a viagem de ambulância pode comprometer a segurança do socorrista que deveria ir em pé, junto ao paciente para efetuar as manobras [22].

Um fator de elevada importância consiste na capacidade que o socorrista precisa de ter para perceber se está a pressionar o peito do paciente com a força necessária para provocar a deslocação do peito desejada. Uma análise realizada em 2007, permitiu concluir que mesmo que se trate de um socorrista com elevada experiência, é bastante complicado perceber se a força que está a aplicar é suficiente, uma vez que não existe qualquer tipo de *biofeedback*, isto é, seria necessário monitorizar a pulsação do paciente ao mesmo tempo que as manobras de compressão estão a ser executadas [8].

O facto de serem evidentes as limitações, da técnica atual de reanimação cardiorrespiratória, levou vários investigadores a explorar outro tipo de técnicas que poderiam vir a revelar-se mais eficientes, no entanto estas não demonstraram qualquer tipo de aumento na taxa de sobrevivência de doentes [14].

Posto tudo isto e uma vez apresentadas as limitações existentes atualmente e qual o impacto que esta situação pode provocar na população, torna-se imperativo a pesquisa e desenvolvimento de técnicas mais eficientes, ou recorrer-se ao auxílio de dispositivos mecânicos que possuam a capacidade de efetuar de forma eficaz as compressões torácicas nos pacientes [22].

2.3.4. RISCOS PARA A VÍTIMA

A realização de compressões cardíacas de forma eficiente para o paciente, pode provocar-lhe variadas lesões, uma vez que este é considerado um procedimento traumático [23].

Os casos de fraturas de costelas e do esterno encontram-se entre as complicações mais comuns derivadas às compressões cardíacas, por este motivo, podem ocorrer danos em tecidos moles [23].

Estudos realizados em pacientes sobreviventes de paragens cardiorrespiratórias e de pacientes que não foram possíveis de ser reanimados, permitiram analisar que estes tipos de fraturas foram encontradas nos dois casos. Para além disto, foi analisada a incidência de fraturas quando realizadas compressões mecânicas, os resultados obtidos foram semelhantes aos obtidos quando se recorre a reanimação manual [24].

Existe ainda um dado extremamente relevante que indica que não existem evidências publicadas sobre efeitos adversos quando são realizadas compressões torácicas em pessoas que não necessitem de reanimação [24].

A nível de lesões, sabe-se que aproximadamente um terço dos adultos sujeitos a compressões torácicas sofre de fraturas costais e que cerca de um quinto sofre de fraturas esternais. No entanto, estes

números já não se aplicam às crianças uma vez que estas raramente sofrem de lesões esqueléticas torácicas. Sabe-se ainda que é improvável que este tipo de fraturas aumentem a mortalidade, visto que raramente causam lesões graves em órgãos internos [23].

Outro tipo de lesões, mas consideradas menos graves, associadas a este método consistem no aparecimento de marcas na pele ou feridas, devido à extrema força a que o tórax é sujeito. Este tipo de lesões ocorre frequentemente em dispositivos de massagem cardíaca mecânica, nos dispositivos do tipo de pistão, as lesões são muito semelhantes às encontradas na massagem manual, enquanto nos dispositivos do tipo banda, as lesões são mais recorrentes na zona abdominal e existe uma maior possibilidade da fratura de costelas [15].

Apesar de todos estes possíveis riscos para o paciente, estabeleceu-se que estes tipos de lesões não se podem sobrepor ao risco de morte derivado da paragem cardiorrespiratória e por este motivo, é necessário realizar as compressões torácicas com elevada força para que estas sejam verdadeiramente eficazes. A realização de compressões de forma cautelosa pode não provocar nenhum tipo de lesão, no entanto dificilmente irá permitir a reanimação da vítima [23].

2.4. ESTUDO ANTROPOMÉTRICO

O conhecimento dos dados antropométricos da população consiste num fator bastante relevante para a realização deste projeto, uma vez que se pretende que, apesar do dispositivo poder ser ajustado a cada paciente, este deve ser o mais funcional e o mais adaptado possível as dimensões anatómicas da população em geral.

No passado, recorria-se a este tipo de dados para se verificar processos evolutivos e analisar factos históricos. Por outro lado, atualmente, o estudo das medidas físicas do ser humano tem sido fortemente utilizado no desenvolvimento tecnológico, principalmente, no que diz respeito à ligação homem-máquina, para que esta seja mais eficiente, com o maior conforto e juste possível a cada indivíduo [25].

Devido à imensa variabilidade de utilizadores deste tipo de dispositivos, não existem dados específicos sobre a sua antropometria. Para que este possa ser utilizado pela maioria de pacientes possíveis, serão utilizados como intervalo as dimensões superiores e inferiores, sempre que assim seja possível.

2.4.1. MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS

Uma vez que recorrer à medição de cada indivíduo e assim produzir um dispositivo exclusivo, neste tipo de projeto, não faria qualquer sentido, visto tratar-se de um dispositivo que se pretende que

possa ser utilizado por qualquer pessoa, recorreu-se ao estudo *Body Space: and Design*, que permitiu recolher o seguinte esquema representado na Figura 9 [26].

Neste tipo de projetos de dispositivos médicos, que têm como cliente alvo qualquer pessoa da população em geral, ou seja, diferentes fisionomias, idades, dimensões corporais, entre outros fatores, é essencial compreender que o dispositivo projetado não pode apenas ser satisfatório para o indivíduo considerado médio, pois caso isso aconteça, todos os outros indivíduos de estatura superior ou inferior não poderão utilizar o dispositivo. Por este motivo, o projeto deve tentar abranger a maior amplitude de dimensões anatómicas possível, permitindo que um maior número de pessoas o possa utilizar [26].

Tratando-se de um dispositivo que irá ser utilizado para realizar massagem cardíaca, as dimensões anatómicas a ter em conta estão relacionadas com a parte superior do corpo, nomeadamente a largura do tronco e principalmente dimensões relacionadas com o peito. O conhecimento destes valores apresenta bastante importância no desenvolvimento do projeto, uma vez que só assim será possível verificar se o produto projetado satisfaz as dimensões da população.

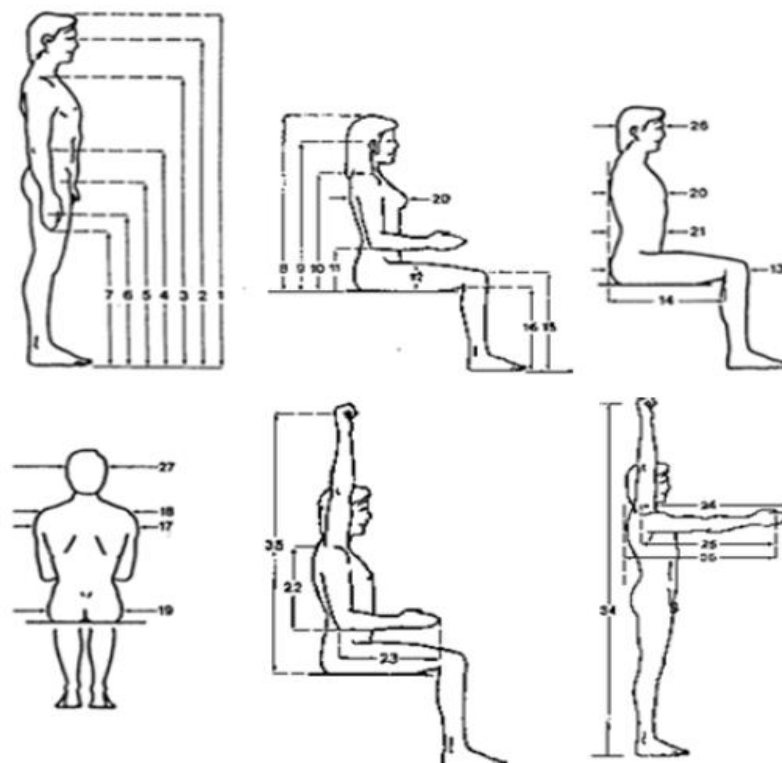


Figura 9- Esquema representativo das dimensões antropométricas de adultos [26].

Tendo em conta o esquema apresentado na Figura 9, as dimensões a considerar serão as correspondentes aos números 8 (Altura da cabeça (sujeito sentado)), 10 (Altura dos ombros (sujeito

sentado)), 11 (Altura do cotovelo (sujeito sentado)), 17 (Largura dos ombros (deltoide)), 18 (Largura dos ombros (biacromial)) e 20 (Profundidade do tórax) [26].

Visto que se pretende projetar um dispositivo que responda essencialmente às necessidades da população portuguesa, devido ao facto de poucos serem os hospitais portugueses a possuírem dispositivos de compressões cardíacas automáticas. Para que fosse possível perceber as dimensões adequadas para o dispositivo a projetar, considerou-se o estudo realizado pelo Grupo de Engenharia Humana da Universidade do Minho de 2005 [27].

Neste estudo foram medidos um total de 891 portugueses, sendo 399 do sexo feminino e 492 do sexo masculino, com idades compreendidas entre os 17 e os 65 anos. Seguidamente, apresenta-se a Tabela 1 com todas as informações consideradas mais relevantes para este projeto, todos os valores estão representados em milímetros [27].

Para além dos valores mencionados na Tabela 1, considera-se relevante referenciar o valor da altura do busto, ou seja, a distância entre os ombros e os mamilos, medida na vertical. Este valor é essencial, uma vez que as compressões devem ser realizadas no centro do peito, na linha média entre os mamilos. Estes valores deverão ser ajustáveis desde 200 mm a 300 mm.

Tabela 1- Dados antropométricos da população portuguesa recolhidos do estudo realizado pelo Grupo de Engenharia Humana da Universidade do Minho, apresentados em mm.

	Feminino				Masculino			
	Média	Desvio Padrão	1° Percentil	99° Percentil	Média	Desvio Padrão	1° Percentil	99° Percentil
Altura da cabeça (sentado) (8)	865	35	783	947	920	37	833	1007
Altura do ombro (sentado) (10)	595	34	516	673	630	33	552	708
Altura do cotovelo (sentado) (11)	250	28	185	315	255	30	185	325
Largura do ombro (deltoide) (17)	445	31	373	517	475	30	404	546
Largura do ombro (biacromial) (18)	300	25	243	358	335	22	284	386
Profundidade do tórax (20)	275	30	206	344	265	32	211	319

Uma vez analisados os valores antropométricos referentes à população adulta, considerou-se que seria relevante apresentar alguns dados referentes à população infantil, nomeadamente crianças com idades iguais ou superior a 6 anos. De forma a obter algumas dimensões essenciais, foi analisado o estudo *Child anthropometry for restraint system design*, realizado na Universidade de Michigan em que é possível recolher alguns dados relativos as crianças entre os 6 e 10 anos de idade. As dimensões a serem estudadas encontram-se representadas na Figura 10 [28].

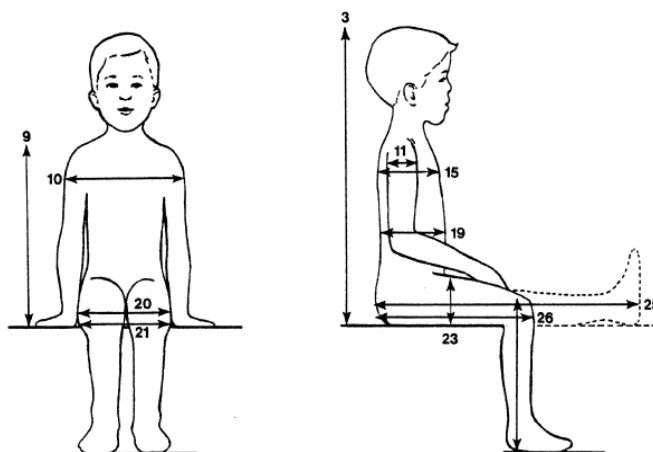


Figura 10- Esquema representativo das dimensões antropométricas de crianças [28].

Tal como realizado no estudo das dimensões dos adultos, apenas algumas dimensões serão estudadas, nomeadamente as identificadas com os seguintes números: 3 (altura da cabeça (sentado)), 9 (altura dos ombros (sentado)), 10 (largura dos ombros) e 15 (profundidade do tórax). Estes valores encontram-se resumidos na Tabela 2, sendo que todos os valores se encontram em milímetros.

Tabela 2- Dados antropométricos de crianças dos 6 e 10 anos, recolhidos do estudo realizado pela Universidade de Michigan, apresentados em mm.

	6 anos				10 anos			
	Média	Desvio Padrão	1° Percentil	99° Percentil	Média	Desvio Padrão	1° Percentil	99° Percentil
Altura da cabeça (sentado) (3)	627	28	531	716	719	33	620	815
Altura do ombro (sentado) (9)	391	25	318	475	465	28	401	546
Largura do ombro (10)	279	18	231	345	330	25	277	424
Profundidade do tórax (15)	134	10	99	165	152	15	119	211

Os valores recolhidos deverão ser suficientes para o dimensionamento do dispositivo, no entanto é possível verificar que existe um intervalo de valores muito alargado, no que diz respeito à diferença de dimensões referentes aos adultos e às crianças de 6 anos.

As compressões cardíacas são realizadas recorrendo-se maioritariamente às mãos dos socorristas, estes entrelaçam os dedos e colocam a palma da sua mão sobre o peito do paciente. Por este motivo, considera-se relevante apresentar alguns dados relacionados com os valores antropométricos da mão. Para que isso fosse possível, recorreu-se a um estudo realizado na Universidade do Minho, em 2016. Na Figura 11 é possível verificar como é medida a largura máxima da mão, o comprimento da mão e a largura dos nós dos dedos [29].

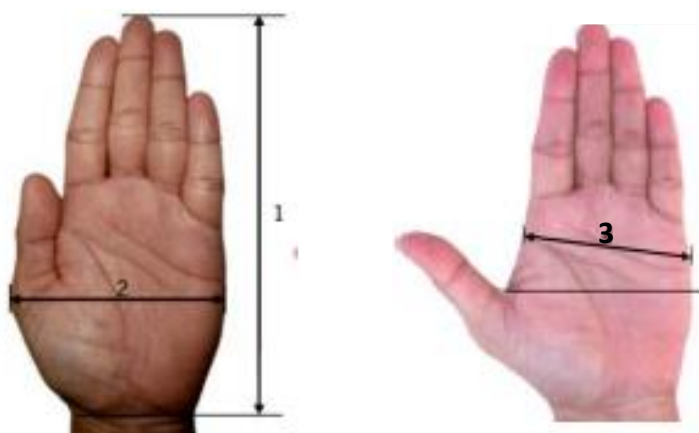


Figura 11- Representação das dimensões antropométricas da mão: 1- Comprimento; 2- Largura máxima; 3- Largura dos nós dos dedos [29].

Na Tabela 3 encontram-se representados os valores referentes à largura máxima da mão e ao seu comprimento, mencionados no estudo em questão, todos os valores estão em milímetros [29].

Tabela 3- Dados antropométricos da mão, da população portuguesa.

	Feminino				Masculino			
	Média	Desvio Padrão	5° Percentil	95° Percentil	Média	Desvio Padrão	5° Percentil	95° Percentil
Comprimento (1)	168,1	8,3	155,4	179,3	187,6	7,9	174,3	200,3
Largura máxima (2)	93,3	5,0	85,2	100,7	104,8	4,1	98,2	111,1
Largura dos nós dos dedos (3)	77,1	3,8	70,9	83,4	86,8	3,7	80,9	92,7

Posto isto, é possível concluir que a grande variação entre os valores implica que o dispositivo a projetar apresente a capacidade de poder ser ajustado a cada paciente, uma vez que tentar projetar um dispositivo que servisse para todos os pacientes poderia causar danos severos em alguns pacientes. Apenas foram apresentados valores das dimensões antropométricas referentes às crianças de 6 e 10 anos, uma vez que caso o dispositivo seja possível de ser adaptado às dimensões de uma criança de 6 anos ou 10 anos, será possível de ser adaptado para um jovem com idade superior a 10 anos.

No entanto, conhecidos os valores de força necessários para provocar um deslocamento de 50 mm do tórax, verificou-se que não existem estudos relativos a valores inferiores a uma profundidade de tórax de 160 mm. Pelo que o dispositivo não deverá ser utilizado por crianças com menor valor do que este, correndo o risco de poderem vir a ser provocar sérias lesões.

3. PESQUISA DE MERCADO – DISPOSITIVOS DE MASSAGEM CARDÍACA

Atualmente, apesar do mercado de dispositivos médicos se encontrar em forte expansão, no que diz respeito a dispositivos mecânicos capazes de realizar massagem cardíaca ainda existe uma reduzida oferta, sendo que os poucos existentes apresentam valores muito elevados.

Com o objetivo de perceber os diferentes dispositivos existentes no mercado, bem como patentes, foi necessário proceder-se a uma pesquisa e análise dos mesmos, que se encontra descrita ao longo do presente capítulo. Para além disto, encontram-se mencionados quais os componentes fundamentais deste tipo de dispositivos e que tipo de mecanismo de compressão se pretende aplicar nesta dissertação.

No que diz respeito ao movimento de compressão do peito do paciente, são inúmeras as possibilidades de mecanismos que poderiam ser utilizados, no entanto, será estudado o mecanismo came-seguidor, com o objetivo de maximizar a eficiência da compressão.

Desta forma será possível conjugar diferentes ideias de modo a obter um dispositivo final, ainda não existente.

3.1. REVISÃO DE LITERATURA

Para que seja possível o conhecimento dos dispositivos existentes no mercado, assim como possíveis patentes de dispositivos que sejam apenas de protótipos, procedeu-se a uma pesquisa em que um conjunto de artigos foi obtido e posteriormente, foram selecionados apenas os artigos considerados mais relevantes. Considerou-se que, realizar uma revisão de literatura seria extremamente vantajoso para a realização da pesquisa de mercado, uma vez que assim, seria possível garantir o rigor metodológico para que fossem encontrados artigos verdadeiramente relevantes.

As pesquisas para o conhecimento dos dispositivos de mercado foram efetuadas em diferentes bases de dados, nomeadamente *PubMed*, *Science Direct* e *Scholar Google* uma vez que foram consideradas como sendo aquelas que iriam permitir a obtenção de artigos bastante fidedignos, verídicos e por conterem variadíssimos artigos relacionados com a área da investigação médica [30].

Uma vez escolhidos os motores de busca, procedeu-se à escolha de um conjunto de palavras-chave, estas permitiram que a pesquisa fosse direcionada para o tópico que se pretende abordar. Visto que a área do *design* de dispositivos médicos é algo estudado a nível mundial, decidiu-se que as palavras-chave utilizadas seriam em inglês, de forma a tornar a pesquisa mais abrangente e foram baseadas nos termos considerados mais apropriados. Desta forma, as palavras-chave escolhidas foram

“cardiopulmonary resuscitation CPR”, “CPR mechanical device”, “automatic CPR”, “CPR device design” e “chest compression device”.

Através desta pesquisa foram obtidos diversos artigos, no entanto nem todos foram selecionados para serem analisados. Numa primeira fase, foi estabelecido como data máxima para pesquisa o ano de 2000, pois pretendia-se compreender o processo de evolução do desenvolvimento deste tipo de dispositivos ao longo dos últimos 20 anos. No entanto, foi possível verificar que os artigos surgiram maioritariamente a partir do ano de 2014 e por esse motivo, decidiu-se filtrar a segunda fase da pesquisa para esse mesmo ano. Para além das datas, definiu-se que os artigos seriam apenas selecionados caso se encontrassem em inglês de forma a ser possível a sua leitura e compreensão e por a língua inglesa ser considerada o idioma universal.

Dos vários artigos encontrados, foi tido em consideração se as palavras-chave eram mencionadas no título do artigo, ou apenas mencionadas em algumas frases do artigo, o que indicaria se este seria um artigo de interesse para o estudo em questão.

Por vezes surgiu a dificuldade de o título de um artigo ser considerado bastante interessante, no entanto apenas o seu resumo se encontrava disponível, o conteúdo do artigo encontrava-se restrito e por esse motivo, alguns artigos foram sendo excluídos ao longo da pesquisa.

Verificou-se que existia um maior número de artigos redigidos nos Estados Unidos da América e no Reino Unido, no entanto, países como a Suíça, Brasil, Paquistão e Tailândia também apresentaram alguns artigos considerados interessantes.

Uma vez reunido um conjunto de artigos, procedeu-se à leitura dos seus resumos de forma a perceber o que iria ser tratado em cada um dos estudos e que interesse poderia vir a ter para o projeto em questão. Esta análise resultou na seleção de 11 artigos que serviram para o conhecimento dos dispositivos existentes no mercado.

É importante referir que nem todos os artigos selecionados foram utilizados como referências para a pesquisa de mercado, no entanto, foram extremamente importantes para que fosse possível adquirir informações sobre os diferentes dispositivos de massagem cardíaca que estão a ser desenvolvidos e estudados atualmente. Tendo esta informação como base, tornou-se possível proceder à pesquisa direta dos dispositivos, nomeadamente, recorrendo às informações disponibilizadas pelas empresas produtoras/comercializadoras dos mesmos.

De forma análoga procedeu-se à pesquisa de patentes relativas a dispositivos capazes de efetuar massagem cardíaca, por sua vez, esta pesquisa foi realizada na base de dados da TecMinho, da Universidade do Minho. Novamente, as palavras-chave utilizadas foram em inglês, de forma a tornar a

pesquisa o mais abrangente possível, assim sendo utilizou-se “*CPR device*”, “*mechanical CPR*” e “*automatic CPR*”.

Desta pesquisa resultaram cerca de 12 patentes consideradas úteis para o projeto, no entanto apenas 4 foram selecionadas para serem mencionadas nesta dissertação, uma vez que as restantes patenteavam apenas alguns componentes do dispositivo, nomeadamente suporte das costas ou banda de atuação, entre outros componentes. Neste sentido, deu-se preferência de escolha a patentes em que era referido o dispositivo de forma completa.

Todas as patentes encontradas são provenientes dos Estados Unidos, sendo que as datas de patentes correspondem ao intervalo de 2016 a 2019, sendo maioritariamente de 2019. É importante salientar que não foi efetuada qualquer restrição relativamente ao intervalo da pesquisa de datas, no entanto todas as patentes selecionadas são bastante recentes.

3.2. DISPOSITIVOS DE MASSAGEM CARDÍACA

Os diferentes dispositivos existentes podem ser categorizados segundo o seu método de atuação, ou seja, se se tratam de dispositivos manuais ou automáticos, sendo que os automáticos podem ser separados em dispositivos mecânicos de pistão ou de banda distribuidora de carga [5].

É fundamental perceber que o modo de atuação e funcionamento de cada dispositivo, seguidamente apresentado, tem por base uma das teorias de mecanismos de fluxo sanguíneo, previamente referidas. Assim sendo, os dispositivos mecânicos de pistão estarão associados à teoria do mecanismo da bomba cardíaca e por outro lado, os dispositivos de banda distribuidora de carga e os ativos de compressão-descompressão estão associados à teoria do mecanismo da bomba torácica [13].

3.2.1. CPR RsQ ASSIST® DEVICE:

O dispositivo *CPR RsQ Assist® Device (CPR RAD)* trata-se de um assistente durante o processo de reanimação cardiorrespiratória. Este foi idealizado por Joe Hanson e encontra-se disponível desde 2014.

A sua principal característica consiste no facto de aumentar a eficiência das compressões em 95%, comparativamente com as compressões manuais e diminuir a fadiga de quem se encontra a realizar as compressões cerca de 90% [31].

Trata-se de um dispositivo totalmente manual, ou seja, a reanimação cardiorrespiratória não pode ser realizada sem intervenção humana, no entanto, este pretende maximizar a sua eficiência. O seu *design* é muito simples, contudo procura ser o mais ergonómico possível. Este dispositivo encontra-se representado na Figura 12.



Figura 12- CPR RsQ Assist® Device [31].

O *CPR RAD* é um dispositivo que oferece *feedback* ao socorrista sobre quais os passos a serem realizados, no entanto não indica a profundidade das compressões, nem se este se encontra posicionado no local correto. Apresenta um *design* ergonómico que permite que o socorrista o segure, sem que as suas mãos escorreguem durante todo o processo, uma vez que foi projetado com uma alça antiderrapante [31][32].

Assim que é ligado, o dispositivo começa a fornecer indicações de comando ao seu utilizador, pois possui um gravador de áudio incorporado, tornando possível que qualquer pessoa seja capaz de iniciar um processo de reanimação. Uma vez que se encontra posicionado sobre a vítima inicia o seu processo de contagem das compressões e como possui um metrónomo no seu interior, o ritmo ideal de compressões, encontra-se constantemente marcado [31].

Apesar de apresentar bastantes vantagens, este dispositivo apresenta como limitação o facto de não permitir que ocorra o recuo total da parede torácica, ao contrário de outros dispositivos que serão apresentados seguidamente [6].

Este dispositivo pode ser comprado *online* e o seu preço médio ronda os 70€ [31].

3.2.2. THUMPER MECHANICAL CPR:

O *Thumper Mechanical CPR* trata-se de um dispositivo desenvolvido pela empresa *Michigan Instruments*, cujas principais áreas de estudo consistem no desenvolvimento de dispositivos médicos respiratórios e dispositivos para a emergência médica [33].

O dispositivo em análise trata-se de um dispositivo mecânico de pistão, uma vez que apresenta um pistão, que irá ativar o componente responsável por exercer a massagem cardíaca. Para além disso apresenta outros componentes essenciais para o seu funcionamento, tal como pode ser verificado pela Figura 13 [34].



Figura 13-Thumper Mechanical CPR [34].

Este trata-se de um dos primeiros dispositivos desta área a ter sido desenvolvido, é utilizado desde 1964 e a sua mais recente versão permite que sejam realizadas 100 compressões por minuto, sendo que estas são ininterruptas, o que possibilita que a equipa de socorro esteja a realizar outras tarefas enquanto o *Thumper* realiza as compressões torácicas [13][33].

Possui um modo de atuação pneumático, uma vez que é alimentado por oxigénio comprimido e é eletricamente isolado o que possibilita que o paciente seja monitorizado e caso seja necessário, poder estar sujeito a desfibrilação enquanto o dispositivo continua em funcionamento [34].

Apresenta como vantagem o facto de permitir que a reanimação esteja a ser realizada mesmo quando o paciente se encontra a ser transportado, para além disso permite que sejam realizadas compressões com profundidades até 50 mm (valor recomendando pela AHA), o seu valor de massa total vai até os 8,6 kg [33].

3.2.3. **CORPULS CPR:**

O *Corpuls CPR* trata-se de um recente dispositivo portátil que permite que sejam realizadas compressões torácicas de forma automática. Este possui diversas características que o tornam bastante apelativo, assim como o facto de possibilitar o acesso a todo o tórax, devido ao *design* que apresenta, tal como pode ser verificado pela Figura 14 [35].

Não apresenta restrições no que diz respeito à massa dos pacientes, no entanto a sua altura de peito deve estar compreendida entre 150 mm a 330 mm. A sua taxa de compressões pode ir de 80 a 120 compressões por minuto e tem capacidade de deslocar o externo entre 20 mm a 60 mm de profundidade [36].



Figura 14- Corpuls CPR [36].

A principal e mais diferenciadora característica deste dispositivo consiste no facto de ser o único dispositivo de compressões automáticas, existente no mercado atual, que pode ser utilizado em crianças com mais de 8 anos de idade [35].

Para além da característica mencionada anteriormente, possui também um conjunto de três placas de reanimação que podem ser rapidamente alteradas consoante a necessidade de cada situação. Assim sendo, existe uma placa que deve ser utilizada em situações exteriores ao hospital, pois apresenta tiras de fixação que permite que seja fixa em qualquer tipo de maca, como pode ser comprovado pela Figura 15 a), e para além disso, permite que o braço do dispositivo seja posicionado em qualquer posição, visto ser totalmente simétrica [35].

Na Figura 15 b), é possível visualizar a placa projetada para ser utilizada em ambiente hospitalar, uma vez que tem a capacidade de poder ser utilizada em situações em que o paciente necessite de um raio-x, uma vez que tem a capacidade de ser atravessada por esses raios, devido ao seu material. Para além disto é fácil de desinfetar e permite que seja rapidamente colocado no paciente [35].

Na Figura 15 c) encontra-se representada a última opção de placas existentes, esta é mais apropriada para ser utilizada em situações em que o paciente seja transportado ou se encontre



Figura 15- Placas de suporte para as costas.

a) Placa de utilização exterior. b) Placa de utilização no hospital. c) Placa de utilização em superfícies moles. [35]

posicionada em superfícies moles, como colchões ou macas de vácuo e por esse motivo apresenta um formato mais alongado [35].

Assim que o paciente for colocado sobre o dispositivo, é utilizado um anel que será fixado através de cintas de fixação, com um sistema de travagem magnética, que impede que o paciente escorregue em relação ao dispositivo, durante o transporte. Todo este sistema de fixação, encontra-se representado na Figura 16, em que é possível verificar que o anel no centro do peito do paciente, encontra-se ligado às cintas de fixação e por sua vez, estas ligam-se à placa de suporte de costas [37].



Figura 16- Sistema de fixação do Corpuls CPR [35].

3.2.4. THE LIFE-STAT:

O dispositivo *The Life-Stat* é pertencente à mesma empresa que o dispositivo *Thumper Mechanical CPR*, sendo que tal como esse o *The Life-Stat* pode ser utilizado em pacientes com excesso de massa. Tal como pode ser verificado pela Figura 17, este dispositivo é praticamente semelhante à sua versão mais antiga o *Thumper Mechanical CPR*, no entanto sofreu algumas alterações [38].



Figura 17- The Life-Stat [38].

A principal característica que distingue este dispositivo dos restantes dispositivos de massagem cardíaca automática, consiste no facto de se tratar de um dispositivo com a capacidade de realizar duas funções de suporte básico de vida em simultâneo. Ou seja, este pode realizar os movimentos de

compressões, as também poder auxiliar na realização de ventilações, tal como pode ser comprovado pela Figura 18 [38].



Figura 18- The Life-Stat a realizar ventilações [38].

O seu modo de atuação é também pneumático e tal como a maioria dos produtos do mercado, é capaz de realizar 100 a 120 compressões por minuto, dependendo da sua versão. Para além disto apresenta a possibilidade de escolha do modo 30:2, ou seja, serão realizadas 2 ventilações entre cada 30 compressões, o que irá maximizar a eficiência do processo [38].

No que diz respeito às suas especificações, este pode ser ajustado para que a profundidade das compressões varie desde 0 mm a 80 mm e a massa total do dispositivo corresponde a 8,85 kg [39].

3.2.5. SCHILLER EASY PULSE

O dispositivo *Easy Pulse* foi projetado pela empresa *Schiller*, cujo principal objetivo consiste em diminuir o número de mortes causadas por doenças cardíacas súbitas. Por este motivo, desenvolveu o *Easy Pulse*, um dispositivo portátil e autónomo, que permite tornar mais eficaz a reanimação cardiorrespiratória, uma vez que realiza compressões torácicas de forma automática e consistente, a uma taxa de profundidade constante [40].

Atualmente, este pode ser comprado *online*, sendo que o seu preço médio se encontra nos 13000€.

De forma semelhante a outros dispositivos apresentados neste capítulo, o *Easy Pulse* possibilita que as compressões sejam mantidas de forma ininterrupta, especialmente durante o transporte do paciente, em que geralmente é necessário parar a realização de manobras de compressão. Devido ao facto de ser conectado ao paciente, tal como se pode comprovar pela Figura 19, torna possível que este possa ser utilizado em qualquer situação, independentemente do local onde se encontra [40].

É facilmente ajustado à fisionomia de cada paciente e é fácil e intuitivo de operar, uma vez que apresenta um reduzido número de botões. Uma das suas maiores particularidades, diz respeito ao facto do paciente se poder encontrar numa posição inclinada, sentado, ou até mesmo numa posição vertical,

em situações em que a falta de espaço seja notória, algo que não é convencional quando estão a ser realizadas reanimações em indivíduos que se encontram em paragem cardiorrespiratória [40].



Figura 19- Schiller Easy Pulse [40].

Apresenta uma bateria que permite que esteja ligado e a trabalhar de forma eficaz durante 45 minutos, sendo que esta bateria pode ser substituída quando se encontrar descarregada. Para além disso, trata-se de um dispositivo moderadamente leve, pois a sua massa máxima corresponde a 3,5 kg [40].

Apesar de parecer um dispositivo bastante vantajoso, não existem críticas nem estudos que comprovem a eficácia das compressões quando realizadas de forma tão inclinada como a sugerida pela *Schiller*.

3.2.6. **LUCAS (LUND UNIVERSITY CARDIAC ASSIST SYSTEM):**

O *LUCAS* trata-se de um dispositivo que pertence à categoria de tipo de dispositivos de pistão, pois tem por base a utilização de um pistão para provocar o movimento do tórax, funcionando a uma taxa de 102 compressões por minuto, atingindo uma profundidade de 53 mm em pacientes com altura esternal superior a 185 mm [5].

O *LUCAS* é um dispositivo que permite a realização de compressões mecânicas e descompressões ativas (recoo ativo do tórax) de forma automática, recorrendo a gás, com o objetivo de maximizar a eficiência do processo de reanimação cardiopulmonar. O dispositivo original já se encontra descontinuado, tendo sido substituído pelo mais recente *LUCAS 3, v3.1 Chest Compression System* [41].

Atualmente, este pode ser adquirido em diferentes lojas *online* pelo preço médio de 15000€ [41].

A primeira versão deste equipamento, foi lançada em 2003, *LUCAS 1* que pode ser observado na Figura 20, e era acionado através de ar comprimido, sendo que esta questão foi a principal alteração em relação às seguintes versões. Todas as gerações posteriores são acionadas por bateria [41].

A segunda versão foi lançada em 2009, tendo sido alterada a questão da bateria e tornou-se mais fácil a sua operação e manutenção. No entanto, em 2016 foi disponibilizada a terceira versão do

equipamento, capaz de consultar todo o histórico de dados através de *Bluetooth* e novamente foi facilitado o modo de funcionamento do dispositivo [41].



Figura 20 -LUCAS 1, Chest Compression System [41].

Atualmente, a versão mais recente existente no mercado trata-se do *LUCAS 3, v3.1*, que pode ser visto na Figura 21, que permite uma fácil e rápida configuração do dispositivo consoante o protocolo em questão, permitindo ajustes personalizados. Por outro lado, apresenta como grande vantagem a possibilidade de conexão via Wi-Fi, possuindo a capacidade de criar um relatório pós-evento que será enviado diretamente para o correio eletrónico do responsável, mantendo uma interface bastante simples e intuitiva ao seu utilizador [41].

O desenvolvimento deste dispositivo surgiu com o objetivo de eliminar a fadiga e cansaço de quem está responsável pela reanimação, assim como eventuais variações de fatores psicológicos que possam existir e dificultar o processo de reanimação. Por estes motivos, o *LUCAS* foi projetado para trabalhar sobre condições adversas e principalmente assegura que as compressões sejam realizadas durante longos períodos [41].



Figura 21-LUCAS 3, v3.1.

Uma vez que já conta com bastantes utilizações, é possível obter resultados relativamente à sua eficiência, assim sendo, este garante proporcionar qualidade consistente das compressões torácicas durante a tentativa de reanimação, assegurar a oxigenação do cérebro através da circulação sanguínea e assegurar bons resultados neurológicos após a reanimação [41].

A principal característica que distingue o *LUCAS* dos restantes dispositivos existentes no mercado consiste na capacidade de ser instalado no paciente de forma fácil e eficaz. O facto de possuir um suporte para os braços, de modo a estabilizar e fixar o paciente na posição mais favorável permite que este possa ser transportado desde o local do acidente até ao hospital de forma bastante segura, não interferindo o transporte com o processo de reanimação. Assim sendo, o paciente irá ser colocado na posição desejada, tal como pode ser verificado na Figura 22 [41].



Figura 22- Paciente a ser transportado na posição exigida pelo LUCAS 3 [41].

Contudo, o LUCAS não é utilizado por mais equipas de socorrismo, nomeadamente equipas portuguesas, uma vez que estas consideram que se trata de um dispositivo bastante dispendioso para poder estar presente em todas as missões de emergência.

3.2.7. LIFELINE ARM

O *Lifeline ARM* é um dispositivo produzido e projetado pela empresa *Defibtech*, sediada nos Estados Unidos da América e especialista em desenvolvimento de produtos de auxílio médico [42]. O principal objetivo deste produto consiste em realizar compressões torácicas mecânicas, permitindo a sua portabilidade, rápida implementação e principalmente, realizar de forma eficaz as compressões e com o ritmo desejado [42].

O seu *design* é muito semelhante a alguns dos dispositivos já apresentados neste capítulo, como por exemplo o *LUCAS*, tal como pode ser comprovado pela Figura 23.



Figura 23- Lifeline ARM [42].

No que diz respeito ao seu modo de funcionamento este é bastante simples e acessível, pois só é necessário programar o dispositivo com duas opções para que este inicie o seu funcionamento. Numa primeira fase deve ser ajustada a altura a que o pistão de compressão se deve encostar ao peito do paciente, seguidamente escolhe-se qual o protocolo a realizar, ou seja, se serão realizados ciclos contínuos de compressões, ou se serão realizados intervalos entre as compressões, de modo a permitir que sejam efetuadas ventilações [42].

Funciona a partir da utilização de uma bateria externa que deve ser recarregada após cada utilização, esta trata-se de uma bateria de longa duração, uma vez que requer menos energia para realizar as compressões, podendo funcionar até uma hora de forma consecutiva [43].

O seu pistão de compressão pode ser ajustado para uma profundidade de 20 mm a 56 mm, no que diz respeito ao ritmo de compressões este pode ir até às 100 compressões por minuto. Relativamente à sua massa este é de 7,1 kg, incluindo a massa da bateria [43].

O *Lifeline ARM* encontra-se à venda em diferentes lojas *online* de dispositivos médicos, sendo que o seu preço pode variar chegando aos 18 000€ [44].

3.2.8. **AUTOPULSE ZOLL RESUSCITATION SYSTEM**

O sistema de reanimação *AutoPulse Zoll* foi desenvolvido pela empresa *Zoll Medical Corporation*, que desenvolve e comercializa dispositivos médicos e *softwares* que auxiliam em processos de salvamento de vidas [45].

O *AutoPulse* funciona tendo por base uma banda distribuidora de carga que circunda o tórax do paciente, permitindo assim a realização de compressões a uma taxa de 80 compressões por minuto e atingindo uma profundidade 20% de altura torácica [5].

