

AGRADECIMENTOS

O pequeno espaço desta secção de agradecimentos, seguramente, não me permite agradecer, como devia, a todas as pessoas que ao longo de todo este percurso, me ajudaram, directa ou indirectamente, a cumprir os meus objectivos e a realizar mais esta etapa da minha formação académica. Desta forma, deixo apenas algumas palavras, poucas, mas com um sentido e profundo sentimento de reconhecido agradecimento.

Ao meu pai, a quem dedico este trabalho, e porque apesar da distância sempre acompanhou atentamente este meu percurso, do qual estou certa de que se orgulhará.

Às “mulheres da minha vida”, à minha mãe, à minha irmã e avó, espero que esta etapa, que agora termino, possa, de alguma forma, retribuir e compensar todo o carinho, apoio e dedicação que, constantemente, me oferecem.

Ao meu avô, dizer-lhe apenas que agora sim, este percurso acabou e agradecer-lhe, por também ele ter acompanhado este pequeno ‘grande’ percurso, enquanto lhe foi possível.

Ao Doutor Victor Santos agradeço a orientação desta tese. A incansável disponibilidade que sempre demonstrou, o seu vasto saber, o espírito crítico, exigência e rigor e as valiosas contribuições, foram decisivas para a concretização deste percurso e para o meu desenvolvimento pessoal. Obrigado por me acompanhar nesta jornada e pela tão grande confiança que sempre depositou em mim.

Ao Engenheiro Luís Lobato, expresso o meu profundo agradecimento pela orientação e apoio incondicionais que muito elevaram os meus conhecimentos científicos e, sem dúvida, muito estimularam o meu desejo de querer, sempre, saber mais e a vontade constante de querer fazer melhor. Agradeço também a oportunidade que me deu de me integrar a Dräger e reconheço, com gratidão, não só a confiança que em mim depositou, desde o início, mas também, o sentido de responsabilidade que me incutiu em todas as fases deste estágio, a amabilidade, amizade e boa disposição em todos os momentos. A sua sabedoria foi essencial para que chegasse ao fim deste trabalho com um enorme sentimento de satisfação.

Aos meus colegas Telmo Correia e João Santos, agradeço todo o auxílio e apoio, manifestados ao longo deste percurso.

Aos meus amigos por terem percorrido ao meu lado este longo e desafiante percurso, com quem partilhei tanto e sem os quais, esta vitória não teria este sabor.

A todos que me ajudaram a ser quem sou, que depositam confiança em mim e para os quais sou uma esperança, resta-me afincadamente não vos desiludir.

Obrigada a todos.

RESUMO

Este relatório de estágio apresenta-se como o relato do Estágio do Mestrado em Instrumentação Biomédica do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, e resulta, fundamentalmente, numa referência acerca dos objectivos e planeamento do estágio, e uma descrição da empresa de acolhimento, assim como a fundamentação teórica dos temas estudados no decorrer desta componente pedagógico-profissional, e a descrição dos processos de manutenção realizados ao longo deste período.

Desta forma, importa referir que os avanços na tecnologia ajudaram as pessoas das mais diversas formas e nas mais diversas áreas. A qualidade de vida aumenta exponencialmente, em casa, nos locais de trabalho, mas mais importante ainda, no sector da saúde. Os seres humanos são vítimas de várias condições médicas e acidentes e quando isso acontece, eles precisam de procurar assistência médica.

Ainda que o sector da saúde em Portugal viva hoje um momento peculiar fortemente marcado pelos cortes orçamentais e apesar das sérias dificuldades decorrentes da falta de financiamento, importa contudo salvaguardar o desempenho e disponibilidade dos equipamentos médicos de suporte ao paciente, garantindo igualmente o bem-estar dos mesmos.

Os equipamentos médicos podem por em causa diretamente a vida humana sendo por isso extremamente importante que a manutenção dos mesmos decorra de uma forma regulamentada e cuidada. Os procedimentos de manutenção dos equipamentos médicos, por vezes “invisível” aos olhos de muitos, é de uma importância extrema para que sejam dadas condições na prestação dos cuidados de saúde aos paciente, bem como para garantir o bom funcionamento hospitalar e para garantir a melhoria do serviço de saúde atual.

É neste sentido que para além da manutenção, encontram-se documentados neste relatório outros temas clínicos, imprescindíveis, à compreensão do funcionamento dos equipamentos médicos, nomeadamente ventiladores, e à realização de tarefas de manutenção com a maior eficácia possível.

Palavras Chave: Ventiladores; Manutenção; Equipamentos médicos.

ABSTRACT

This internship report is presented as the report of the Master's Degree in Biomedical Instrumentation of the Institute of Engineering of Coimbra, and results, fundamentally, in a reference about the objectives and the planning of the internship, and a description of the host company, as well as the theoretical basis of the themes studied during this pedagogical-professional component, and the description of the maintenance processes carried out over this period.

Thus, it is worth mentioning that the advances in technology have considerably improved the way people interact with their jobs and communicate in a global community. Across all sectors life expectancy has risen exponentially improving quality of life. This has been tremendously influenced by an ever more technological health sector which allows for detection of diseases in a faster and more comprehensive manner.

Such advances on technology come as a result of years of investigation and millions of dollars spent on research. For that reason, technology comes at a cost and if governments would like to improve national healthcare they would have to bear it.

Contrary to the expected, the Portuguese healthcare budget has been decreasing with the years causing severe difficulties on public hospitals. Moreover, such cuts affect the performance and availability of patient support medical equipment vital to ensure an effective response in case of emergency. For this reason, maintenance should be carried out in a controlled and orderly way respecting the necessary procedures and maintaining a regularity which allows for detections of mechanical and electrical problems in an early stage. Not only would such preventive measures avoid an excessive spending on new equipment but would ultimately lead to savings on the longer term for both governments and tax payers.

It is in this sense that in this report, in addition to maintenance, other clinical issues are documented in order to facilitate the understanding and operation of medical equipment so as to perform maintenance tasks as efficiently as possible.

Keywords: Ventilators; Maintenance; Medical Equipments.

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS.....	i
RESUMO	iii
ABSTRACT	v
ÍNDICE	vii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xi
ÍNDICE DE QUADROS.....	xv
ABREVIATURAS.....	xvi
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1 ENQUADRAMENTO	1
1.2 OBJETIVOS e METODOLOGIA	2
1.2.1 Objetivos.....	2
1.3 EMPRESA DE ACOLHIMENTO	3
1.3.1 Caracterização	3
1.3.2 História da Dräger	3
1.3.3 Dräger Portugal	11
1.3.4 Metodologia da Empresa	16
1.4 PLANO DE TRABALHO.....	17
1.4.1 Cronograma do Estágio	18
1.5 ESTRUTURA DO DOCUMENTO	19
2. VENTILAÇÃO PULMONAR MECÂNICA.....	21
2.1 INTRODUÇÃO.....	21
2.2 PRINCÍPIOS VENTILAÇÃO MECÂNICA PULMONAR.....	22
2.3 TIPOS DE VENTILAÇÃO	23
2.3.1 Ventilação Não Invasiva.....	23
2.3.2 Ventilação Invasiva	24
2.4 MODOS VENTILATÓRIOS.....	24
2.4.1 Ventilação controlada em volume	24
2.4.2 Ventilação controlada por pressão.....	25
2.4.3 Modos ventilatórios do Dräger Evita Infinity® V500.....	26
2.4.4 Volume Controlled – Assist Control (VC-AC)	27
2.5 COMPONENTES DOS VENTILADORES	32
2.5.1 Circuitos reguladores de pressão e de fluxo	32

2.5.2 Circuitos misturadores.....	33
2.5.3 Circuito inspiratório.....	33
2.5.4 Circuito expiratório e válvula expiratória.....	33
2.5.5 Circuitos de controlo e alarmes	34
2.6 VENTILADOR DRÄGER EVITA INFINITY® V500	36
2.6.1 Caraterísticas físicas	36
2.7 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO	42
3. VENTILADORES DE ANESTESIA	43
3.1 PRINCÍPIOS DA ANESTESIA.....	43
3.2 ANESTÉSICOS VOLÁTEIS.....	45
3.3 SISTEMAS DE MEDIÇÃO DE GASES.....	46
3.4 CIRCUITOS BÁSICOS DE ANESTESIA	48
3.5 ESTAÇÃO DE ANESTESIA DRÄGER PRIMUS®	50
3.5.1 Características físicas	50
3.5.2 Funcionamento	53
3.6 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO	55
4. SISTEMAS DE MONITORIZAÇÃO E APOIO À VIDA	57
4.1 FUNDAMENTOS DO ECG	57
4.2 OXIMETRIA DE PULSO (SpO ₂)	62
4.3 PRESSÃO ARTERIAL.....	64
4.3.1 Pressão arterial não invasiva (PNI)	65
4.4 TEMPERATURA CORPORAL	66
4.5 MONITOR DE SINAIS VITAIS DELTA XL.....	68
4.5.1 Características físicas – Dräger Delta XL	69
4.5.2 Infinity Docking Station (IDS).....	70
4.5.3 Funcionamento	70
4.6 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO	72
5. MANUTENÇÃO DE EQUIPAMENTO MÉDICO	73
5.1 TIPOS DE MANUTENÇÃO	73
5.1.1 Manutenção Preventiva	74
5.2 EQUIPAMENTOS DE APOIO À MANUTENÇÃO	76
5.2.1 Bender UNIMET® 800 ST	76
5.2.2 Fluke Prosim 4 Vital Signs Simulator	78
5.2.3 Druck Digital Pressure Indicator 705 ST	79
5.2.4 LEO 2 Keller	80
5.2.5 Caudalímetro	80
5.2.6 Multímetro	81