Este sistema de reanimação tem como principal função assegurar, de forma automática, a manutenção da circulação sanguínea de doentes que tenham sofrido uma paragem cardíaca subitamente. Este é de fácil manuseamento e recorre ao auxílio de uma bateria para poder funcionar, assim sendo, através de movimentos de compressão, apertando todo o peito do paciente, consegue melhorar o fluxo sanguíneo entre o coração e o cérebro, mantendo ativas as capacidades vitais do indivíduo.

Este dispositivo apresenta uma maca incorporada que facilita o transporte do paciente, tal como pode ser verificado pela Figura 24, em simultâneo, esta superfície dura melhora a qualidade das compressões, uma vez que não se trata de uma superfície que comprima aquando as compressões [45].

Atualmente, este dispositivo pode ser comprado em lojas *online*, sendo que o seu preço médio ronda os 7500€.



Figura 24- AutoPulse Zoll [45].

Este dispositivo, trata-se atualmente do único no mercado que utiliza uma banda distribuidora como interface de pressão e apesar de defender que estes tipos de interfaces revelam bastantes vantagens, a grande maioria dos estudos defende que as compressões são mais eficazes quando concentrada a sua aplicação num único ponto, o centro do peito do paciente.

Apresentados todos os dispositivos, segue-se uma tabela que pretende resumir algumas das especificações consideradas como sendo mais relevantes. A Tabela 4 sintetiza as informações dos diferentes dispositivos, alguns campos não foram possíveis de serem preenchidos uma vez que as informações não se encontravam disponíveis.

Tabela 4- Resumo da comparação de especificações dos dispositivos da pesquisa de mercado.

		Dispositivos						
		Thumper Mecanical CPR	Corpuls CPR	The Life-Stat	Schiller Easy Pulse	LUCAS	Lifeline ARM	AutoPulse Zoll
Especificações	Modo de atuação	pneumático	elétrico	pneumático	elétrico	elétrico	elétrico	elétrico
	Tempo de funcionamento	—	90 min	—	45 min	45 min	60 min	30 min
	Superfície rígida	sim	sim	sim	sim	sim	sim	sim
	Profundidade de compressão	0 a 80 mm	20 a 60 mm	0 a 80 mm	—	45 a 53 ± 20 mm	53 ± 3 mm	20% da profundidade do peito
	Compressões por minuto	100 ± 6	80 a 120	120 ± 2	—	102 ± 2 111 ± 2 120 ± 2	101 ± 1	80 ± 5
	Massa do dispositivo	8,6 kg	7,7 kg	8,85 kg	3,5 kg	8 kg	7,1 kg	10,6 kg
	Largura do peito	559 mm	480 mm	559 mm	—	449 mm	457 mm	—
	Altura do peito	368 mm	150 a 330 mm	368 mm	—	170 a 303 mm	165 a 300 mm	250 a 380 mm
	Massa máxima do paciente	—	Sem restrição	—	—	Sem restrição	Sem restrição	136 kg
	Preço	13 000 €	12 000€	—	13 000 €	15 000 €	11 000 €	7 500 €

3.3. ESTUDO DE PATENTES

Para além do conhecimento dos dispositivos que existem atualmente no mercado é essencial conhecer as diferentes patentes existentes, uma vez que estas se tratam de ideias e conceitos mais atuais e por esse motivo ainda não existem dispositivos a serem comercializados que teriam esses fundamentos como base. Por outro lado, a informação retirada a partir da informação fornecida por patentes permite perceber que diferentes mecanismos já foram estudados e quais as vantagens de cada um deles.

Nesta parte do trabalho pretende-se apresentar algumas das patentes analisadas e consideradas mais relevantes para este estudo e perceber que tipos de mecanismos podem ser conjugados de forma a atingir-se o objetivo principal do trabalho, o desenvolvimento de um dispositivo de massagem cardíaca automático.

3.3.1. PATENTE US 10,406,067 B2

A patente US 10,406,067 B2 trata-se de um dispositivo utilizado para aplicar compressões torácicas no peito do paciente, sendo que este caso particular apresenta uma unidade de compressão torácica e uma banda que será passada em torno do peito do paciente, com o objetivo de manter a unidade de compressão torácica numa posição estável sobre o paciente [46].

Este dispositivo encontra-se representado na Figura 25.

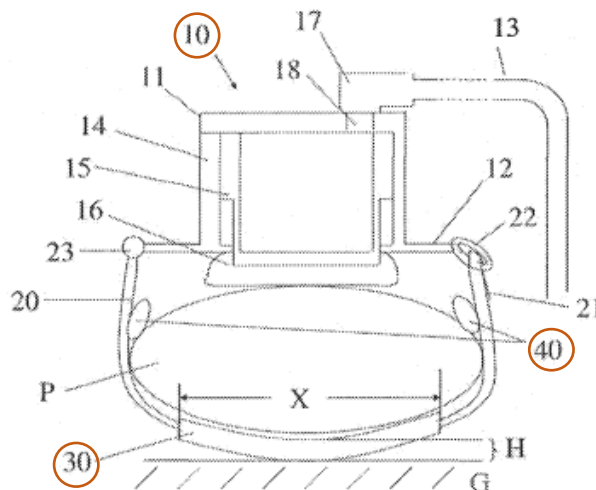


Figura 25- Esboço do dispositivo apresentado na patente US 10,406,067 B2 [46].

O dispositivo foi pensado para que todos os seus constituintes pudessem ser separados, desta forma, a banda deve ser presa através de um auxiliar de fixação, que apresenta uma parte mais rígida que será colocada por baixo das costas do paciente (componente 30), que se encontra representada na Figura 26 [46].

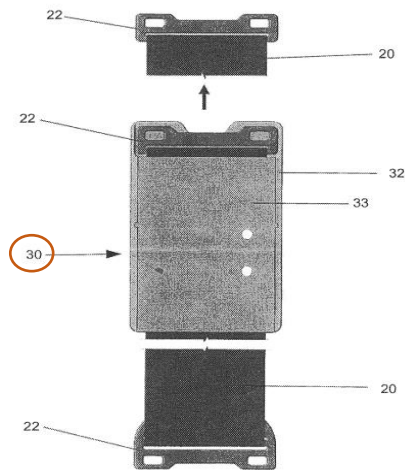


Figura 26- Auxiliar de fixação [46].

Uma das principais inovações desta patente, está relacionada com o componente 10, a unidade de compressão, que no seu interior permite que seja combinada a utilização de um desfibrilhador, através da conexão elétrica com dois elétrodos, que se encontram colocados na própria banda (componente 40), fazendo com que estes sejam automaticamente posicionados no peito do paciente [46].

3.3.2. PATENTE US 10,166,169 B2

A patente US 10,166,169 B2 descreve um dispositivo que permite realizar compressões torácicas através do movimento de um pistão e, simultaneamente são acionadas duas molas laterais, que se encontram incorporadas no dispositivo, de forma a serem realizadas compressões laterais. Cada uma das molas encontra-se com uma extremidade conectada ao pistão e a outra presa à base para as costas, o que faz com que durante a extensão do pistão, as molas irão fletir e originar as compressões laterais. Este dispositivo encontra-se representado na Figura 27, sendo o pistão o componente número 14 e as molas o componente número 11[47].

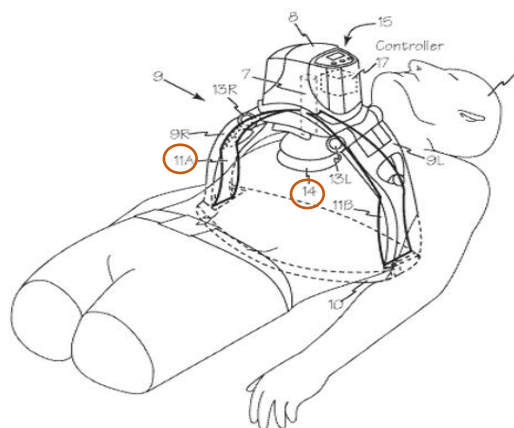


Figura 27- Esboço do dispositivo apresentado na patente US 10,166,169. [47] B2 [47].

Um dos principais motivos para a existências das molas laterais deve-se ao facto de à medida que as compressões mecânicas são realizadas por sistemas que têm por base a utilização de um pistão,

a caixa torácica do paciente tende a deslocar-se diminuindo a eficácia das compressões. Com a lateralização das compressões o corpo do paciente tende a ficar estável, mantendo os pontos de compressão desejados [47].

3.3.3. PATENTE US 2019/0021942 A1

A patente US 2019/0021942 A1 descreve a possibilidade de ser projetado um dispositivo que para além de realizar compressões torácicas, iria realizar, em simultâneo, compressões laterais, aplicando pressão lateral no paciente, tal como se pode verificar pela Figura 28 [48].

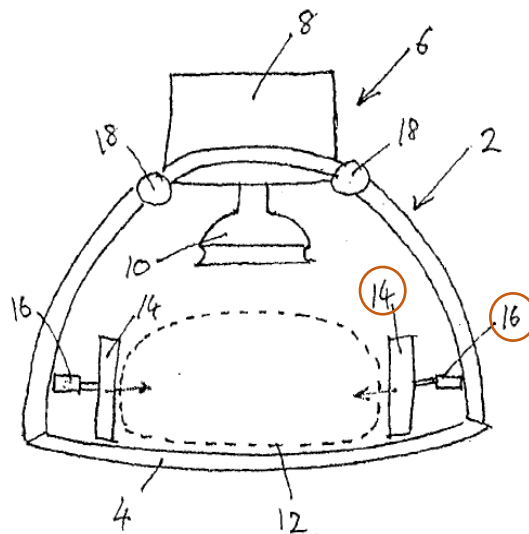


Figura 28- Esboço do dispositivo apresentado na patente US 2019/0021942 A1. [48]

A parte principal do dispositivo foi fortemente inspirada no dispositivo já existente no mercado *LUCAS*, no entanto a grande inovação encontra-se relacionada com as componentes 16 e 14, apresentadas na Figura 28, que permitem a realização de compressões laterais [48].

Os seus projetistas pensaram que através das compressões laterais pudesse ser aumentado o fluxo sanguíneo gerado e desta forma aumentar a eficácia deste processo [48].

Esta patente pode ter sido inspirada em dispositivos de banda que permitiam abranger uma maior área de pressão na caixa torácica.

3.3.4. PATENTE US 9,949,891 B2

A patente que se segue descreve um dispositivo de compressão torácica de banda que apresenta um suporte para o paciente e dentro desse mesmo suporte encontra-se o motor do dispositivo. Este encontra-se representado na Figura 29 [49]

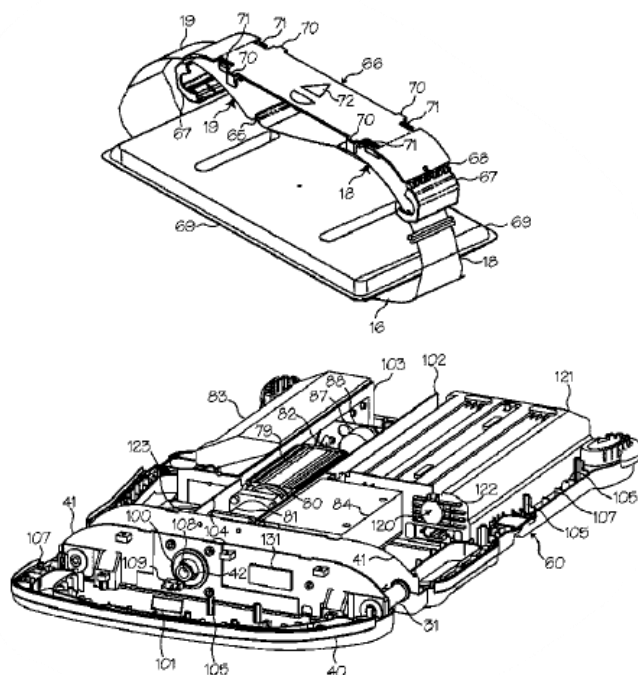


Figura 29- Esboço do dispositivo apresentado na patente US 9,949,891 B2 [49].

Como pode ser verificado pela Figura 29, este dispositivo divide-se em duas partes, a banda e o suporte. A banda irá passar em redor do peito do paciente e será fechada à frente, possuindo um sistema de ajuste ao paciente enquanto o suporte será o responsável pelo suporte do paciente, mas também será nesse local onde o motor será alojado [49].

A principal finalidade desta patente consiste em explicar que o motor pode ser incorporado na placa que irá suportar o paciente de forma a diminuir o massa e o atravancamento do dispositivo, para que seja mais fácil o ser transporte por parte dos socorristas [49].

Tal como pode ser verificado, este dispositivo trata-se do *Autopulse Zoll*, já anteriormente descrito na pesquisa de mercado.

3.4. COMPONENTES FUNDAMENTAIS DE DISPOSITIVOS DE MASSAGEM CARDÍACA

Após realizada uma análise dos dispositivos existentes no mercado, torna-se fundamental perceber quais as semelhanças e diferenças que existem entre eles, para que seja possível verificar quais são os componentes fundamentais para o desenvolvimento de um dispositivo de massagem cardíaca.

Todos os dispositivos estudados apresentaram 4 componentes fundamentais, o suporte para as costas, o fixador do paciente, interface de pressão e finalmente o modo de atuação.

Para que o processo de massagem cardíaca possa ser realizado, a vítima deve ser colocada em decúbito dorsal, tal como pode ser verificado na Figura 30 [4].



Figura 30- Vítima em decúbito dorsal [4].

Devido à posição ideal da vítima, é necessário que o dispositivo apresente um suporte para as costas que se trate de uma superfície rígida de forma a aumentar a profundidade de compressões realizadas e conseqüentemente aumentar o fluxo sanguíneo gerado [50].

Para além de ser necessário que este suporte se trate de uma superfície rígida, deve também tratar-se de um material não condutor de eletricidade, uma vez que pode ser necessário recorrer ao auxílio de um desfibrilador, para tentar restabelecer o batimento cardíaco da vítima. Por outro lado, a escolha do material também deve considerar que este possa facilmente ser limpo, pois será utilizado por diferentes pacientes e em cada utilização o suporte das costas deve encontrar-se perfeitamente higienizado.

O segundo componente fundamental para este tipo de dispositivos consiste num método para fixar o paciente. Nos dispositivos apresentados anteriormente, o método mais utilizado consistia na utilização de tiras que permitiam que o dispositivo ficasse fixo ao paciente, assegurando a sua segurança e que o ponto de aplicação de compressão se mantenha constante, estabilizando assim, a posição da vítima.

Por outro lado, visto que em casos de socorrismo relacionados com paragens cardiorrespiratórias, os pacientes são transportados em ambulâncias desde o local onde se encontravam até ao hospital, o que faz com que seja extremamente importante a existência de um mecanismo fixador do paciente, que permita que a viagem na ambulância seja segura e que o dispositivo possa continuar a exercer compressões de forma eficaz.

Geralmente estas tiras encontra-se ligadas diretamente ao suporte para as costas, uma vez que assim torna-se mais fácil garantir que a posição do paciente não será alterada. Este exemplo encontra-se representado na Figura 31, que diz respeito ao suporte de costas e tiras fiadoras do dispositivo *Thumper Mecanical CPR*.



Figura 31- Suporte para as costas e tiras fixadoras do Thumper Mecanical CPR [34].

O terceiro componente trata-se daquele que será o responsável por efetuar a ação de comprimir o peito, a interface de pressão, podendo ser uma banda ou um pistão, tal como apresentado anteriormente. É essencial que, caso se trate de um pistão, possa ser ajustado à altura do peito do paciente e caso se trate de uma banda, esta possua a capacidade de ser ajustável e rodear todo o peito do paciente, de forma a realizar compressões de forma eficiente.

Este componente deve provocar o deslocamento desejado no peito do paciente e permitir a descompressão total do tórax, para que todo o sangue anteriormente bombeado possa voltar ao coração, para ser eficazmente ejetado [4].

O último componente essencial, trata-se do modo de atuação do dispositivo, ou seja, se o dispositivo em questão é do tipo elétrico ou pneumático. A escolha do modo de atuação é essencial, uma vez que permite que a utilização do dispositivo seja realizada de forma ininterrupta, podendo ser portátil ou fixo, consoante a necessidade de uma bateria ou uma fonte de oxigénio.

Como forma de comprovar que todos os dispositivos estudados apresentam os componentes fundamentais anteriormente mencionados, segue-se a Tabela 5, que menciona os dispositivos e os subdivide em cada um dos componentes.

Tabela 5- Componentes fundamentais de cada dispositivo que justificam cada função.

		Thumper Mecanical CPR The Life-Stat	Corpuls CPR	Schiller Easy Pulse
Acomodar individuo				
Fixar dispositivo				
Pressionar peito	Braço			
	Interface de pressão			
Modo de atuação			 Bateria: LiPo	

Tabela 5 (continuação) - Componentes fundamentais de cada dispositivo que justificam cada função.

		LUCAS	Lifeline ARM	AutoPulse Zoll
Acomodar individuo				
Fixar dispositivo				
Pressionar peito	Braço			
	Interface de pressão			
Modo de atuação		 Bateria: LiPo		

Numa forma global, após analisados todos os dispositivos de mercado e verificado que estes quatro componentes são comuns a todos eles, é possível verificar que para além de componentes, estes podem ser vistos como as subfunções do produto final. Este tópico será abordado seguidamente, em que é possível comprovar que a justificação das subfunções definidas será proveniente dos principais componentes do dispositivo.

3.5. MECANISMO DE COMPRESSÃO CARDÍACA: CAME-SEGUIDOR

No presente subcapítulo será analisado o mecanismo que se pretende que seja utilizado no dispositivo em desenvolvimento. Após uma pesquisa detalhada de diferentes possibilidades de mecanismos capazes de realizar o movimento necessário para que as compressões cardíacas fossem realizadas, optou-se por estudar o mecanismo came-seguidor, desta forma, seguidamente, serão apresentados alguns conceitos relativos a este tipo de mecanismos.

3.5.1. DESCRIÇÃO DO MECANISMO

Para determinados movimentos, nem sempre é possível que sejam obtidos utilizando exclusivamente mecanismos simples, neste sentido e uma vez que se pretende converter o movimento rotacional de um motor num movimento de translação por parte do compressor, escolheu-se o mecanismo came-seguidor para executar este tipo de movimento, que por contacto direto transmite um determinado movimento [51].

A principal vantagem que as cames apresentam, consiste no facto de poderem apresentar diversas formas de acordo com o movimento final que se definiu, resolvendo de forma precisa os problemas impostos a outro tipo de mecanismos. Para além disto, é possível especificar qual a função de saída podendo ser criada uma superfície única para cada função de saída [51][52].

Primeiramente, serão explicadas todas as terminologias relativas a este tema. Considera-se o perfil da came como sendo a secção reta da superfície da came; o ponto de traçagem como sendo o ponto do elemento movido localizado no eixo do rolete, na aresta da faca ou no centro da curvatura de uma superfície de contacto esférico; a circunferência de base como sendo a menor circunferência, com centro no eixo de rotação da came, que se pode desenhar no perfil da came; circunferência primitiva como a menor circunferência que se pode inscrever na curva primitiva com centro no eixo de rotação [51].

Na Figura 32 encontram se representado um esquema que permite visualizar este tipo de mecanismo, assim como toda a nomenclatura anteriormente explicada [51].

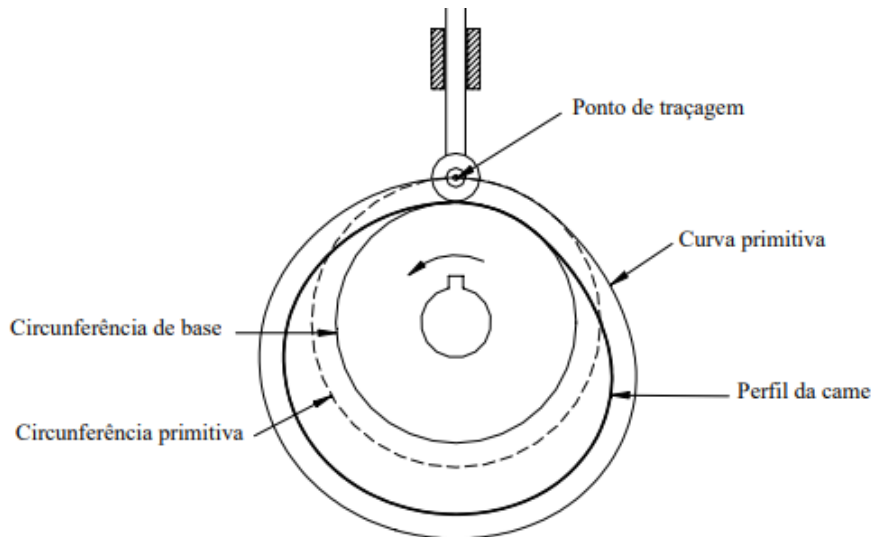


Figura 32- Representação esquemática do mecanismo came-seguidor [51].

3.5.2. CLASSIFICAÇÃO DO TIPO DE MECANISMO

O mecanismo came-seguidor pode ser classificado de diferentes formas, tendo em conta diferentes critérios. Seguidamente, serão apresentadas as diferentes classificações de acordo com cada parâmetro.

- Tipo de seguidor:

Para a classificação do tipo de seguidor, apenas se tem em conta a parte do seguidor que contacta diretamente com a came, desta forma os seguidores podem ser classificados como seguidores de faca, de rolete, de prato ou pé plano e esféricos. Estes encontram-se representados na Figura 33 [51].

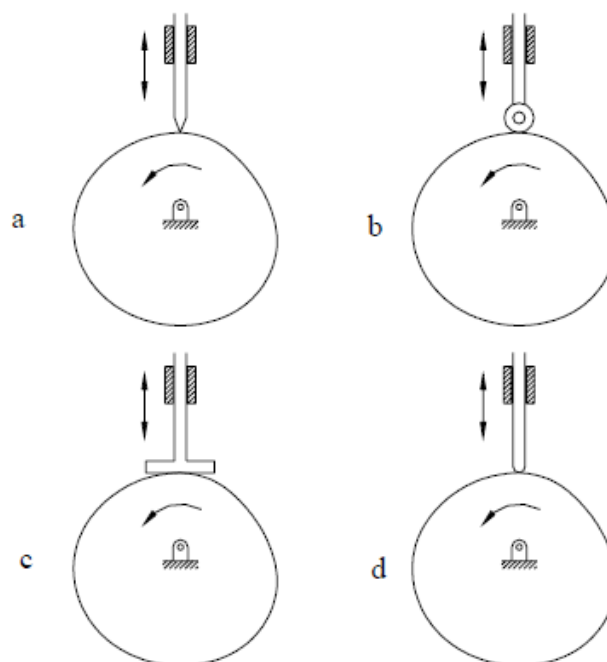


Figura 33- Classificação do mecanismo came-seguidor quanto ao contacto entre o seguidor e a came. a) Seguidor de faca. b) Seguidor de rolete. c) Seguidor de prato ou pé plano. d) Seguidor esférico [51].

Cada tipo de seguidor apresenta diferentes vantagens, tendo em conta o seu contexto de uso, desta forma, o seguidor de rolete tem a vantagem de apresentar menor atrito, sendo estes utilizados em máquinas onde é recorrente a sua substituição, uma vez que apresentam elevada disponibilidade de *stock* por parte dos fabricantes. Os outros tipos de seguidores, são geralmente idealizados e fabricados de forma personalizada para a sua aplicação final [52].

Para o mecanismo em estudo nesta dissertação, será utilizado o seguidor de rolete e por este motivo o estudo deste terá maior relevância.

- Forma da came:

No que diz respeito à forma da came, esta também pode variar de acordo com o mecanismo desejado, assim sendo esta pode ser came de translação, came de disco e came cilíndrica, tal como se encontra representado na Figura 34 [51].

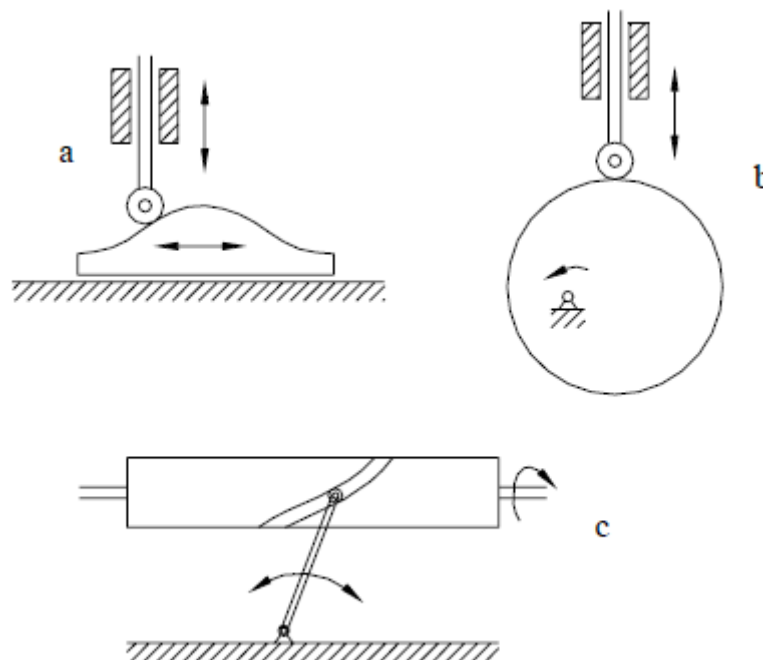


Figura 34- Classificação do mecanismo came-seguidor quanto à forma da came.
a) Came de translação b) Came de disco c) Came cilíndrica [51].

- Tipo de movimento do seguidor:

Relativamente ao movimento do seguidor, este pode ser do tipo translacional ou oscilante. O movimento do tipo translacional fará com que o seguidor realize um movimento apenas num eixo, enquanto um movimento oscilante ou rotacional, fará com que o seguidor se mova de forma oscilante em torno de um ponto fixo, tal como se pode verificar pela Figura 35 [51].

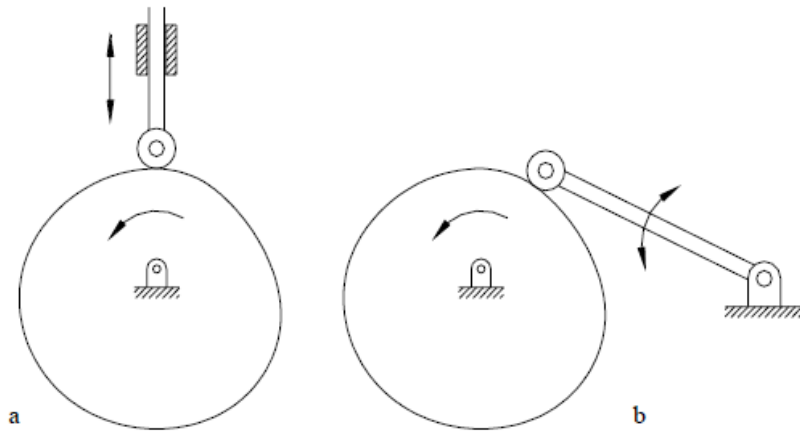


Figura 35- Classificação do mecanismo came-seguidor quanto ao movimento do seguidor.
a) Seguidor translacional b) Seguidor oscilante [51].

3.5.3. DIAGRAMAS DE MOVIMENTO - SVAJ

Uma das primeiras tarefas a ser realizada pelo projetista da came, consiste em selecionar as funções matemáticas que melhor se adequam ao tipo de movimento que se pretende que o seguidor realize. Para isso é necessário conhecer as diferentes equações do movimento e uma vez descrita a função do deslocamento (S), é possível obter a equação da velocidade (V) através da derivada da função deslocamento, assim como a função aceleração (A) e a função impulso (J), através de sucessivas derivadas [52].

As curvas que descrevem o deslocamento do seguidor, podem ser agrupadas em duas grandes famílias: polinomiais e trigonométricas, tal como se encontra sintetizado na Figura 36 [51].

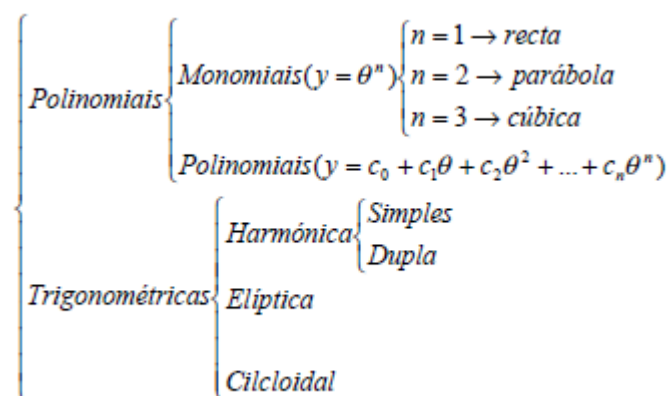


Figura 36- Curvas utilizadas para determinar o deslocamento do seguidor [51].

Apesar de existirem diferentes tipos de curvas, apenas algumas são mais estudadas quando se trata do movimento do seguidor, são estas as polinomiais de movimento uniforme e parabólico enquanto as trigonométricas são a harmónica simples e cicloidial. Uma vez que estas são utilizadas com elevada

frequência, as suas funções já foram bastante estudadas e por isso podem ser aplicadas diretamente a cada caso particular, sem ser necessário proceder à sua simplificação.

- Movimento uniforme e parabólico:

Estes tipos de movimentos são pouco utilizados em contextos reais, tratam-se apenas de um movimentos úteis para serem estudados a nível académico, uma vez que provocam acelerações infinitas e choques inconvenientes para o mecanismo [51].

- Movimento harmónico simples:

O movimento harmónico simples (MHS) é geralmente utilizado para velocidades baixas ou moderadas, para evitar choques infinitos [51].

Este tipo de movimento, tem como vantagem a sua função de deslocamento tratar de uma função trigonométrica, pelo que as suas funções permanecem contínuas ao longo de infinitas diferenciações [52].

- Movimento cicloidal:

O movimento cicloidal é geralmente utilizado para velocidades elevadas, uma vez que tem choques finitos, reduzindo o ruído, as vibrações e a fadiga dos componentes dos mecanismos [51].

Todas estas funções de deslocamento, bem como as suas funções de velocidade, aceleração e impulso encontram-se resumidas na Tabela 6 [51].

Tabela 6- Equações que permitem determinar as características cinemáticas do movimento do seguidor, para as quatro curvas básicas mais correntemente estudadas [51].

Movimento	Deslocamento	Velocidade	Aceleração	Impulso
Uniforme	$\frac{h\theta}{\beta}$	$\frac{h\omega}{\beta}$	0	-
Parabólico	$\frac{\theta}{\beta} \leq 0,5$	$2h\left(\frac{\theta}{\beta}\right)^2$	$\frac{4h\omega\theta}{\beta^2}$	0
	$\frac{\theta}{\beta} \geq 0,5$	$h\left[1-2\left(1-\frac{\theta}{\beta}\right)\right]$	$\frac{4h\omega}{\beta}\left(1-\frac{\theta}{\beta}\right)$	0
Harmónico	$\frac{h}{2}\left(1-\cos\frac{\pi\theta}{\beta}\right)$	$\frac{h\pi\omega}{2\beta}\text{sen}\frac{\pi\theta}{\beta}$	$\frac{h}{2}\left(\frac{\pi\omega}{\beta}\right)^2\cos\frac{\pi\theta}{\beta}$	$-\frac{h}{2}\left(\frac{\pi\omega}{\beta}\right)^3\text{sen}\frac{\pi\theta}{\beta}$
Cicloidal	$\frac{h}{\pi}\left(\frac{\theta}{\beta}-\frac{1}{2\pi}\text{sen}\frac{2\pi\theta}{\beta}\right)$	$\frac{h\omega}{\beta}\left(1-\cos\frac{2\pi\theta}{\beta}\right)$	$2h\pi\left(\frac{\omega}{\beta}\right)^2\text{sen}\frac{2\pi\theta}{\beta}$	$4h\pi^2\left(\frac{\omega}{\beta}\right)^3\cos\frac{2\pi\theta}{\beta}$

Nas equações apresentadas na Tabela 6, (h) representa o deslocamento máximo do seguidor, (θ) representa o ângulo de rotação da came, (β) representa o ângulo de rotação da came para o deslocamento (h) e (ω) a velocidade angular da came [51].

Com o objetivo de compreender que tipo de movimento será mais útil para a aplicação em questão será necessário proceder-se ao estudo e comparação do movimento harmónico simples e do

movimento cicloidal, uma vez que apenas se pretende analisar estes dois movimentos, de forma a concluir qual o que terá menos impactos e choques.

3.5.4. DIMENSIONAMENTO DA CAME

Uma vez escolhida qual a curva de movimento, o ponto seguinte consiste em dimensionar a came. Para isso é necessário ter em consideração o ângulo de pressão e o raio de curvatura, que estarão relacionados com o raio da circunferência primitiva [52].

Neste tópico será explorado o ângulo de pressão, de forma a compreender como este influencia o dimensionamento da came e o perfil da came.

- **Ângulo de pressão**

Um conceito de extrema relevância no que diz respeito à eficiência de uma came é o ângulo de pressão, este é definido como sendo o ângulo ϕ entre a direção do movimento (velocidade) do seguidor e a direção do eixo de transmissão, ou seja, é definido como sendo o ângulo entre a direção do eixo do seguidor com a direção da normal à curva primitiva (eixo de transmissão) no ponto traçado, ponto P, que é o centro do rolete, tal como se pode verificar pela Figura 37 [52][53].

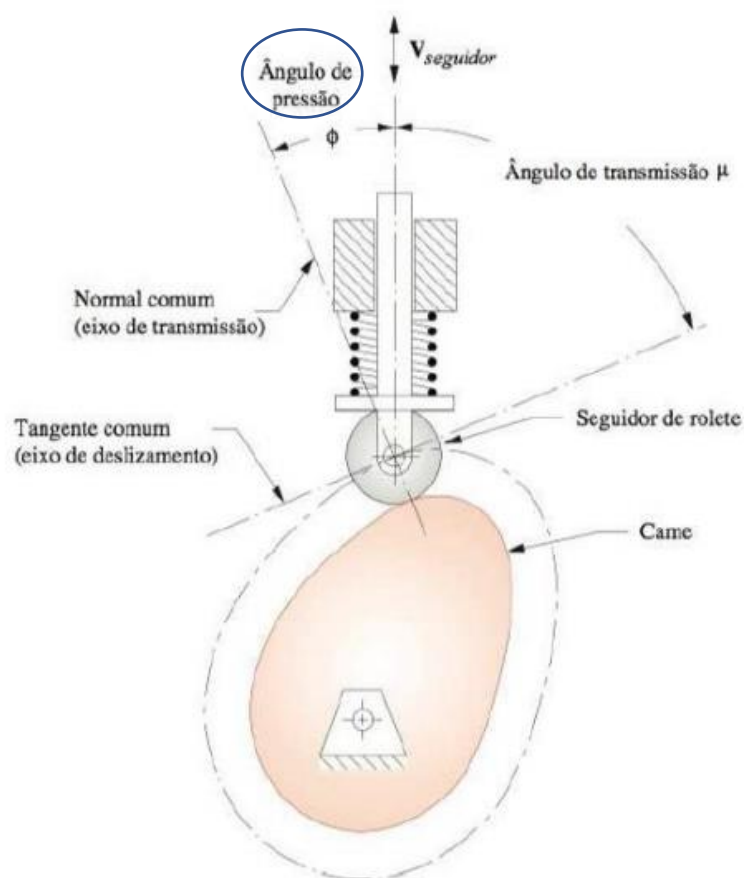


Figura 37- Representação do ângulo de pressão [52].

O ângulo de pressão trata-se de uma característica que influencia a geometria da came e que se relaciona com a direção da força transmitida no movimento do seguidor. Desta forma, quando o se tem $\varphi = 0^\circ$, significa que toda a força transmitida vai na direção do movimento do seguidor e quando $\varphi = 90^\circ$, não irá ocorrer movimento do seguidor. Para projetos de engenharia, considera-se que o ângulo de pressão deverá estar entre 0° e 30° , de forma a evitar um carregamento lateral excessivo no seguidor. Quando se projeta uma came para um valor superior a 30° irá aumentar fortemente o atrito no seguidor [52].

Para calcular o ângulo de pressão aplica-se a equação (1), sendo que a sua dedução completa encontra-se descrita em (Norton, 2010).

$$\tan \varphi = \frac{f'(\theta) - \varepsilon}{f(\theta) + \sqrt{R_p^2 - \varepsilon^2}} \quad (1)$$

Em que φ é o ângulo de pressão, R_p é o raio primitivo e ε é a excentricidade, ou seja, quando ocorre o deslocamento do seguidor e este não se encontra no mesmo eixo que o eixo de rotação da came [52].

A excentricidade tem como objetivo diminuir o ângulo de pressão do sistema. Estes mecanismos são vantajosos para situações em que não é necessário um grande esforço no retorno do sistema, que é o caso do mecanismo em questão. Apenas é necessário um esforço elevado na compressão do peito do paciente, o retorno será feito sem grande esforço, uma vez que o próprio corpo irá funcionar como mola e irá impulsionar a subida do seguidor [54].

Definir um valor de excentricidade não altera as equações de deslocamento, velocidade, aceleração e impulso previamente definidas, no entanto, aumentar a excentricidade de forma exagerada irá provocar um aumento da dimensão do mecanismo, fazendo com que este ocupe bastante mais espaço, sendo que a maioria dos projetos apresentam restrições no que diz respeito ao espaço disponível. Desta forma é necessário balançar o valor da excentricidade com o raio primitivo, de forma a obter um ângulo de pressão razoável e uma came, cuja dimensão seja aceitável para o projeto em questão [54].

- **Perfil da came**

O perfil da came, tal como o nome indica, diz respeito à forma que a came deverá ter. Através de todos os dados anteriormente mencionados, torna-se possível representar o perfil da came, sendo que se optou por obter o perfil da came através de métodos analíticos [51].

A Figura 38 representa o mecanismo came-seguidor de rolete concêntrico, em que o seu raio de base é R_b , o raio do rolete é R_s , o deslocamento do seguidor é s , o ângulo de rotação da came é θ e o ponto Q representa o ponto de contacto entre a came e o seguidor. x_c e y_c são referentes às coordenadas do centro do rolete [51].

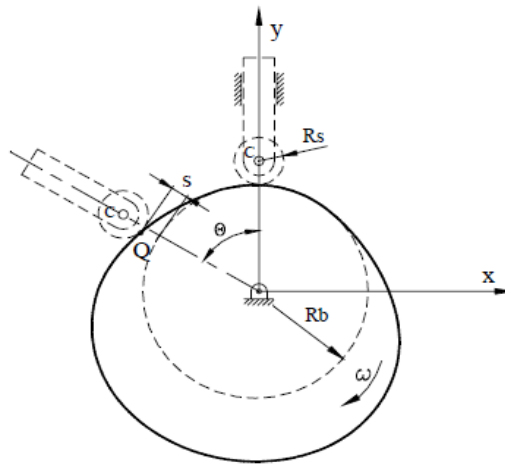


Figura 38- Mecanismo came-seguidor onde se representa o movimento do rolete [51].

Através da simplificação da equação da circunferência descrita pelo rolete, que pode ser consultada de forma detalhada no Anexo I, obtém-se as expressões que permitem determinar as coordenadas do perfil da came. A equação (2) diz respeito aos valores das abcissas do ponto Q e a equação (3) trata das coordenadas do mesmo ponto [51].

$$x_Q = x_c \pm R_s \times \frac{dy_c}{d\theta} \left[\left(\frac{dx_c}{d\theta} \right)^2 + \left(\frac{dy_c}{d\theta} \right)^2 \right]^{-\frac{1}{2}} \quad (2)$$

$$y_Q = x_c \mp R_s \times \frac{dx_c}{d\theta} \left[\left(\frac{dx_c}{d\theta} \right)^2 + \left(\frac{dy_c}{d\theta} \right)^2 \right]^{-\frac{1}{2}} \quad (3)$$

Relativamente aos sinais \pm e \mp , estes irão refletir o facto de serem gerados dois perfis de cames, um será relativo ao interior do rolete e o outro ao exterior [51].

3.5.5. DINÂMICA DA CAME

Após serem definidos todos os conceitos cinemáticos por parte do projetista, como o deslocamento, velocidade, aceleração e impulso, o próximo passo consiste em analisar as diferentes forças a que o mecanismo será sujeito, de forma a analisar a sua componente dinâmica. Uma vez que neste tipo de mecanismos já são conhecidas as equações do movimento, torna-se mais simples proceder à análise de forças de forma indireta.

Uma das forças mais relevantes a ser calculada é a força elástica, uma vez que esta será a responsável por manter o seguidor em contacto direto com a came [54]

De forma a ser possível simplificar o cálculo das forças pretendidas, apresenta-se o modelo dinâmico do sistema na Figura 39 com o objetivo de obter um diagrama de corpo livre de forma a serem mais facilmente analisadas as forças [54].

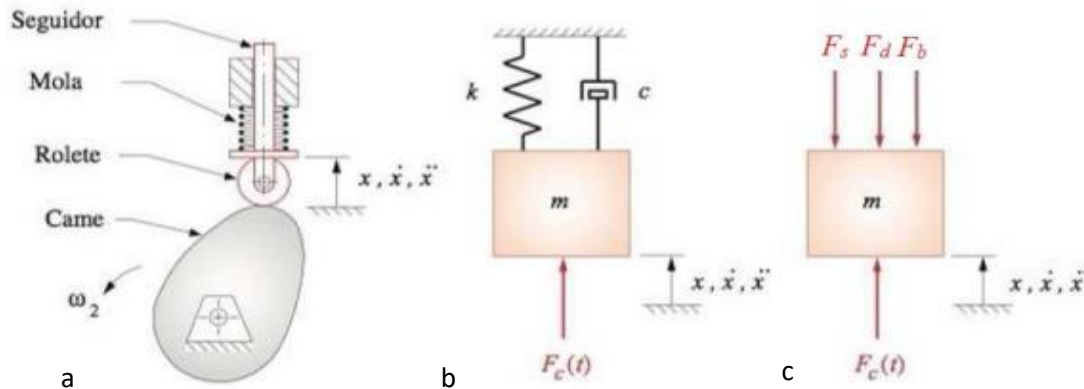


Figura 39- Modelo dinâmico do sistema.
a) Sistema físico b) Modelo concentrado c) Diagrama de corpo livre [54].

Toda a massa do sistema foi concentrada e classificada como m , no que diz respeito à elasticidade, esta foi também concentrada como sendo a letra k e toda a resistência ao movimento, foi considerada como sendo c , coeficiente de amortecimento. Tudo isto encontra-se representado no modelo concentrado da Figura 38 b) [54].

Passando para a análise do diagrama de corpo livre, em que se encontram representadas todas as forças que intervêm no sistema, tem-se F_s como sendo a força exercida pela mola pré-carregada com uma deformação conhecida, x_0 , F_d trata-se da força exercida pelo amortecedor, F_b será a força do seguidor, uma vez que o mecanismo se encontra pré-carregado e finalmente F_c será a força da came [54].

Estando todas as forças representadas, torna-se possível proceder à análise das forças através do somatório das mesmas. Procedeu-se à sua simplificação, de forma a obter a equação em ordem à força realizada pela came, como se encontra na equação (4) [54].

$$\sum F = m \times a$$

$$F_c(t) - F_s - F_d - F_b = m\ddot{x}$$

$$F_c(t) - kx - c\dot{x} - F_b = m\ddot{x}$$

$$F_c(t) = m\ddot{x} + c\dot{x} + k(x + x_0) + Fb \quad (4)$$

Através da equação (4) é possível calcular a força da came, uma vez que os valores do deslocamento, velocidade e aceleração são conhecidos para qualquer posição da came, devido às equações de movimento, inicialmente definidas, desta forma, a força é calculada de forma indireta [54].

O binário pode variar de acordo com a posição do mecanismo, assim sendo, uma forma de este poder ser calculado consiste na aplicação do princípio da conservação de energia, considerando a potência de entrada igual à potência de saída, ou seja, a potência de rotação da came e a potência de translação do seguidor, respetivamente. Este princípio encontra-se descrito na equação (5).

Tendo em conta a equação (5), isolando-se o valor do binário, obtém-se a equação (6).

Potência de entrada=Potência de saída

$$T_c \omega = F_c v \quad (5)$$

$$T_c = \frac{F_c v}{\omega} \quad (6)$$

4. CONCRETIZAÇÃO DE UM DISPOSITIVO DE MASSAGEM CARDÍACA

No presente capítulo encontra-se descrito o processo de desenvolvimento de produto que irá ser seguido de forma a ser possível chegar ao conceito final.

Posto isto, em primeiro lugar serão mencionados os objetivos do produto, de forma a obter-se uma árvore de objetivos, que esquematize e sintetize todos os objetivos que se pretende atingir. Posteriormente, serão definidas as funções que o dispositivo deverá ter de forma a cumprir os objetivos previamente estabelecidos, resumindo-se esta informação num diagrama de funções.

Seguidamente, procede-se com o desenvolvimento dos requisitos do produto, definindo-se as especificações que o dispositivo deverá possuir.

Por último serão apresentadas duas soluções alternativas diferentes obtidas através do mapa morfológico, estas serão analisadas e comparadas para que seja possível obter-se um conceito final.

4.1. OBJETIVOS DO PRODUTO

Em qualquer projeto mecânico, como é o caso desta dissertação, é essencial a existência de um método extremamente bem definido que permita auxiliar no desenvolvimento do produto. Para que a realização do projeto seja mais organizada recorre-se à utilização de uma ferramenta denominada Árvore dos objetivos, que consiste na organização esquemática de todos os objetivos que se pretende atingir.

Na Árvore dos objetivos deve aparecer em primeiro plano, qual o objetivo principal que pretende alcançar e seguidamente quais os seus sub-objetivos, ou seja, quais os meios necessários para que o objetivo principal possa ser alcançado. É importante salientar que podem existir diferentes sub-objetivos para o mesmo objetivo [55].

No âmbito desta dissertação, definiu-se como objetivo principal a atingir a criação de um dispositivo capaz de **Realizar compressões automáticas**, uma vez que é aquilo que pretende que o dispositivo seja capaz de efetuar. Seguidamente procedeu-se à listagem de todos os sub-objetivos que deveriam ser respeitados, ou seja, os objetivos de segundo nível, bem como os objetivos de terceiro nível, que auxiliam a realização dos anteriores.

Uma vez que se trata de um dispositivo para ser utilizado por pacientes que se encontram debilitados, a **Ergonomia** deve ser algo de grande importância, visto que deve proporcionar conforto físico, simultaneamente é essencial que permita o suporte das costas do paciente, pois este tipo de manobras só podem ser realizadas se o paciente se encontrar deitado numa superfície rígida e deve

permitir que rapidamente o dispositivo seja colocado no local exato para a realização das compressões, isto é, deve posicionar-se no local desejado do peito do paciente.

Tratando-se de um dispositivo que irá ser transportado pela equipa de socorristas deve ter-se em consideração a sua **Montagem**, ou seja, esta deve ser rápida, pois quanto mais rápida for a montagem do dispositivo, mais rapidamente o paciente começa a ser reanimado. Para além disto, deve tratar-se de um processo intuitivo, para que quem esteja a montar o dispositivo não despenda muito tempo com essa tarefa e finalmente deve ser ajustável, de forma a permitir a sua correta introdução e ajuste em pacientes de diferentes géneros, com diferentes dimensões anatómicas e diferentes massas.

Tal como mencionado anteriormente, deseja-se que este dispositivo possa ser facilmente transportado e por esse motivo surge o sub-objetivo da **Portabilidade**, o que significa que a sua massa deva ser a mais reduzida possível assim como o atravancamento, de modo a ocupar o menor espaço possível, facilitando a sua portabilidade. Para que o objetivo portabilidade seja atingido é necessário ter em conta que deve apresentar um fácil transporte.

Devido ao facto de se tratar de um dispositivo que se pretende utilizar na área médica, um dos principais objetivos é a **Segurança** pois será um dispositivo utilizado para reanimar o paciente, não podendo provocar-lhe outro tipo de danos, tanto ao utilizador como ao seu operador. Para que este objetivo seja cumprido deve ser possível realizar o controlo da pressão e frequência exercidas sobre o paciente, ou seja, estas não devem ser superiores aos níveis que um paciente em paragem cardiorrespiratória consegue suportar. Outro aspeto extremamente relevante, que irá assegurar a segurança do paciente, consiste no facto de ser necessária a fixação do dispositivo ao paciente, evitando que haja alterações do local em que a pressão está a ser realizada e que o dispositivo altere a sua posição.

Outro objetivo de relevada importância está relacionado com o **Funcionamento**, ou seja, que tipo de movimentos este dispositivo deve realizar e o que deve efetuar. Tratando-se de um dispositivo para a realização de compressões torácicas, deve permitir, obviamente, movimentos de compressão e, simultaneamente deve ser possível selecionar o dispositivo para que funcione em modo contínuo, ou seja, que execute ininterruptamente movimentos de compressão. Por outro lado, pode ser possível selecionar o modo que permita intervalar os movimentos de compressão com os de ventilação, caso o socorrista, ou médico, pretenda efetuar ventilações no paciente, o dispositivo deve realizar os movimentos de compressão num determinado período e parar, para que seja possível a realização das ventilações. Para além de tudo isto o funcionamento do dispositivo deve ser ajustável para cada pessoa, uma vez que as alturas do tórax são diferentes de indivíduo para indivíduo. Finalmente, para que o funcionamento seja o

mais eficaz possível, este dispositivo deve encontrar-se unido e (intimamente) interligado ao paciente, de para que o transporte do paciente implique sempre o transporte do dispositivo na mesma posição que foi montado inicialmente, sem nunca alterar o seu funcionamento.

Como objetivo final e visto tratar-se de um produto que se ambiciona colocar à venda no mercado, é fundamental ter em conta o **Custo** para que seja algo que o cliente esteja disposto a pagar, tendo sempre em consideração a relação qualidade – preço. Para atingir este objetivo devem ser utilizados o menor número de componentes, assim como a escolha do maior número de componentes normalizados possíveis. Para além disto deve-se tentar assegurar uma fácil produção e montagem, diminuindo assim os recursos necessários para o fabrico do dispositivo e fazer com que este tenha uma manutenção infrequente, evitando gastos. Com tudo isto, pretende-se, portanto, que este dispositivo apresente um baixo custo, tornando-se assim mais apelativo para o cliente no momento da sua escolha.

Todos os objetivos mencionados anteriormente, encontram-se resumidos na Árvore de objetivos, representada na Figura 40.

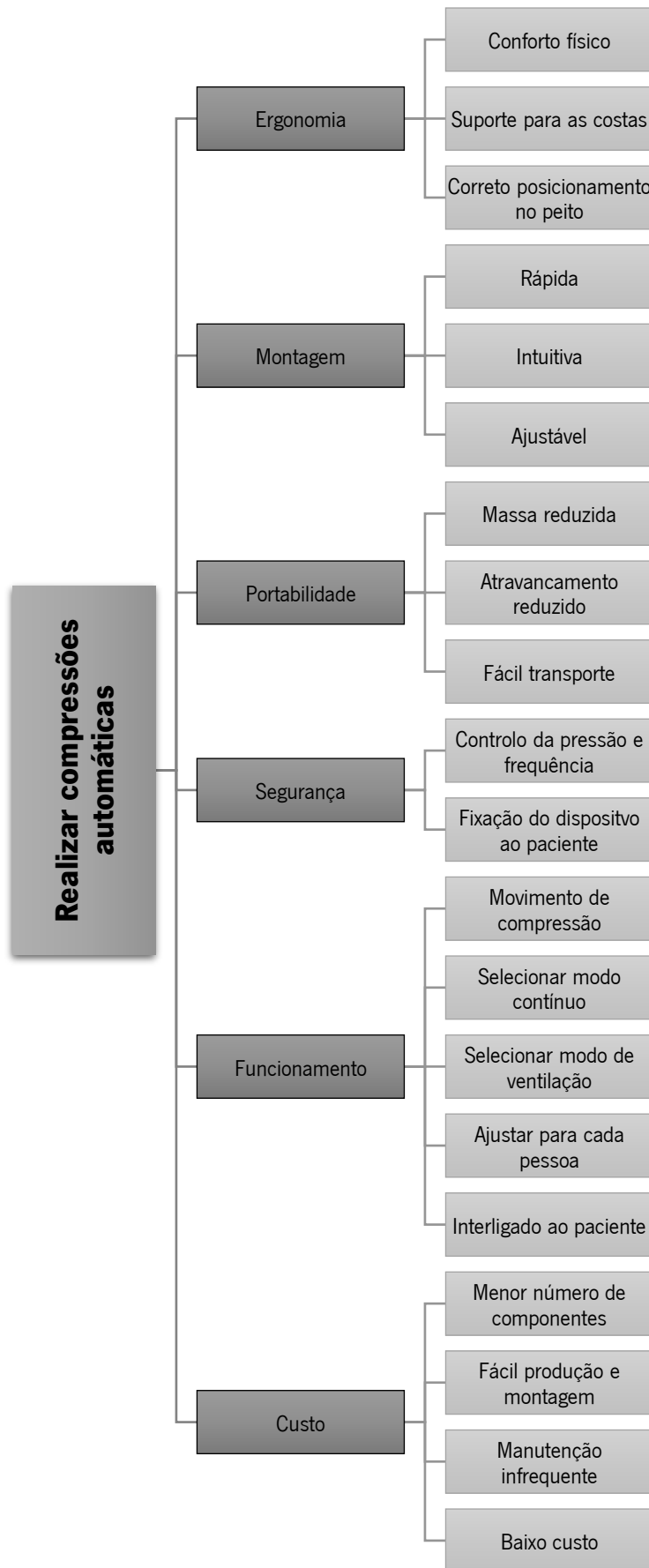


Figura 40- Árvore de objetivos para o dispositivo de massagem cardíaca.

4.2. FUNÇÕES DO PRODUTO

Definidos os objetivos deste dispositivo, procedeu-se ao estabelecimento das funções que seriam necessárias para que os objetivos fossem cumpridos. Mais uma vez vai recorrer-se a um método já utilizado no desenvolvimento de projetos, que consiste na criação de um diagrama de funções.

Este método é utilizado para auxiliar a estipulação das funções, sem ser preciso mencionar quais os meios que serão utilizados para as alcançar. As funções definidas devem indicar aquilo que o dispositivo tem de fazer, sem ter em conta quais os componentes necessários para essa realização. Primeiramente, estabelece-se a função principal, mencionando que entrada deve ser convertida numa saída desejada, sendo que todas as subfunções estarão contidas nessa. Posto isto, definem-se as subfunções que o dispositivo deve realizar para que a função principal seja cumprida [56].

Estabeleceu-se que a função principal deste dispositivo seria **Compressões torácicas**, visto que se trata de um dispositivo que deverá realizar compressões torácicas, sendo que o seu *input* será um paciente debilitado, pretendendo-se que o *output* seja um paciente reanimado. Para que esta seja assegurada as subfunções definidas seriam acomodar o indivíduo, fixar o dispositivo e pressionar o peito.

A subfunção **Acomodar indivíduo** está associada ao correto posicionamento do paciente no dispositivo, ou seja, deve apresentar uma estrutura que permita que as costas do paciente se encontrem colocadas sobre essa, fazendo com que este se encontre corretamente deitado.

No que diz respeito à subfunção **Fixar o dispositivo**, esta serve para que o paciente se encontre fixo ao dispositivo, não existindo movimentos que façam com que este se separe do dispositivo. Por este motivo esta função revela-se ser muito importante, visto que depois do paciente se encontrar acomodado é essencial fixá-lo.

Relativamente à subfunção **Pressionar peito** pretende-se que esta função seja realizada para que os movimentos de massagem cardíaca sejam realizados, para isso deve ter-se em consideração qual a força e frequência máximas que podem ser aplicadas em cada pessoa, para que não sejam provocadas lesões no paciente.

Um aspeto importante a ter em atenção é proporcionar uma boa ligação, ou seja, que o paciente e o dispositivo se encontrem de tal modo ligados que assim que seja iniciado o transporte do paciente, não haja qualquer tipo de alterações de posição do dispositivo relativamente ao paciente. Esta função é bastante importante, pois permite assegurar que os corretos movimentos de massagem cardíaca estão a ser efetuados.

Na Figura 41 encontra-se representado o diagrama de funções.

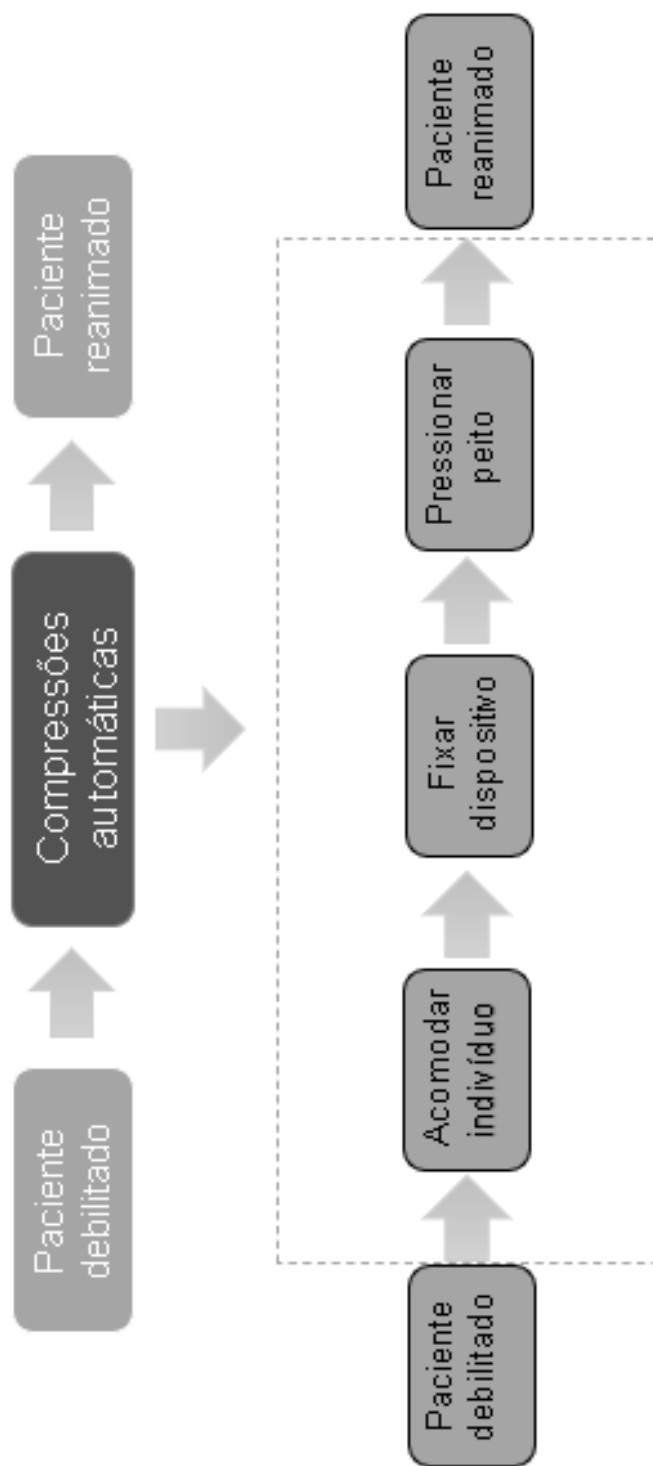


Figura 41- Diagrama de funções.

4.3. ESPECIFICAÇÕES DO PRODUTO

Uma vez realizado o estudo de mercado e o estabelecimento de objetivos, descritos na árvore de objetivos, é necessário proceder ao estabelecimento de requisitos e conseqüentemente das especificações que se pretende que o dispositivo final apresente.

Os requisitos são divididos em diferentes categorias, de forma a avaliar todos os aspetos essenciais para o desenvolvimento deste projeto, no que diz respeito às especificações, estas servem para orientar de alguma forma o trabalho, uma vez que irão estabelecer limites. É importante salientar, que estas especificações serão definidas tendo em conta alguns dos produtos já existentes no mercado, no entanto não poderão ser demasiado limitadoras, pois algumas soluções viáveis poderiam a vir a ser excluídas.

Desta forma, os requisitos definidos para o dispositivo de massagem cardíaca e as respetivas especificações serão apresentados seguidamente.

- **Requisitos técnicos:**

Encontram-se relacionados com toda a parte técnica do projeto, ou seja, todos os componentes que o dispositivo deve conter.

Desta forma, as especificações que pretende cumprir são as seguintes:

- Suporte para as costas;
- Componente de compressão;
- Fácil montagem e colocação/ajuste ao paciente;
- Funcionamento intuitivo (ser fácil de operar).

- **Requisitos de segurança:**

Estes estão relacionados com a capacidade de garantir a segurança do paciente que se encontra a utilizar o dispositivo.

Para que esta segurança seja assegurada, existem algumas especificações devem ser consideradas, como:

- Aviso de falta de bateria;
- Paragem em caso de emergência;
- Não possuir arestas vivas;
- Bateria de emergência;
- Alarmes (em caso de paragem repentina).

- **Requisitos dimensionais:**

Estes estão associados às diferentes dimensões que devem ser conhecidas, para que este seja ajustável a diferentes indivíduos.

Para que fosse possível definir estas especificações, foram tidos em consideração os valores referidos nas dimensões antropométricas, anteriormente mencionadas nesta dissertação, para que o dispositivo, fosse o mais versátil possível, foram tidos em conta os valores apresentados para as crianças e para os adultos, considerando os valores infantis como limite inferior e os valores máximos dos adultos como limite superior.:

- Altura (profundidade do peito para ambos os sexos): 160 a 344 mm;
- Largura dos ombros (para ambos os sexos): 230 a 546 mm;
- Massa \leq 10 kg.

- **Requisitos funcionais:**

Estes requisitos são necessários para que o dispositivo realize o seu propósito, ou seja, requisitos para que os movimentos de compressão ocorram. Por este motivo, estas especificações devem tentar aproximar-se aos valores estabelecidos pelas normas de realização de compressão em situações de compressões manuais:

- Força regulável até 550 N;
- Frequência de compressão: 2 Hz (o que corresponde a uma frequência de 120 compressões por minuto);
- Potência: 500 W;
- Profundidade de compressão: 50 mm.

- **Requisitos de higiene:**

Os requisitos de higiene estão relacionados com a escolha de materiais facilmente higienizáveis, visto que o dispositivo estará em contacto direto com a pele dos pacientes. Assim sendo, consistem:

- Utilização de materiais de fácil limpeza;
- Componente de compressão facilmente higienizável.

- **Requisitos económicos:**

Encontram-se associados ao preço de cada um dos componentes, uma vez que não é possível prever o custo total do dispositivo final. Posto isto, as especificações pretendidas são:

- Materiais com o menor custo possível;

- Menor número de componentes possível; utilização de componentes *standard* ou *off-the-shelf*;
 - Produção com o menor custo possível.
- **Outros requisitos**
 - Permitir uma calibração simples;
 - Manutenção infrequente e simples.

4.4. CRIAÇÃO DE SOLUÇÕES ALTERNATIVAS

Neste subcapítulo serão apresentados métodos para a obtenção de uma solução que melhor se aproxime aos objetivos propostos. Para que fosse possível seguir para uma visualização de um conceito tornou-se necessário proceder à criação de um conjunto de duas possíveis soluções.

4.4.1. MAPA MORFOLÓGICO

Desta forma será apresentado um mapa morfológico, que pretende combinar as sub-soluções encontradas, com as sub-funções anteriormente especificadas. Isto só é possível, uma vez que os objetivos e as especificações do produto já foram estabelecidos.

Através do mapa morfológico, podem ser exploradas possíveis combinações de elementos, que poderão levar ao surgimento de novas soluções até então não identificadas. Este tem em conta as funções que o produto deve cumprir, considerando os objetivos e quais os meios favoráveis à solução de cada função.

Terminada a construção do mapa morfológico, será possível verificar todas as soluções teoricamente possíveis, sendo que algumas destas podem tratar-se de soluções já existentes ou soluções impossíveis. Por este motivo, é necessário realizar-se uma escolha de forma crítica tendo em consideração fatores como o custo, o desempenho do dispositivo e principalmente, se se trata de algo inovador.

Na Tabela 7 encontra-se representado o Mapa Morfológico, com a utilização de diferentes imagens, obtidas maioritariamente da pesquisa de mercado, que pretendem exemplificar diferentes sub-soluções para cada sub-função. Uma vez que a sub-função *Pressionar o peito* deve englobar o braço e a interface de pressão, decidiu-se dividir esta sub-função em duas categorias.

Tabela 7- Mapa morfológico.

Sub-soluções		Sub- solução 1	Sub- solução 2	Sub- solução 3
Sub-funções				
Acomodar individuo				
Fixar dispositivo				
Pressionar o peito	Braço			
	Interface de pressão			

4.4.2. ANÁLISE DAS DIFERENTES SOLUÇÕES ALTERNATIVAS

Tendo em conta que o dispositivo a projetar será utilizado em pacientes que se encontram em paragem cardiorrespiratória é essencial que estes se encontrem perfeitamente acomodados e fixos ao dispositivo de forma segura.

Neste seguimento, através da análise do mapa morfológico obtiveram-se duas soluções alternativas que resultaram da conjugação das diferentes sub-soluções. Estas serão analisadas de forma a decidir-se qual a mais vantajosa para o dispositivo final deste projeto.

- **Solução alternativa 1**

Para a primeira solução alternativa foram escolhidos os componentes que se encontram destacados a azul na Tabela 7.

Para a sub-função acomodar o indivíduo optou-se pela sub-solução 1, uma vez que esta se adapta à fisionomia do corpo humano, permitindo que as costas fiquem totalmente colocadas sobre a placa. O seu formato, ligeiramente concavo permite que o paciente se possa encontrar de forma confortável e segura enquanto estão a ser realizadas as compressões. Trata-se de uma placa fina que pode facilmente ser colocada por baixo do paciente e permite que o braço, ou a interface de pressão seja fixo a si. Para além disto, a sua parte traseira, possui fita antiderrapante para reduzir a possibilidade de escorregar em superfícies duras.

No que diz respeito ao modo de como o dispositivo deve ser fixado ao paciente, escolheu-se um sistema de fivelas que podem facilmente ser ajustadas ao tamanho de cada paciente, diminuindo a probabilidade de deslocação do dispositivo em relação à posição correta, definida inicialmente pelo socorrista.

Relativamente ao braço do dispositivo, para esta solução, selecionou-se a sub-solução 2. Este braço envolve totalmente o paciente e permite que a placa de suporte de costas fique fixa, uma vez que este se encaixa diretamente na placa. Para além disto, tem ainda a característica de possuir um suporte para os braços, possibilitando a estabilização do paciente na posição desejada, para que possa ocorrer o transporte do mesmo.

Finalmente, para a interface de pressão decidiu-se que esta poderia ser do tipo de banda distribuidora de carga. Este tipo de bandas têm a característica de abraçarem totalmente o peito do paciente e por esse motivo é menos provável que causem lesões no paciente durante o transporte, visto ser possível ajustar a banda de forma a ficar completamente fixa ao tronco do paciente. No entanto não comprovam ser tão eficazes a nível de compressão.

- **Solução alternativa 2**

Para a segunda solução alternativa foram escolhidos os componentes que se encontram destacados a amarelo na Tabela 2.

No que diz respeito à sub-função acomodar o indivíduo elegeu-se a sub-solução 2, ou seja, a prancha de reanimação, uma vez que o seu formato permite o suporte da cabeça, logo o correto posicionamento do paciente, mantendo as suas vias aéreas abertas, isto possibilita que a massagem cardíaca seja mais efetiva. Esta prancha apresenta uma superfície superior que reduz a possibilidade de o paciente escorregar e a superfície inferior foi pensada para estabilizar a placa durante a ressuscitação.

Para a fixação do dispositivo a sub-solução escolhida é a sub-solução 1, tal como na solução alternativa anterior, uma vez que se considera esta como sendo a mais segura e a mais lógica para este tipo de dispositivos.

Para a escolha do braço, decidiu-se optar pela sub-solução 1, sendo que esta apresenta imensas vantagens, nomeadamente, a diminuição do tamanho do dispositivo e a diminuição do seu atravancamento, uma vez que se trata de um componente de tamanho inferior ao da sub-solução 2. Proporciona, ainda, um total acesso ao tórax do paciente, ou seja, a qualquer instante o socorrista pode aceder à zona do peito do paciente, para realizar algum tipo de intervenção, como por exemplo a colocação de eléctrodos. Para além disso, o facto de não se encontrar por cima do paciente, faz com que diminua a possibilidade de lesões durante o transporte do mesmo, uma vez que durante o transporte podem ocorrer impactos e a existência de algo por cima do paciente pode resultar em lesões ao nível da cabeça do paciente.

Por último, escolheu-se uma interface de pistão, para realizar os movimentos de compressão. Este tipo de mecanismo permite colocar o pistão no local exato onde se pretende que seja realizada a pressão máxima, de forma a otimizar a eficiência das compressões torácicas. Por outro lado, permite que seja ajustada a sua altura de acordo com a profundidade do peito do paciente e não tem qualquer tipo de limitação no que diz respeito ao perímetro do peito, por não ter de envolver todo o corpo do paciente, ao contrário da banda distribuidora de carga.

4.5. COMPARAÇÃO DAS SOLUÇÕES

Após terem sido apresentadas duas soluções alternativas que podem ser escolhidas, é necessário proceder à comparação e estudo de cada uma delas, com o objetivo de verificar qual das duas tem mais vantagem para as especificações e requisitos anteriormente estabelecidos.

Para a comparação das soluções, os objetivos, previamente definidos na árvore de objetivos, serão ordenados por ordem crescente de importância, para que depois seja possível analisar a sua importância relativa. Os objetivos em questão encontram-se listados seguidamente:

- A. Ergonomia;
- B. Montagem;
- C. Portabilidade;
- D. Segurança;
- E. Funcionamento;
- F. Custo.

Na Tabela 8 os objetivos encontram-se comparados por pares, desta forma sempre que um objetivo for considerado mais importante do que o outro será escrito o valor 1, caso seja menos importante, será escrito o valor 0.

Tabela 8- Comparação da importância dos objetivos.

Objetivos	A	B	C	D	E	F	Total
A	-	1	1	0	1	1	4
B	0	-	1	0	0	1	2
C	0	0	-	0	0	1	1
D	1	1	1	-	1	1	5
E	0	1	1	0	-	1	3
F	0	0	0	0	0	-	0

Terminada a comparação da importância dos objetivos é possível concluir que a Segurança é o objetivo que apresenta maior importância, seguindo-se a Ergonomia, o Funcionamento, a Montagem, a Portabilidade e por último o Custo.

Os resultados obtidos são congruentes com o esperado, uma vez que se trata de um dispositivo médico e por esse motivo a Segurança deve ter elevada importância, de forma a não colocar o seu utilizador em perigo. Para além disso, a prioridade de um dispositivo médico é que realize corretamente a sua função sem nunca questionar de forma alguma a segurança dos pacientes.

Em segundo grau de importância surge a Ergonomia, com o objetivo de ter em consideração o conforto físico proporcionado ao paciente e que seja possível que as compressões sejam realizadas no local correto, ou seja, deve ser possível posicionar o dispositivo no local desejado

Em terceiro lugar apresenta-se o Funcionamento porque este dispositivo deve funcionar de forma intuitiva e simultaneamente eficaz. Permitindo que as compressões sejam realizadas com o ritmo e eficiência pretendidos, por este motivo se considera que o Funcionamento deve ser considerado mais relevante do que os objetivos ainda não mencionados.

Em quarto lugar de importância estabeleceu-se a Montagem, visto que se pensa que esta não deve ser mais relevante do que os objetivos anteriormente descritos, no entanto deve ser considerado relevante uma vez que se trata de um dispositivo para ser utilizado em ações de salvamento e por isso a sua montagem deve ser o mais simples possível.

O quinto lugar atribui-se à Portabilidade, apesar de ser um aspeto importante, não se trata do fator mais decisivo na escolha de um dispositivo de massagem cardíaca. Trata-se, sem dúvida, de um critério de desempate entre dispositivos, uma vez que um dispositivo que seja mais fácil de transportar será preferencialmente escolhido por qualquer socorrista.

Por último, o fator considerado menos relevante será o Custo, apesar da preferência por equipamentos com menor valor, no que diz respeito à área dos dispositivos médicos, este fator nunca será colocado como mais importante do que os anteriormente mencionados.

4.5.1. MÉTODO DOS OBJETIVOS PARA A SOLUÇÃO ESCOLHIDA

Neste subcapítulo irá proceder-se à comparação das soluções alternativas descritas neste capítulo.

Para cada solução alternativa avalia-se como seria a resposta do dispositivo a cada um dos objetivos definidos, sempre que essa resposta for considerada extremamente vantajosa, ser-lhe-ia atribuído os sinais “++”, quando se tratasse de uma vantajosa, ser-lhe-ia atribuído o sinal “+”, se fosse uma resposta desvantajosa, seria colocado o sinal “-”, finalmente, caso fosse uma resposta muito desvantajosa, ser-lhe-ia atribuído os sinais “--”.

O valor final será obtido através da soma de todos os sinais “+”, multiplicados pela sua ordem de importância e pela subtração de todos os sinais “-”, também multiplicados pela sua ordem de importância.

Na Tabela 9 encontra-se representada a comparação entre as diferentes soluções.

Tabela 9- Comparação das soluções alternativas.

	Importância	Solução 1	Solução 2
Ergonomia	5	+	++
Montagem	3	+	+
Portabilidade	2	-	++
Segurança	6	+	+
Funcionamento	4	+	+
Custo	1	-	+
Total +		4	8
Total -		2	0
Total		2	8
Valor final		15	28

De salientar que o valor final é obtido através da soma dos sinais “+” tendo em conta sua importância. Assim sendo, tomando como exemplo a Solução 1, obtém-se o valor final de 15 resultante da soma do número de sinais “+” multiplicados pelo seu nível de importância, com a diferença do número de sinais “-”, multiplicados pelo seu nível de importância, obtendo o seguinte cálculo $5+3+6+4-2-1$ permitindo chegar ao valor de 15.

De igual forma de análise, para a Solução 2 obtém-se o valor de 28

Desta forma, é possível concluir que a Solução 2, será mais vantajosa. Tendo em conta esta referência torna-se, então possível desenvolver um conceito que assente nas condições propostas pela Solução 2.

4.6. CONCEITO FINAL

O conceito final selecionado consiste em utilizar uma prancha de reanimação como suporte para as costas do paciente. Uma vez que as pranchas em questão já são atualmente utilizadas por socorristas que realizam manobras de suporte básico de vida, estas já se encontram normalizadas para este tipo de procedimentos. Desta forma torna-se mais simples utilizar este tipo de suporte para as costas, para acomodar o paciente, pois as suas dimensões e requisitos já se encontram normalizados.

Estas pranchas são geralmente fabricadas em polietileno, uma vez que este se trata de um material que apresenta elevada resistência ao impacto e simultaneamente trata-se de um material leve e não condutor, possibilitando a realização de desfibrilação, caso seja necessário. Este tipo de características facilita o transporte do dispositivo e possibilita que este possa ser utilizado em qualquer local.

No que diz respeito ao braço, este deverá ser facilmente encaixado na prancha de reanimação e ficar totalmente fixo, de forma a não se deslocar enquanto estão a ser realizadas as compressões torácicas. Pretende-se que este braço seja o mais leve possível de modo a facilitar o transporte do dispositivo.

De forma a diminuir o atravancamento e com o objetivo de colocar o dispositivo numa pequena bolsa que possa acompanhar o socorrista para qualquer lugar, o braço deverá ser facilmente desmontando, tornando a sua arrumação mais simples e eficaz.

Na parte de superior do braço deve encontra-se incorporado o motor que será responsável pela realização dos movimentos de compressão, este deve permitir que estes sejam realizados com a frequência previamente definida e aplicar a força estabelecida sobre o tórax do paciente, para que as compressões sejam consideradas eficazes.

Na parte inferior do braço deve encontrar-se a interface de pressão, que se definiu como sendo de pistão e por este motivo deve ser possível ajustar a sua altura em relação ao tórax do paciente de modo a permitir que ocorra o recuo total da caixa torácica após ser executada a compressão. Simultaneamente, este pistão deve apenas pressionar até se atingir o deslocamento da caixa torácica considerado seguro, de forma a evitar a fratura de costelas do paciente, algo bastante comum na realização deste tipo de manobras.

Relativamente à interface de pressão, pretende-se que o pistão tenha um disco feito de algum material biocompatível com a pele do ser humano, para evitar reações adversas na pele e para que possa ser facilmente higienizado e desinfetado, uma vez que trata de uma parte que irá estar em contacto direto com a pele do paciente. Para além disso, a escolha do material é extremamente relevante, visto que este não deverá provocar lesões no paciente.

Tudo isto que se pretende, deve tentar assegurar ao máximo a segurança do paciente e do socorrista, para isto todos os componentes devem encontra-se corretamente ligados, tendo em consideração os materiais utilizados e se a sua interligação será eficaz.