5.3 EQUIPAMENTOS ANALISADOS	81
5.3.1 Dräger Evita Infinity V500.....	81
5.3.2 Dräger Primus.....	86
5.3.3 Dräger Delta XL®	93
5.4 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO	97
6. CONCLUSÕES	99
6.1 SÍNTESE DO TRABALHO	99
6.2 PRINCIPAIS CONCLUSÕES.....	100
6.3 DESENVOLVIMENTOS FUTUROS.....	101
REFERÊNCIAS	102
ANEXOS	107

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1 – Cidade de Lübeck (Alemanha) [1].</i>	3
<i>Figura 2 – Sede da Dräger (Lübeck, Alemanha) [1].</i>	4
<i>Figura 3 – Diretores da Dräger desde 1889 [1].</i>	4
<i>Figura 4 – Válvula Lubeca [1].</i>	5
<i>Figura 5 – Equipamento de Anestesia Roth-Dräger [1].</i>	5
<i>Figura 6 – Ventilador Pulmotor [1].</i>	6
<i>Figura 7 – Equipamento de Anestesia – Model A [1].</i>	6
<i>Figura 8 – Primeiro voo à estratosfera [1].</i>	6
<i>Figura 9 – Ventilador Iron-Lung [1].</i>	7
<i>Figura 10 – Equipamento de anestesia Model F [1].</i>	7
<i>Figura 11 – Incubadora II-M-100 [1].</i>	8
<i>Figura 12 – Ventilador Oxylog [1].</i>	8
<i>Figura 13 – Equipamento de anestesia Cicero [1].</i>	9
<i>Figura 14 – Ventilador neonatal Babylog 8000 [1].</i>	9
<i>Figura 15 – Ventilador Evita 4 [1].</i>	10
<i>Figura 16 – Estação de anestesia Zeus [1].</i>	10
<i>Figura 17 – Monitor PulmoVista 500 [1].</i>	11
<i>Figura 18 – Estação de anestesia Perseus A500 [1].</i>	11
<i>Figura 19 – Delegação da Dräger em Coimbra.</i>	12
<i>Figura 20 – Hospitais do CHUC com equipamento Dräger.</i>	13
<i>Figura 21 – Hospital São Teotónio (Viseu) [38].</i>	14
<i>Figura 22 – Hospital Cândido de Figueiredo (Tondela) [38].</i>	14
<i>Figura 23 – Unidade hospitalar das Caldas da Rainha [39].</i>	15
<i>Figura 24 – Hospital Distrital de Santarém [40].</i>	16
<i>Figura 25 – Inspiração e expiração [6].</i>	21
<i>Figura 26 – Curva de volume típica de um ventilador controlado por volume [7].</i>	25
<i>Figura 27 – Curva de volume típica de um ventilador controlado por pressão [7].</i>	26
<i>Figura 28 – Definições do ventilador V500.</i>	26
<i>Figura 29 – Modo VC-AC do ventilador V500.</i>	27
<i>Figura 30 – Modo VC-AC com Autoflow® do ventilador V500.</i>	28
<i>Figura 31 – Modo SIMV: curvas de pressão e fluxo [10].</i>	29
<i>Figura 32 – Modo VC-SIMV do ventilador V500.</i>	30
<i>Figura 33 – Exemplo do Modo PC-BIPAP do ventilador V500.</i>	31
<i>Figura 34 – Diagrama de blocos de um ventilador.</i>	32
<i>Figura 35 – Unidade de ventilação V500 em ambiente hospitalar [13].</i>	36
<i>Figura 36 – Vista frontal do ventilador V500 com a aba fechada e aberta [13].</i>	36

Figura 37 – Vista traseira do ventilador V500 [13].....	37
Figura 38 – Vista frontal do Infinity C500 [13].....	38
Figura 39 – Vista traseira do Infinity C500 [13].....	38
Figura 40 – Esquema pneumático V500 [13].....	39
Figura 41 – Módulo do Infinity V500 [13].....	41
Figura 42 – Válvula inspiratória [13].....	41
Figura 43 – Válvula expiratória [13].....	41
Figura 44 – Reguladores de pressão [13].....	42
Figura 45 – Três pilares fundamentais da anestesia [14].....	43
Figura 46 – Diagrama de blocos de um sistema de medição de gases.....	47
Figura 47 – Circuito respiratório aberto [17]	49
Figura 48 – Circuito de respiração fechado [18]	49
Figura 49 – Dräger Primus em ambiente hospitalar [18].....	50
Figura 50 – Vista frontal do Primus [18].....	50
Figura 51 – Vista traseira do Primus [18].....	51
Figura 52 – Janela da interface com o utilizador [18].....	51
Figura 53 – Vista frontal e traseira do vaporizador [18].....	52
Figura 54 – Esquemático da estação de anestesia Dräger Primus [18].....	53
Figura 55 – Eletrocardiograma [44].....	58
Figura 56 – ECG e atividade elétrica do miocárdio [45].....	59
Figura 57 – Triângulo de Einthoven [21].....	60
Figura 58 – Localização dos eletrodos no corpo humano [44].....	61
Figura 59 – Equivalência de cores [2].....	62
Figura 60 – Sensor de SpO ₂ [22].....	63
Figura 61 – Exibição de SpO ₂ no monitor Dräger Delta XL [23].....	64
Figura 62 – Esquema de funcionamento de um manguito pneumático [22].....	66
Figura 63 – Exibição de PNI no monitor Dräger Delta XL [23].....	66
Figura 64 – Exibição de temperatura no monitor Dräger Delta XL [23].....	68
Figura 65 – Dräger Delta XL em ambiente hospitalar [23].....	68
Figura 66 – Vista frontal do Dräger Delta XL [23].....	69
Figura 67 – Vista traseira do Dräger Delta XL [23].....	69
Figura 68 – Vista lateral direita do Dräger Delta XL [23].....	69
Figura 69 – Vista lateral esquerda do Dräger Delta XL [23].....	69
Figura 70 – Infinity Docking Station (IDS) [23].....	70
Figura 71 – Diagrama de blocos de monitor Delta XL [23].....	71
Figura 72 – Tipos de manutenção [24].....	73
Figura 73 – Bender Unimet 800ST [26].....	77
Figura 74 – Simulador ProSim4 Vital Signs [27]:	79
Figura 75 – Druck DPI Pressure Indicator.....	79