5. ETAPAS DE DESENVOLVIMENTO DE UMA SOLUÇÃO

Este capítulo pretende compilar toda a informação que foi sendo recolhida e gerida ao longo de toda a dissertação de forma a ser encontrada uma solução que satisfaça todos os objetivos e requisitos previamente definidos. Desta forma pretende-se chegar a uma solução final, tendo em conta o conceito final descrito anteriormente.

Ao longo do capítulo serão mencionados todos os passos de forma a chegar-se à solução final pretendida, para isso será necessário pensar-se na estrutura mecânica e em todos os mecanismos a si associados.

5.1. ANÁLISE DE FUNCIONAMENTO

No presente subcapítulo esclarece-se a lógica de funcionamento do dispositivo e quais as suas características, face aos requisitos e objetivos previamente definidos. Apresenta-se também o estudo do mecanismo de compressão, em que são analisados e comparados o movimento harmónico simples e o movimento cicloidal. Seguidamente procede-se ao desenvolvimento do mecanismo de compressão, em que será exposto o perfil da came dimensionado bem como a excentricidade aplicada, o modo de ajuste dos diferentes componentes e a seleção de materiais e do respetivo motor, necessário para a realização dos movimentos de compressão.

Será ainda apresentada a gama de valores de força que se considera adequada para cada tipo de paciente e a regulação que o dispositivo deverá permitir. Por fim, será apresentado o dimensionamento do pistão de contacto, responsável pela aplicação das compressões.

5.1.1. LÓGICA DE FUNCIONAMENTO DO DISPOSITIVO

O ciclo de funcionamento do dispositivo inicia-se com a presença de um paciente que se encontre em paragem cardiorrespiratória, uma vez que este esteja identificado deverão ser realizadas de imediato as manobras de socorrismo de suporte básico de vida. Estas manobras são geralmente realizadas de forma manual, no entanto pretende-se substituir esse procedimento pela utilização do dispositivo.

Numa primeira fase, é essencial o correto posicionamento do paciente, ou seja, é necessário a colocação do suporte das costas por baixo das costas do paciente. Este suporte pode ser colocado, erguendo-se a parte superior tronco e de seguida posicionando o suporte para que a cabeça fique corretamente posicionada no local correspondente, como se pode verificar pela Figura 42 [57].



Figura 42- Correto posicionamento da tábua de reanimação [57].

A colocação da cabeça, no local da prancha correspondente, permite que haja a inclinação ideal para que as vias áreas de paciente se encontrem desobstruídas, de forma a facilitar a realização de ventilações.

Após o posicionamento do paciente, procede-se à colocação do suporte do braço do dispositivo, sendo que este deve ficar fixo, para que não se liberte da tábua durante o processo de compressão. Este suporte, deverá ser rapidamente preso à tábua de forma simples e intuitiva.

No suporte do braço será, facilmente, encaixado o braço, onde estará embutido o mecanismo de compressão. O braço, deve facilmente correr sobre o suporte do braço, de forma a ser possível ajustar a altura do dispositivo relativamente ao peito do paciente.

O ajuste em altura, será um ajuste do tipo contínuo, para que qualquer paciente possa utilizar este dispositivo. De salientar que este tipo de ajustes poderá não ser tão resistente quanto um ajuste discreto, uma vez que não possui um entrave físico, o que implica uma escolha adequada do material, de forma a aumentar o atrito existente entre os dois corpos.

Para além do ajuste em altura, será necessário proceder ao ajuste do comprimento do braço, mais uma vez será do tipo contínuo, para que a interface de pressão possa ficar corretamente centrada no peito do paciente.

Terminado o ajuste de todas as montagens do dispositivo, será necessário proceder-se à programação do mesmo, ou seja, definir todos os parâmetros para o correto funcionamento do mesmo. Primeiramente, deverá ser possível escolher se as compressões serão realizadas de forma intermitente, ou se deverá existir um período de pausa para permitir a realização de ventilações, escolhendo assim o modo contínuo ou o modo de ventilação. Seguidamente, será necessário regular em que tipo de paciente serão realizadas as compressões, tendo em conta a sua profundidade do tórax, o que irá interferir diretamente com a força de compressão a ser aplicada.

Uma vez ajustadas todas as dimensões do braço do dispositivo e definidos os parâmetros para o correto funcionamento, tendo em conta o paciente em questão, pode dar-se início à realização dos movimentos de compressão.

Em caso de alguma emergência, o socorrista poderá facilmente carregar no botão de emergência responsável por desligar todo o sistema e subir rapidamente o braço do dispositivo, impedindo que o paciente fique pressionado contra o sistema de compressão.

5.1.2. ESTUDO DO MECANISMO DE COMPRESSÃO

Para que os movimentos de compressão se realizem de forma pretendida, é necessário definir-se um mecanismo que execute o movimento idealizado. Na escolha deste mecanismo, pretende-se reduzir ao máximo o número de componentes a serem utilizados de forma a simplificar ao máximo o seu funcionamento.

Por outro lado, a dimensão dos componentes também é bastante importante, uma vez que se pretende reduzir dimensão do dispositivo o mais possível, de forma a facilitar o seu transporte.

O mecanismo selecionado deve ser facilmente ligado ao motor, que será responsável por transmitir a potência necessária para que o movimento realizado seja o desejado, de forma a permitir que ocorra o deslocamento de 50 mm da caixa torácica, tal como estabelecido pelas diretrizes de suporte básico de vida.

Tal como mencionado no subcapítulo 3.5 Mecanismo de compressão cardíaca: Came-seguidor, o tipo de mecanismo adotado para esta dissertação será do tipo came-seguidor. No entanto será necessário estudar as diferenças entre os tipos de movimentos, movimento harmónico simples ou movimento cicloidal, de forma a compreender qual se aplica mais a este tipo de dispositivos.

Uma vez que este tipo de movimento se trata de um corpo que irá oscilar periodicamente em torno da sua posição de equilíbrio, ponto em que atingirá a sua velocidade máxima, enquanto percorre uma trajetória linear, é possível que este se trate de um movimento harmónico simples. Por outro lado, também se pode tratar de um movimento cicloidal, uma vez que a came irá girar sobre um eixo fixo, sem deslizar, e a curva traçada pelo movimento do seguidor, que se encontra representado por um qualquer ponto da came, pode ser um cicloide.

Para se poder optar pelo tipo de movimento a ser utilizado no dispositivo em estudo nesta dissertação, procedeu-se à análise de cada um dos movimentos e posteriormente, à sua comparação, no entanto, primeiramente é necessário proceder-se à descrição do projeto.

O movimento do dispositivo inicia-se com a subida do seguidor até à altura de 50 mm, não se pretende que este mecanismo apresente intervalos de espera e por isso deve ocorrer de seguida a descida do seguidor até ao ponto inicial, ou seja de altura 0 mm. Na Figura 43 encontra-se a representação cinemática, simplificada que o seguidor deve apresentar, salientado que se trata apenas de uma representação, em que se encontram salientados os pontos de destaque deste deslocamento.

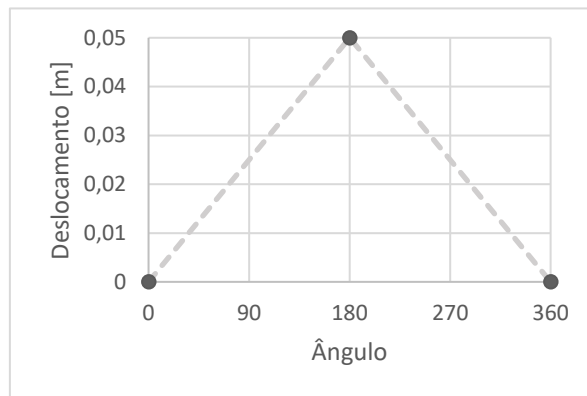


Figura 43- Representação cinemática.

Os valores dos ângulos salientados na representação cinemática são conhecidos, uma vez que o dispositivo deve permitir que ocorram 120 batimentos por minuto, ou seja, a sua frequência será de 2 Hz, o que irá implicar uma velocidade angular de 120 rpm, ou de 12,57 rad/s, pelo que, para que seja percorrido 1 segundo, será necessário que a came percorra 720°.

Uma vez conhecidas as características do projeto, procedeu-se ao desenvolvimento das equações de movimento dos diferentes movimentos, de forma a escolher o mais vantajoso para o dispositivo.

Para o estudo destes movimentos foram utilizadas as funções de deslocamento, velocidade, aceleração e impulso que se encontram descritas no subcapítulo 3.5.

- **Movimento harmónico simples:**

Uma vez utilizadas as equações do movimento harmónico simples, foram obtidos os diagramas SVAJ, que se encontram representados na Figura 44. No Anexo II é possível observar as tabelas detalhadas que permitem a construção destes diagramas.

Através dos diagramas é possível obter diversas informações relativamente ao movimento do seguidor, nomeadamente os valores máximos e mínimos de cada componente. Verifica-se que a velocidade máxima atingida pelo seguidor é de 0,314 m/s o que corresponde a um ângulo de 90°, enquanto o mínimo de velocidade é de -0,314 m/s e acontece aos 270°. Relativamente à aceleração, esta apresenta o seu valor máximo de 3,95 m/s², no ângulo de 0° e o seu valor mínimo de -3,95 m/s², no ângulo de 180°. Finalmente, o impulso máximo ocorre no ângulo de 270° e apresenta um valor de 49,61 m/s³, enquanto o impulso mínimo apresenta um valor de -49,61 m/s³ no ângulo de 90°.

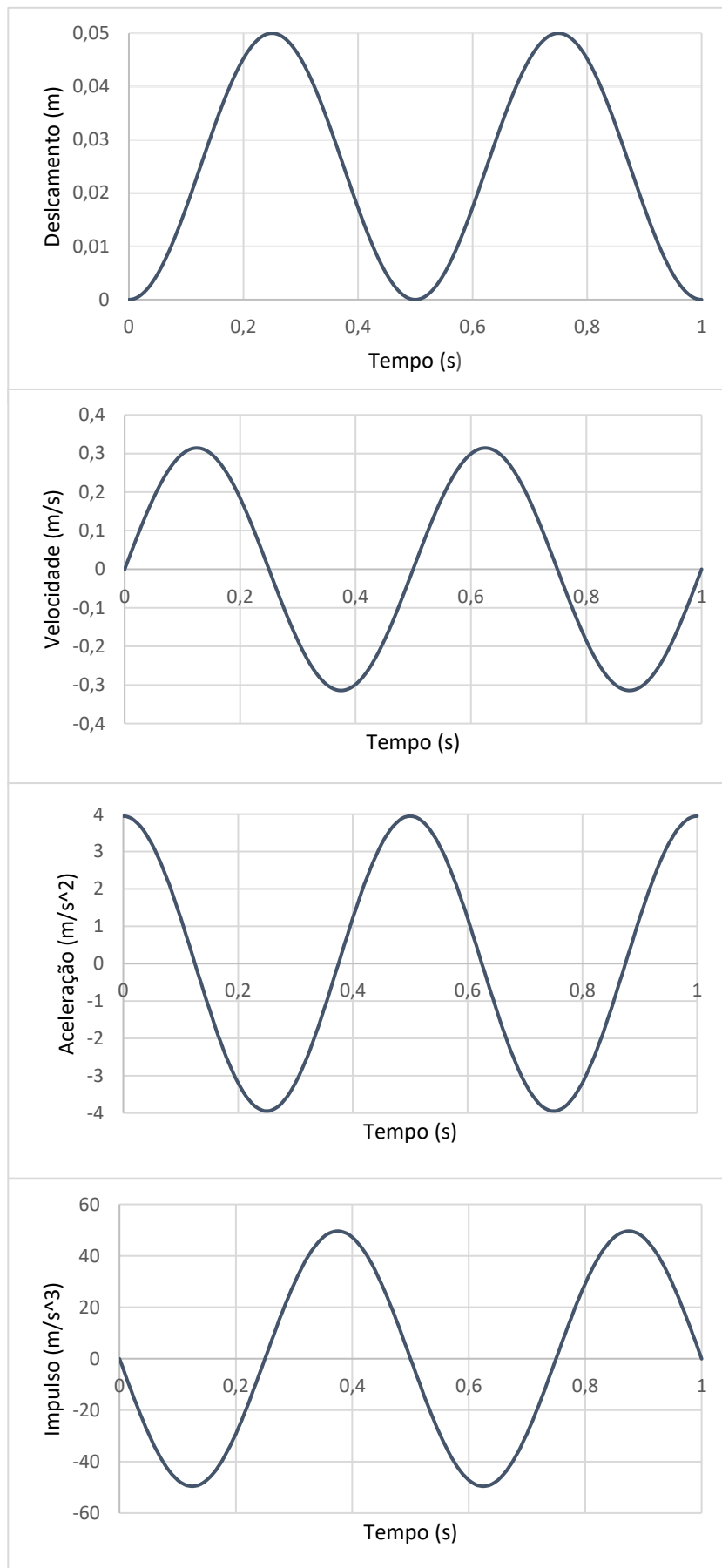


Figura 44- Diagramas SVAJ movimento harmónico simples.

Todos os valores máximos e mínimos apresentados de velocidade, aceleração e impulso são numericamente iguais, no entanto apresentam sinais diferentes, uma vez que representam a subida e descida do seguidor e por esse motivo, o seu sinal será positivo quando o seguidor se mover no mesmo sentido que o eixo referencial e será negativo, quando se mover no sentido contrário.

- **Movimento cicloidal:**

Para se obter os diagramas SVAJ do movimento cicloidal, foram utilizadas as suas equações de forma semelhante à do movimento harmónico simples. Estes encontra-se representados na Figura 45.

No Anexo III é possível observar as tabelas detalhadas que permitem a construção dos diagramas do movimento cicloidal.

De forma semelhante à análise feita no tipo de movimento anterior, com a interpretação dos diagramas é possível concluir diversas informações relativas à velocidade, aceleração e impulso do seguidor, quando se trata de um movimento cicloidal. Desta forma, verifica-se que a velocidade máxima é de 0,4 m/s e ocorre aos 90° e a velocidade mínima é de -0,4 m/s que ocorre aos 270° . No que diz respeito à aceleração, esta toma o valor máximo aos 45° e é de 5,03 m/s², já o seu valor mínimo é de -5,03 m/s², que ocorre aos 135° . Por último, são mencionados os valores do impulso, em que o valor máximo é de 126,33 m/s³ e ocorre aos 0° e o valor mínimo é de -126,03 m/s³ que ocorre aos 90° .

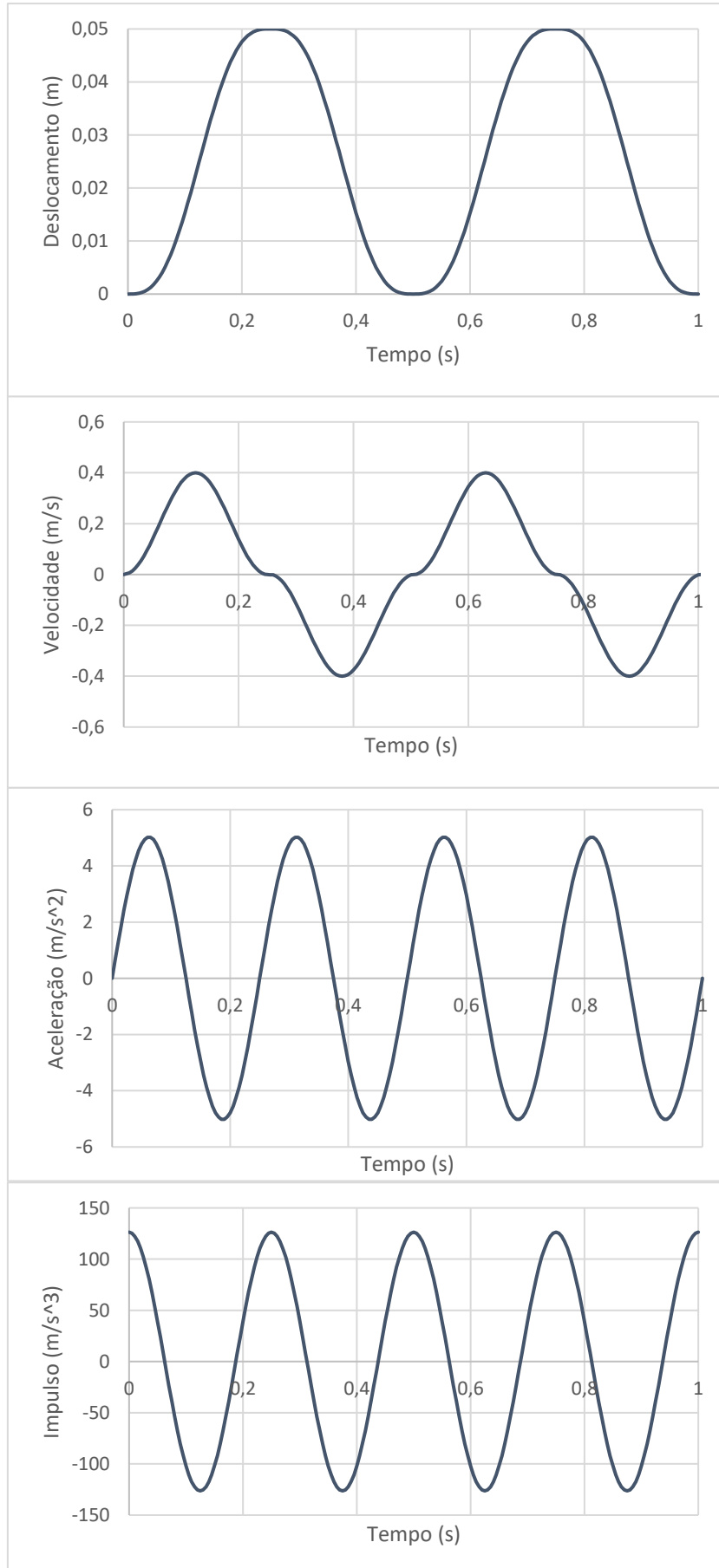


Figura 45- Diagramas SVAJ do movimento cicloidal.

5.1.3. DESENVOLVIMENTO DO MECANISMO DE COMPRESSÃO

Para que seja possível o desenvolvimento do mecanismo de compressão é essencial tratar-se do conhecimento perfil da came, de forma a estabelecer todos os critérios para que o mecanismo seja o mais eficaz possível.

Tendo sido estudados anteriormente os movimentos harmónico simples e cicloidal, foi possível concluir que o movimento harmónico simples será mais benéfico para este dispositivo, uma vez que é aquele que apresentam menores valores de aceleração e menores valores de impulso, o que irá permitir que sejam diminuídos os choques e os impactos existentes no sistema.

- **Perfil da came:**

Após estar definido o tipo de movimento aplicado, procedeu-se à análise iterativa do valor do ângulo de pressão, raio de base e excentricidade. Este processo é realizado de forma a obter um ângulo de pressão menor do que 30° , que é considerado o valor máximo admitido nos cálculos de projetos de engenharia, de forma a ter uma eficiência e aproveitamento otimizando da potência motora, e um raio de base que fosse considerado razoável tendo em conta o dimensionamento do dispositivo. Esta análise encontra-se no Anexo IV, através de uma tabela que apresenta os diferentes valores de ângulo de pressão tendo em conta o raio base e a excentricidade.

Após a combinação de diferentes fatores, o valor de raio base definido será de 25 mm, a excentricidade de 3 mm, o raio do rolete corresponderá a 10 mm e finalmente, o raio principal será de 35 mm, uma vez que foi a combinação de valores que apresentou menores valores de ângulo de pressão.

Definido o valor do raio base e conhecidos todos os valores do deslocamento e os seus ângulos correspondentes, torna-se possível traçar o perfil da came, tal como mencionado no subcapítulo 3.5. Todos estes dados, podem ser observados nas tabelas detalhadas no Anexo V, com os valores do deslocamento, ângulos e respetivas coordenadas, de forma a obter o perfil da came.

Na Figura 47 encontra-se representado o perfil interior ao rolete a azul, o perfil exterior ao rolete a cinza e a traço descontinuo o raio base da came.

Tendo em conta os dois perfis representados, para o desenvolvimento deste projeto, o perfil a ser utilizado será o interior, uma vez que esse é que representa o real contorno da superfície da came.

Através do perfil da came é possível retirar algumas conclusões, nomeadamente que o valor de raio máximo é de 75 mm, de forma a provocar o deslocamento de 50 mm para além disso é possível verificar que, tal como pretendido, não existem regiões de espera, ou seja, não existem regiões com raio constante. Apesar de na Figura 46 parecer que existe uma zona em que as curvas são coincidentes,

através do Anexo V é possível verificar que não existem zonas de raio constante, referentes ao perfil interior do seguidor.

Devido ao facto deste perfil apenas apresentar regiões com variações no raio conclui-se que o seguidor estará em constante movimentação, no entanto, tal como estimado anteriormente, haverá uma zona em que o seguidor se irá mover com maior velocidade e outra zona em que o movimento será muito pouco.

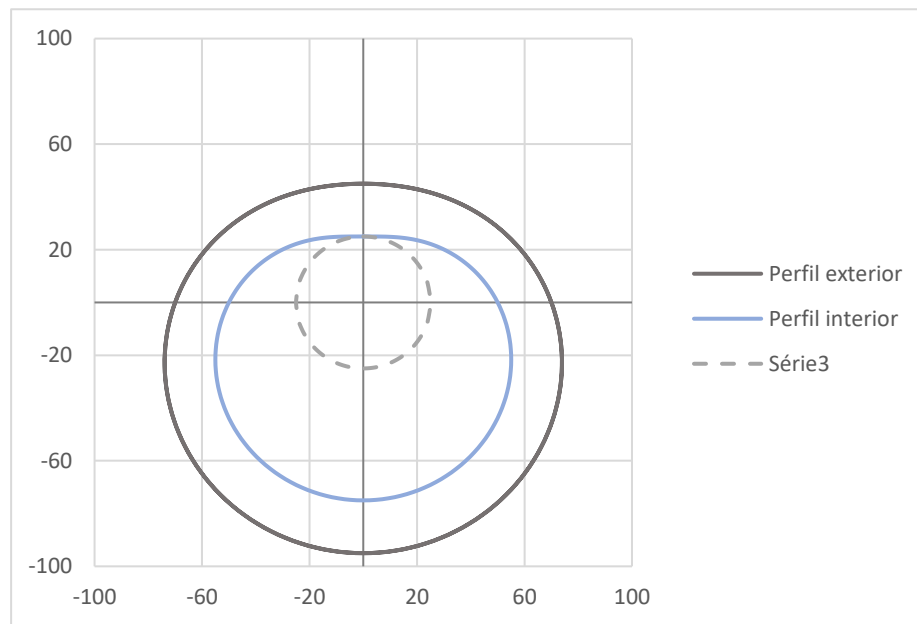


Figura 46- Perfil da came.

• Mola de compressão

Para que seja possível manter o contacto entre a came e o seguidor é necessário a utilização de uma mola helicoidal de compressão.

Esta deve permitir que através da força exercida pela came, o seguidor se consigo mover até percorrer o deslocamento pretendido e simultaneamente, deve impedir que o seguidor se mova enquanto o mecanismo não se encontrar em movimento.

Primeiramente, procedeu-se à escolha do material para o fabrico da mola, de forma a conhecer o seu módulo de elasticidade transversal (G). Optou-se pela escolha do aço inoxidável cujo módulo de elasticidade é de 187,5 GPa.

Posteriormente, calculou-se o valor da contante de elasticidade da mola (k), colocando-se o sistema em equilíbrio, considerando um valor de 2 mm de pré-tensão inicial, assumindo uma massa de cerca de 300 g para o seguidor e utilizando o valor de aceleração de 3,95 m/s², anteriormente mencionado, resultando em k=79,33 N/m. Todos estes cálculos encontram-se disponíveis no Anexo VI.

Através dos cálculos descritos no Anexo VI, foi possível obter as informações que se encontram mencionadas na Tabela 10, relativamente ao dimensionamento da mola.

Tabela 10- Dados do dimensionamento da mola helicoidal de compressão.

Constante de elasticidade (k)	79,33 N/m
Diâmetro do arame (d)	1,09 mm
Diâmetro externo (D _e)	29,59 mm
Diâmetro médio (D)	28,5 mm
Número de espiras (N)	13

Os valores dos diâmetros foram sendo alterados de forma iterativa, para que o número de espiras se encontrasse no intervalo de valores de 3 a 15 espiras, que é o intervalo considerado razoável. Por razões de atravancamento, decidiu-se que o valor do diâmetro externo não deveria exceder os 30 mm.

5.1.4. SELEÇÃO DE COMPONENTES

A escolha de alguns componentes necessários para o funcionamento do dispositivo, revelou-se essencial. O motor a ser utilizado, deve transmitir a potência necessária para provocar o deslocamento estabelecido no tórax do paciente. A escolha da bateria está diretamente relacionada com a escolha do motor, pelo que os seus critérios de seleção dependerão das características do motor.

- **Motor**

Considerando que o caso a ser estudado, será para um valor de força média entre os valores de força mencionados, 440 N e 550 N para provocar um deslocamento entre 50 mm da caixa torácica, o valor de força a ser utilizado na seleção do motor será de 500 N. Desta forma, será analisado o caso mais crítico, ou seja, os parâmetros dimensionados estarão de acordo com o raio máximo de 75 mm, definido anteriormente no perfil da came, sendo possível obter um valor de binário de 37,5 Nm.

O valor do binário torna-se essencial para o cálculo da potência do motor, uma vez conhecida a velocidade angular de 12,57 rad/s, derivado à frequência de 2 Hz, obtém-se uma potência de 471,38 W. Tratando-se de um valor de binário bastante elevado conjugado com o valor da potência, verificou-se que um motor que satisfizesse esses requisitos iria tratar-se de um motor demasiado pesado e grande para ser possível de ser transportado no dispositivo.

De forma a diminuir o tamanho do motor a ser selecionado, decidiu-se que seria vantajoso a utilização de uma caixa redutora, com o objetivo de diminuir as rotações do motor e conseqüentemente diminuir o binário que se estaria à procura.

Escolheu-se o motor IDX 56 L, da Maxon, representado na Figura 47, cuja potência é de 500 W, no entanto a sua velocidade nominal é de 4740 rpm e a sua velocidade máxima é de 5440 rpm, considerou-se, por isso, uma velocidade média de 5000 rpm. Sabendo que o dispositivo deverá funcionar a 120 rpm, será necessário reduzir a sua velocidade cerca de 40 vezes. Este motor não apresenta o seu valor de compra no site, no entanto todos os motores com características semelhantes têm o preço de cerca de 220€ [58].



Figura 47- Motor IDX 56 L [58].

Na Tabela 11 encontram-se as principais especificações deste motor.

Tabela 11- Especificações do motor IDX 56 L.

Modelo	IDX 56 L
Potência	500 W
Velocidade nominal	4740 rpm
Velocidade máxima	5440 rpm
Binário nominal	0,979 Nm
Tensão nominal	48 V DC
Corrente nominal	11,1 A
Massa	1,196 kg

As restantes especificações e dimensões encontram-se detalhadas no Anexo VII. Através da Tabela 11 é possível verificar que apesar da potência definida para o motor ser de 500 W, este pode funcionar a uma potência máxima de 532,8 W, tendo em conta a sua tensão e corrente nominal. Este valor de potência será suficiente para aplicar, caso seja necessário, uma força de 550 N, sendo que a potência necessária para exercer este valor de força corresponde a 518,5 W, valor suportável pelo motor.

Uma vez que a utilização da caixa redutora, consistirá na conjugação de um sistema de várias engrenagens, em que a velocidade angular da engrenagem motora, deverá ser 40 vezes superior à engrenagem de redução, recetora, o binário calculado de 37,5 Nm, também será diminuído 40 vezes, obtendo-se um valor de 0,94 Nm que é suportável pelo motor, cujo binário nominal é de 0,979 Nm.

Esta redução é possível uma vez que a potência deverá ser a mesma em todas as engrenagens. Sabendo que a potência se encontra diretamente relacionada com o binário e com a velocidade angular, uma diminuição de 40 vezes da velocidade angular, irá influenciar proporcionalmente o valor do binário. No que diz respeito ao dimensionamento desta caixa redutora, sabe-se que a velocidade linear deverá ser a mesma ao longo de todos os pontos das engrenagens, uma vez que a velocidade linear corresponde à multiplicação do raio da engrenagem com a velocidade angular. Desta forma, o tipo de caixa redutora escolhida será um redutor de velocidade por engrenagens, em que o raio da engrenagem recetora deverá ser 40 vezes superior ao raio da engrenagem motora. Uma vez que este valor iria provocar uma engrenagem com um valor de raio bastante elevado, a caixa redutora deverá conter mais do que duas engrenagens, diminuindo assim o seu atravancamento.

É importante referir que o valor de 550 N apenas será necessário em situações extremas, ou seja, quando se tratar de pacientes cuja massa seja bastante elevado e a sua profundidade torácica seja muito elevada. Pelo que na maioria dos pacientes 440 N, serão suficientes para provocar o deslocamento de 50 mm no tórax.

- **Bateria**

Uma vez conhecidas as especificações do motor, torna-se possível a escolha da bateria. Esta deve permitir uma potência de 500 W, uma corrente nominal de 11 A e finalmente uma tensão de 48 V. Através do *site Battery space*, foi possível encontrar uma bateria recarregável de Li-Ion, cujo preço ronda os 450€, as suas especificações encontram-se na Tabela 12 [59].

Tabela 12- Especificações da bateria escolhida.

Modelo	Custom Li-Ion 18650 Battery
Tensão <i>cut-off</i>	32,5 V
Tensão máxima	54,6 V
Tensão nominal	48,1 V
Capacidade	13,4 Ah (627,12 Wh)
Taxa máxima de descarga	26,8 A
Dimensões	224 x 75 x 86 mm
Massa	2,58 kg

Esta bateria pode ser carregada através da utilização de um carregador universal, segundo as informações fornecidas pelo seu vendedor. Na Figura 48- Bateria Li-Ion 18650 [59] encontra-se a bateria Li-Ion 18650 [59].

Sendo conhecidas informações relativas às dimensões do motor e da bateria, torna-se possível dimensionar os componentes dos dispositivos em que estes dois deverão ser incluídos.



Figura 48- Bateria Li-Ion 18650 [59]

- **Limitador de binário**

Pretende-se que este dispositivo apresente segurança para o paciente, por esse motivo, será necessário incorporar um limitador de binário, que permita a paragem imediata do dispositivo no caso de esse binário ser excedido. Um limitador de binário trata-se de um dispositivo de segurança, neste caso mecânico, que tem como principal característica interromper a transmissão de movimento entre o componente de acionamento e o componente acionado, o que permite evitar que sejam causados danos no paciente, em caso de excesso de binário [60].

Optou-se pela utilização de um limitador de binário R+W, sendo que estes operam com base no princípio de retenção de esferas com mola e servem como dispositivos de quebra de sobrecarga, se o binário da aplicação exceder o limite previamente definido, as esferas são desengatadas provocando a desconexão da linha de transmissão [60].

Este limitador deverá ser colocado a seguir ao motor, na cadeia de transmissão, com o objetivo de proteger todo o sistema de serem realizados esforços excessivos. Considerando que este poderia ser colocado depois da caixa redutora, na eventualidade de esta sofrer algum tipo de avaria, ou bloqueio do movimento, o motor iria ficar em esforço, podendo provocar uma avaria permanente no mesmo. Por este motivo, considerou-se que a colocação do limitador entre o motor e a caixa redutora, iria servir como dispositivo de segurança para o paciente e como dispositivo de segurança para toda a cadeia de transmissão.

Uma vez definida a localização do limitador é necessário perceber quais as características essenciais para a sua seleção. Sendo que este será utilizado como dispositivo de segurança, deverá garantir que o motor não transmita mais do que 0,94 Nm, valor justificado anteriormente. Para além da restrição do binário, é necessário escolher um limitador cujo diâmetro interno seja coincidente com o diâmetro do veio do motor, 8 mm, de forma a ser ligado diretamente, apresente uma massa de valor reduzido, assim como as restantes dimensões.

Após uma análise dos diferentes limitadores optou-se pela seguinte escolha: SK1/1.5/F/8/0.94/0.4 – 1, sendo que SK 1 indica o modelo, 1.5 a série, F o tipo de versão, 8 o diâmetro interno em mm, 0.94 o binário de desengate e 0.4 – 1 a gama de alcance do binário. Para além destas características, este apresenta uma massa bastante reduzida de apenas 0,03 kg, o que será bastante vantajoso para a colocação no dispositivo. Este limitador, encontra-se representado na Figura 49 [60].



Figura 49- Limitador de binário R+W, SK1 [60].

No que diz respeito ao tipo de versão, escolheu-se a opção F, de desengate total, uma vez que caso ocorra um desengate do sistema devido ao elevado valor de binário, prefere-se que só seja possível um novo engate do sistema, quando realizado manualmente, ou seja, por o socorrista que se encontra no local. Este tipo de procedimento trata-se de algo bastante simples, mas considerou-se mais seguro e eficiente ser realizado manualmente. Desta forma, garante-se que o processo não se reinicia sem a supervisão de um socorrista e não põe em causa a segurança do paciente, para além de ser necessário perceber o porquê do sistema ter sido parado.

As restantes especificações e dimensões deste limitador encontram-se detalhadas no Anexo VIII.

Uma vez apresentados os componentes que se consideram mais relevantes para o dispositivo, segue-se um esquema do posicionamento do limitador de binário, relativamente ao motor, que se encontra representado na Figura 50.



Figura 50 - Posicionamento do limitador de binário.

5.1.5. GAMA DE VALORES ESTUDADOS

O dispositivo em desenvolvimento nesta dissertação deverá apresentar a capacidade de regulação do valor da força a ser aplicada a cada paciente, tendo em conta as suas características anatómicas. Atualmente, não existe nenhum estudo que relacione as características dos diferentes pacientes com a força necessária a ser aplicada para provocar um deslocamento de 50 mm no tórax, pelo que para garantir uma gama de valores totalmente justificada, seria necessário a realização de um estudo bastante detalhado nesse sentido.

No entanto, considera-se que essa questão possa ser contornada, uma vez que, sempre que realizadas as compressões manuais, o socorrista também não utiliza nenhum tipo de sensor para perceber se a força que está a aplicar é a necessária para aquele paciente. Estes utilizam a sua sensibilidade e experiência durante o processo de compressões. Para além disto, segundo a AHA, é preferível que esteja a ser aplicada uma força superior à que o paciente necessita, do que uma força inferior, visto que uma força de valor inferior, não provoca a eficiência desejada.

Posto isto, tendo conhecimento dos valores de força mínimos e máximos a serem aplicados em pacientes de paragem cardiorrespiratória, estabeleceu-se uma gama de intervalo de valores tendo em conta a característica que se considerou mais relevante: a profundidade do tórax.

Os valores apresentados tratam-se de uma estimativa realizada, sabendo que o valor de força para uma criança de 170 mm de profundidade de tórax é de cerca de 270 N e para um adulto com cerca de 350 mm de profundidade de tórax é de cerca de 550 N.

Na Tabela 13 encontra-se relacionada a profundidade do tórax do paciente, com a força que lhe deverá ser aplicada, assim como o binário (tendo em conta o raio máximo da came) e a sua potência (tendo em conta a velocidade angular).

Tabela 13- Gama de valores de força, binário e potência tendo em conta a profundidade do tórax.

Profundidade do tórax (mm)	Força (N)	Binário (Nm)	Potência (W)
160 – 180	270	20,25	255
180 – 200	340	25,5	320
200 – 230	390	29,25	370
230 – 260	440	33	415
260 – 300	500	37,5	470
300 – 350	550	41,25	518

Nos valores iniciais da Tabela 13, existe um intervalo menor, por se tratarem de pacientes crianças, pelo que diferentes valores de força influenciam bastante a sua deformação do tórax, enquanto nos adultos essa variação não será tão acentuada, uma vez que para além da profundidade do tórax existem outros fatores a ter em consideração, nomeadamente o massa e a rigidez da caixa torácica.

De salientar, que os valores mencionados para a profundidade do tórax deverão servir apenas como um guia e não uma obrigatoriedade para o socorrista, pelo que em caso de existência de dúvida sobre que força aplicar a um paciente, este deverá começar pelo nível de força inferior e analisar que deformação é provocada no peito. Caso não seja a suficiente, deverá aumentar a força de compressão, garantido que a deformação de 50 mm da caixa torácica é sempre efetuada.

Desta forma, considera-se essencial que exista formação especializada para os profissionais de saúde que forem manusear este dispositivo de forma a poderem optar de forma correta pelo valor de força que querem aplicar sobre o paciente, tendo em conta as suas características.

5.1.6. ATUAÇÃO DO DISPOSITIVO

Neste ponto da dissertação será explicado o modo de atuação do dispositivo, sendo que não se irá tratar de um estudo detalhado, mas apenas da apresentação de uma ideia concetual. A utilização deste dispositivo deverá ser o mais simples e intuitiva possível, por este motivo, o dispositivo irá apresentar apenas 4 interruptores através dos quais todo o dispositivo irá funcionar. Tal como referido anteriormente, o dispositivo deverá permitir o modo de compressão contínua ou o modo de compressão alternado com ventilação e permitir o ajuste da força a ser aplicada sobre o paciente, tendo em conta as suas dimensões anatómicas.

Assim sendo, os três interruptores referidos deverão ser:

- Ligar/desligar: este interruptor, tal como o nome indica será utilizado para ligar e desligar o dispositivo, deverá ser facilmente reconhecível para que não haja dúvidas em relação à sua ativação. Apesar de ligar o dispositivo, não inicia imediatamente as compressões, para que isso aconteça, deveram ser selecionadas as duas opções seguintes;
- Modo contínuo (30:30) /modo alternado (30:2): este interruptor deve ser selecionado quando se pretende que sejam realizadas compressões de forma ininterrupta, ou seja, irão decorrer 120 compressões por minuto, até que o socorrista entenda que o dispositivo deverá ser desligado, ou que sejam realizadas 30 compressões e ocorra uma pausa de 3 segundos, para que possam ser realizadas, manualmente, as 2 ventilações;
- Intensidade das compressões (1-6): este interruptor deverá ser acionado no modo 1 quando o paciente a ser socorrido se tratar de uma criança com 160 a 180 mm de profundidade de tórax,

modo 2 quando se tratar de um jovem com 180 a 200 mm de profundidade de tórax e assim sucessivamente, até ao modo 6, tratando-se de um adulto de 300 a 350 mm de profundidade de tórax;

- Emergência: este interruptor, tal como o nome indica só deverá ser acionado em caso de alguma emergência, nomeadamente o deslocamento do dispositivo que fará com que as compressões não estejam a ser realizadas no local correto.