<i>Figura 76 – Manómetro LEO 2 KELLER</i>	80
<i>Figura 77 – Caudalímetro</i>	80
<i>Figura 78 – Multímetro</i>	80
<i>Figura 79 – Interior do Evita V500 (I)</i>	82
<i>Figura 80 – Interface Evita V500</i>	83
<i>Figura 81 – Interface Evita V500 (II)</i>	83
<i>Figura 82 – Interior do Evita V500 (III)</i>	84
<i>Figura 83 – Interior do Evita V500 (IV)</i>	84
<i>Figura 84 – Interior do Evita V500 (V)</i>	84
<i>Figura 85 – Interior do Evita V500 (VIII)</i>	85
<i>Figura 86 – Interior do Evita V500 (IX)</i>	85
<i>Figura 87 – Interior do Evita V500 (X)</i>	85
<i>Figura 88 – Vista exterior Primus (I)</i>	86
<i>Figura 89 – Vista exterior Primus (II)</i>	87
<i>Figura 90 – Vista exterior Primus (III)</i>	87
<i>Figura 91 – Vista exterior Primus (IV)</i>	88
<i>Figura 92 – Vista exterior Primus (V)</i>	88
<i>Figura 93 – Vista interior Primus (I)</i>	88
<i>Figura 94 – Vista interior Primus (II)</i>	88
<i>Figura 95 – Vista interior Primus (III)</i>	89
<i>Figura 96 – Vista exterior Primus (VI)</i>	89
<i>Figura 97 – Vista exterior Primus (VII)</i>	89
<i>Figura 98 – Vista exterior Primus (VIII)</i>	89
<i>Figura 99 – Vista exterior Primus (IX)</i>	89
<i>Figura 100 – Vista exterior Primus (X)</i>	89
<i>Figura 101 – Vista exterior Primus (XI)</i>	90
<i>Figura 102 – Vista exterior Primus (XII)</i>	91
<i>Figura 103 – Vista exterior Primus (XIII)</i>	91
<i>Figura 104 – Vista interior do copo de condensados (I)</i>	91
<i>Figura 105 – Vista interior do copo de condensados (II)</i>	91
<i>Figura 106 – Vista interior do copo de condensados (III)</i>	92
<i>Figura 107 – Vista interior do copo de condensados (IV)</i>	92
<i>Figura 108 – Vista interior do copo de condensados (V)</i>	92
<i>Figura 109 – Vista externa do encaixe dos vaporizadores (I)</i>	93
<i>Figura 110 – Vista traseira do monitor Delta XL (I)</i>	94
<i>Figura 111 – Vista interna do monitor Delta XL (II)</i>	94
<i>Figura 112 – Secção do interior do monitor Delta XL</i>	94
<i>Figura 113 – Filtro e bateria do monitor Delta XL</i>	95
<i>Figura 114 – Montagem do equipamento de teste de segurança elétrica</i>	95

<i>Figura 115 – Vista do ecrã do UNIMET 800ST (I).</i>	96
<i>Figura 116 – Vista do ecrã do UNIMET 800ST (II).</i>	96
<i>Figura 117 – Vista do ecrã do UNIMET 800ST (V).</i>	96
<i>Figura 118 – Vista do ecrã do UNIMET 800ST (VI).</i>	96
<i>Figura 119 – Vista do ecrã do UNIMET 800ST (VII).</i>	96
<i>Figura 120 – Vista do ecrã do UNIMET 800ST (VIII).</i>	96
<i>Figura 121 – Vista do ecrã do UNIMET 800ST (IX).</i>	97
<i>Figura 122 – Vista do ecrã do UNIMET 800ST (X).</i>	97
<i>Figura 123 – Monitor Delta XL com os equipamentos de teste.</i>	97

ÍNDICE DE QUADROS

<i>Quadro 1 – Planeamento das tarefas a realizar.....</i>	<i>18</i>
<i>Quadro 2 – Principais características dos anestésicos voláteis mais utilizados.</i>	<i>46</i>
<i>Quadro 3 – Medidas e testes realizados pelo Bender Unimet 800 ST [26].....</i>	<i>78</i>
<i>Quadro 4 – Componentes a substituir no Dräger Primus [32]:.....</i>	<i>86</i>

ABREVIATURAS

ATC	<i>Automatic Tube Compensation</i>
BIPAP	<i>Biphasic Positive Airway Pressure</i>
CA	Corrente Alternada
CAM	Concentração Alveolar Mínima
CC	Corrente Contínua
CHO	Centro Hospitalar do Oeste
CHTV	Centro Hospitalar Tondela-Viseu
CHUC	Centro Hospitalar Universitário de Coimbra
CPAP	<i>Continuous Pressure Airway Control</i>
ECG	Eletrocardiograma
EPE	Entidade Pública Empresarial
FiO ₂	Fração de Oxigénio Inspirado
FSS	<i>Field Service Software</i>
HP	Hospital Pediátrico
HUC	Hospitais da Universidade de Coimbra
I&D	Investigação e Desenvolvimento
IBP	<i>Invasive Blood Pressure</i>
IDS	<i>Infinity Dock Station</i>
IEC	<i>Internation Electrotechnical Commission</i>
ILCA	<i>Infrared Low Cost Analyzer</i>
IV	InfraVermelho
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i>

LED	<i>Light Emitting Diode</i>
MBB	Maternidade Bissaya Barreto
NIBP	<i>Non Invasive Blood Pressure</i>
NTC	<i>Negative Temperature Coefficient</i>
PA	Pressão Arterial
PATO	<i>PAramagneTic 02 sensor</i>
PEEP	<i>Positive End Expiratory Pressure</i>
PGM	<i>Patient Gas Monitor</i>
PIP	<i>Peak Inspiratory Pressure</i>
PNI	Pressão Não-Invasiva
RAM	<i>Random Access Memory</i>
RR	<i>Respiratory Rate</i>
SIE	Serviços de Instalação e Equipamentos
SIMV	<i>Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation</i>
SpO ₂	Saturação Periférica de Oxigénio
TUV	<i>Technical Inspection Association</i>
UCI	Unidade de Cuidados Intensivos
VC-AC	<i>Volume Controlled – Assist Control</i>
VGA	<i>Video Graphics Array</i>
VGC	<i>Ventilation and Gas Controller</i>
VNI	Ventilação Não Invasiva
VT	Volume Corrente

1. INTRODUÇÃO

1.1 ENQUADRAMENTO

Nas sociedades modernas, nomeadamente nos países desenvolvidos, uma das principais preocupações centra-se na saúde e no bem-estar das suas populações. No último século assistimos a uma evolução tecnológica significativa centrada no desenvolvimento de novos dispositivos médicos, fármacos e técnicas cirúrgicas. Os progressos realizados proporcionaram uma melhoria nos métodos de trabalho dos profissionais da saúde, tal como um acréscimo da qualidade de vida dos utentes tratados com estes dispositivos e terapêuticas.

A especialização da eletrotecnia nesta vertente tem gerado diversas áreas de investigação e desenvolvimento, pois a base e os princípios de funcionamento de todos estes equipamentos que se abordam provêm dos meios eletrotécnicos desenvolvidos até então. A importância que este sector tem na diminuição da mortalidade e morbilidade leva a que todo o seu meio envolvente tenha que ser tratado com especial cuidado e rigor [2].

Em termos genéricos, qualquer dispositivo, máquina ou equipamento de trabalho deve estar sujeito a algum tipo de manutenção, de forma a garantir a continuidade do seu funcionamento e prolongar o seu período de vida útil. Para o referido efeito é necessário prestar-lhe uma manutenção adequada, que normalmente compreende intervenções de técnicos competentes que realizam as manutenções preventivas ou corretivas, em que são substituídos componentes desgastados ou deteriorados, assim como eliminadas eventuais anomalias que o equipamento possa apresentar.

É também importante realizar testes funcionais adequados de forma a inspecionar o equipamento, para que se possa garantir que este se encontra nas devidas condições de funcionamento. Se em qualquer ramo de trabalho esta regra é facilmente identificada, na área da saúde é absolutamente crucial. Seria desastroso que equipamentos dos quais as vidas dos utentes estão completamente dependentes, ventiladores anestésicos, ventiladores de transporte, ventiladores de cuidados intensivos, monitores de sinais vitais e incubadoras tivessem uma falha causada por falta de manutenção que provocasse no limite a sua morte.

Os equipamentos de eletromedicina têm, por isso, que ser periodicamente testados para que se possa confirmar a sua fiabilidade. Esse é um ponto bastante relevante da sua manutenção. O responsável por garantir a manutenção de equipamentos de eletromedicina tem que estar ciente das implicações apresentadas, assim como das normas de qualidade que regem o funcionamento deste tipo de equipamentos / serviços [2].

1.2 OBJETIVOS e METODOLOGIA

1.2.1 OBJETIVOS

Este estágio teve como objetivo genérico a consolidação da formação do aluno em contexto de trabalho no âmbito do Mestrado em Instrumentação Biomédica (MIB) e o aprofundamento de conceitos técnicos na área de eletromedicina. Para além da complementaridade da formação académica, acrescem outros objetivos mais específicos, nomeadamente, o de preparar adequadamente os alunos para a vida profissional e facilitar a sua integração no mercado de trabalho.

As vantagens pedagógicas da formação em estágio são a aproximação dos alunos à “vida real” empresarial e o desenvolvimento de competências dos estudantes, sobretudo a dois níveis: o desenvolvimento de competências técnicas e o desenvolvimento de competências interpessoais e sociais.

O estágio constitui assim uma oportunidade de aprendizagem que favorece o desenvolvimento no estudante de espírito de iniciativa e de atitudes proativas na identificação e resolução de problemas, sendo ao mesmo tempo uma forma suave de inserção dos estudantes no mercado de trabalho.

1.3 EMPRESA DE ACOLHIMENTO

1.3.1 CARACTERIZAÇÃO

A Dräger é uma empresa líder internacional nas áreas da tecnologia médica e da segurança. Fundada e sediada na Hanseática cidade de Lübeck no norte da Alemanha, em 1889.



Figura 1 – Cidade de Lübeck (Alemanha) [1].