Para que seja possível que o dispositivo funcione em modo alternado, ou seja, que pare as compressões no instante em que se pretende, deverá existir neste sistema um microcontrolador, também denominado como Arduino, capaz de controlar o tempo de funcionamento e interrupção. Para que tudo funcione corretamente deverá existir um sistema de controlo do motor que estará ligado a um relé, que por sua vez estará ligado ao microcontrolador.

Um controlador Arduino trata-se de uma plataforma eletrónica de código aberto capaz de ser programada de forma a gerar diferentes ações. Estas placas são capazes de ler diferentes entradas e transformá-las em saídas, nomeadamente, são capazes de ativar um motor ou fazer com este funcione de determinada forma. Para que isso seja possível, é necessário recorrer a uma linguagem de programação Arduino, que irá colocar um conjunto de instruções no microcontrolador da placa [61].

O microcontrolador não pode ser ligado diretamente ao motor, porque pode danificar a sua placa devido ao consumo elevado do motor, para que essa ligação seja segura, deverá ser utilizado um controlador, que irá funcionar como ponte entre todo o sistema e o motor. O controlador apresenta dois sistemas, aberto e fechado, sendo que sempre que este se encontra aberto a corrente irá passar para o motor, permitindo que este trabalhe, caso se encontre fechado, o motor não irá trabalhar.

Assim sendo, será necessário proceder à programação do Arduino, de forma a ser possível cronometrar o sistema e definir a força a ser aplicada sobre cada paciente.

De forma a controlar o modo contínuo e o modo alternado, o microcontrolador será programado com o tempo que se pretende, quer de funcionamento, quer de pausa, pelo que este funcionará com a função de temporizador, esta informação será transmitida ao relé que será responsável por funcionar como interruptor e interromper as compressões durante o período estabelecido. O Arduino deverá ser programável com 15 segundos seguidos de 3 segundos, sendo que esta informação será transmitida para o relé, fazendo com que este ligue ou desligue a corrente que está a ser enviada para o motor, permitindo que ocorra o período de pausa desejado.

No que diz respeito à regulação da força, percebeu-se que esta só seria possível através da regulação do binário, sendo que o valor do braço não seria alterado, porque este iria sempre corresponder ao valor de raio máximo da came. Através da programação do Arduino, seria possível definir que a

velocidade de rotação do motor se deveria manter constante, pelo que a alteração de qualquer parâmetro não poderia afetar a velocidade de rotação do sistema.

Conjugando as equações da potência elétrica e da potência mecânica, descritas nas equações (7) e (8) , respetivamente,

$$P = U \times I \quad (7)$$

$$P = B \times \omega \quad (8)$$

É possível compreender que para se obter uma alteração no binário, uma vez fixada a velocidade angular (velocidade de rotação do motor), seria necessário alterar-se a potência. Recorrendo à equação da potência elétrica, definiu-se que seria necessário regular o valor da intensidade de corrente de forma a regular a potência e consequentemente regular o binário.

Este tipo de regulação da intensidade deverá ser programado no Arduino, sendo que cada posição do botão referente à intensidade das compressões, irá fazer com que o motor trabalhe com a intensidade definida. Tudo isto só será possível através de uma programação detalhada do microcontrolador, que deverá ser realizada por um Engenheiro especializado. No entanto, a relação entre as posições do interruptor, a força a ser aplicada sobre o tórax, a potência e intensidade que se pretende relacionar, encontram-se descritas na Tabela 14.

Tabela 14 - Relação entre posição do interruptor e a intensidade da corrente.

Posição do interruptor	Força (N)	Potência (W)	Intensidade (A)
1	270	255	5,3
2	340	320	6,7
3	390	370	7,7
4	440	415	8,6
5	500	470	9,8
6	550	518	10,8

A intensidade foi calculada através da expressão da potência elétrica, considerando que o motor irá trabalhar com uma tensão constante de 48 V.

Desta forma, se o socorrista colocar o interruptor na posição 1, essa informação será transmitida para o Arduino, referindo que a intensidade que o motor deverá utilizar será de 5,3 A, o que

fará com que a potência a ser transmitida pelo motor seja de 255 W, resultando numa força de compressão de 270 N.

Existem diferentes tipos de Arduino no mercado, para ser incorporado neste dispositivo optou-se por um Arduino UNO R3 ATmega328P, que se encontra representado na Figura 51, uma vez que é um dos mais utilizados, para além de possuir um número considerável de portas, o que pode ser vantajoso, para a ligação dos diferentes componentes. Outro dos fatores relevantes para a sua escolha consiste nas suas dimensões, este apresenta dimensões bastante reduzidas, pelo que poderá ser incluído em qualquer parte do dispositivo [61].



Figura 51 - Arduino UNO R3 ATmega328P [61].

Este pode ser comprado em diferentes lojas, sendo que o seu valor será cerca de 15 €. Relativamente às suas dimensões estas são de 53,4 mm de largura e 68,6 mm de comprimento, a sua massa será de 25 g.

Para além de todas as vantagens referidas anteriormente relativas à utilização do Arduino neste dispositivo, este deverá ser programado de forma a garantir que o mecanismo de compressão pare sempre na mesma posição. Isto significa que sempre que o dispositivo for desligado, o motor complete a sua rotação, até atingir a posição inicial, ou seja, a posição em que o pistão de contacto se irá encontrar o mais alto possível. Desta forma será possível garantir que assim que o pistão de contacto for colocado sobre o peito do paciente, o seu deslocamento de 50 mm estará a provocar realmente uma deformação de 50 mm sobre o tórax do paciente. Caso esta situação não seja definida, o posicionamento do pistão poderá ser subjetivo dependendo do socorrista que se encontra a manusear o dispositivo, podendo provocar uma deformação no peito inferior à desejada.

Tal como mencionado anteriormente, o dispositivo irá apresentar um limitador de binário, responsável por impedir que seja excedido o binário de 0,94 Nm. No entanto, o socorrista pode não estar sempre a olhar para o dispositivo, por esse motivo considera-se útil a incorporação de um *buzzer*, funciona como sendo uma buzina, no Arduino, para que assim que o binário de 0,94 Nm for exercido

pelo motor o *buzzer* emita um sinal sonoro, capaz de alertar o socorrista para a paragem do dispositivo. Desta forma seria necessário programar que ao ser exercido um binário de 0,94 Nm, o *buzzer* será acionado.

Relativamente ao último interruptor mencionado, responsável por desligar todo o dispositivo em caso emergência, este deverá ser colocado junto da bateria, uma vez que se pretende que o acionamento deste interruptor seja apenas desligar a bateria. Uma vez que a bateria seja desligada, todo o sistema irá parar automaticamente, pelo que apenas será necessário subir rapidamente o braço do dispositivo, impedindo que o paciente fique a ser pressionado.

A opção apresentada, de se recorrer a um Arduino para desenvolver o conceito referido, trata-se apenas de um possível exemplo, pelo que a regulação da intensidade como forma de regular a força poderá ser realizada recorrendo a outros componentes. Para a correta programação e ligação de todos estes componentes, seria essencial a colaboração com um Engenheiro da área da eletrónica, mecatrónica ou robótica, de forma a ser possível testar e validar o funcionamento do sistema exposto nesta dissertação.

5.1.7. PISTÃO DE CONTACTO

Uma vez escolhida a interface de pressão do tipo pistão é necessário saber qual a área de contacto que deve existir entre o dispositivo e o paciente, de forma a otimizar as compressões.

Estudos que relacionam a pressão com o aparecimento de lesões torácicas, defendem que para um risco mínimo de lesões, a pressão a ser aplicada deveria ser cerca de $3,8 \times 10^4$ Pa [62].

Analisada a área de contacto do dispositivo *LUCAS™ 2*, conclui-se que esta era de 2800 mm², ou seja, a pressão exercida sobre o paciente seria cerca de uma ordem de grandeza superior, cerca de $1,9 \times 10^5$ Pa [62].

Tal como mencionado no início desta dissertação, no subcapítulo que dizia respeito aos riscos existentes para o paciente, sabe-se que é necessário exercer uma força muito superior àquela que será o limiar máximo para que não sejam provocadas quais quer tipo de lesões. Por este motivo, é facilmente justificável a diferença de valores existentes entre a pressão de segurança e a pressão que é realmente exercida por um dos dispositivos existentes no mercado.

Tendo em conta estes dois conceitos, o valor de pressão adequada para não serem provocadas lesões e os valores exercidos por outros dispositivos semelhantes ao que se pretende desenvolver, será necessário obter uma área de contacto que se tente enquadrar entre os dois valores estabelecidos.

Um método para se perceber qual a área que seria mais indicada para o dimensionamento da interface de compressão, consiste em avaliar qual a área da palma da mão humana, uma vez que é esta que é maioritariamente utilizada quando são realizadas compressões torácicas.

Considerando as informações relativas à largura máxima da mão, mencionadas no subcapítulo referente aos dados antropométricos, é possível concluir que esta varia entre 85,2 mm e 111,1 mm, no entanto, após uma análise sobre qual a área da mão que realmente entra em contacto com o peito do paciente, foi possível concluir que a medida da largura máxima não seria muito relevante.

Tendo em conta, os dispositivos existentes no mercado e analisando o formato dos pistões de contacto, conclui-se que se recorre maioritariamente a pistões de formato circular, de forma a tentar mimetizar o formato da palma da mão humana.

Seguidamente, na Figura 52, apresenta-se um esquema em que se encontra representada a área da mão que deve ser considerada para o cálculo da área de contacto.

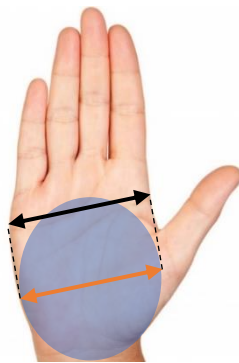


Figura 52- Representação da área da mão que entra em contacto com o paciente.

A seta representada a preto indica o valor conhecido da largura dos nós dos dedos e a seta representada a cor de laranja, permite concluir que o valor do diâmetro do círculo é coincidente com o valor da largura dos nós dos dedos.

Desta forma, opta-se por considerar o valor da largura dos nós dos dedos, como o valor do diâmetro. Tal como analisado em alguns estudos, opta-se por realizar a média entre os valores da mão feminina e da mão masculina, de modo a obter um valor razoável.

Considerando os valores médios da largura dos nós dos dedos femininos e masculinos e realizando a média dos dois, obtém-se 81,95 mm e de forma a arredondar o valor para um valor que faça mais sentido a nível de produção, tratar-se-á de uma área circular com 82 mm de diâmetro e considerando o valor de força de 500 N, a pressão exercida sobre o paciente será de $9,5 \times 10^4$ Pa, valor que se aproxima mais da pressão de segurança.

Na Figura 53 encontra-se representado um esquema anatômico de como um pistão de 82 mm de diâmetro ficaria num manequim de treino de suporte básico de vida, de forma a permitir uma perceção a nível dimensional.

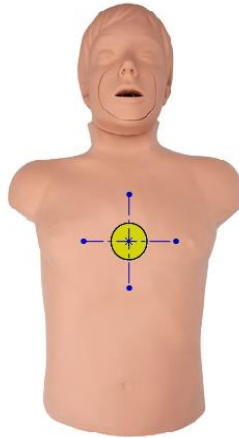


Figura 53- Esquema da localização do pistão.

5.2. SELEÇÃO DE MATERIAIS E DIMENSIONAMENTO

Neste subcapítulo serão apresentados os materiais e as dimensões gerais que o dispositivo deverá apresentar. Tendo em conta que alguns componentes deste dispositivo serão desenvolvidos tendo por base outros dispositivos existentes no mercado, considera-se viável a utilização dos mesmos materiais e dimensões semelhantes.

De forma a compreender que tipo de considerações devem ser valorizadas no que diz respeito à segurança do dispositivo, serão analisadas normas para dispositivos médicos. Finalmente será analisado se alguns componentes críticos do dispositivo são capazes de suportar as cargas a que serão sujeitos.

5.2.1. NORMAS PARA DISPOSITIVOS MÉDICOS

Um dispositivo de massagem cardíaca é considerado, pela FDA (*Food and Drug Administration*) como um dispositivo de classe II, ou seja, de médio risco e por este motivo deve seguir determinadas normas de forma a garantir a segurança do seu utilizador [63].

Para a FDA estes dispositivos enquadram-se no número de regulação 870.5200. Por este motivo, devem ser sujeitos a testes de desempenho não clínico sob condições fisiológicas simuladas e deve demonstrar a sua confiabilidade quando testada a profundidade e taxa de compressão específicas ao longo da duração do uso pretendido. No que diz respeito à sua rotulagem, esta deve incluir que é necessário treino prévio para a utilização do dispositivo, por parte dos profissionais; que se trata de uma utilização adjuntiva; qual a população para a qual o dispositivo demonstrou ser eficaz, referindo o tamanho

do paciente e/ou limitações de idade; qual o tempo necessário para a montagem do dispositivo, tendo em consideração o que foi definido no teste de desempenho. Caso incorpore componentes elétricos devem ser realizados testes que demonstrem que o dispositivo é eletricamente seguro e electromagneticamente compatível no ambiente de uso pretendido. Os testes e análises de fatores humanos devem validar se o *design* e a rotulagem do dispositivo são suficientes para o uso efetivo pelo usuário pretendido, incluindo uma avaliação do tempo necessário para montar o dispositivo. Caso se trate de um dispositivo que contem *software*, deve ser realizada a verificação, validação e análise de risco do *software*. Finalmente, os componentes do dispositivo que entram em contato com o ser humano devem ser demonstrados como sendo biocompatíveis [63].

Tendo em conta os riscos associados a compressores cardíacos externos (CCE), a FDA publicou a seguinte tabela, apresentada na Figura 54, que permite verificar os riscos existentes e que medidas devem ser tomadas de forma a minimizá-los [63].

Riscos identificados	Medidas de mitigação
Arritmias cardíacas ou choques elétricos	• Segurança elétrica e teste de compatibilidade eletromagnética (ex: ISO 60601-1 e ISO 60601-1-2). • Rotular.
Danos de tecidos/orgãos	• Testes de performance, incluindo testes de bancada. • Análise de verificação de <i>software</i> . • Teste e análise de fatores humanos. • Rotular. • Treino.
Fratura de ossos (costelas, esterno)	• Testes de performance, incluindo testes de bancada. • Análise de verificação de <i>software</i> . • Teste e análise de fatores humanos. • Rotular. • Treino.
Fluxo sanguíneo inadequado	• Testes de performance, incluindo testes de bancada. • Análise de verificação de <i>software</i> . • Teste e análise de fatores humanos. • Rotular. • Treino.
Reações adversas na pele	• Avaliação/utilização de materiais biocompatíveis.

Figura 54- Riscos para a saúde e medidas de mitigação para dispositivos CCE [63].

No que diz respeito às normas explícitas para Portugal, existe o Decreto-Lei n.º 145/2009, de 17 de junho em que se encontram definidas as regras a que devem obedecer a investigação, o fabrico, a comercialização, a entrada em serviço, a vigilância e a publicidade dos dispositivos médicos e respetivos acessórios [64].

No entanto, apesar de todas estas normas, não existem ainda critérios específicos sobre os materiais a ser utilizados para este tipo de dispositivos, assim como dimensões específicas. Esta situação pode ser justificada pelo facto de este tipo de dispositivos ainda serem recentes no mercado e por a FDA ter mencionado os riscos e as respetivas medidas que devem ser tomadas para um dispositivo CCE.

5.2.2. MATERIAIS UTILIZADOS

A escolha dos materiais é algo extremamente relevante, principalmente quando se trata da escolha de materiais para um dispositivo médico. Tal como mencionado anteriormente, de forma a evitar

reações adversas na pele, devem ser privilegiados materiais que não possuam características prejudiciais ou nocivas para o paciente, que estará diretamente em contacto com o dispositivo.

Visto que o paciente apenas estará em contacto direto com o suporte das costas e a interface de compressão, estes devem ser os componentes do dispositivo que devem apresentar materiais biocompatíveis com a pele.

Sendo que o suporte de costas será bastante semelhante a alguns modelos já existentes no mercado, pensou-se em utilizar o mesmo tipo de material, ou seja, polietileno, uma vez que se trata de um material de baixa densidade e bastante resistente. Desta forma, a tábua seria facilmente transportada e apresentaria a resistência suficiente para não quebrar enquanto as compressões estariam a ser aplicadas.

No que diz respeito ao material a ser utilizado nos restantes componentes, pensa-se que o mais indicado será utilizar alumínio para as estruturas que tiverem que suportar mais esforços, uma vez que apresenta uma resistência considerável para os esforços a que este dispositivo estará sujeito, é bastante utilizado neste tipo de dispositivos médicos e a sua densidade não é muito elevada, pelo que facilita o transporte do dispositivo e para as restantes estruturas que não irão sofrer tanto tipo de esforços mecânicos utilizar ABS (acrilonitrila butadieno estireno), trata-se de um termoplástico bastante utilizado em carcaças de dispositivos médicos, devido à sua elevada resistência ao impacto, tração e abrasão (desgaste), para além disso é um material de baixa densidade e de baixo custo.

6. DESENVOLVIMENTO DO CONCEITO FINAL

No presente capítulo será apresentado o conceito final desta dissertação, tendo por base todos os aspetos essenciais que foram sendo apresentados. Para que fosse possível obter um conceito final que fosse válido, não só a nível funcional, como a nível de transporte e aspeto estético, foi necessário o desenvolvimento do projeto em diversas etapas.

Alguns dos conceitos primeiramente pensados, foram sendo descartados e aperfeiçoados até que fosse possível a obtenção do modelo final.

Todos os modelos apresentados foram construídos através da utilização do *Solidworks*, para que fosse possível obter um modelo tridimensional. Ao longo do capítulo serão apresentados alguns dos modelos que foram utilizados durante a etapa de desenvolvimento do projeto, será apresentado o modelo final e todos os seus componentes serão explicados.

6.1. MODELOS COMPUTACIONAIS INICIAIS

Para que fosse possível atingir uma solução final considerada razoável, foi necessário o estudo e desenvolvimento de algumas soluções que foram sendo excluídas ao longo do projeto. No entanto, essas soluções são igualmente importantes, uma vez que são consideradas como o caminho e lógica de pensamento até à solução final.

O primeiro modelo de placa a ser pensado, encontra-se representado na Figura 55, tendo sido este totalmente inspirado nos modelos de placas de reanimação utilizados por socorristas nomeadamente nadadores-salvadores.

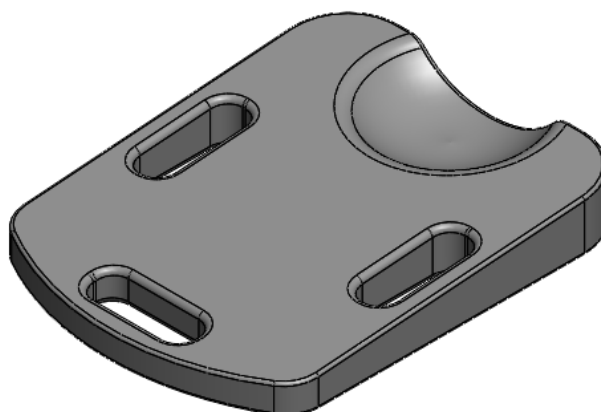
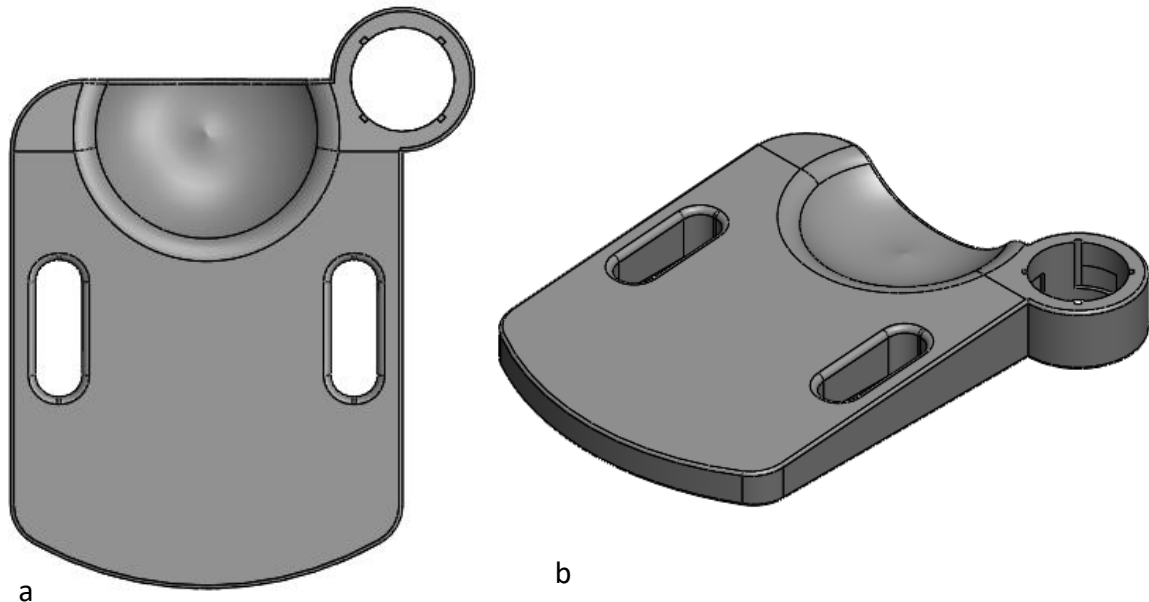


Figura 55- Placa de suporte de costas, primeiro modelo.

Com este primeiro modelo, surge imediatamente a primeira dificuldade que se referia, onde seria possível permitir que um braço fosse encaixado. Por este motivo, surge um segundo modelo, em

que a principal diferença consiste na existência de um local, exterior à placa que permitiria o encaixe do braço. Para além desta diferença, decidiu-se que a ranhura existente na parte inferior da placa não seria necessária, uma vez que as pegas laterais seriam suficientes para a função desejada, permitir o transporte da placa. Este modelo pode ser verificado na Figura 56, que permite ver a placa de duas perspetivas diferentes.



*Figura 56- Ideia inicial para a placa.
a) Placa vista frontal. b) Placa vista lateral.*

No entanto esta tábua teve de ser excluída uma vez que era demasiado alta para ser colocada por baixo do paciente e isso poderia provocar lesões a nível da coluna. Por outro lado, o encaixe existente para o braço, ao ser colocado naquele local iria impedir que o dispositivo pudesse ser transportado numa maca, devido à sua dimensão ser superior à da largura da maca.

No que diz respeito ao encaixe do braço da placa, pensou-se que o mecanismo de travagem poderia gerar alguns problemas, nomeadamente o facto de o braço não ficar totalmente bloqueado a nível de rotação, o que poderia fazer com que este rodasse até à posição inicial e devido ao impacto das compressões no paciente, este poderia ter tendência a subir e a sair do local desejado.

É ainda possível verificar que o local para a colocação da cabeça era demasiado fundo, o que poderia provocar uma extensão excessiva do pescoço.

Contudo, a partir desta tábua e da tomada de consciência destes erros, foi possível o seu ajuste, de forma a chegar a uma tábua mais adequada.

De forma similar ao desenvolvimento de uma primeira ideia sobre a tábua, também existiu uma ideia, relativamente ao braço que o dispositivo deveria apresentar, encontrando-se este representado na Figura 57, em que é possível analisá-lo de diferentes postos de vista.

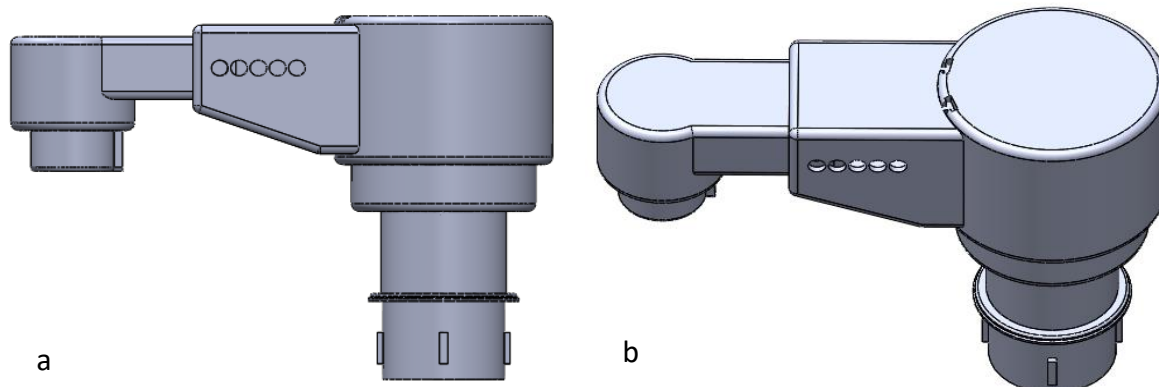


Figura 57- Ideia inicial para o braço.
a) Braço vista frontal. b) Braço vista lateral.

Este braço era demasiado robusto e demasiado complexo a nível de funcionamento, o que iria ser uma desvantagem, não só a nível de fabrico, como a nível de utilização rápida e intuitiva. No entanto, a análise desta ideia tornou possível compreender que seria necessário estabelecer diferentes tipos de mecanismos que permitissem que o braço se fixasse rapidamente à placa, que a sua altura pudesse ser facilmente ajustada assim como o seu comprimento.

Apesar dos diversos defeitos, esta ideia apresentava alguns detalhes interessantes que poderiam vir a ser bastante relevantes no desenvolvimento de soluções futuras, nomeadamente o seu ajuste regulável de altura. Este podia ocorrer não só a nível discreto, pela parte principal do braço, como a nível contínuo, na parte terminal do braço, como pode ser verificado pela Figura 58. É possível ainda ver, como o braço poderia ser ajustado às diferentes fisionomias do peito do paciente, através do ajuste da altura e do ajuste do comprimento.

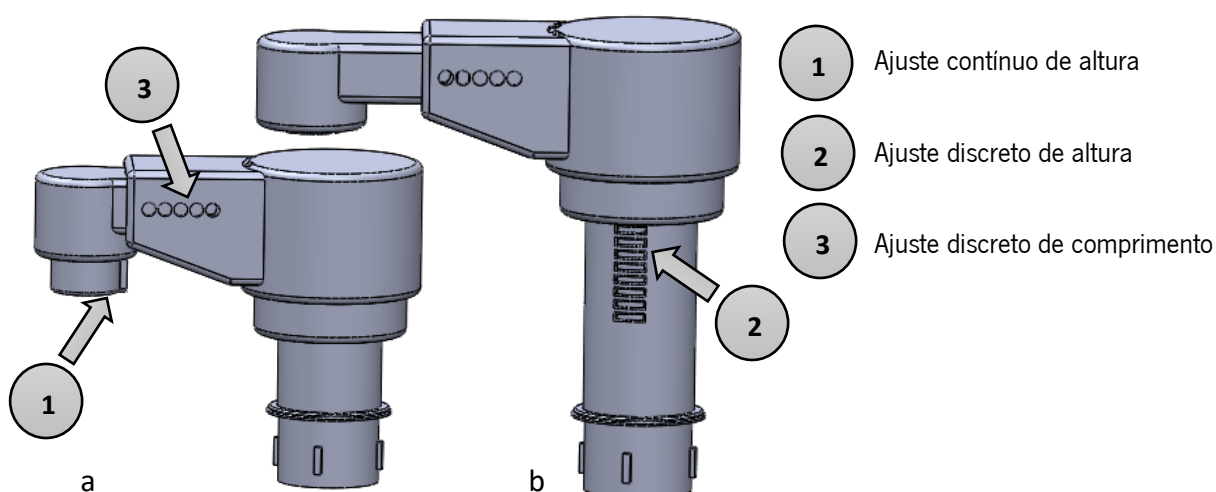


Figura 58- Diferentes ajustes de altura e comprimento do braço.
a) Altura e comprimento mínimos. b) Altura e comprimento máximos.

Verificou-se que um ajuste contínuo e discreto da altura, poderia dificultar o trabalho do socorrismo, implicando um duplo ajuste e por esse motivo, aumentar o tempo de resposta. A partir deste modelo, foi possível concluir que seria mais vantajoso recorrer-se apenas a um tipo de ajuste, aumentando a eficácia do trabalho.

Na Figura 59, encontra-se representado o dispositivo na sua totalidade, de uma das primeiras soluções pensadas e excluída.

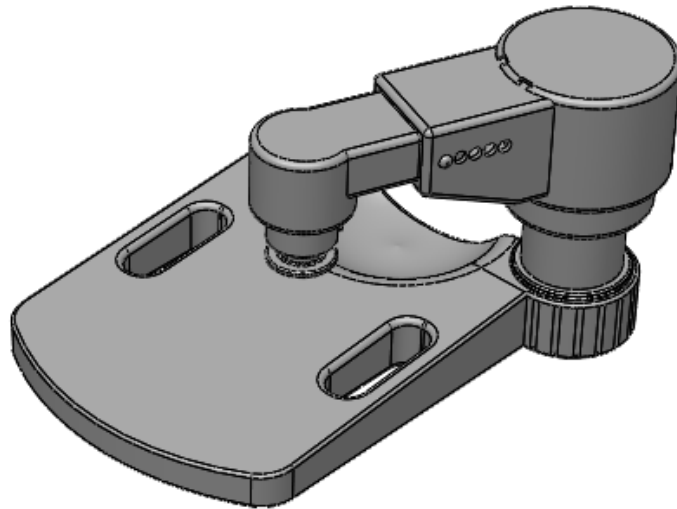


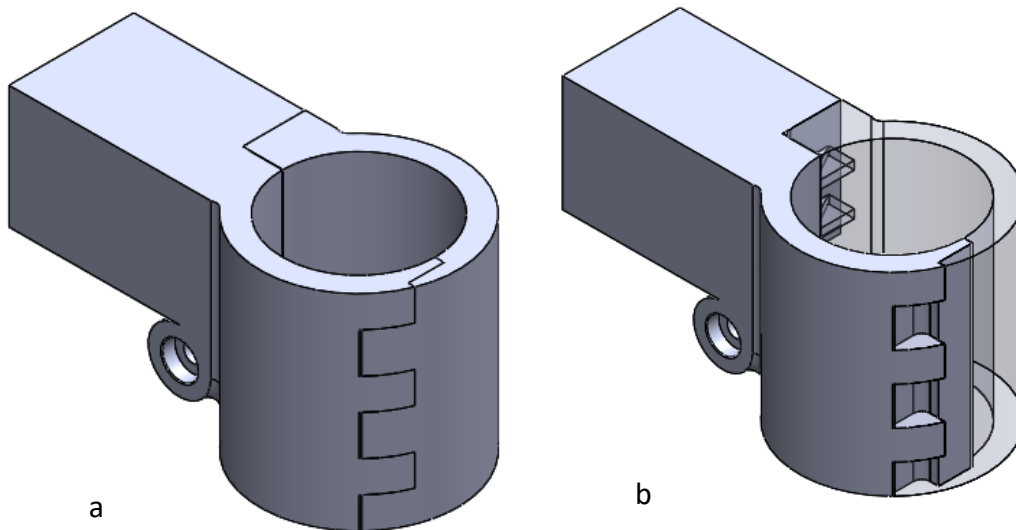
Figura 59- Dispositivo completo de uma das soluções pensadas.

Uma das primeiras conclusões, relativamente a este modelo, foi que se iria tratar de um dispositivo demasiado robusto, que iria ser bastante pesado e difícil de transportar, que implicaria demasiados processos de montagem e que deixaria de ser apelativo para os socorristas, no sentido que estes não iriam sentir que o tempo de salvamento estaria a ser otimizado.

Seguiram-se alguns ajustes do primeiro modelo, nomeadamente como se poderia alterar o encaixe do braço na placa e como se poderia facilitar o ajuste da altura do braço. No que diz respeito ao encaixe placa-braço, optou-se pela utilização de um clipe mola de fixação, que deveria ser empurrado por alguma saliência existente na placa para encaixar e pressionado para soltar o braço.

Em relação ao ajuste de altura, pensou-se que seria necessário dividir o componente braço em dois subcomponentes, ou seja, suporte do braço e braço, permitindo que o braço pudesse percorrer toda a estrutura do suporte.

Para o braço surgiu a ideia de um braço que fosse facilmente ajustado ao dispositivo e que permitisse regular rapidamente a sua altura, para isso seria necessário algo que pudesse percorrer todo o suporte e rapidamente fosse travado pelo socorrista no local que este considerasse adequado para a altura do paciente. Desta forma surgiu uma segunda possibilidade de *design* do braço, que se encontra representada na Figura 60.



*Figura 60- Modelo alternativo para o braço.
a) Vista exterior do braço. b) Vista interior do braço, permite perceber o modo de encaixe.*

Na Figura 61 encontra-se representado o modelo completo de uma solução alternativa ao primeiro modelo, no entanto também excluída. O componente representado a vermelho trata-se do clipe mola de fixação, responsável pelo encaixe do suporte do braço na placa. Este detalhe encontra-se mais visível em destaque.

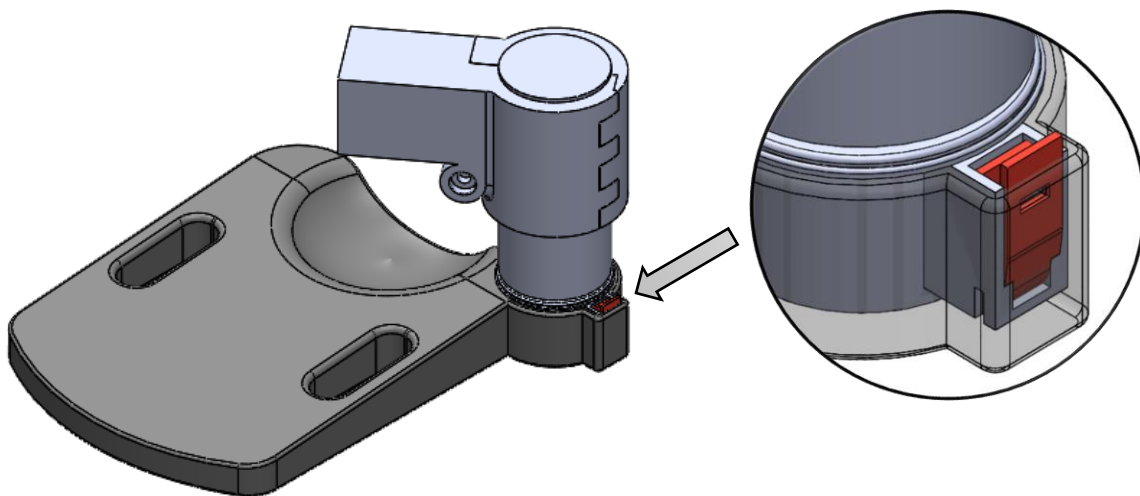


Figura 61- Solução alternativa, com detalhe no modo de encaixe.

Apesar de terem sido melhorados alguns aspetos, este modelo ainda apresentava todos os problemas relativos à placa de suporte de costas do modelo anterior, desde a sua espessura exagerada até à dificuldade de transportar um paciente numa maca, derivado ao espaço que o encaixe para o braço implicava. Para além disso, através da utilização de um braço totalmente reto, ou seja, completamente perpendicular ao chão, seria necessário um suporte bastante elevado, de forma a permitir o ajuste para todas as alturas do peito dos pacientes.

Embora estes modelos tivessem sido excluídos como solução final por diversas falhas existentes, foram essenciais para o desenvolvimento de ideias e de análise crítica, de forma a perceber o que seria mais e menos vantajoso para o dispositivo. Para além disso, alguns dos conceitos apresentados nestas soluções foram adaptados e aperfeiçoadas de forma a poderem ser utilizados no modelo final.

6.2. MODELO COMPUTACIONAL FINAL

No presente subcapítulo será apresentado o modelo tridimensional do dispositivo final através da utilização do *software Solidworks*. Este desenvolvimento irá ter em consideração alguns conceitos de alguns modelos já existentes e seguirá as dimensões de forma a ser adaptado ao maior número de pessoas, tendo em conta as dimensões antropométricas da população portuguesa.

É importante salientar que este dispositivo não seguirá para produção de protótipo nesta dissertação, pelo que só seria possível perceber o seu exato funcionamento se fosse construído um modelo real a partir do modelo computacional.

O conceito final de dispositivo de massagem cardíaca, encontra-se representado na Figura 62, sendo que todos os seus componentes e detalhes considerados relevantes serão explicados de forma individualizada seguidamente.

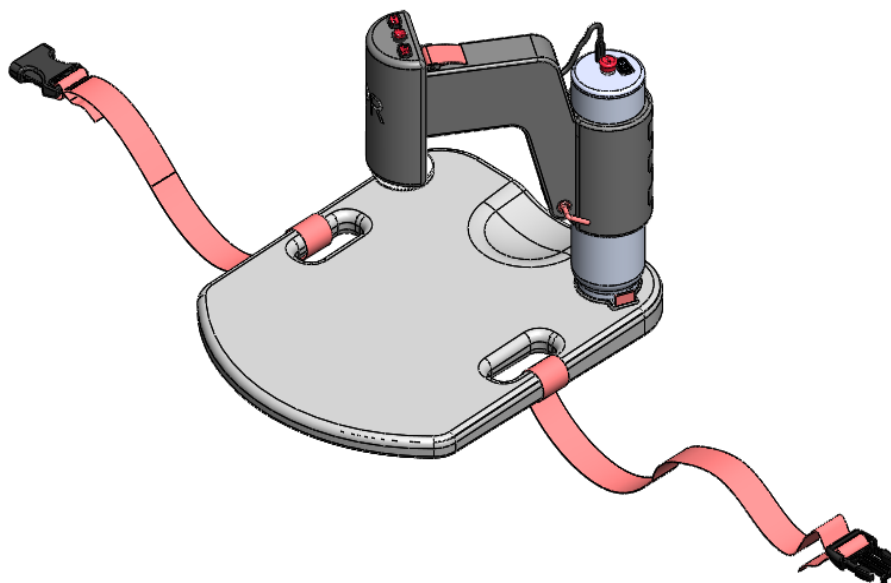


Figura 62- Modelo final do dispositivo de massagem cardíaca.

Com o desenvolvimento deste dispositivo pretendia-se que a sua utilização fosse fácil e intuitiva e que todos os ajustes necessários à sua alteração de dimensões, relativamente ao tamanho do paciente pudessem ser realizados rapidamente. Simultaneamente, uma vez que se pretendia um modelo

tridimensional, desenvolveu-se um dispositivo que fosse esteticamente apelativo e o mais semelhante possível à realidade.

6.2.1. PLACA DE SUPORTE DE COSTAS

O suporte de costas utilizado no dispositivo de massagem cardíaca, tal como referido anteriormente, foi inspirado nas placas de socorrismo já existentes no mercado, uma vez que estas permitem a inclinação e encaixe perfeito da cabeça de forma a permitir a desobstrução das vias aéreas.

Contrariamente ao modelo pensado inicialmente, esta placa é bastante mais fina e apresenta apenas uma pequena inclinação, considerada adequada para o bem-estar do paciente. Tal como já referido, o material a ser utilizado será o polietileno.

No entanto esta placa sofreu algumas alterações quando comparada com as placas de socorrismo simples, de forma a poder ser utilizada neste tipo de aplicação. A placa de suporte de costas encontra-se representada na Figura 63, vista de diferentes pontos de vista.

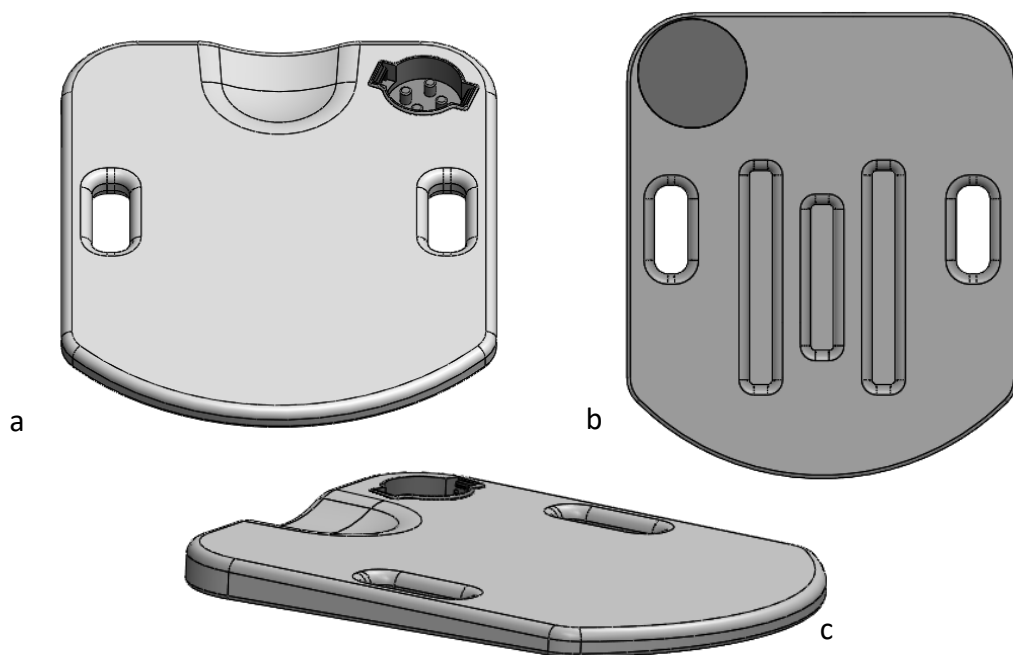


Figura 63- Placa de suporte de costas.
a) Vista frontal. b) Vista posterior. c) Vista lateral.

Uma das principais restrições de dimensão para a placa consistiu na viabilidade de poder ser colocada na cama hospitalar, ou maca de socorrismo, uma vez que estas apresentam uma largura média de 900 mm, pelo que o valor da largura da prancha nunca poderia ultrapassar os 900 mm.

Tendo presente o valor de largura máximo que o suporte poderia apresentar, foi necessário o desenvolvimento de uma solução para que o braço do dispositivo pudesse ser fixado. Desta forma, definiu-se que a placa iria apresentar uma ranhura, produzida a partir de alumínio 7075-T6, de forma a ser capaz de fixar toda a restante estrutura do dispositivo, sem aumentar a largura da prancha.

De salientar, que será através desta ranhura que toda a estrutura do braço será fixada e por esse motivo optou-se pela escolha de um material de maior resistência, para que não ocorressem deformações ou existisse a possibilidade do dispositivo se soltar durante as compressões.

Relativamente às dimensões principais da placa, encontram-se representadas na Figura 64.

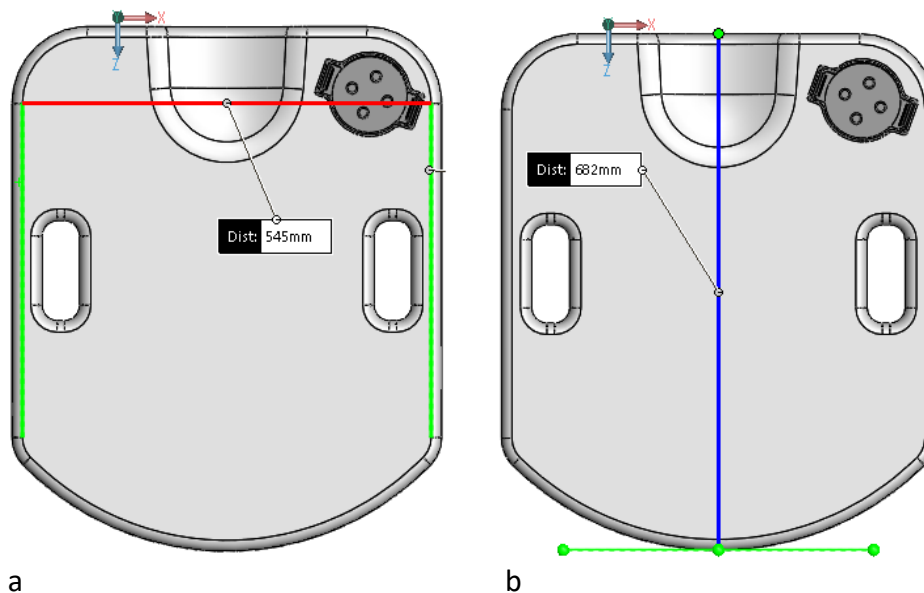


Figura 64- Principais dimensões da placa de suporte das costas.
a) Largura. b) Comprimento.

Todas as dimensões foram pensadas tendo em conta as informações recolhidas dos dados antropométricos, apresentados na Tabela 1, ou seja, o objetivo principal era que este dispositivo pudesse ser utilizado por qualquer pessoa. Por este motivo, o valor de largura utilizado foi o maior valor de largura do ombro apresentado, que correspondia a 545 mm. No que diz respeito ao comprimento da placa, este foi obtido subtraindo o maior da altura do cotovelo ao maior valor da altura da cabeça (sentado), o que iria representar a área corporal que se pretendia que ficasse apoiada na placa, o que corresponde a um total de 682 mm. Foram analisados os valores referentes aos adultos visto que as crianças seriam bastante mais pequenas, pelo que iriam sempre caber na placa dimensionada.

No que diz respeito a algumas das características principais da placa como as pegas laterais, as ranhuras na parte de baixo e a sua inclinação, foram estabelecidas de acordo com as placas de reanimação existentes no mercado, pelo que se considerou bastante útil manter neste projeto. As pegas laterais permitem o transporte da placa, possibilitam que exista um local que o socorrista possa agarrar de forma a posicionar o paciente corretamente e será o local onde serão colocadas as fivelas responsáveis pela fixação do paciente, para além disto, através deste local o socorrista conseguirá fixar a placa à maca de transporte. As ranhuras existentes na parte da placa que irá estar em contacto com a superfície, permitem que exista uma maior estabilidade, ou seja, que a placa não se deforme, nem

afunde com tanta facilidade no caso de a reanimação ocorrer, por exemplo, na areia. Finalmente a inclinação encontra-se previamente definida para que a cabeça do paciente fique encaixada no local indicado para a cabeça e as vias áreas fiquem desobstruídas de forma a tornar o processo mais eficiente.

De salientar que estas placas de reanimação nunca tinham sido utilizadas para dispositivos de massagem cardíaca, pelo que não existe, até hoje, no mercado, um dispositivo que permita a acomodação total da cabeça do paciente e a sua inclinação favorável. Por este motivo foi necessário o desenvolvimento de uma solução que permitisse que à placa fosse possível fixar o braço. Na Figura 65 é possível ver, de forma mais detalhada, a ranhura que irá permitir o encaixe do suporte do braço.

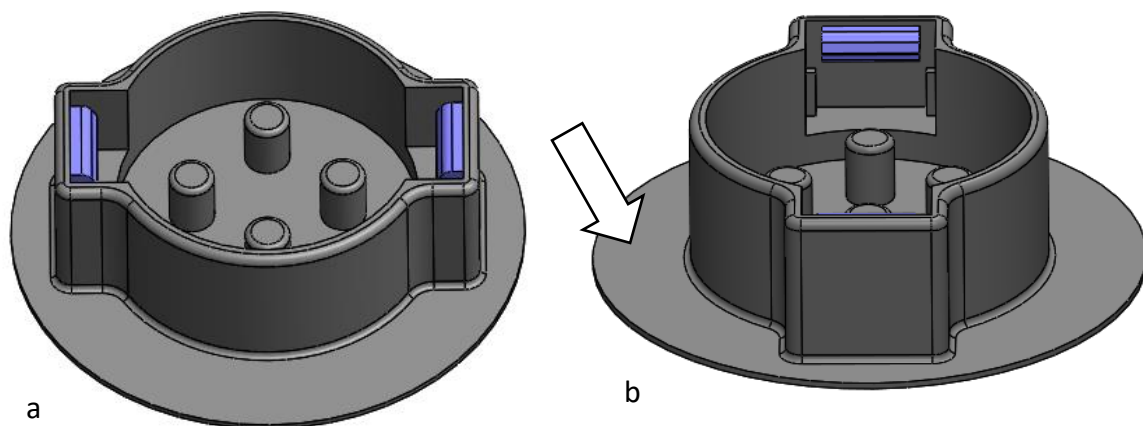


Figura 65- Encaixe para o suporte do braço.
a) Vista frontal. b) Vista lateral.

Este encaixe deverá ser feito de alumínio 7075-T6, cuja tensão de cedência é de 5×10^8 Pa, uma vez que será o principal responsável pelo suporte da maior parte das forças realizadas pelo dispositivo. Este poderá ser fixo à placa através da utilização de uma cola epóxi, que deverá ser colocada na parte circular mais achatada do encaixe (indicada pela seta presente na Figura 65), que estará em contacto direto com a placa. Poderá ser utilizado, por exemplo o Kit SOS, epóxi de massa adesiva de secagem rápida, que permite colar polietileno a alumínio de forma eficaz.

De forma a bloquear o movimento do braço a nível rotacional, idealizou-se um sistema de pinos de encaixe, sendo a que o suporte do braço deverá apresentar quatro ranhuras que encaixem perfeitamente nas saliências apresentadas. Relativamente ao bloqueio a nível de movimento vertical, este deverá acontecer através do encaixe entre as saliências representadas a azul, na Figura 65, e dois clips mola, apresentados no próximo componente, que deverão garantir que o braço não se irá mover. Por este motivo, considera-se que as saliências representadas a azul serão o componente crítico deste projeto e a sua capacidade de deformação deverá ser analisada.

Através do *software Simulation* do *Solidworks* foi possível realizar uma simulação para perceber se este componente seria capaz de suportar os esforços a que estaria sujeito e verificar se o material

escolhido seria válido para ser utilizado nesta situação. Uma vez que a força máxima a ser aplicada sobre o peito de um paciente será de 550 N, considerou-se que as saliências estariam sujeitas a essa força, devido ao efeito ação-reação. Desta forma, quando o dispositivo aplicasse uma força de 550 N sobre o peito do paciente, o paciente poderia provocar uma força inversa sobre o dispositivo, com a mesma intensidade, sendo essa força maioritariamente sentida no ponto crítico deste projeto.

O componente analisado nesta simulação, tal como referido, será de alumínio 7075-T6, que tem como módulo de elasticidade 72 GPa, tensão de cedência de 505 MPa, coeficiente de Poisson de 0,33 e massa volúmica de 2810 kg/m³. Na Figura 66 é possível ver o local onde foi considerado que seria aplicada a carga, através das setas representadas a roxo, sendo que a força de 550 N seria distribuída pelas duas saliências, as setas representadas a verde indicam o local que se trata de um plano rígido, ou seja, não poderá existir deformação, uma vez que se encontra fixo.

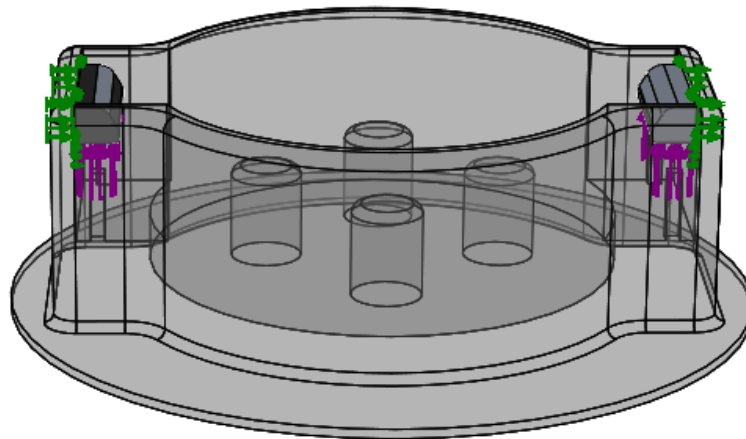


Figura 66- Local da aplicação de carga e faces de contacto.

Na Figura 67 encontra-se representada a simulação realizada e é possível verificar que a tensão de cedência do alumínio 7075-T6 é bastante superior às tensões a que o componente crítico estará sujeito. Analisando os resultados obtidos na simulação, é possível verificar que os valores obtidos são bastante inferiores à tensão de cedência do alumínio, sendo que o valor de tensão máxima de Von Mises obtido corresponde a $2,532 \times 10^6$ Pa, que ocorre no local mais próximo da face de contacto. Relativamente à deformação máxima, esta será bastante reduzida, correspondendo a $4,4 \times 10^{-4}$ mm, tal como se encontra representado na Figura 68.

Conhecido o valor da tensão de cedência do material a utilizar e o valor máximo de tensão a que o componente crítico estará sujeito, é possível obter um valor de coeficiente de segurança de 200, valor bastante elevado.

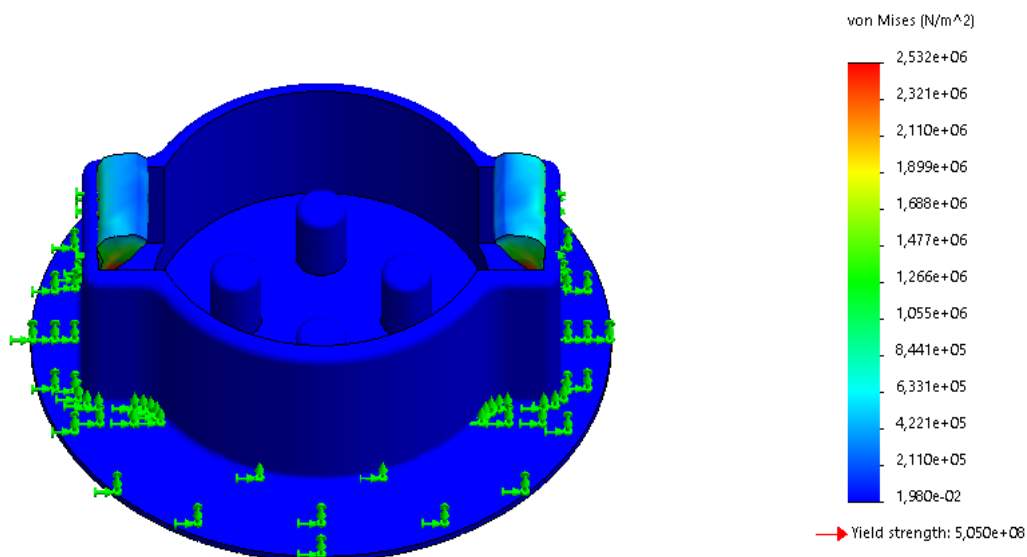


Figura 68- Simulação do comportamento do componente crítico, tensões obtidas.

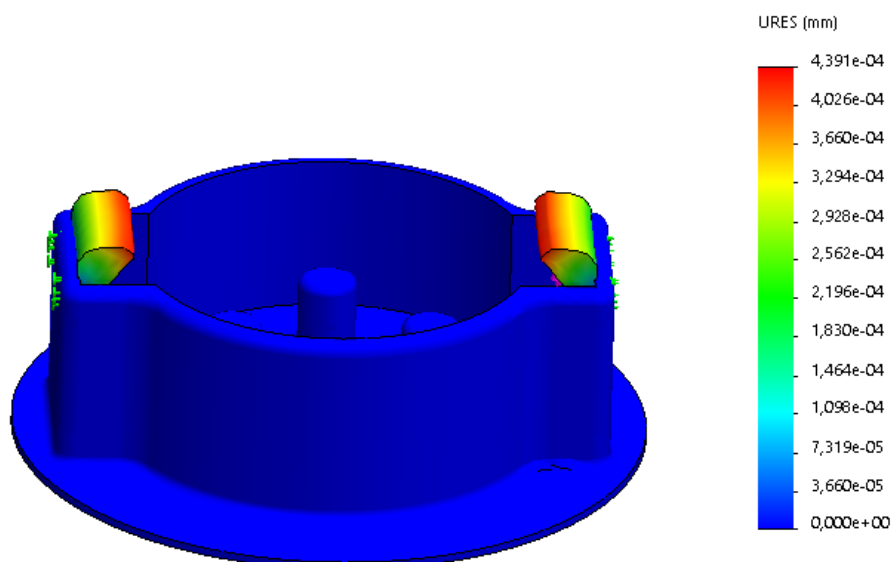


Figura 67- Simulação do comportamento do componente crítico, deformações obtidas.

Uma vez realizada a simulação, foi possível verificar que a utilização do alumínio 7075-T6 no encaixe do suporte do braço permite garantir a estabilidade do dispositivo, uma vez que o seu componente crítico é capaz de suportar todos os esforços a que estará sujeito.

6.2.2. SUPORTE DO BRAÇO

O suporte do braço trata-se de um componente que inicialmente não tinha sido pensado, mas devido à necessidade de ajuste do dispositivo a diferentes fisionomias, considerou-se essencial a sua utilização. Para além disso, este componente foi utilizado para uma dupla função, a função de suporte do dispositivo e a função de colocação da bateria. Devido à sua posição vertical no dispositivo,

relativamente ao solo, permitia que a bateria fosse aí colocada sem implicar um acréscimo de massa para os restantes componentes do dispositivo, nomeadamente o braço, no entanto a única forma de ligar o motor à bateria seria através da utilização de um cabo que deveria ser feita pelo socorrista cada vez que a utilização do dispositivo fosse solicitada.

Desta forma e tendo em conta as restrições de dimensão que existiam para o suporte, devidas às dimensões da bateria escolhida e da colocação do suporte na placa, definiu-se que este suporte deveria apresentar dois valores de diâmetro diferentes, um diâmetro menor para permitir a diminuição do local de encaixe na placa e facilitar a colocação do paciente e um diâmetro maior para permitir que a bateria seja colocada nesse local.

A altura do braço deve ser ajustável num intervalo de valores desde 160 mm até 344 mm, valores correspondentes ao mínimo e máximo da profundidade do tórax, respetivamente. O que implicaria projetar um braço com uma altura um pouco elevada, o que prejudicaria não só o transporte do dispositivo, como a sua estabilidade. Desta forma optou-se pela produção de um suporte do braço, que apresentaria uma altura menor e sobre este, poderia ser ajustada a altura do braço, relativamente ao peito do paciente. Este suporte encontra-se representado na Figura 69, em que se encontram mencionadas as dimensões principais e é possível ver que existe um espaço designado para a colocação da bateria.

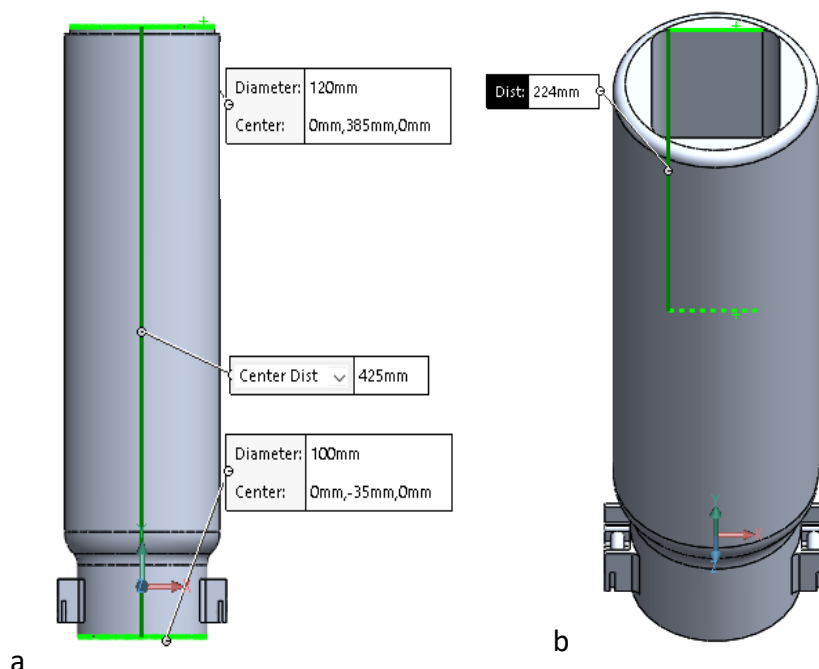


Figura 69- Suporte do braço com as dimensões principais.
a) Altura e diâmetros do suporte. b) Encaixe interno para a bateria.

A colocação da bateria neste local, permite que esta seja rapidamente trocada e colocada a carregar, enquanto uma segunda bateria poderá substituir a primeira. Para além disso, a massa da

bateria poderá permitir conferir maior estabilidade ao suporte, uma vez, que este será responsável por segurar o braço do dispositivo.

Este suporte deverá ser de alumínio 7075-T6, e se possível revestido com borracha, na parte exterior de maior diâmetro, de forma a permitir que o braço não escorregue sobre a sua superfície e com a escolha do alumínio pretendesse que não ocorra a sua rutura, devido ao excesso de carga.

O suporte trata-se de um cilindro de 455 mm de altura, com dois valores diferentes de diâmetro, o diâmetro menor corresponde o valor de 100 mm enquanto o diâmetro maior apresenta um valor 120 mm, sendo que 40 mm de altura da parte inferior servem para permitir o encaixe na placa, através das ranhuras e saliências, que permitem a sua fixação rotacional e impedem que se desloque verticalmente, representadas em detalhe na Figura 70.

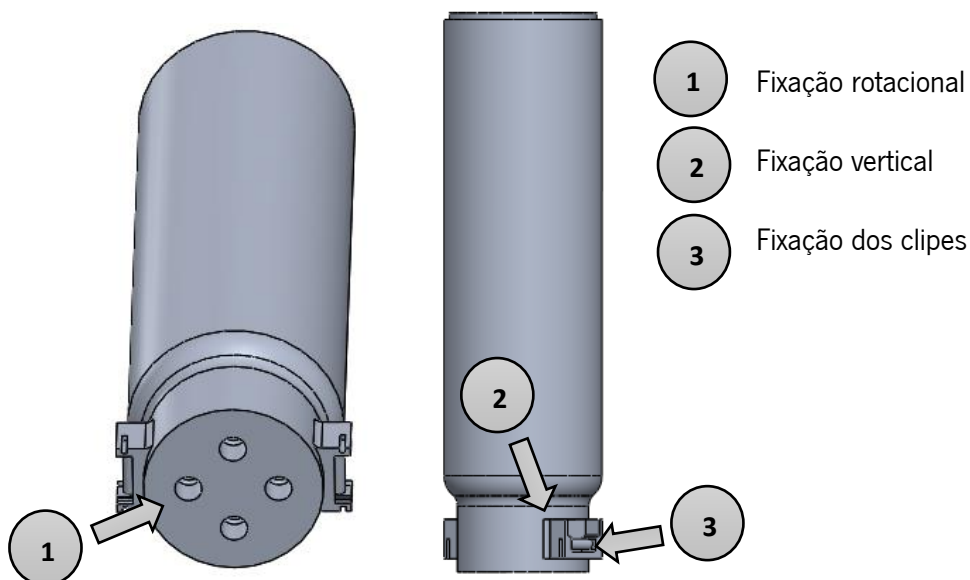
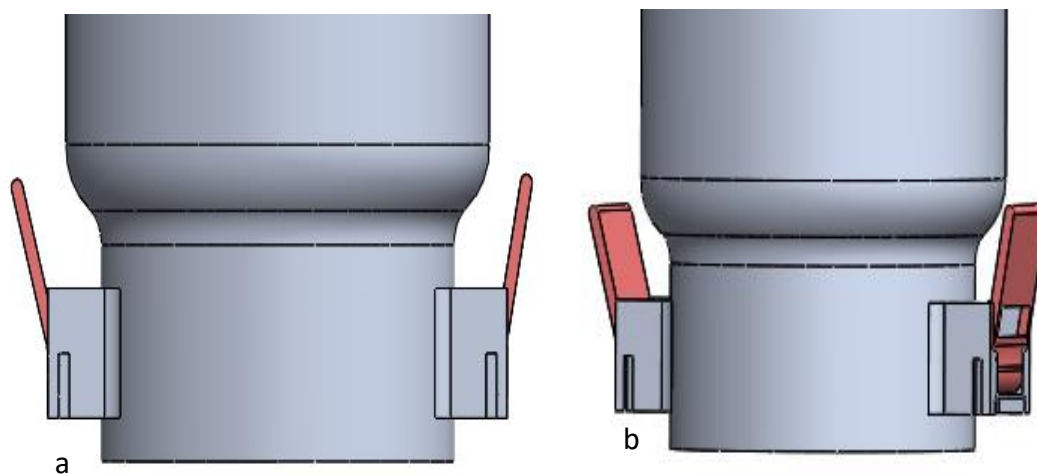


Figura 70- Representação detalhada das ranhuras e saliências existentes no suporte do braço.

Será nas saliências, assinalas com o número 2, na Figura 70, que se encontraram os cliques de fixação que irão permitir a fixação do suporte ao componente crítico da placa, anteriormente mencionado. Estes cliques serão fixados pelo cilindro marcado com o número 3, que só deverá ser colocado depois dos cliques se encontrarem posicionados no local correto. Devido à sua capacidade de se deformarem ligeiramente, quando pressionados contra as ranhuras do encaixe da placa, estes impedem que o suporte do braço se mova para cima.

Para além do cilindro, será necessário garantir que uma das faces do clip se encontra fixa ao suporte para que estes dois componentes se encontrem permanentemente conectados, sendo que sempre que o suporte for retirado do encaixe da placa, os cliques sejam retirados também e não exista a possibilidade de estes se soltarem. Na Figura 71 é possível verificar como os cliques de mola se encontram posicionados relativamente ao suporte do braço.



*Figura 71- Posicionamento do clip no suporte do braço.
a) Vista frontal. b) Vista lateral.*

Este encaixe, através da utilização de dois cliques molas, permite a rápida montagem do suporte do braço e devido ao facto de a distância entre os dois cliques, colocados em lados opostos do suporte, ser apenas de 100 mm (diâmetro do suporte), possibilitando que o seu encaixe seja feito através da fácil utilização do polegar e do indicador do socorrista, otimizando assim, a rapidez das manobras de ressuscitação. Este detalhe pode ser verificado na Figura 72.

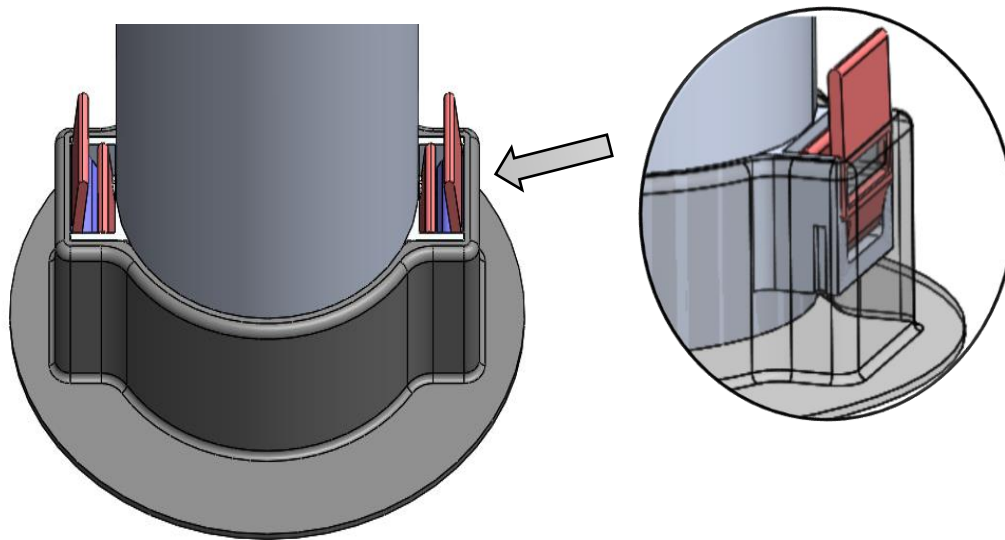


Figura 72- Detalhe do encaixe através dos cliques mola de fixação.

A vermelho, na Figura 72, encontram-se salientados os cliques mola de fixação que impedem a deslocação do suporte relativamente à placa de suporte para as costas, sendo que estes foram dimensionados para encaixarem perfeitamente no cilindro existente na saliência para a fixação vertical.

Uma vez que será no suporte do braço que irá ser inserida a bateria, pensou-se que esta deveria encontrar-se fechada dentro do suporte, com o objetivo de impedir que saísse do local desejado e que

se encontrasse protegida. Assim, foi criada uma tampa que será colocada na parte superior do suporte, que apresentará os comandos referentes à bateria, ou seja, um pequeno painel que indicará a quantidade de bateria disponível, um botão de emergência que deverá ser pressionado na eventual necessidade de paragem imediata do dispositivo e um local de encaixe para a colocação do cabo responsável pela ligação entre a bateria, o motor e os restantes componentes eletrónicos. Esta tampa encontra-se representada na Figura 73.

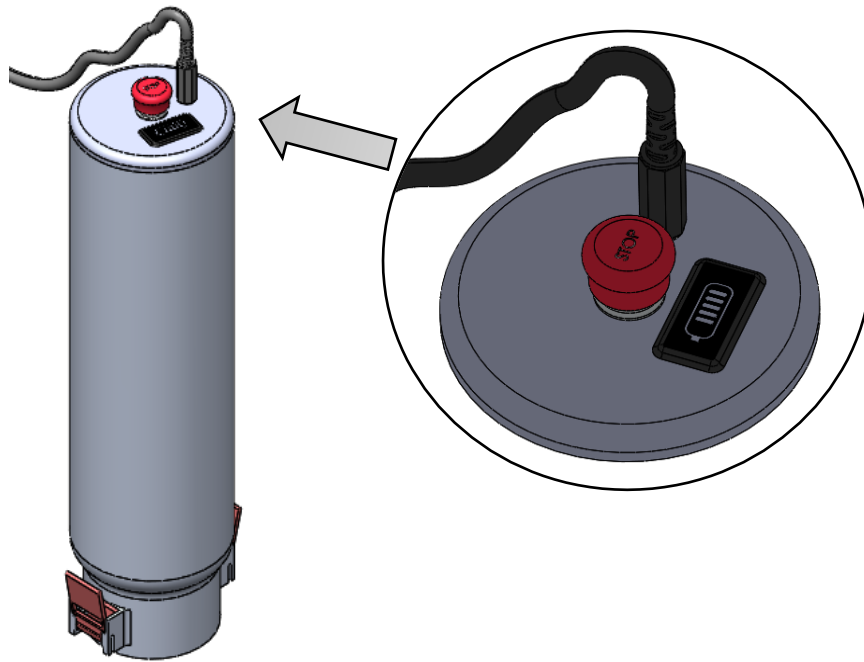


Figura 73- Tampa da bateria com detalhe dos comandos disponíveis.

O dispositivo deverá possuir uma bateria suplente, pelo que a equipa de socorrismo deverá garantir que esta estará sempre colocada na mala de transporte para a necessidade de troca de bateria. Caso a bateria suplente esteja descarregada, o facto de existir um cabo externo, permite que seja comprado um adaptador para o dispositivo poder ser ligado à ambulância e continuar em funcionamento. O cabo para deverá ser do tipo espiral e a sua ligação à tampa da bateria deverá ser bastante forte, para que não exista a possibilidade de este se desconectar durante a realização das compressões.

6.2.3. BRAÇO

O braço do dispositivo de massagem cardíaca será o componente responsável por alojar o sistema de compressão, e permitir que este seja colocado no local exato correspondente ao peito do paciente. O modelo que se encontra representado na Figura 74 teve por base um dos conceitos iniciais descartado, no entanto este sofreu várias alterações até que fosse possível a apresentação atual.

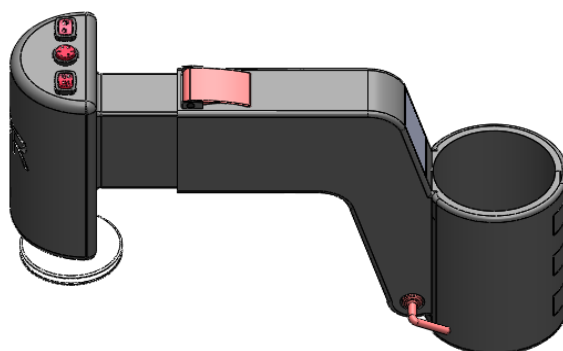


Figura 74- Braço completo.

Este trata-se do componente mais complexo do dispositivo e daquele que apresenta maior relevância, uma vez que é através deste componente que é possível realizar qualquer ajuste relativamente às dimensões do paciente.

Tendo em consideração os valores recolhidos através dos dados antropométricos relativos à população portuguesa, sabe-se que a profundidade do tórax varia entre 160 mm a 344 mm, pelo que através do deslize do braço pelo suporte do braço, é possível obter esse intervalo de valores. Com o objetivo de obter uma distância desde a placa até ao compressor correspondente à profundidade do tórax do paciente, foi necessário criar uma inclinação no braço. Esta tem este formato de forma a poder contornar o ombro do paciente, quando este se encontrar na posição ideal.

Para bloquear o ajuste da altura, existe um parafuso, que funcionará como alavanca, para que quando a alavanca se encontrar posicionada para cima, o parafuso não está totalmente apertado e por esse motivo torna-se possível o deslize entre o braço e o suporte. Neste sentido, foi necessário criar um braço que permitisse o aperto, ou seja, não poderia trata-se de uma estrutura completa, mas sim de duas estruturas separadas que encaixassem perfeitamente uma na outra e que através da utilização do parafuso, fosse possível uni-las e fixá-las. Tudo isto pode ser verificado na Figura 75, em que as setas assinalam o local da junção das mesmas, encontrando-se representadas as duas estruturas separadas e juntas.

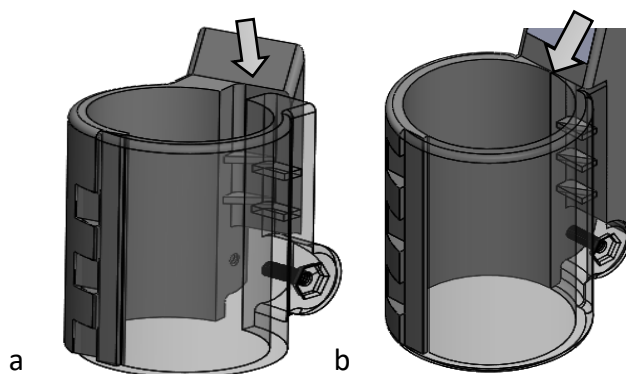


Figura 75- Detalhe da junção das estruturas do braço.
a) Braço aberto. b) Braço fechado.

Assim que o socorrista definir a altura que pretende colocar o braço relativamente ao peito do paciente, deverá girar a alavanca meia-volta no sentido horário, completando o aperto do parafuso e impedindo o deslizamento do braço. Apertando o parafuso, irá juntar as duas estruturas e impedir que estas deslizem. Desta forma é possível percorrer toda a gama de valores de profundidade do tórax e tornar este processo rápido para o socorrista. Este detalhe encontra-se representado na Figura 76.

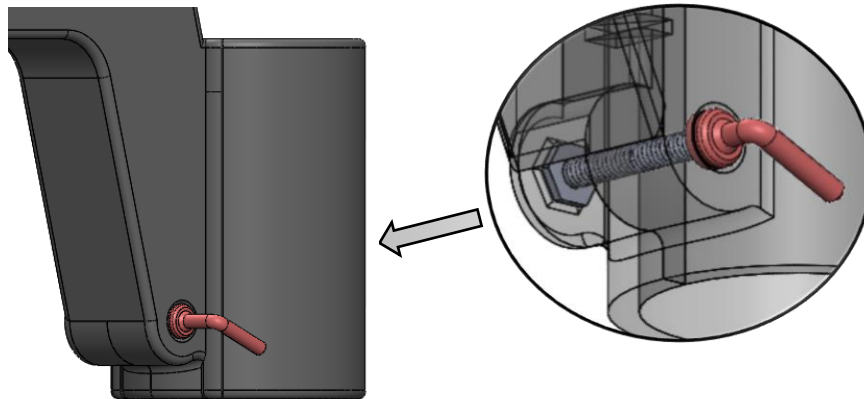


Figura 76- Detalhe da alavanca responsável pelo aperto do braço.

De forma semelhante à regulação da altura, também é necessário que exista uma regulação do comprimento do braço, para que o componente responsável pela compressão possa ficar localizado no local correto. No que diz respeito às dimensões a ter em consideração, estas não foram tão lineares quanto as anteriores, uma vez que não existe uma medida antropométrica que determine a distância entre o ombro e o centro do peito. Uma vez que se trata de um braço com valor de comprimento ajustável, não é essencial o conhecimento de uma medida rigorosa, mas sim um intervalo de valores considerados razoáveis para esse ajuste.

Uma das restrições de dimensão imposta estava relacionada com o comprimento do motor e do limitador de binário, que em conjunto teriam um total de 200 mm, pelo que a parte reguladora do comprimento do braço apresenta um comprimento de 200 mm, para que estes componentes possam ser aí colocados.