A Dräger emprega cerca de 13.000 pessoas a nível mundial, sendo cerca de 6.000 da área dedicada a tecnologia médica. A empresa possui subsidiárias, de vendas e serviços, em perto de 50 países e está representada em mais de 190 países. As suas instalações de desenvolvimento e produção estão localizadas na Alemanha, Grã-Bretanha, Noruega, Suécia, África do Sul, Estados Unidos da América, Chile, República Checa e China. [41]

1.3.2 HISTÓRIA DA DRÄGER

A Dräger é desde a sua fundação em 1889 uma empresa familiar. Os nomes da empresa e dos empresários são os mesmos – os princípios também.

Há mais de um século que a Dräger se dedica ao desenvolvimento de soluções inovadoras para melhorar a prestação de cuidados aos pacientes em ambiente hospitalar, resultado de uma visão clara das necessidades existentes, de um diálogo constante com os clínicos e um investimento contínuo em Investigação e Desenvolvimento (I&D). A empresa comercializa uma vasta gama de produtos e serviços, com um claro enfoque nas áreas críticas hospitalares. [41]

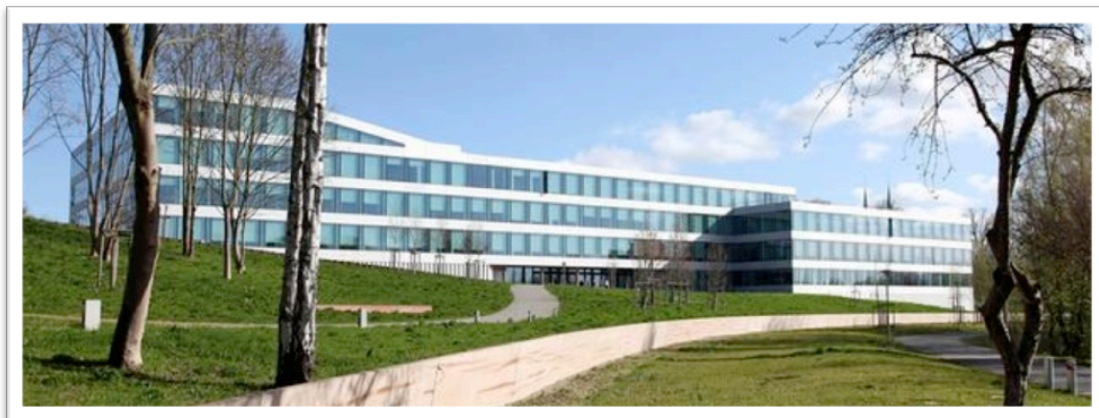


Figura 2 – Sede da Dräger (Lübeck, Alemanha) [1].

Technology for Life.

É neste lema que assenta toda a história Dräger.

Johann Heinrich Dräger escreveu o primeiro capítulo da história em 1889 devido a sua insatisfação com os sistemas de torneiras de cerveja. Inconformado com o facto do fluxo de cerveja ser inconsistente e dos sistemas geralmente não funcionarem adequadamente, Johann desenvolveu finalmente a primeira válvula redutora de pressão para dióxido de carbono: a válvula Lubeca. Decidiu não vender a sua invenção, tendo produzido a sua própria válvula. A partir daí várias foram as conquistas...

De seguida relatam-se alguns dos desenvolvimentos mais marcantes da história Dräger [1].

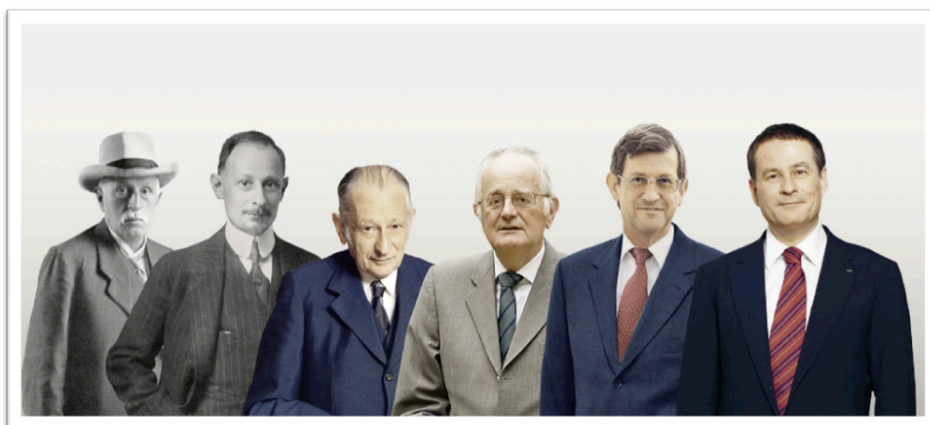


Figura 3 – Diretores da Dräger desde 1889 [1].

1889 | Válvula Lubeca

A primeira patente: A válvula de redução de pressão significa que agora é possível controlar com precisão a remoção de dióxido de carbono de um cilindro de alta pressão [1].



Figura 4 – Válvula Lubeca [1].

1902 | Primeiro equipamento de anestesia: Roth-Dräger

Em 1902 nasce o primeiro equipamento de anestesia do mundo. Este possui uma botija de oxigénio com uma válvula redutora que controla o fluxo gasoso e dois dispositivos de anestésico, um para clorofórmio e outro para éter, conforme representado na Figura 5. Neste equipamento, o fluxo de oxigénio para além de fornecer o volume respiratório, faz funcionar um injetor que arrasta o anestésico do frasco para o paciente. Assim, o circuito pode ser controlado com precisão pelo número de gotas debitadas por minuto e que o paciente inala a partir de um balão anestésico, sendo que o volume expirado sai para a atmosfera através de uma válvula expiratória localizada na máscara [1].



Figura 5 – Equipamento de Anestesia Roth-Dräger [1].

1907 | Pulmotor

O primeiro aparelho de respiração de emergência produzido em série no mundo, com autonomia de até duas horas e meia. Foi perspectivado para salvar pessoas que perdem a consciência por deficiência de oxigénio [1].

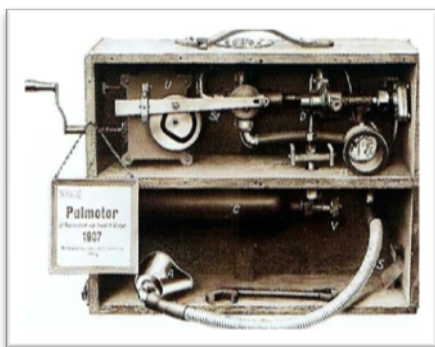


Figura 6 – Ventilador Pulmotor [1].

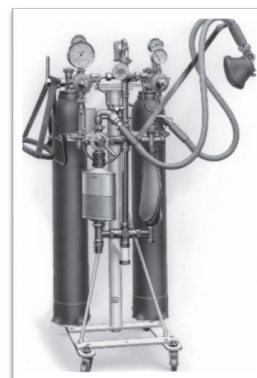


Figura 7 – Equipamento de Anestesia – Model A [1].

1926 | MODEL A

O primeiro equipamento de anestesia com circuito fechado com um agente absorvente de dióxido de carbono proveniente do ar expirado, que retorna ao equipamento [1].

1931 | O primeiro voo para além da estratosfera

A 27 de maio de 1931, o professor Auguste Piccard e seu assistente, Paul Kipfer, elevam-se à estratosfera num balão de gás. Este é o primeiro voo para a estratosfera na história humana. Respirar a esta altitude não era até então possível. Esta experiência é tornada possível em parte pela tecnologia Dräger através de oxigénio líquido e de um aparelho de respiração com oxigénio comprimido [1].



Figura 8 – Primeiro voo à estratosfera [1].

1947 | Pulmão de Ferro (Iron-Lung)

O primeiro dispositivo da Dräger para ventilação a longo prazo, desenvolvido em condições difíceis de pós-guerra. Trata-se de um ventilador, que ao contrário dos atuais, funcionava através da criação de uma pressão negativa intermitente, aplicada no exterior da caixa torácica, para tratamentos de longa duração. Consiste num cilindro metálico hermético, que por intermédio de um motor elétrico de sucção causa uma pressão negativa no seu interior. Esta pressão negativa transmite-se à cavidade torácica que pelo facto da pressão atmosférica ser mais elevada, força o ar a entrar para dentro dos pulmões.

Estes dispositivos acabaram por ter uma enorme utilização nos anos 40 e 50, aquando da epidemia de Poliomielite na Dinamarca [1].