O comprimento do braço permite uma variação de 160 mm, entre o seu máximo e mínimo, considerou-se este intervalo de valores como sendo razoável, tendo em conta o ajuste de outros dispositivos existentes no mercado. Para além disto, é de salientar que não existe um ponto exato para a localização das compressões, este é definido pelo socorrista, pelo que não existem dados suficientes para indicar um intervalo de valores exatos. Será na parte do braço que permite o ajuste do comprimento, que irá ser guardado o motor, por este motivo, este ajuste apresenta 200 mm de comprimento,

correspondente ao valor total do comprimento do motor selecionado e do limitador de binário. O local onde se encontrará localizado o motor está representado na Figura 77, assinalado com a seta.

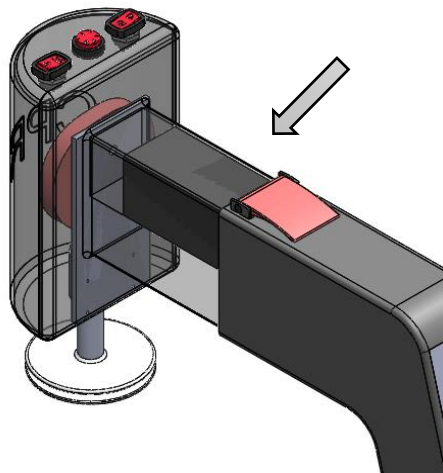


Figura 77- Identificação da localização do motor.

O ajuste de comprimento será feito através de uma alavanca, que ao ser solta pelo socorrista permite que a parte mais fina do braço percorra a parte mais larga do braço, através de um ajuste telescópico, aumentado ou diminuindo o comprimento, conforme o desejado, assim que o comprimento estiver definido, a alavanca deve ser fechada e devido à pressão que esta irá exercer sobre a parte interna do braço, este não se irá mover. Na Figura 78 é possível verificar o braço colocado na sua posição mínima e máxima.

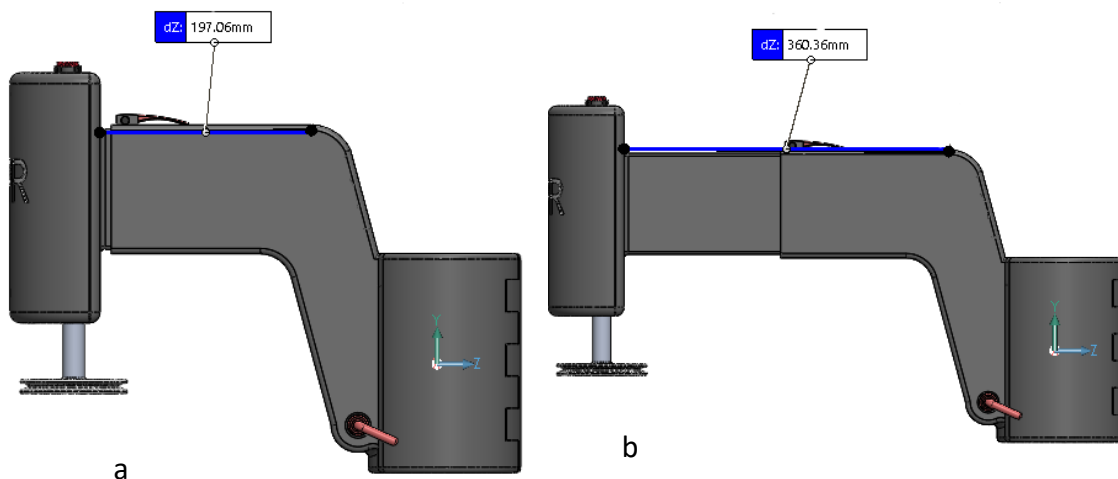


Figura 78- Ajuste de comprimento do braço.
a) Comprimento mínimo do braço. b) Comprimento máximo do braço.

A alavanca em questão tem a particularidade de apresentar uma parte da sua circunferência maior, com o objetivo de pressionar o braço, tratando-se de uma circunferência excêntrica. Novamente, o objetivo principal era que o ajuste fosse rápido e intuitivo para o seu utilizador.

Na Figura 79 encontra-se representada o sistema de travagem do ajuste do comprimento, sendo possível ver a alavanca aberta e como isso faz com que não haja contacto entre a alavanca e a superfície do braço.

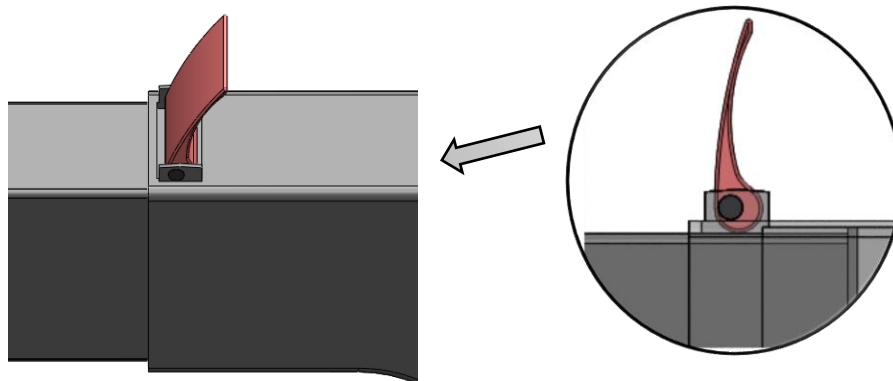


Figura 79- Alavanca aberta, é possível ajustar o comprimento.

Por outro lado, na Figura 80, a alavanca encontra-se fechada, o que significa que o comprimento do braço não pode ser ajustado. Isto acontece devido à excentricidade da alavanca, o que faz com que a sua parte mais larga entre em contacto com a superfície do braço, pressionando-o e impedindo-o de se mover.

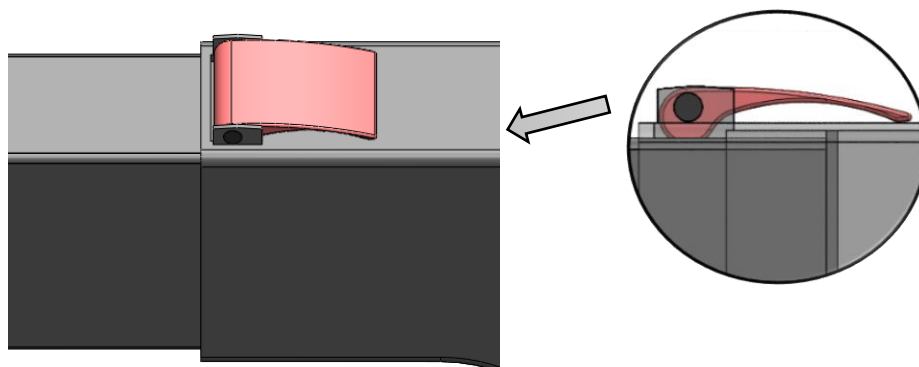


Figura 80- Alavanca fechada, não é possível ajustar o comprimento.

Na parte frontal do braço é onde ficará o sistema responsável pela realização das compressões torácicas, este mecanismo será do tipo came-seguidor, tal como já foi estudado anteriormente, sendo a rotação que o motor irá transmitir à came, permitindo que esta rode à velocidade desejada, que será transmitida ao seguidor, provocando a subida e a descida do componente de compressão.

O disco de compressão deverá ter uma base de um material rígido de elevada resistência, ABS, no entanto será revestido por uma proteção de silicone, que deverá ser retirada e desinfetada após cada utilização, uma vez que estará em contacto direto com a pele do paciente. Esta proteção de silicone deverá funcionar como um revestimento para o pistão de compressão, uma vez que será a parte do dispositivo que estará em contacto direto com o peito do paciente. Relativamente às dimensões do pistão

de contacto, tal como mencionado anteriormente, este apresenta um diâmetro de 82 mm. Na Figura 81 é possível visualizar o pistão de compressão.

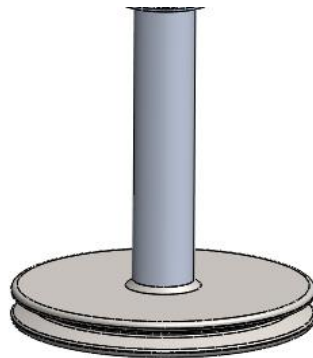


Figura 81 - Pistão de compressão.

Para além disto, na parte frontal do braço encontram-se, também, os botões de comando para as diferentes ações do dispositivo, ou seja, ligar (ON) e desligar (OFF), se se pretende ativar o modo de compressões contínuas (30:30) ou modo de compressões alternadas com ventilações (30:2) e finalmente que nível de intensidade é necessário, variando de 1 a 6, se é necessário uma intensidade reduzida para um paciente com menor robustez física (1), geralmente crianças pequenas, ou uma pessoa mais forte e por isso uma intensidade mais elevada (6). O disco de compressão, assim como os botões de comando encontra-se na Figura 82.

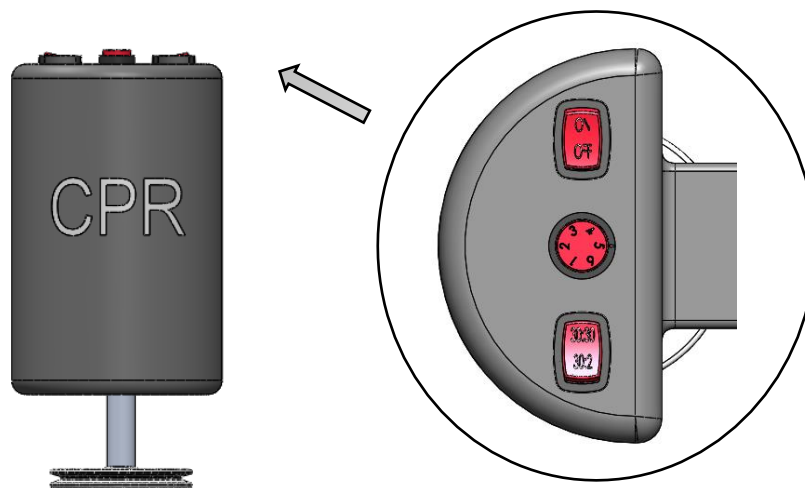


Figura 82- Parte frontal do braço, com detalhe nos botões de comando e disco de compressão.

Não é possível ver, de forma superficial, o mecanismo came-seguidor, uma vez que este se encontra no interior da parte frontal do braço, no entanto, foi através das dimensões previamente definidas para a came que se conseguiu dimensionar esta parte frontal. As dimensões do perfil da came, seguidor e mola são já conhecidas e na Figura 83, encontram-se representados os restantes

componentes que compõe este mecanismo, sendo possível verificar o deslocamento mínimo e máximo do disco de compressão, devido à rotação da came.

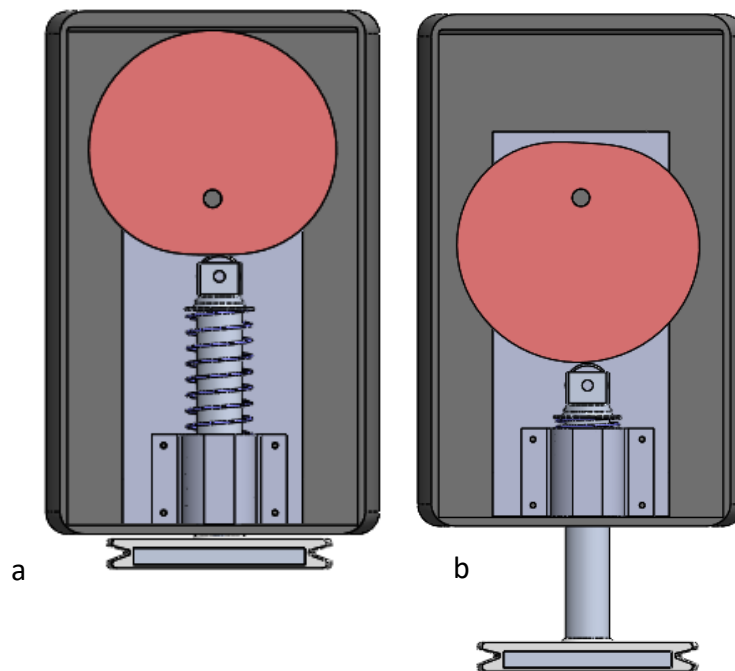


Figura 83- Mecanismo came seguidor.

a) Deslocamento mínimo do disco de compressão. b) Deslocamento máximo do disco de compressão.

O mecanismo came-seguidor é constituído por diferentes componentes, entre eles a came, o seguidor (em forma de rolete), o suporte do seguidor, uma mola e uma guia linear. Todas as informações relativas à came, já foram estudadas anteriormente, nomeadamente o seu raio de base e raio máximo, esta encontra-se ligada ao eixo do motor e isso fará com que se mova à velocidade pretendida. O seguidor trata-se de um rolete com 10 mm de diâmetro que irá permitir que o seu suporte se desloque verticalmente, aplicando as compressões desejadas no paciente. A mola permite que o seguidor não se desloque do seu local, sem que lhe seja aplicada uma força, em simultâneo facilita a subida do seguidor devido à sua constante de elasticidade. De salientar que o próprio corpo do paciente poderá funcionar também como mola, auxiliando o seguidor na subida. O último componente deste mecanismo é a guia linear, responsável por garantir que o suporte do seguidor realiza o movimento desejado e por diminuir as oscilações que possam existir.

Em relação aos subcomponentes do braço, na parte posterior do braço foi criada uma tampa, que permite a entrada dos diferentes componentes eletrónicos do dispositivo para os seus locais e permite que seja possível aceder-lhes facilmente em caso de necessidade de alguma manutenção. Uma vez que esta tampa não será utilizada de forma recorrente, esta estará aparafusada ao braço, esta tampa encontra-se representada na Figura 84.

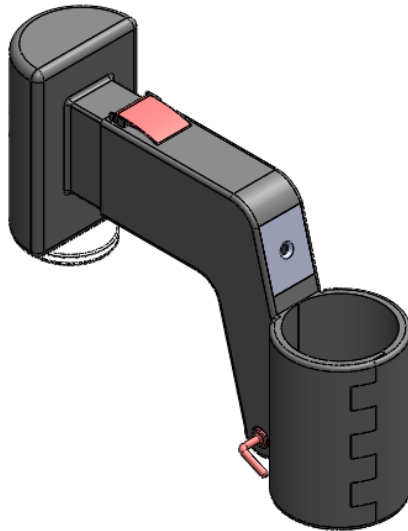


Figura 84- Tampa que permite o acesso ao motor, vista em detalhe.

Esta tampa apresenta um pequeno furo que irá permitir a passagem do cabo que deverá ligar o motor à bateria. Inicialmente, esta ligação iria ser realizada de forma interna, pelo que o cabo de ligação deveria circular pelo interior do braço, no entanto, devido ao facto de se pretender que o braço fosse desmontado do suporte durante o transporte do dispositivo, o cabo de ligação teria sempre de ser desconectado. Para além disso, o braço poderá percorrer uma elevada área de contacto com o suporte, pelo que poderia provocar que o cabo se enrolasse de modo a quebrar a ligação. Posto isto, a ligação será feita de forma externa, através do encaixe simples de um cabo, sendo que caso a bateria acabe, este cabo poderá ser ligado a qualquer adaptador que permita que a energia possa ser fornecida, por exemplo, por uma ambulância.

No que diz respeito ao material do braço, tal como mencionado anteriormente, será o ABS, devido a todas as propriedades já referidas. Tornando o braço um componente bastante leve e facilmente suportado pelo suporte do braço. De forma a perceber qual seria o comportamento do braço, foi realizada uma simulação, recorrendo novamente ao *software Solidworks*. Relativamente ao ABS, verificou-se que o seu módulo de elasticidade correspondia a 2 GPa, atenção de cedência a 51 MPa, o coeficiente de Poisson a 0,394 e a massa volúmica a 0,394. O estudo efetuado, pretendia perceber o comportamento do braço quando sujeito a uma força de reação máxima de 550 N, tal como estudado no componente crítico.

Desta forma, na Figura 85 encontram-se representadas a roxo as setas que indicam o sentido da força a ser aplicada na parte frontal do braço, correspondentes ao corpo do paciente, sendo o seu total 550 N, enquanto as setas a verde indicam o local de fixação do braço e por esse motivo o local que não irá sofrer deformação.

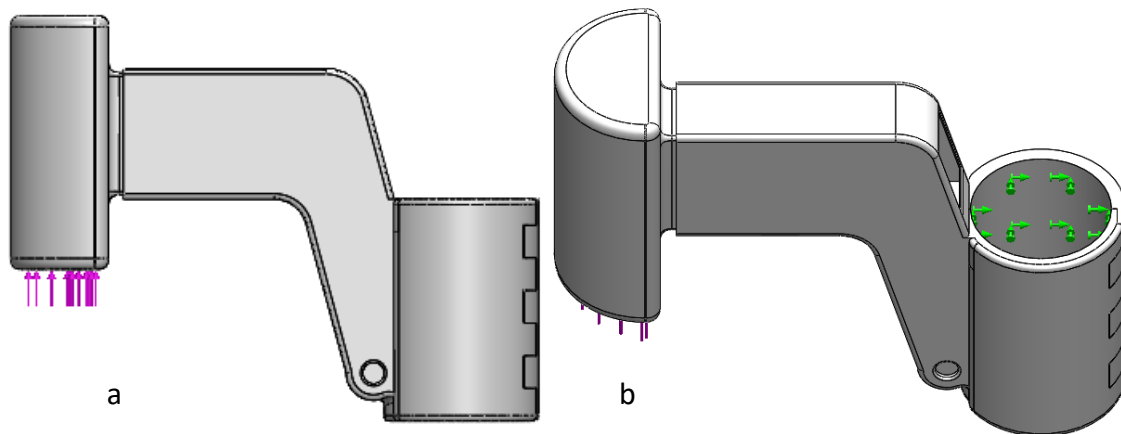


Figura 85 -Indicações de simulação.
a) Local de aplicação de carga. b) Local de fixação.

Visto tratar-se de um componente com comprimento variável, o seu comportamento foi estudado para as duas situações extremas, no alongamento mínimo e no alongamento máximo.

Primeiramente será realizada uma análise do comportamento do braço quando este se encontra com o seu alongamento mínimo, verificando a que tensões máximas estará sujeito, representado na Figura 86.

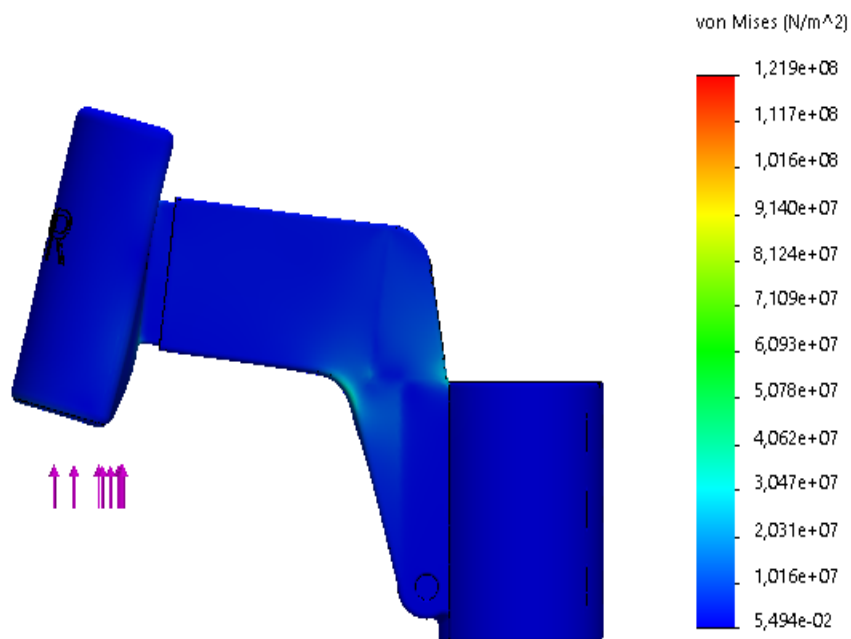


Figura 86- Simulação do comportamento do braço no alongamento mínimo.

Desta forma é possível concluir que o braço irá suportar os esforços devidos à reação que o corpo do paciente vai exercer sobre o dispositivo, quando lhe aplicada uma força de 550 N, uma vez que apenas uma pequena parte do componente irá sofrer uma tensão de 30 MPa, as restantes partes ficarão

sujeitas a tensões na ordem dos 9 MPa. Sabendo que a tensão de cedência do ABS é de 51 MPa e que na simulação esse valor não é atingido, obtendo-se um coeficiente de segurança de 1,7.

Seguidamente, será analisado o comportamento quando se trata do deslocamento máximo, que se encontra visível na Figura 87.

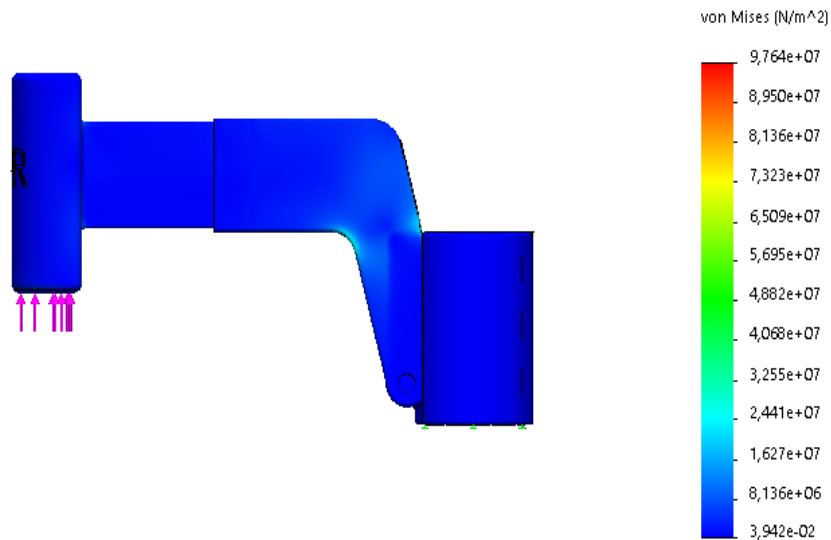


Figura 87- Simulação do comportamento do braço no alongamento máximo.

De forma semelhante à análise anterior, verifica-se que o braço na posição de alongamento máximo, será sujeito a uma tensão máxima de 25 MPa, aumentando ligeiramente o seu coeficiente de segurança para 2. Desta forma conclui-se que o ABS poderá ser utilizado como material para o fabrico do braço.

Por último, considera-se importante referir que em caso de necessidade de paragem imediata do dispositivo, por qualquer razão de emergência, como por exemplo, o deslocamento do dispositivo relativamente ao paciente, para além do socorrista ter de carregar no botão de emergência, o braço poderá que ter de ser deslocado. Ou seja, assim que o botão de emergência for ativado o dispositivo deixará de funcionar, mas para evitar que o paciente seja esmagado pelo pistão de contacto, o socorrista deverá imediatamente abrir a alavanca que bloqueia o movimento vertical do braço, permitindo que este suba, evitando lesões graves no paciente.

6.2.4. FIVELAS

Para fixar o paciente ao dispositivo era necessário implementar um sistema que permitisse o rápido ajuste, que não implicasse algo de difícil transporte e principalmente que não atrapalhasse o trabalho e a necessidade do socorrista em aceder a qualquer área do corpo do paciente, uma vez que

enquanto estão a ser realizadas as compressões o socorrista pode ocupar-se de outro tipo de lesões existentes.

Desta forma o sistema de segurança implementada é um sistema bastante simples e muito utilizado nos dispositivos direcionados para o socorrismo, este sistema consiste na utilização de duas fivelas colocadas nas pegas da placa, tal como representado na Figura 88, e que permitem que o seu comprimento seja facilmente ajustado a cada paciente.

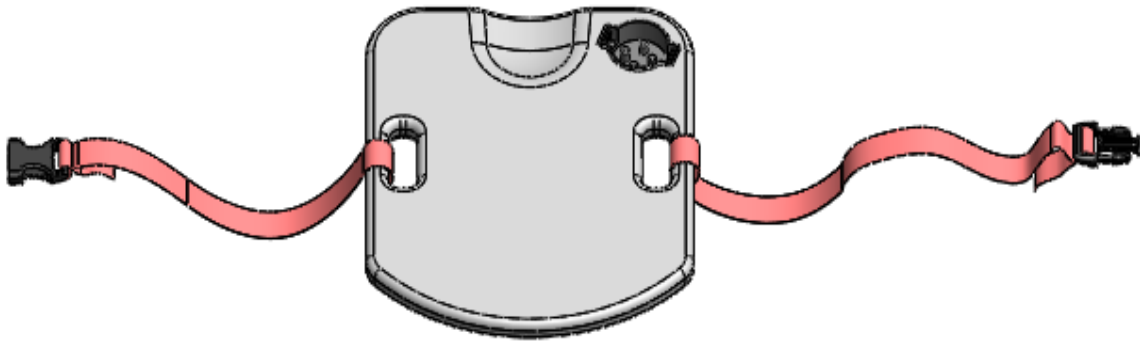


Figura 88 - Colocação das fivelas na pega da placa.

Apesar de simples, este sistema cumpre o seu objetivo uma vez que a cabeça irá estar ligeiramente fixa no local de apoio da cabeça, caso as compressões sejam realizadas durante o transporte os socorristas terão de fixar o paciente à maca e facilmente conseguem fixar o dispositivo à maca com o mesmo sistema de fivelas. Por último, caso as compressões sejam realizadas no local do acidente ou no hospital, as fivelas serão o suficiente para impedir a movimentação do dispositivo em relação ao paciente.

6.2.5. **DISPOSITIVO COMPLETO**

Todos os componentes apresentados foram sendo desenvolvidos de forma isolada, no entanto foi essencial que o dispositivo fosse sempre analisado como um todo, uma vez que qualquer alteração em qualquer componente, implicaria de imediato que os restantes componentes sofressem alterações.

De forma a perceber se o dispositivo se enquadrava ao objetivo pretendido, ou seja, se um paciente que fosse colocado no dispositivo iria ficar corretamente posicionado, foi adicionado um modelo tridimensional humano, cujas dimensões correspondiam às dimensões de um adulto do sexo masculino de estatura média. Este modelo encontra-se colocado sobre o dispositivo, como pode ser verificado na Figura 89.

O modelo utilizado foi obtido através da biblioteca *online GrabCad*, tendo sido desenvolvido pelo Engenheiro Emmanuel Mahay, sendo que estes modelos podem ser utilizados por qualquer pessoa, uma vez que o seu acesso é totalmente permitido pelo autor.

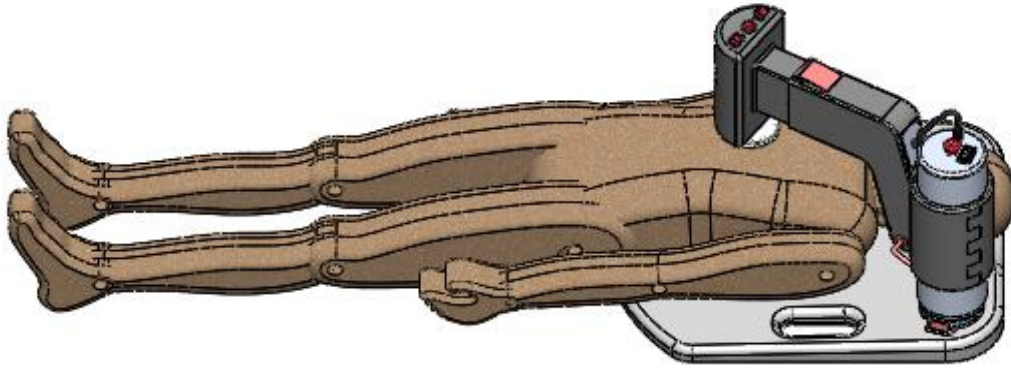


Figura 90 – Modelo humano colocado sobre o dispositivo.

Recorrendo a um modelo humano tridimensional torna-se possível analisar alguns aspetos relativos ao dimensionamento do dispositivo, nomeadamente o comprimento da placa de suporte de costas que parece ser bastante razoável para que as costas do paciente fiquem completamente acomodadas. Para além das costas, verifica-se que a cabeça também se encontra corretamente posicionada e permite a inclinação do pescoço desejada, tal como comprovado pela Figura 90.

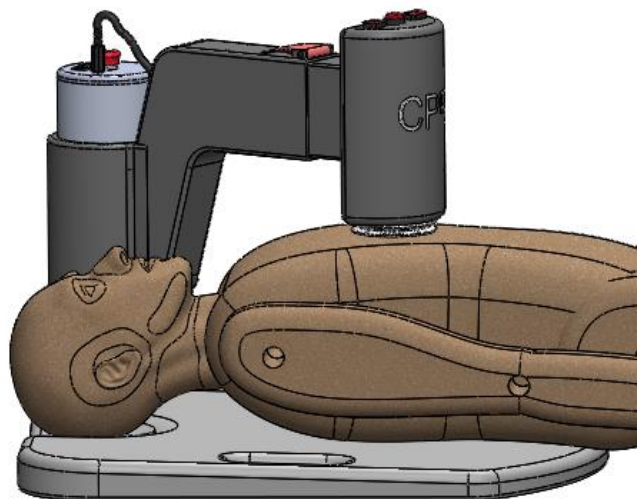


Figura 89- Inclinação da cabeça.

Torna-se ainda possível verificar que se tratando de um adulto de estatura média, o posicionamento da altura do braço relativamente ao seu tórax, também se encontra a meio existindo a possibilidade de subir ou descer consoante o paciente apresente uma profundidade de tórax superior ou inferior ao do modelo, respetivamente. De forma semelhante, verifica-se que o comprimento do braço

também se encontra numa posição intermédia pelo que existe a possibilidade de aumentar ou diminuir consoante as dimensões do paciente.

Encontrando-se o dispositivo totalmente desenvolvido, verifica-se que a melhor forma para o transportar seria colocar o suporte do braço e o braço numa mala e a placa ser transportada exteriormente à mala, no entanto fixa à mesma de forma a garantir que todas as partes essenciais do dispositivo não se separassem.

No que diz respeito à massa total do dispositivo, verificou-se que as placas existentes no mercado apresentavam uma massa de cerca de 1,5 kg, com dimensões bastante semelhantes às utilizadas nesta dissertação, no entanto seria necessário adicionar a massa do encaixe de alumínio que através do *Solidworks* estimou-se como sendo de cerca de 0,7 kg, pelo que a placa de suporte de costas deverá apresentar um valor máximo de 2,2 kg. Relativamente aos restantes componentes, a sua massa foi também estimada pelo *Solidworks*, sendo que o suporte apresentava um valor de 2,7 kg, tratando-se da estrutura mais pesada do dispositivo, tal como esperado e o braço, apresentava um valor de 2,2 kg. Adicionando a massa do motor de 1,2 kg estima-se que o valor total do braço seja de 3,6 kg. Desta forma, o dispositivo apresentaria um valor de massa total correspondente a 8,5 kg, podendo este valor subir para os 9 kg, tendo em conta os restantes componentes que poderiam ser adicionados.

Considera-se o valor atingido bastante razoável, uma vez que se trata de um dispositivo que incorpora uma placa capaz de proteger de forma completa as costas do paciente, enquanto os restantes dispositivos apresentam apenas uma pequena parte de superfície rígida.

Por último, realiza-se uma pequena análise meramente estimativa do valor de fabrico do dispositivo, sendo que este valor será apenas estimado tendo em conta os materiais utilizados, visto que o dispositivo não seguirá para protótipo e só dessa forma seria possível estimar mais concretamente o seu valor de fabrico. Analisando o valor do alumínio e do ABS no mercado atual, verificou-se que o alumínio apresenta um valor de cerca de 1,9 €/kg, enquanto o ABS apresenta um valor de cerca de 1,5 €/kg. Desta forma para um total de 3,4 kg de alumínio seriam necessário 6,6€ e para 2,2 kg de ABS, 3,3 €, obviamente que a estes valores da matéria-prima seria necessário adicionar os valores de produção que seriam, sem dúvida os mais elevados.

Relativamente a valores mais concretos, sabe-se que as placas de reanimação existentes no mercado apresentam um valor próximo de 50 €, pelo que a este valor já se encontra incluído o material e o fabrico da mesma. Adiciona-se o valor do motor de 220 € e o valor da bateria de 450 €, outro valor conhecido é o do Arduino, correspondente a 15 €. Assim sendo, verifica-se que o dispositivo nunca irá apresentar um valor inferior a 750 €, sendo este valor praticamente exclusivo para a aquisição de materiais. Considera-se o valor bastante razoável, tendo em conta que todos os dispositivos existentes

no mercado rondam os 10 000€, no entanto esse valor trata-se do valor de venda do dispositivo, contudo considera-se que possivelmente seria possível produzir o dispositivo apresentado nesta dissertação por um valor inferior a 10 000€, tornando-o bastante apelativo para os potenciais compradores.

7. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

No presente capítulo pretende-se que sejam apresentadas as conclusões de todo o projeto desenvolvido nesta dissertação e são também referidas algumas orientações para possíveis trabalhos futuros e algumas propostas de melhoria ao presente trabalho.

7.1. CONCLUSÕES

Esta dissertação apresentava como objetivo principal o estudo e conceção de um dispositivo para massagem cardíaca, que deveria ser desenvolvido tendo por base a metodologia de projeto. Considera-se que o objetivo foi cumprido, uma vez que o dispositivo apresentado cumpre todos os objetivos previamente definidos.

Comprovou-se que a morte associada a paragens cardiorrespiratórias é um dos principais motivos de morte da população portuguesa, sendo que a correta execução da massagem cardíaca poderia evitar esse elevado número de mortes, assim como pacientes recuperados, no entanto com elevadas mazelas.

Um dos maiores problemas associados à ineficácia da massagem cardíaca está associado ao facto de esta ser realizada de forma manual e totalmente dependente de diferentes características do socorrista que se encontra a realizá-la. Com o desenvolvimento deste dispositivo, verificou-se que essa dependência deixaria de existir, uma vez que o dispositivo irá funcionar de forma autónoma, sem que a experiência do socorrista seja determinante para a sobrevivência do paciente.

Desenvolveu-se um dispositivo capaz de cumprir os principais requisitos associados à massagem cardíaca, nomeadamente a frequência constante de 120 batimentos por minuto, provocar um deslocamento no tórax de 50 mm, aplicar uma força suficiente para que este deslocamento aconteça de forma sucessiva, permita o total recuo do tórax e que as compressões possam ser realizadas no centro do peito, local mais adequado para a sua eficácia.

Estabeleceu-se que o dispositivo apresentado nesta dissertação não deveria apresentar limitações relativamente ao ajuste para os diferentes tipos de paciente e principalmente que pudesse ser utilizado em crianças, uma vez que existe uma grande falha no mercado atual relativamente a dispositivos de massagem cardíaca para crianças. Desta forma, o dispositivo apresentado permite que possa ser ajustada a altura do seu braço numa gama de valores que engloba todos os percentis apresentados nos dados antropométricos atuais, bem como o comprimento do peito. Para além disto, validou-se a possibilidade de o dispositivo poder ser utilizado em crianças, no entanto não deverá ser utilizado em

crianças menores de 6 anos ou com profundidade do tórax inferior a 160 mm, uma vez que não existem dados relativos aos valores de força a serem aplicados.

Comparativamente aos restantes dispositivos do mercado, este dispositivo apresenta como vantagem o facto de a sua placa de suporte de costas acomodar também a cabeça do paciente, possibilitando que este se encontre na posição mais adequada para a desobstrução das vias aéreas. Para além disto, permite que a força a ser aplicada sobre cada paciente seja regulada pelo socorrista, tendo em conta a sua profundidade do tórax, através da regulação do binário exercido pelo motor, característica que o distingue fortemente dos restantes dispositivos.

De forma a tornar a utilização deste dispositivo o mais segura possível, será necessário que todos os socorristas que o utilizem estejam presentes em cursos de formação de forma a otimizar o processo de montagem em caso de emergência, perceber qual o valor de intensidade mais adequado para cada paciente e serem capazes de trabalhar com o dispositivo de forma eficiente. No entanto, é importante salientar que uma das maiores máximas do suporte básico de vida defende que é preferível que sejam provocadas lesões sobre o paciente do que não ser aplicada a força suficiente para provocar o bombeamento sanguíneo desejado.

Por último, considera-se que de uma forma geral o dispositivo apresentado como conceito final permite que as compressões sejam realizadas de forma automática e de forma segura, devido ao dimensionamento e escolha dos componentes considerados como sendo os mais eficazes.

7.2. TRABALHOS FUTUROS

Tendo consciência da complexidade do projeto em questão e do impacto que um dispositivo com estas características poderá ter para o trabalho das equipas de socorrismo existentes em Portugal, considera-se que seria extremamente relevante o desenvolvimento de um protótipo real de forma a poderem ser realizados diferentes testes.

Numa primeira fase, seria necessário realizar diferentes testes de fadiga e resistência de materiais de forma a compreender a viabilidade da utilização dos materiais escolhidos nesta dissertação e a longevidade do dispositivo e para além disso, perceber qual a frequência da necessidade de manutenção.

Todo o modo de atuação do dispositivo deveria ser analisado em detalhe por algum Engenheiro mecatrónico, informático ou eletrónico com o objetivo de implementar o conceito definido e desenvolver um sistema eletrónico capaz de realizar todas as ações mencionadas. Nesta dissertação foi explicado o conceito que se pretendia aplicar, no entanto este não foi desenvolvido concretamente, uma vez que não era o objetivo da mesma.

Uma vez desenvolvido um protótipo os primeiros ensaios para verificar a eficácia do dispositivo deverão ser realizados em manequins simuladores de reanimação, sendo possível realizar um estudo sobre a deformação do tórax do manequim quando sujeito às compressões realizadas pelo dispositivo de massagem cardíaca. Após a análise em manequins, considera-se relevante verificar a gama de valores estabelecida que relaciona a profundidade torácica com a força necessária a aplicar para provocar uma deformação de 50 mm no peito de cada paciente. Este estudo, poderia não só ser muito útil para o correto desenvolvimento deste dispositivo, como para futuros dispositivos relacionados com massagem cardíaca automática, uma vez que seria completamente inovador, visto que até hoje não foi realizado nenhum estudo que analisasse as principais características fisionómicas de cada paciente com a força que deve ser aplicada sobre o seu peito.

Considera-se que a utilização deste dispositivo poderia atingir o seu máximo de eficiência recorrendo-se a um feedback em tempo real da eficácia das compressões cardíacas, nomeadamente através de sensores que indicassem se a frequência desejada estava a ser corretamente executada, se a profundidade estabelecida estava a ser atingida e principalmente, poderiam ser colocados sensores no paciente de forma a registar os seus sinais vitais e desta forma ser perceptível de forma imediata para o socorrista se as compressões estavam a ser realizadas de forma competente.

Por fim, uma vez que foi desenvolvido um dispositivo com características que se consideram como sendo muito interessantes para o mercado dos dispositivos médicos, poderia ser realizada uma patente de forma a garantir a legitimidade e venda do dispositivo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Fundação portuguesa de Cardiologia, “Dados estatísticos.” [Online]. Available: <http://www.fpcardiologia.pt/atividades/projeto-salva-vidas/dados-estatisticos/>. [Accessed: 16-Sep-2019].
- [2] INEM - Instituto Nacional de Emergência Médica, “Suporte Básico de Vida.” [Online]. Available: <https://www.inem.pt/2017/05/29/suporte-basico-de-vida/>. [Accessed: 16-Sep-2019].
- [3] G. Perkins *et al.*, “European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2015. Section 2. Adult basic life support and automated external defibrillation.” *Resuscitation*, vol. 95, pp. 81–99, 2015.
- [4] INEM and DFEM, “Manual de Suporte Básico de Vida - Adulto ” 2017.
- [5] K. Poole, K. Couper, M. Smyth, J. Yeung, and G. Perkins, “Mechanical CPR: Who? When? How?” *Crit. Care*, vol. 22, no. 1, pp. 1–9, 2018.
- [6] C. Yuksen, T. Prachanukool, K. Aramvanitch, N. Thongwichit, K. Sawanyawisuth, and Y. Sittichanbuncha, “Is a mechanical-assist device better than manual chest compression? A randomized controlled trial” *Open Access Emerg. Med.*, vol. 9, pp. 63–67, 2017, doi: 10.2147/OAEM.S133074.
- [7] T. Aufderheide *et al.*, “Incomplete chest wall decompression: A clinical evaluation of CPR performance by EMS personnel and assessment of alternative manual chest compression-decompression techniques” *Resuscitation*, vol. 64, no. 3, pp. 353–362, 2005.
- [8] L. Geddes, M. Boland, P. Taleyarkhan, and J. Vitter, “Chest compression force of trained and untrained CPR rescuers” *Cardiovasc. Eng.*, vol. 7, no. 2, pp. 47–50, 2007.
- [9] J. Wang, “Performance of cardiopulmonary resuscitation during prolonged basic life support in military medical university students: A manikin study” *World J. Emerg. Med.*, vol. 6, no. 3, p. 179, 2015, doi: 10.5847/wjem.j.1920-8642.2015.03.003.
- [10] Cleveland Clinic, “Sudden cardiac death (sudden cardiac arrest)” 2019. [Online]. Available: <https://my.clevelandclinic.org/health/diseases/17522-sudden-cardiac-death-sudden-cardiac-arrest>. [Accessed: 17-Sep-2019].
- [11] V. Vijjaya, K. Rao, and P. Sahrudai, “Identification of sudden cardiac arrest using the Pan-Tompkins algorithm” pp. 97–100, 2012.
- [12] S. T. Higano, J. OH, G. EWY, and J. Seward, “The mechanism of blood flow during closed chest cardiac massage in humans: transesophageal echocardiography observations” *Elsevier*, vol. 7, no. 2, pp. 1432–1440, 1990.
- [13] S. Cipani, C. Bartolozzi, P. Ballo, and A. Sarti, “Blood flow maintenance by cardiac massage during cardiopulmonary resuscitation: Classical theories, newer hypotheses, and clinical utility of mechanical devices” *J. Intensive Care Soc.*, vol. 20, no. 1, pp. 2–10, 2019.
- [14] D. S. Gupta, “A new device for performing simultaneous sterno-thoracic cardiopulmonary resuscitation (SST-CPR)” Virginia Commonwealth University, 1996.
- [15] B. M. Hardig, “Mechanical devices for heart compression – the past, present and the future” *ResearchGate*, 2017.

- [16] R. Hurt, "Modern cardiopulmonary resuscitation - Not so new after all" *J. R. Soc. Med.*, vol. 98, no. 7, pp. 327–331, 2005.
- [17] R. S. D'Souza and L. Law, "Open Heart Massage" *StatPearls*, 2019.
- [18] Mayo Clinic Staff, "Cardiopulmonary resuscitation (CPR): First aid" 2018. [Online]. Available: <https://www.mayoclinic.org/first-aid/first-aid-cpr/basics/art-20056600>. [Accessed: 18-Sep-2019].
- [19] United Medical Education, "Basic Life Support Algorithms and Training 2019" 2019. [Online]. Available: <https://www.acls-pals-bls.com/algorithms/bls/>. [Accessed: 18-Sep-2019].
- [20] P. Neto *et al.*, "Manual de Suporte Avançado de Vida" 2019.
- [21] R. K. Gregson, T. J. Cole, S. Skellett, E. Bagkeris, D. Welsby, and M. J. Peters, "Randomised crossover trial of rate feedback and force during chest compressions for paediatric cardiopulmonary resuscitation" *Arch. Dis. Child.*, vol. 102, no. 5, pp. 403–409, 2016.
- [22] M. Aygun, H. Erten Yaman, A. Genc, F. Karadagli, and N. Baris Eren, "Mechanical chest compression devices: historical evolution, classification and current practices, a short review," *Eurasian J. Emerg. Med.*, vol. 15, no. 2, pp. 94–104, 2016.
- [23] R. S. Hoke and D. Chamberlain, "Skeletal chest injuries secondary to cardiopulmonary resuscitation" *Resuscitation*, vol. 63, no. 3, pp. 327–338, 2004.
- [24] European Resuscitation Council and American Heart Association, "Part 2: Adult basic life support" *Resuscitation*, vol. 67, no. 2–3, pp. 187–201, 2005.
- [25] D. A. Winter, "*Biomechanics and motor control of Human movement: Fourth Edition.*" 2009.
- [26] A. M. Silva, "Ergonomia e Antropometria. Dimensionamento de postos de trabalho em pé" Universidade de Aveiro, 2008.
- [27] M. P. Barroso, P. M. Arezes, L. G. Costa, and A. S. Miguel, "Anthropometric study of Portuguese workers" *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 35, no. 5, pp. 401–410, 2005.
- [28] K. Weber, R. J. Lehman, and L. Schneider, "Child anthropometry for restraint system design" 1985.
- [29] M. K. Umami, "Dimensions and characteristics of hand for Portuguese population" 2016.
- [30] A. Bento, "Como fazer uma revisão da literatura: Considerações teóricas e práticas" *Rev. JA (Associação Académica da Univ. da Madeira)*, no. 65, pp. 42–44, 2012.
- [31] Journal of Emergency Medical Services, "CPR RsQ Assist® device improves life-saving efforts during cardiac emergencies" 2015. [Online]. Available: <https://www.jems.com/product-videos/cpr-rsq-assist-device-improves-life-saving-efforts-during-cardiac-emergencies/>. [Accessed: 19-Sep-2019].
- [32] T. L. Davis, A. Hoffman, A. Vahedian-Azimi, K. L. Brewer, and A. C. Miller, "A comparison of commercially available compression feedback devices in novice and experienced healthcare practitioners: A prospective randomized simulation study" *Med. Devices Sensors*, vol. 1, no. 3, 2018.
- [33] Michigan Instruments, "Thumper Mechanical CPR" [Online]. Available: <https://www.michiganinstruments.com/automated-cpr/thumper/>. [Accessed: 19-Sep-2019].

- [34] Michigan Instruments Inc, “Thumper Model 1007CCMII Mechanical CPR System Operation Manual” 1997.
- [35] Corpuls.world, “Corpuls CPR.” [Online]. Available: <https://corpuls.world/en/products/corpuls-cpr/#>. [Accessed: 19-Sep-2019].
- [36] Corpuls.world, “Broschuere corpuls CPR.”
- [37] Corpuls, “Corpuls CPR - Product Catalogue” 2016.
- [38] Michigan Instruments, “The Life-Stat.” [Online]. Available: <https://www.michiganinstruments.com/automated-cpr/life-stat/>. [Accessed: 19-Sep-2019].
- [39] Michigan Instruments Inc, “Model 1008MII Mechanical CPR System Instructions for Use (IFU) Manual” 2005.
- [40] Schiller - The Art off Diagnosis, “Efficient and compact mechanical CPR easy pulse.” [Online]. Available: <https://www.schiller.ch/jp/en/product/easy-pulse>. [Accessed: 20-Sep-2019].
- [41] LUCAS Chest Compression System, “Why LUCAS.” [Online]. Available: https://www.lucas-cpr.com/why_lucas/#lucas_system_values. [Accessed: 21-Sep-2019].
- [42] Defibtech, “Lifeline ARM.” [Online]. Available: <http://www.defibtech.com/us/lifeline-arm/features>. [Accessed: 20-Sep-2019].
- [43] Defibtech, “Lifeline Arm - Automated Chest Compression (ACC) for professionals.”
- [44] QuadMed Inc, “Defibtech Lifeline ARM.” [Online]. Available: <https://www.quadmed.com/product/defibtech-lifeline-arm/default.aspx>. [Accessed: 20-Sep-2019].
- [45] Zoll, “AutoPulse Resuscitation System.” [Online]. Available: <https://www.zoll.com/products/automated-cpr/autopulse-for-ems>. [Accessed: 23-Sep-2019].
- [46] A. Schiller, J. Schmid, and R. Steiner, “Apparatus for providing Cardiopulmonary Resuscitation an application AID”, United States, Patent No US 10,406,067 B2, 2019.
- [47] U. K. V. Illindala, “Chest Compression Device”, United States, Patent No US 10,166,169 B2, 2019.
- [48] L. Wik, M. Eriksen, J. K. Johansen, P. A. Steen, and K. Sunde, “Chest Compression Device”, United States, Patent No US 2019 / 0021942 A1, 2019.
- [49] J. Jensen, V. Rappoport, and R. Mastromattei, “Portable automatic chest compression devices”, United States, Patent No 9949891 B2, 2018.
- [50] L. Andersen, D. L. Isbye, and L. S. Rasmussen, “Increasing compression depth during manikin CPR using a simple backboard”, *Acta Anaesthesiol. Scand.*, vol. 51, no. 6, pp. 747–750, 2007.
- [51] J. P. Flores, “Análise cinemática e dinâmica de mecanismos com recurso a meios computacionais” UNIVERSIDADE DO MINHO, 2000.
- [52] R. L. Norton, “Cam design” in *Design of Machinery*, 5th ed., 2010, pp. 345–428.
- [53] “Ângulo de Pressão.” [Online]. Available: <https://mecanismos.net.br/angulo-de-pressao/>. [Accessed: 01-Dec-2020].

- [54] S. V. F. Elias, “Projeto ótimo de um mecanismo Came seguidor” Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2016.
- [55] L. F. Silva, “Clarificação e Estabelecimento dos Objetivos do Projeto” Universidade do Minho, 2019.
- [56] L. F. Silva, “Estabelecimento da Estrutura de Funções do Produto.” 2019.
- [57] Spencer, “RES-Q-BOARD.” [Online]. Available: <https://www.spencer.it/pt/produtos/reanimacao/varios-reanimacao/res-q-board>. [Accessed: 03-Oct-2020].
- [58] Maxon Group, “IDX 56 L brushless BLDC motor 56 mm” 2020.
- [59] “Lithium Ion Batteries.” [Online]. Available: <https://www.batteryspace.com/custom-li-ion-18650-battery-46-8v-13-4ah-627-12wh-26-8a-rate-ncr18650b-rechargeable-battery-pack.aspx>. [Accessed: 09-Dec-2020].
- [60] R+W, “Safety couplings.” [Online]. Available: <https://www.rw-couplings.com/products/precision-couplings/safety-couplings/>. [Accessed: 20-Dec-2020].
- [61] Arduino Store, “Arduino UNO REV3.” [Online]. Available: <https://store.arduino.cc/>. [Accessed: 01-Feb-2021].
- [62] ZOLL Medical Corporation, “Potential chest compression injury mechanism from mechanical CPR systems : comparison of load-distributing band versus piston-driven systems.”
- [63] Food and Drug Administration, “*Cardiovascular devices; Reclassification of external Cardiac compressor; Reclassification of cardiopulmonary Resuscitation AIDS*,” vol. 81, no. 101. 2016.
- [64] Ministério da Saúde, “Decreto-Lei nº145/2009, de 17 de Junho de 2009” *Diário da República*, 1.ª série, vol. 115, pp. 3707–65, 2009.

ANEXOS

ANEXO I - SIMPLIFICAÇÃO DA EQUAÇÃO DA CIRCUNFERÊNCIA DESCRITA PELO ROLETE

A família de equações das circunferências descritas pelo rolete é dada pela equação 9:

$$F(x, y, \theta) = (x - x_c)^2 + (y - y_c)^2 - R_s^2 = 0 \quad (9)$$

Considerando que x_c e y_c são as coordenadas do centro do rolete e são descritas pelas equações (10) e (11), respetivamente:

$$x_c = -(R_b + R_s) \cdot \sin \theta - s \cdot \sin \theta \quad (10)$$

$$y_c = (R_b + R_s) \cdot \cos \theta + s \cdot \cos \theta \quad (11)$$

Efetuando a derivada parcial da equação (9), resulta a equação (12):

$$\frac{\partial F}{\partial \theta} = -2 \cdot (x - x_c) \cdot \frac{dx_c}{d\theta} - 2 \cdot (y - y_c) \cdot \frac{dy_c}{d\theta} = 0 \quad (12)$$

Aplicando às equações das coordenadas do centro do rolete, tem-se as equações (13) e (14):

$$\frac{dx_c}{d\theta} = -(R_b + R_s) \cos \theta - s \cdot \cos \theta - \frac{ds}{d\theta} \sin \theta \quad (13)$$

$$\frac{dy_c}{d\theta} = -(R_b + R_s) \sin \theta - s \cdot \sin \theta + \frac{ds}{d\theta} \cos \theta \quad (14)$$

ANEXO II – TABELA MOVIMENTO HARMÔNICO SIMPLES

Tempo (s)	Ângulo (graus)	Deslocamento (m)	Velocidade (m/s)	Aceleração (m/s ²)	Impulso (m/s ³)
0,000	0,000	0,000	0,000	3,948	0,000
0,010	7,200	0,000	0,039	3,917	-6,218
0,020	14,400	0,001	0,078	3,824	-12,338
0,030	21,600	0,002	0,116	3,671	-18,263
0,040	28,800	0,003	0,151	3,460	-23,900
0,050	36,000	0,005	0,185	3,194	-29,160
0,060	43,200	0,007	0,215	2,878	-33,960
0,070	50,400	0,009	0,242	2,516	-38,225
0,080	57,600	0,012	0,265	2,115	-41,887
0,090	64,800	0,014	0,284	1,681	-44,889
0,100	72,000	0,017	0,299	1,220	-47,182
0,110	79,200	0,020	0,309	0,740	-48,731
0,120	86,400	0,023	0,314	0,248	-49,512
0,125	90,000	0,025	0,314	0,000	-49,610
0,130	93,600	0,027	0,314	-0,248	-49,512
0,140	100,800	0,030	0,309	-0,740	-48,731
0,150	108,000	0,033	0,299	-1,220	-47,182
0,160	115,200	0,036	0,284	-1,681	-44,889
0,170	122,400	0,038	0,265	-2,115	-41,887
0,180	129,600	0,041	0,242	-2,516	-38,225
0,190	136,800	0,043	0,215	-2,878	-33,960
0,200	144,000	0,045	0,185	-3,194	-29,160
0,210	151,200	0,047	0,151	-3,460	-23,900
0,220	158,400	0,048	0,116	-3,671	-18,263
0,230	165,600	0,049	0,078	-3,824	-12,338
0,240	172,800	0,050	0,039	-3,917	-6,218
0,250	180,000	0,050	0,000	-3,948	0,000
0,260	187,200	0,050	-0,039	-3,917	6,218
0,270	194,400	0,049	-0,078	-3,824	12,338
0,280	201,600	0,048	-0,116	-3,671	18,263
0,290	208,800	0,047	-0,151	-3,460	23,900
0,300	216,000	0,045	-0,185	-3,194	29,160
0,310	223,200	0,043	-0,215	-2,878	33,960
0,320	230,400	0,041	-0,242	-2,516	38,225
0,330	237,600	0,038	-0,265	-2,115	41,887
0,340	244,800	0,036	-0,284	-1,681	44,889
0,350	252,000	0,033	-0,299	-1,220	47,182
0,360	259,200	0,030	-0,309	-0,740	48,731
0,370	266,400	0,027	-0,314	-0,248	49,512
0,380	273,600	0,023	-0,314	0,248	49,512
0,390	280,800	0,020	-0,309	0,740	48,731
0,400	288,000	0,017	-0,299	1,220	47,182
0,410	295,200	0,014	-0,284	1,681	44,889
0,420	302,400	0,012	-0,265	2,115	41,887
0,430	309,600	0,009	-0,242	2,516	38,225
0,440	316,800	0,007	-0,215	2,878	33,960
0,450	324,000	0,005	-0,185	3,194	29,160
0,460	331,200	0,003	-0,151	3,460	23,900
0,470	338,400	0,002	-0,116	3,671	18,263
0,480	345,600	0,001	-0,078	3,824	12,338
0,490	352,800	0,000	-0,039	3,917	6,218
0,500	360,000	0,000	0,000	3,948	0,000

ANEXO III – TABELA MOVIMENTO CICLOIDAL

Tempo (s)	Ângulo (graus)	Deslocamento (m)	Velocidade (m/s)	Aceleração (m/s ²)	Impulso (m/s ³)
0,00	0,00	0,00000	0,000	0,000	126,331
0,01	7,20	0,00002	0,006	1,250	122,362
0,02	14,40	0,00017	0,025	2,422	110,705
0,03	21,60	0,00055	0,054	3,441	92,091
0,04	28,80	0,00128	0,093	4,244	67,692
0,05	36,00	0,00243	0,138	4,781	39,038
0,06	43,20	0,00406	0,187	5,017	7,932
0,07	50,40	0,00618	0,237	4,938	-23,672
0,08	57,60	0,00880	0,285	4,548	-53,789
0,09	64,80	0,01187	0,327	3,873	-80,526
0,10	72,00	0,01532	0,362	2,955	-102,204
0,11	79,20	0,01907	0,386	1,850	-117,460
0,12	86,40	0,02300	0,398	0,630	-125,335
0,125	90,00	0,025	0,4	0	-126,330
0,13	93,60	0,02700	0,398	-0,630	-125,335
0,14	100,80	0,03093	0,386	-1,850	-117,460
0,15	108,00	0,03468	0,362	-2,955	-102,204
0,16	115,20	0,03813	0,327	-3,873	-80,526
0,17	122,40	0,04120	0,285	-4,548	-53,789
0,18	129,60	0,04382	0,237	-4,938	-23,672
0,19	136,80	0,04594	0,187	-5,017	7,932
0,20	144,00	0,04757	0,138	-4,781	39,038
0,21	151,20	0,04872	0,093	-4,244	67,692
0,22	158,40	0,04945	0,054	-3,441	92,091
0,23	165,60	0,04983	0,025	-2,422	110,705
0,24	172,80	0,04998	0,006	-1,250	122,362
0,25	180,00	0,05000	0,000	0,000	126,331
0,26	187,20	0,04998	-0,006	1,250	122,362
0,27	194,40	0,04983	-0,025	2,422	110,705
0,28	201,60	0,04945	-0,054	3,441	92,091
0,29	208,80	0,04872	-0,093	4,244	67,692
0,30	216,00	0,04757	-0,138	4,781	39,038
0,31	223,20	0,04594	-0,187	5,017	7,932
0,32	230,40	0,04382	-0,237	4,938	-23,672
0,33	237,60	0,04120	-0,285	4,548	-53,789
0,34	244,80	0,03813	-0,327	3,873	-80,526
0,35	252,00	0,03468	-0,362	2,955	-102,204
0,36	259,20	0,03093	-0,386	1,850	-117,460
0,37	266,40	0,02700	-0,398	0,630	-125,335
0,375	270,00	0,02500	-0,400	0	-126,330
0,38	273,60	0,02300	-0,398	-0,630	-125,335
0,39	280,80	0,01907	-0,386	-1,850	-117,460
0,40	288,00	0,01532	-0,362	-2,955	-102,204
0,41	295,20	0,01187	-0,327	-3,873	-80,526
0,42	302,40	0,00880	-0,285	-4,548	-53,789
0,43	309,60	0,00618	-0,237	-4,938	-23,672
0,44	316,80	0,00406	-0,187	-5,017	7,932
0,45	324,00	0,00243	-0,138	-4,781	39,038
0,46	331,20	0,00128	-0,093	-4,244	67,692
0,47	338,40	0,00055	-0,054	-3,441	92,091
0,48	345,60	0,00017	-0,025	-2,422	110,705
0,49	352,80	0,00002	-0,006	-1,250	122,362
0,50	360,00	0,00000	0,000	0,000	126,331

ANEXO IV – ÂNGULO DE PRESSÃO

			Rb=0,025 m Rs= 0,01 m E=0,003 m	Rb=0,02 m Rs=0,01 m E=0,003 m	Rb=0,025 m Rs=0,005 m E=0,003 m	Rb=0,025 m Rs=0,005 m E=0,005 m	Rb=0,025 m Rs=0,005 m E=0,01 m
Tempo (s)	f(θ)	f'(θ)	Ângulo(graus)	Ângulo(graus)	Ângulo(graus)	Ângulo(graus)	Ângulo(graus)
0,00	0,0000	0,000	-4,92	-5,74	-5,74	-9,59	-19,47
0,01	0,0002	0,039	-2,64	-3,46	-3,46	-7,32	-17,31
0,02	0,0008	0,078	-0,34	-1,13	-1,13	-4,95	-14,89
0,03	0,0018	0,116	1,93	1,19	1,19	-2,51	-12,26
0,04	0,0031	0,151	4,14	3,45	3,45	-0,10	-9,50
0,05	0,0048	0,185	6,22	5,60	5,60	2,24	-6,72
0,06	0,0068	0,215	8,14	7,58	7,58	4,43	-4,01
0,07	0,0091	0,242	9,86	9,37	9,37	6,43	-1,47
0,08	0,0116	0,265	11,35	10,92	10,92	8,19	0,83
0,09	0,0144	0,284	12,59	12,21	12,21	9,67	2,85
0,10	0,0173	0,299	13,56	13,23	13,23	10,87	4,53
0,11	0,0203	0,309	14,26	13,97	13,97	11,77	5,87
0,12	0,0234	0,314	14,69	14,43	14,43	12,36	6,85
0,13	0,0266	0,314	14,83	14,59	14,59	12,65	7,48
0,14	0,0297	0,309	14,69	14,48	14,48	12,64	7,75
0,15	0,0327	0,299	14,27	14,08	14,08	12,33	7,68
0,16	0,0356	0,284	13,59	13,41	13,41	11,73	7,28
0,17	0,0384	0,265	12,64	12,48	12,48	10,85	6,58
0,18	0,0409	0,242	11,45	11,29	11,29	9,71	5,57
0,19	0,0432	0,215	10,02	9,87	9,87	8,33	4,30
0,20	0,0452	0,185	8,37	8,23	8,23	6,72	2,78
0,21	0,0469	0,151	6,54	6,41	6,41	4,91	1,05
0,22	0,0482	0,116	4,55	4,42	4,42	2,94	-0,86
0,23	0,0492	0,078	2,43	2,30	2,30	0,84	-2,91
0,24	0,0498	0,039	0,23	0,10	0,10	-1,35	-5,07
0,25	0,0500	0,000	-2,02	-2,15	-2,15	-3,60	-7,28
0,26	0,0498	-0,039	-4,28	-4,41	-4,41	-5,84	-9,51
0,27	0,0492	-0,078	-6,49	-6,62	-6,62	-8,06	-11,70
0,28	0,0482	-0,116	-8,63	-8,76	-8,76	-10,20	-13,84
0,29	0,0469	-0,151	-10,65	-10,78	-10,78	-12,23	-15,87
0,30	0,0452	-0,185	-12,52	-12,66	-12,66	-14,12	-17,78
0,31	0,0432	-0,215	-14,22	-14,37	-14,37	-15,84	-19,54
0,32	0,0409	-0,242	-15,73	-15,88	-15,88	-17,38	-21,13
0,33	0,0384	-0,265	-17,02	-17,18	-17,18	-18,72	-22,55
0,34	0,0356	-0,284	-18,10	-18,27	-18,27	-19,85	-23,78
0,35	0,0327	-0,299	-18,94	-19,12	-19,12	-20,76	-24,83
0,36	0,0297	-0,309	-19,55	-19,75	-19,75	-21,45	-25,69
0,37	0,0266	-0,314	-19,92	-20,14	-20,14	-21,93	-26,37
0,38	0,0234	-0,314	-20,05	-20,30	-20,30	-22,19	-26,88
0,39	0,0203	-0,309	-19,95	-20,22	-20,22	-22,23	-27,22
0,40	0,0173	-0,299	-19,61	-19,92	-19,92	-22,07	-27,40
0,41	0,0144	-0,284	-19,04	-19,40	-19,40	-21,71	-27,42
0,42	0,0116	-0,265	-18,25	-18,66	-18,66	-21,14	-27,29
0,43	0,0091	-0,242	-17,24	-17,70	-17,70	-20,38	-27,01
0,44	0,0068	-0,215	-16,02	-16,54	-16,54	-19,42	-26,58
0,45	0,0048	-0,185	-14,59	-15,18	-15,18	-18,27	-25,97
0,46	0,0031	-0,151	-12,97	-13,63	-13,63	-16,93	-25,18
0,47	0,0018	-0,116	-11,18	-11,89	-11,89	-15,39	-24,16
0,48	0,0008	-0,078	-9,22	-9,98	-9,98	-13,65	-22,89
0,49	0,0002	-0,039	-7,12	-7,93	-7,93	-11,71	-21,33
0,50	0,0000	0,000	-4,92	-5,74	-5,74	-9,59	-19,47

ANEXO V – PERFIL DA CAME

Desloca- mento (mm)	angulo (rad)	x_c	y_c	dx_c	dy_c	x_{qext}	y_{qext}	x_{qint}	y_{qint}
0,00	0,00	0,00	35,00	-35,00	0,00	0,00	45,00	0,00	25,00
0,05	0,06	-2,20	34,98	-34,98	-2,20	-2,83	44,96	-1,57	24,99
0,20	0,13	-4,41	34,92	-34,92	-4,41	-5,66	44,84	-3,16	24,98
0,44	0,19	-6,64	34,82	-34,82	-6,64	-8,52	44,64	-4,77	24,97
0,79	0,25	-8,90	34,66	-34,66	-8,90	-11,39	44,35	-6,41	24,96
1,22	0,31	-11,19	34,45	-34,45	-11,19	-14,28	43,96	-8,10	24,94
1,76	0,38	-13,53	34,17	-34,17	-13,53	-17,21	43,47	-9,85	24,88
2,38	0,44	-15,92	33,82	-33,82	-15,92	-20,17	42,87	-11,66	24,77
3,09	0,50	-18,35	33,38	-33,38	-18,35	-23,17	42,14	-13,53	24,62
3,89	0,57	-20,84	32,84	-32,84	-20,84	-26,20	41,28	-15,48	24,39
4,77	0,63	-23,38	32,18	-32,18	-23,38	-29,26	40,27	-17,50	24,09
5,74	0,69	-25,97	31,39	-31,39	-25,97	-32,34	39,09	-19,59	23,68
6,78	0,75	-28,60	30,45	-30,45	-28,60	-35,44	37,74	-21,75	23,16
7,89	0,82	-31,26	29,36	-29,36	-31,26	-38,55	36,20	-23,97	22,51
9,06	0,88	-33,95	28,09	-28,09	-33,95	-41,66	34,46	-26,25	21,71
10,31	0,94	-36,65	26,63	-26,63	-36,65	-44,74	32,51	-28,56	20,75
11,60	1,01	-39,35	24,97	-24,97	-39,35	-47,79	30,33	-30,91	19,61
12,96	1,07	-42,02	23,10	-23,10	-42,02	-50,79	27,92	-33,26	18,29
14,36	1,13	-44,66	21,01	-21,01	-44,66	-53,71	25,27	-35,61	16,76
15,80	1,19	-47,23	18,70	-18,70	-47,23	-56,53	22,38	-37,93	15,02
17,27	1,26	-49,72	16,15	-16,15	-49,72	-59,23	19,24	-40,21	13,06
18,78	1,32	-52,09	13,38	-13,38	-52,09	-61,78	15,86	-42,41	10,89
20,32	1,38	-54,34	10,37	-10,37	-54,34	-64,16	12,24	-44,51	8,49
21,87	1,45	-56,42	7,13	-7,13	-56,42	-66,34	8,38	-46,50	5,87
23,43	1,51	-58,31	3,67	-3,67	-58,31	-68,30	4,30	-48,33	3,04
25,00	1,57	-60,00	0,00	0,00	-60,00	-70,00	0,00	-50,00	0,00
26,57	1,63	-61,45	-3,87	3,87	-61,45	-71,43	-4,49	-51,47	-3,24
28,13	1,70	-62,64	-7,91	7,91	-62,64	-72,56	-9,17	-52,71	-6,66
29,68	1,76	-63,54	-12,12	12,12	-63,54	-73,36	-13,99	-53,72	-10,25
31,22	1,82	-64,14	-16,47	16,47	-64,14	-73,82	-18,95	-54,45	-13,98
32,73	1,88	-64,41	-20,93	20,93	-64,41	-73,92	-24,02	-54,90	-17,84
34,20	1,95	-64,34	-25,48	25,48	-64,34	-73,64	-29,16	-55,05	-21,79
35,64	2,01	-63,92	-30,08	30,08	-63,92	-72,97	-34,34	-54,87	-25,82
37,04	2,07	-63,13	-34,71	34,71	-63,13	-71,90	-39,52	-54,37	-29,89
38,40	2,14	-61,97	-39,33	39,33	-61,97	-70,41	-44,69	-53,53	-33,97
39,69	2,20	-60,43	-43,90	43,90	-60,43	-68,52	-49,78	-52,34	-38,03
40,94	2,26	-58,51	-48,40	48,40	-58,51	-66,21	-54,78	-50,80	-42,03
42,11	2,32	-56,21	-52,79	52,79	-56,21	-63,50	-59,63	-48,92	-45,94
43,22	2,39	-53,55	-57,02	57,02	-53,55	-60,39	-64,31	-46,70	-49,73
44,26	2,45	-50,52	-61,07	61,07	-50,52	-56,90	-68,78	-44,15	-53,37
45,23	2,51	-47,16	-64,90	64,90	-47,16	-53,03	-72,99	-41,28	-56,81
46,11	2,58	-43,46	-68,48	68,48	-43,46	-48,82	-76,93	-38,10	-60,04
46,91	2,64	-39,46	-71,78	71,78	-39,46	-44,28	-80,54	-34,64	-63,01
47,62	2,70	-35,18	-74,76	74,76	-35,18	-39,44	-83,81	-30,92	-65,71
48,24	2,76	-30,64	-77,40	77,40	-30,64	-34,33	-86,70	-26,96	-68,10
48,78	2,83	-25,89	-79,68	79,68	-25,89	-28,98	-89,19	-22,80	-70,17
49,21	2,89	-20,94	-81,57	81,57	-20,94	-23,43	-91,25	-18,46	-71,88
49,56	2,95	-15,84	-83,06	83,06	-15,84	-17,72	-92,88	-13,97	-73,24
49,80	3,02	-10,63	-84,13	84,13	-10,63	-11,88	-94,06	-9,38	-74,21
49,95	3,08	-5,33	-84,78	84,78	-5,33	-5,96	-94,76	-4,71	-74,80
50,00	3,14	0,00	-85,00	85,00	0,00	0,00	-95,00	0,00	-75,00

ANEXO VI – DIMENSIONAMENTO DA MOLA HELICOIDAL DE COMPRESSÃO.

Considerando que o sistema de encontra em equilíbrio, através da equação (15), substituindo por todas as forças intervenientes no sistema, obtém-se a equação (16), que relaciona a constante de elasticidade da mola com os restantes parâmetros:

$$\sum F = m \times a \quad (15)$$

$$-P + Fs = m \times a$$

$$kx = m \times a + m \times g$$

$$k = \frac{m(a + g)}{x} \quad (16)$$

Atribuindo o valor de pré-tensão de 2 mm e sabendo que a deformação da mola deverá ser de 50 mm, $x=52$ mm. Substituindo, na equação (16), as incógnitas pelos valores estabelecidos:

$$k = \frac{0,3(3,95 + 9,8)}{0,052}$$

$$k = 79,33 \text{ N/m}$$

De forma a dimensionar os restantes parâmetros da mola é necessário conhecer a relação entre os diâmetros, diâmetro externo (D_1), diâmetro médio (D) e diâmetro do arame (d), descrita na equação (17):

$$D_1 = D + d \quad (17)$$

Com o objetivo de obter um número de espiras compreendido entre 3 e 15, foi utilizada a seguinte equação (18), que relaciona o módulo de elasticidade transversal (G), os diâmetros, o número de espiras (n) com a constante de elasticidade:

$$k = \frac{Gd^4}{8D^3n} \quad (18)$$

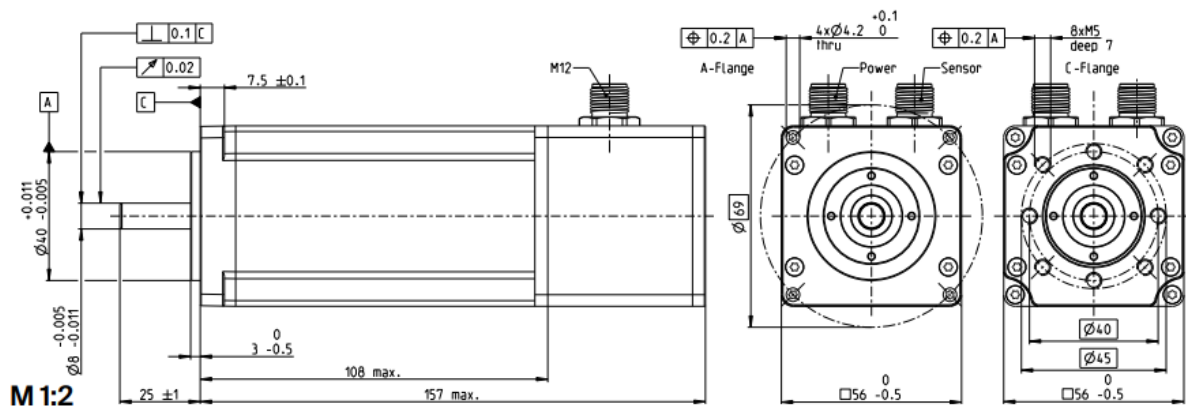
Através de um processo iterativo e de diferentes combinações de valores, que se encontram presentes na Tabela 15, foi possível definir quais os valores de diâmetros mais favoráveis de forma a obter um número de espiras no intervalo desejado.

Tabela 15- Estudo dos diâmetros e número de espiras.

D (m)	D₁ (m)	D (m)	n
0,001	0,02	0,019	43,07
0,002	0,025	0,023	388,52
0,002	0,03	0,028	215,34
0,002	0,03	0,028	215,34
0,001	0,0295	0,0285	12,76

Assim sendo, de forma a obter uma mola com 13 espiras, deverá ser projetado um arame com diâmetro de 1,09 mm e uma mola com 28,5 mm.

ANEXO VII – ESPECIFICAÇÕES DO MOTOR



Motor Data

1_	Nominal voltage	V	24	48
2_	No load speed	rpm	3440	5440
3_	No load current	mA	693	673
4_	Nominal speed	rpm	2860	4740
5_	Nominal torque (max. continuous torque)	mNm	1110	979
6_	Nominal current (max. continuous current)	A	15.6	11.1
7_	Stall torque	mNm	16700	27100
8_	Stall current	A	252	324
9_	Max. efficiency	%	89.9	91.2
10_	Terminal resistance	Ω	0.0952	0.148
11_	Terminal inductance	mH	0.138	0.221
12_	Torque constant	mNm/A	66.2	83.6
13_	Speed constant	rpm/V	144	114
14_	Speed/torque gradient	rpm/mNm	0.208	0.202
15_	Mechanical time constant	ms	0.576	0.561
16_	Rotor inertia	gcm ²	265	265

ANEXO VIII – ESPECIFICAÇÕES DO LIMITADOR DE BINÁRIO

Miniature Design Series 1.5 - 10					
Standard clamping hub					
MODEL SK 1					
		1.5	2	4.5	10
Adjustment range available from - to (approx. values) (Nm)	T_{KN}	0.1-0.6 0.4-1 0.8-2	0.2-1.5 0.5-2.2 1.5-3.5	1-3 2-4.5 3-7	2-6 4-12 7-18
Adjustment range available from - to (approx. values) ("F" Version) (Nm)	T_{KN}	0.3-0.8 or 0.6-1.3	0.5-2	2.5-4.5	2-5 4-10 8-15
Overall length (mm)	A	23	28	32	39
Overall length ("F" Version) (mm)	A ^F	23	28	32	39
Actuation ring Ø (mm)	B	23	29	35	45
Actuation ring Ø, ("F" Version) (mm)	B ^F	24	32	42	51.5
Clamping fit length (mm)	C	7	8	11	11
Inner diameter from Ø to Ø H7 (mm)	D	4-8	4-12	5-14	6-20
Pilot diameter h7 (mm)	E	14	22	25	34
Bolt-hole circle diameter ± 0,2 (mm)	F	22	28	35	43
Flange outside diameter -0,2 (mm)	G	26	32	40	50
Thread	H	4x M2	4x M2.5	6x M2.5	6x M3
Thread depth (mm)	I	3	4	4	5
Centering length -0,2 (mm)	J	2.5	3.5	5	8
Distance (mm)	K	5	6	8	11
Distance (mm)	L	11	15	17	22
Distance ("F" Version) (mm)	L ^F	11.5	16	18	24
Distance (mm)	M	3.5	4	5	5
Screw ISO 4762	N	1x M2.5	1x M3	1x M4	1x M4
Tightening torque (Nm)	N	1	2	4	4.5
Outside diameter clamp ring Ø (mm)	O	20	25	32	40
Diameter (mm)	O ₁	13	18	21	30
Diameter h7 (mm)	O ₂	11	14	17	24
Distance between centers (mm)	P	6.5	8	10	15
Distance (mm)	R	1	1.3	1.5	1.5
Moment of inertia (10 ⁻³ kgm ²)	J _{gca}	0.01	0.02	0.05	0.07
Approx. weight (kg)		0.03	0.065	0.12	0.22
Actuation path (mm)		0.7	0.8	0.8	1.2