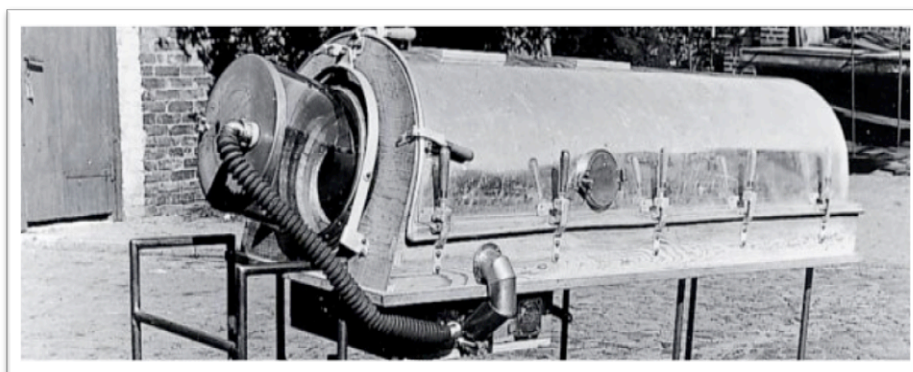


Figura 9 – Ventilador Iron-Lung [1].

1948 | Model F

Em 1948 surge o model F, um aparelho de anestesia com duas grandes botijas, uma de oxigénio e outra de protóxido de azoto. Este aparelho utilizava um sistema circular com reaproveitamento dos gases expirados. Foi o primeiro aparelho da Dräger a usar o controlo por debitómetro dos gases frescos que entram no circuito e o primeiro aparelho do mundo a dispor de aparelho de sucção brônquica que funcionava por meio de um dispositivo de ejeção por sistema de *Venturi* com fluxo de oxigénio [1].



Figura 10 – Equipamento de anestesia Model F [1].

1951 | II-M-100

A primeira incubadora Dräger fechada para prematuros e bebês recém-nascidos [1].



Figura 11 – Incubadora II-M-100 [1].

1978 | OXYLOG

O sucessor do Pulmotor: Um ventilador de emergência para uma ventilação com volume constante. O Oxylog é um equipamento extremamente robusto, o que o torna ideal para transporte em veículos de emergência ou helicópteros ou dentro do próprio hospital. Para maior conveniência, funciona de forma pneumática, sendo totalmente independente de qualquer tipo de fornecimento elétrico [1].



Figura 12 – Ventilador Oxylog [1].

1988 | CICERO

Primeira estação de trabalho de anestesia que integra a dosagem de gás, a ventilação, a monitorização com um ecrã a cores para visualização de parâmetros hemodinâmicos e respiratórios do paciente num só equipamento. O principal conceito deste equipamento é a ventilação por pistão, substituindo com diversas vantagens a ventilação por fole, prática comum na altura [1].



Figura 13 – Equipamento de anestesia Cicero [1].

1989 | Babylog 8000

O primeiro ventilador projetado especialmente para bebês prematuros, recém nascidos e crianças com peso inferior a 20kg. Ventilador de Cuidados Intensivos Neonatais de fluxo contínuo que graças à proximidade do sensor de fluxo ao paciente tem sido o ventilador principal há mais de 20 anos no campo da ventilação neonatal, o qual dispõe, como opção, da possibilidade de ventilar com alta frequência [1].



Figura 14 – Ventilador neonatal Babylog 8000 [1].

1995| EVITA 4

O primeiro ventilador com elementos de controlo gráfico num ecrã sensível ao toque uma revolução em ventiladores operacionais, aliando a monitorização ao diagnóstico dos pacientes. Os principais benefícios são a possibilidade da ventilação invasiva e não invasiva, a integração da monitorização do CO₂, bem como os sistemas respiratórios abertos que permitem a respiração espontânea em qualquer momento da ventilação. O Evita 4 possui também o sistema automático de compensação de fugas, possibilitando assim uma maior independência do ventilador [1].



Figura 15 – Ventilador Evita 4 [1].



Figura 16 – Estação de anestesia Zeus [1].

2002 | ZEUS

A estação de trabalho de anestesia que reúne todos os processos, desde a anestesia à ventilação, até à monitorização de pacientes e gestão de dados.

O Zeus® abriu uma nova dimensão ao integrar a anestesia intravenosa com a ventilação típica da Unidade de Cuidados Intensivos (UCI) e monitorização topo de gama. A ventilação por turbina em circuito fechado abre um novo capítulo da história da anestesia. Outra característica inovadora prende-se pela utilização de vaporizadores com controlo digital da administração dos agentes voláteis.

Esta estação de anestesia integra também uma monitorização sofisticada com a possibilidade de integração em rede, o que permite a melhoria dos processos clínicos [1].

2011 | PulmoVista 500

Ventilação visível: um monitor pulmonar que exhibe a dispersão do ar no pulmão em tempo real, utilizando tomografia por impedância elétrica, permitindo a visualização de imagens de cortes transversais da região pulmonar.

Este permite detetar patologias pulmonares numa fase prévia e otimizar o processo ventilatório de cada paciente. Os benefícios deste equipamento prendem-se pela visualização em tempo real, constituindo um processo contínuo e não invasivo de medição constante [1].



Figura 17 – Monitor PulmoVista 500 [1].



Figura 18 – Estação de anestesia Perseus A500 [1].

2012 | Perseus A500

A estação de trabalho de anestesia oferece uma gama de combinações possíveis, o que significa que pode ser adaptado a processos de trabalho individuais para uma configuração ideal. O Perseus A500 pode ser combinado com uma solução de monitorização integrando os dados vitais do paciente, otimizando o fluxo de trabalho e reduzindo os riscos de erros médicos. Assim, este equipamento suporta a tecnologia *Smart Vaporizer* que permite prever as concentrações dos agentes anestésicos e melhorar a segurança do paciente em anestésias de baixo fluxo.

Hoje, Stefan Dräger é a quinta geração da família Dräger a liderar a empresa [1].

1.3.3 DRÄGER PORTUGAL

A Dräger Portugal é a subsidiária portuguesa da Dräger Medical, empresa de origem alemã líder no fabrico e comercialização de equipamentos e soluções integradas para cuidados críticos hospitalares. A empresa foi constituída em janeiro de 2009 com o objetivo de comercializar os produtos e soluções da Dräger Medical em Portugal. [41]

Esta empresa está certificada de acordo com as normas UNI EN ISO 13485:2004 e ISO 9001:2008 para manutenção de equipamentos médicos. Em Portugal a empresa existe desde 2010 está presente por todo o país. A sua sede em Portugal localiza-se em Lisboa, possuindo também delegações no Porto e em Coimbra, sendo que o estágio teve lugar na delegação de Coimbra (Figura 19) localizada mais precisamente na Urbanização da Quinta da Várzea, na Rua António Gonçalves, 283.



Figura 19 – Delegação da Dräger em Coimbra.

A delegação de Coimbra presta serviços de manutenção na zona centro, a cerca de 33 clientes – de entre os quais se destacam, pela grande representatividade da marca nos mesmos:

- Centro Hospital Universitário de Coimbra (CHUC);
- Centro Hospitalar Tondela-Viseu, EPE;
- Centro Hospitalar do Oeste/Unidade Hospitalar das Caldas da Rainha;
- Hospital Distrital de Santarém, EPE.

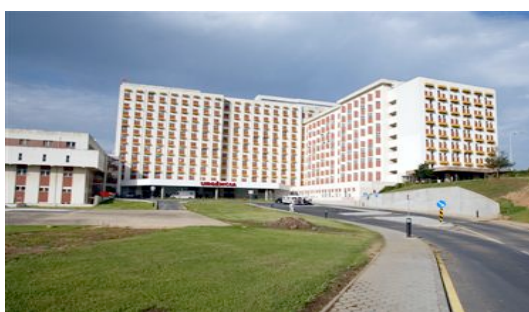
Centro Hospital Universitário de Coimbra (CHUC)

O Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra, EPE. (CHUC, EPE), foi criado pelo Decreto-Lei n.º 30/2011, de 2 março, por fusão dos Hospitais da Universidade de Coimbra, EPE., do Centro Hospitalar de Coimbra, EPE., e do Centro Hospitalar Psiquiátrico de Coimbra.

Por seu lado o antigo Centro Hospitalar de Coimbra, EPE, integrava três estabelecimentos hospitalares: o Hospital Geral (também conhecido por Hospital dos Covões), o Hospital Pediátrico e a Maternidade Bissaya Barreto, e tinha sido criado pelo Decreto-Lei n.º 50- A/2007, de 28 de fevereiro.

Assim a estagiária teve de se deslocar às instalações de alguns destes clientes para no local efetuar as ações de manutenção nos dispositivos da marca, sendo que alguns desses espaços físicos deste estágio dividiram-se pelos seguintes locais pertencentes ao CHUC [2]:

- Hospitais da Universidade de Coimbra (HUC);
- Hospital Pediátrico de Coimbra (HP);
- Maternidade Dr. Daniel de Matos;
- Maternidade Bissaya Barreto (MBB);



a)



b)



c)



d)

Figura 20 – Hospitais do CHUC com equipamento Dräger.

- a) Hospitais da Universidade de Coimbra [35], b) Hospital Pediátrico de Coimbra [36],
c) Maternidade Dr. Daniel de Matos [37], e d) Maternidade Bissaya Barreto [37].

Centro Hospitalar Tondela-Viseu, EPE

Este hospital integra o Centro Hospitalar Tondela Viseu, EPE (CHTV) criado pelo Decreto-Lei nº 30/2011, de 2 de março de 2011, o qual agrega o Hospital de São Teotónio – Viseu e o Hospital Cândido de Figueiredo – Tondela. Trata-se de um Centro Hospitalar classificado como Hospital Central, pela Portaria nº 1140/2005, de 7 de novembro, tendo

em conta: “...as respetivas valências (diferenciação) e área de influência...”.



Figura 21 – Hospital São Teotónio (Viseu) [38].

O Hospital de São Teotónio situa-se na zona urbana da cidade de Viseu, e integra o Departamento de Psiquiatria e Saúde Mental, o qual se localiza a aproximadamente 7 km de distância. Possui uma oferta de 35 especialidades médicas, sustentadas por um vasto quadro de profissionais de saúde, dedicados ao tratamento dos seus pacientes.

O Hospital Cândido de Figueiredo, por sua vez, localiza-se na cidade de Tondela, a 24 km da unidade de Viseu, e embora sendo um hospital de pequenas dimensões, inclui uma importante e produtiva Unidade de Cirurgia de Ambulatório, uma unidade de internamento de Medicina Interna e uma Unidade de Cuidados Paliativos, que é parte integrante da Rede Nacional de Cuidados Continuados Integrados. No que respeita à diferenciação dos Serviços de Urgência do CHTV, a unidade de Tondela dispõe de um Serviço de Urgência Básico, enquanto a unidade de Viseu detém um Serviço de Urgência Polivalente sendo a única urgência classificada como tal no interior da Região Centro. [3]



Figura 22 – Hospital Cândido de Figueiredo (Tondela) [38].

Unidade Hospitalar das Caldas da Rainha (Centro Hospitalar do Oeste)

O Centro Hospitalar do Oeste (CHO) foi criado no dia 1 de outubro de 2012, resultado da fusão hospitalar do antigo Centro Hospitalar do Oeste Norte e do antigo Centro Hospitalar de Torres Vedras (Portaria n.º 276/2012). Constituem o CHO, a Unidade das Caldas da Rainha, a Unidade Termal das Caldas da Rainha, a Unidade de Peniche e a Unidade de Torres Vedras. [4]



Figura 23 – Unidade hospitalar das Caldas da Rainha [39].

Hospital Distrital de Santarém, EPE

O Hospital Distrital de Santarém conta atualmente com uma lotação de 372 camas, das quais 176 estão afetas à área médica, 125 à Cirurgia, 18 à Psiquiatria e Saúde Mental, 47 ao departamento da Mulher e Criança e 6 à Unidade de Cuidados Intensivos. A instituição encontra-se igualmente dotada de todas as principais especialidades médicas e cirúrgicas, servindo uma população de aproximadamente 192.000 habitantes. Em dezembro de 2005, o Hospital Distrital de Santarém, S.A. foi transformado em entidade pública empresarial pelo Decreto-Lei n.º 93/2005, de 7 de junho, assumindo desde então a denominação de Hospital Distrital de Santarém, EPE [5].



Figura 24 – Hospital Distrital de Santarém [40].

1.3.4 METODOLOGIA DA EMPRESA

O método de funcionamento utilizado na Dräger passa pela oferta de contratos de manutenção com os diversos centros hospitalares onde está presente. Assim, dependendo dos termos destes contratos a empresa é responsável pela realização das manutenções preventivas necessárias aos equipamentos incluídos em contrato, que normalmente incluem os componentes (kits) necessários para executar essas manutenções. Pode ainda estar celebrado em contrato que a Dräger seja responsável por solucionar todas as anomalias que eventualmente possam surgir, desde que ainda existam componentes para o efeito. Por vezes é também elaborado um orçamento de reparação para apresentar ao centro hospitalar, que fica sujeito a aprovação por parte dos Serviços de Instalações e Equipamentos (SIE) em função de critérios de benefício/custo específicos.

A organização das manutenções em contrato, é feita com o auxílio de um *software* de base de dados *Field Service Software* (FSS) que tem registos de todos os equipamentos e manutenções efetuadas, bem como os protocolos de manutenção de cada equipamento, estes são definidos pelo fabricante, que é a única entidade autorizada para o efeito. Desta forma basta gerir as manutenções preventivas de acordo com a sua periodicidade (semestral, anual ou em função do número de horas de funcionamento) levando em conta a última manutenção efetuada num determinado equipamento.

Os pedidos de intervenção para manutenções corretivas, são enviados à Dräger pelo engenheiro dos SIE responsável ou pelo utilizador final do equipamento, normalmente profissionais de saúde.

Ainda no que diz respeito ao serviço prestado pela Dräger, este é realizado nas instalações do cliente, habitualmente hospitais e clínicas. Estes processos internos são validados por uma empresa acreditada para o efeito: A TUV Nord. A TUV Nord (abreviatura alemã: *Technischer Überwachungsverein*, inglês: *Technical Inspection Association*) é uma organização que trabalha para validar a segurança de produtos e serviços de todos os tipos para proteger os seres humanos, os bens materiais e o meio ambiente contra os perigos. [42]

Assim, e desta forma importa também referir que todos os serviços prestados ao cliente para além desta certificação, contam também com o suporte de ferramentas calibradas e certificadas por um laboratório independente – a TRESICAL que fornece uma medição de verificação, de calibração e de ensaio que são certificados de acordo com a norma ISO/IEC 17025 que se define como os "Requisitos gerais para a competência de laboratórios de ensaio e a calibração" e ISO 9001 que determina os requisitos para um "sistema de gestão da qualidade", que inclui uma regulamentação do sistema de qualidade e referências metrológicas. [43]

Um dos principais objetivos da Dräger é a prestação de serviços pré e pós-venda de alta qualidade e competência, de forma a garantir a disponibilidade dos equipamentos sempre nas mais adequadas condições de funcionamento.

1.4 PLANO DE TRABALHO

O presente estágio teve o seguinte plano de trabalhos que englobou os seguintes passos:

1. Pesquisa bibliográfica, preparação do projecto, relatórios intermédios (estado da arte e tecnologias relevantes);
2. Tarefas no âmbito do estágio o qual tem três pontos essenciais tendo em conta as normas de qualidade:
 - a. Princípios de funcionamento de equipamentos médicos Dräger;
 - b. Manutenção preventiva e correctiva de equipamentos médicos Dräger;
3. Resultados experimentais relativo às soluções implementadas;
4. Escrita do relatório de estágio.

1.4.1 CRONOGRAMA DO ESTÁGIO

O presente estágio, em contexto de empresa, decorreu na delegação de Coimbra da Dräger Portugal, com início no dia 11 de janeiro de 2017 e *terminus* no dia 22 de julho de 2017. Durante esse período a estagiária executou diariamente, as tarefas presentes no plano de estágio no horário de trabalho protocolado.

A estagiária deslocou-se ao ISEC, designadamente ao DEE, pelo menos uma vez por mês, na forma de reuniões de acompanhamento dos trabalhos efetuados e de suporte na escrita e correção do relatório de estágio. As referidas reuniões tinham uma duração média de uma hora e meia. Para além disso existiram três reuniões de acompanhamento do estágio nas instalações da Dräger Coimbra.

O estágio compreendeu quatro fases distintas, as quais tiveram lugar nas datas presentes no cronograma do Quadro 1.

Quadro 1 – Planeamento das tarefas a realizar.

Mês	dez.16	jan.17	fev.17	mar.17	abr.17	mai.17	jun.17	jul.17
Fase 1	X							
Fase 2	X							
Fase 3			X	X	X	X	X	X
Fase 4							X	X

Fase 1: Preparação do estágio, estudo do estado da arte e tecnologias relevantes;

Fase 2: Adaptação às atividades da empresa, registo e organização de elementos;

Fase 3: Execução de ações de manutenção diversas em equipamento Dräger dos clientes;

Fase 4: Elaboração e entrega do relatório final provisório.

1.5 ESTRUTURA DO DOCUMENTO

O presente relatório apresenta ao longo de seis capítulos os aspectos teóricos associados às tarefas realizadas durante o estágio. Nestes capítulos estão explicitados todos os pontos relevantes do trabalho desenvolvido.

Todo o enquadramento, bem como contextualização histórica, metodologia de funcionamento da empresa e a sua caracterização são os temas apresentados no primeiro capítulo.

Nos três capítulos seguintes são fundamentados os pontos relevantes de um ponto de vista clínico, na área da ventilação, anestesia e monitorização de sinais vitais, rematando cada um destes capítulos com a exemplificação de um equipamento Dräger de cada uma dessas áreas de atuação.

No quinto capítulo são elencados e especificados os equipamentos analisados incluindo os equipamentos de apoio, bem como, os procedimentos efetuados em cada um deles.

As considerações finais, desenvolvimentos futuros e a síntese do trabalho efetuado constituem o sexto e último capítulo deste relatório.

2. VENTILAÇÃO PULMONAR MECÂNICA

Neste capítulo são descritos os fundamentos teóricos essenciais à compreensão do funcionamento dos ventiladores pulmonares mecânicos. Desta feita, discute-se o que é a respiração, função básica pulmonar e diferentes pontos inerentes e essenciais para uma melhor sedimentação destes conceitos.

Os diferentes modos ventilatórios existentes, bem como as técnicas terapêuticas obtidas com as funcionalidades disponibilizadas pelo ventilador são também mencionadas.

2.1 INTRODUÇÃO

A respiração pulmonar é o mecanismo responsável pela troca de gases em todos os tecidos do corpo humano, mantendo e produzindo inúmeras funções metabólicas vitais. O mecanismo da respiração pulmonar inclui o movimento de respiração, propriamente dito, o intercâmbio gasoso de oxigênio e dióxido de carbono entre o ar e o sangue nos pulmões, o transporte de gases desde os capilares pulmonares até aos tecidos do corpo e a troca de gases por tecido (respiração celular). [6].

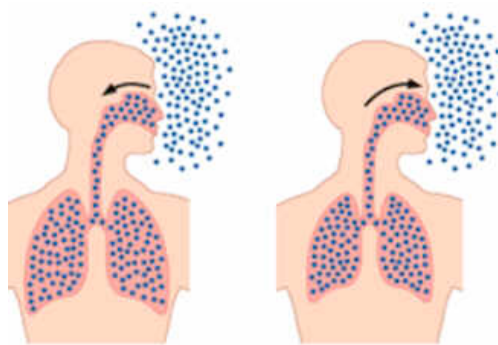


Figura 25 – Inspiração e expiração [6].

No ser humano a respiração pulmonar (troca de substâncias gasosas - O_2 e CO_2), ocorre entre o ar e a corrente sanguínea, sendo feita pelo sistema respiratório que compreende: nariz, cavidade nasal dividida em duas fossas nasais, faringe, laringe, traqueia, brônquios e pulmões com bronquíolos e alvéolos. Nos alvéolos pulmonares, o oxigênio (O_2) passa para o sangue (glóbulos vermelhos), enquanto o dióxido de carbono (CO_2) o abandona – o chamado processo, de hematose pulmonar [6].

"Em estados patológicos nos quais a respiração está comprometida, os ventiladores mecânicos facilitam esta troca, podendo este suporte ser oferecido com diferentes níveis de participação do paciente conforme a sua condição clínica [6]."

2.2 PRINCÍPIOS VENTILAÇÃO MECÂNICA PULMONAR

O ventilador mecânico pulmonar é utilizado para ventilar artificialmente os pulmões. O seu objetivo é prover suporte a pacientes com insuficiência respiratória, quer seja completo ou parcial, temporário ou permanente.

O seu campo de aplicação é bastante amplo e pode ser utilizado desde pacientes que nascem prematuramente até aos adultos. [7].

Atualmente, a maioria dos ventiladores mecânicos pulmonares providencia a ventilação das vias respiratórias com volumes de ar (volume corrente/tidal - VT), por via de uma máscara (ventilação não invasiva) ou de tubo endotraqueal (ventilação invasiva) gerando entre as vias aéreas superiores e os alvéolos, um gradiente de pressão que proporciona a insuflação e desinsuflação, de forma a substituir toda ou parte da ação dos músculos envolvidos na respiração, do diafragma e do controlo neuronal da respiração. Este gradiente é garantido através do aumento da pressão da via aérea, ou seja, ventilação por pressão positiva [7].

Importa referir também que existem fatores a ter em conta aquando da ventilação mecânica pulmonar no que diz respeito as características fisiológicas do paciente, sendo eles a resistência respiratória e a *compliance* pulmonar. A resistência respiratória é definida como a relação existente entre o gradiente de pressão e o fluxo, como explicitado na seguinte fórmula [7]:

$$R = \frac{\Delta P}{\dot{V}} = \frac{P_{\text{boca}} - P_{\text{alveolo}}}{\dot{V}}$$

na equação a variável R representa a resistência do sistema; ΔP representa a diferença de pressões existente entre a boca e os alvéolos e $\dot{V}$ representa o fluxo de ar.

Por sua vez, a *compliance* pulmonar é o conjunto de forças que se opõem à distensão na fase inspiratória, ou seja, é a relação existente entre a alteração do volume gasoso pulmonar e o consequente valor máximo de variação na pressão das vias aéreas [8].

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

na equação a variável C representa a *compliance*; ΔV representa a diferença de volume e ΔP representa a diferença de pressões existente entre a boca e os alvéolos.

2.3 TIPOS DE VENTILAÇÃO

A ventilação mecânica pode ser classificada em invasiva ou não-invasiva, conforme a interface entre o aparelho e o paciente seja realizada por meio de intubação endotraqueal ou por máscara, respetivamente.

A ventilação não invasiva (VNI) refere-se à aplicação de um suporte ventilatório sem recurso a métodos invasivos da via aérea. Este tipo de ventilação tem um papel cada vez mais importante, quer na doença respiratória crónica, quer patologia aguda (unidades de cuidados intensivos).

2.3.1 VENTILAÇÃO NÃO INVASIVA

A adequada seleção dos candidatos ao uso da ventilação não invasiva é o primeiro passo para o sucesso da técnica. Como a VNI é uma modalidade de suporte ventilatório parcial e sujeita a interrupções, essa técnica não deve ser utilizada em pacientes totalmente dependentes da ventilação mecânica para se manterem vivos. A cooperação do paciente é importante para o sucesso da VNI, tornando o seu uso limitado nos pacientes com alterações do estado de consciência ou com agitação. Da mesma forma, pela inexistência de uma prótese traqueal a VNI só deve ser utilizada em pacientes capazes de manter a permeabilidade da via aérea superior, assim como a integridade dos mecanismos de deglutição e a capacidade de mobilizar secreções [9].

Constituem vantagens da VNI, o facto de ser mais confortável e cómoda para o doente, já que utiliza apenas uma máscara no nariz, permitindo-lhe falar ou comer enquanto faz o tratamento. Na maior parte dos casos, os doentes apenas necessitam de utilizar a VNI durante a noite, enquanto dormem, o que atesta o facto de ser uma modalidade terapêutica bem tolerada [9].

Por ser fácil de instituir e de retirar, pode ser efetuada fora de uma UCI o que leva a uma diminuição do tempo de internamento hospitalar, da mortalidade e consequente diminuição dos custos [9].

2.3.2 VENTILAÇÃO INVASIVA

Na ventilação invasiva utiliza-se um tubo endotraqueal ou uma máscara laríngea, podendo ainda em pacientes de longo tratamento respiratório recorrer-se a uma traqueostomia.

2.4 MODOS VENTILATÓRIOS

A ventilação pode ser controlada por volume ou por pressão. Este capítulo fornece a descrição sobre os principais modos ventilatórios, esclarecendo as evidências de seu uso em diferentes contextos clínicos.

Desta forma, importa referir que os ciclos podem ser definidos em dois tipos:

Ciclo controlado: Ocorre quando o paciente é passivo e totalmente dependente do equipamento, o utilizador define o volume-minuto ou pressão e a frequência respiratória;

Ciclo assistido: Quando a frequência respiratória é definida pelo esforço do paciente que despoleta as respirações (*trigger*);

Ciclos combinados: Quando a frequência respiratória resulta de uma combinação de ciclos mandatórios fornecidos pelo ventilador com ciclos despoletados pelo esforço do paciente. Assim, promove-se a independência do paciente em relação ao ventilador num processo vulgarmente conhecido como desmame ventilatório (*weaning*).

2.4.1 VENTILAÇÃO CONTROLADA EM VOLUME

A ventilação controlada em volume é caracterizada pelo fornecimento de um nível de volume de ar definido pelo utilizador, que será entregue ao paciente durante um dado período de tempo suficiente para atingir o volume minuto pré-estabelecido [7].

Neste tipo de controlo, a grande desvantagem é a possibilidade de se atingem altas pressões nas vias aéreas e o risco aumentado de barotrauma. O operador pode escolher como o volume será entregue ao paciente, definindo o tempo de inspiração e o fluxo.

Durante esta fase ativa de fluxo a pressão aumenta até à pressão de pico. O volume na curva de volume aumenta linearmente, devido ao fluxo constante de entrada. Após o ventilador completar a administração do volume regulado, o ventilador não fornece mais gás dando-se a transição para a fase seguinte. Estas definições são importantes para determinar a pressão média nas vias aéreas e o conforto ou a tolerância do paciente ao receber a ventilação [7].

O gráfico de volume representa, na parte ascendente, o volume pulmonar inspirado e na curva descendente, o volume pulmonar expirado. Os volumes são iguais a menos que exista uma fuga ou desconexão do circuito.

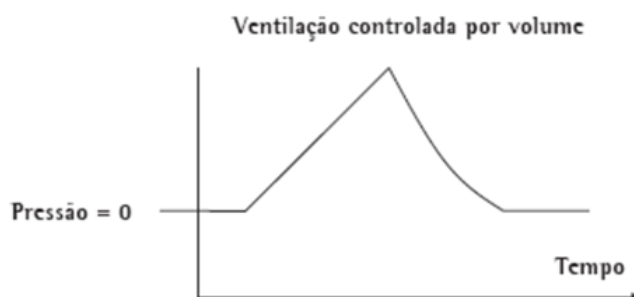


Figura 26 – Curva de volume típica de um ventilador controlado por volume [7].

2.4.2 VENTILAÇÃO CONTROLADA POR PRESSÃO

A ventilação controlada por pressão é caracterizada pelo fornecimento de uma pressão inspiratória, definida pelo utilizador que ventila o paciente durante um determinado período de tempo suficiente para que seja fornecido um volume ventilatório que depende das características fisiológicas do paciente.

Neste modo, o ventilador fecha a válvula de expiração e fornece um fluxo de ar elevado. Isto resulta rapidamente num aumento da pressão inspiratória no sistema, começando os pulmões a encher. Como resultado da resistência do tubo e da expansão dos pulmões, entre outras coisas, a pressão inspiratória prevalece. O decréscimo contínuo da diferença de pressão entre o sistema de respiração e os pulmões nesta fase conduz a um desaceleramento do fluxo de gás fornecido característico dos sistemas de ventilação controlados por pressão [7].

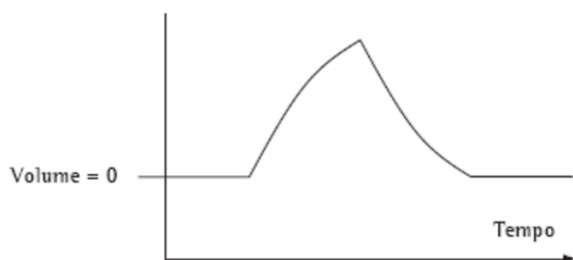


Figura 27 – Curva de volume típica de um ventilador controlado por pressão [7].

2.4.3 MODOS VENTILATÓRIOS DO DRÄGER EVITA INFINITY® V500

Atualmente, os equipamentos (ventiladores) Dräger implementam diversos modos ventilatórios disponíveis como foi referido anteriormente, a sua escolha depende essencialmente das características clínicas do paciente, bem como da experiência dos profissionais de saúde. Assim, são apresentados alguns dos modos ventilatórios mais usuais [9].

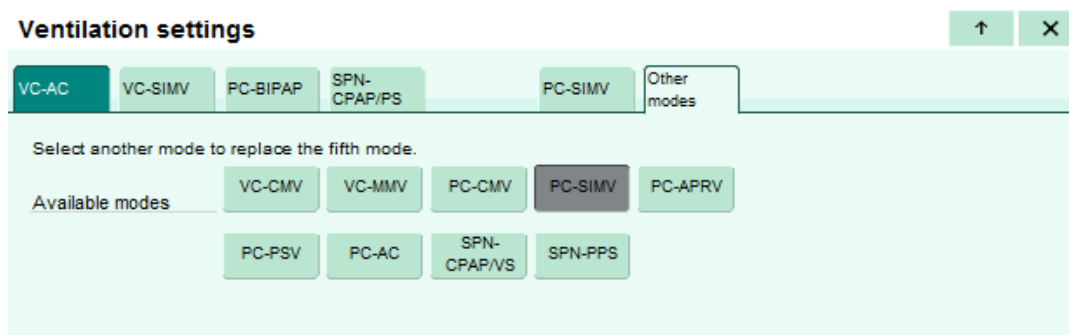


Figura 28 – Definições do ventilador V500.

O Dräger Evita Infinity® V500 disponibiliza os seguintes modos ventilatórios:

- Volume Controlled – Assist Control (VC-AC);
- Volume Control – Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation;
- Pressure Control – Biphase Positive Airway Pressure (PC-BIPAP).

2.4.4 VOLUME CONTROLLED – ASSIST CONTROL (VC-AC)

O modo VC-AC é um modo de ventilação comumente utilizado em Unidades de Cuidados Intensivos. Um dos conceitos chave deste modo é que o volume corrente (VT) administrado é igual, independentemente do facto do ciclo respiratório ter sido desencadeado pelo paciente ou pelo ventilador. No início de cada ciclo, o ventilador deteta se existiu alguma tentativa de inspiração por parte do paciente através da deteção de uma pressão negativa das vias aéreas ou de fluxo inspiratório. O limite de pressão ou fluxo necessário para desencadear uma respiração geralmente é estabelecido pelo utilizador do ventilador através da regulação do *trigger*. Se até determinada altura (definida pela frequência respiratória), não tiver sido detetada qualquer tentativa de inspiração por parte do paciente, o ventilador irá entregar o volume corrente ajustado [9].

Seguindo como exemplo a Figura 29 em que a frequência respiratória ou na linguagem anglo-saxónica, *Respiratory Rate* (RR) foi ajustada em 12 respirações por minuto e o volume corrente em 500ml isto significa que ao fim de um minuto o volume teórico será de 6,0 l/min (5,57l/min na Figura 29). A pressão máxima ou na linguagem anglo-saxónica, *Peak Inspiratory Pressure* (PIP) necessária para atingir este volume é de 12mbar, e a curva de fluxo representa uma aceleração condizente com os parâmetros definidos.

Resumindo, no modo VC-AC as pressões das vias aéreas geradas pela configuração seleccionada no ventilador são determinadas pela *compliance* do sistema respiratório do paciente e pela resistência pulmonar do mesmo, podendo o utilizador definir apenas o valor máximo de pressão inspiratória aceitável para a terapia em causa.

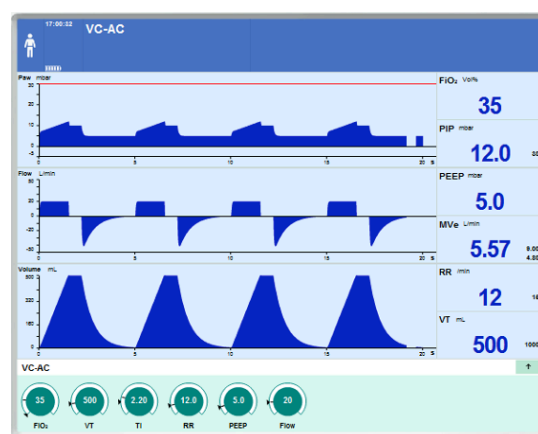


Figura 29 – Modo VC-AC do ventilador V500.

Quando a válvula expiratória abre, o paciente exala até que a pressão nas vias aéreas atinja o valor da pressão expiratória final ou na linguagem anglo-saxónica, *Positive End Expiratory Pressure* (PEEP). Esta pressão final é normalmente ajustada ligeiramente acima da pressão atmosférica para prevenir atelectasias, diminuir o trabalho inspiratório de respiração e melhorar a troca de gases. (Na Figura 29 o valor de PEEP é de 5mbar.)

A partir de 1996, a Dräger introduziu nos seus ventiladores um novo conceito: o AutoFlow®. O objetivo deste modo é encontrar a pressão mínima constante para entregar o volume corrente solicitado utilizando uma curva de fluxo desacelerante [10].

Quando o AutoFlow é ativado são utilizados três ciclos respiratórios de teste, para determinar a pressão adequada para o volume corrente solicitado.

No primeiro ciclo de teste o volume selecionado é entregue em volume controlado com uma pressão mais baixa do que aquilo que seria expectável. No segundo ciclo de teste a respiração é entregue com 80% da pressão medida no ciclo anterior e mede-se o volume corrente no final do ciclo. No terceiro e último ciclo deverá existir apenas uma variação de ± 3 mbar em relação ao valor mínimo de pressão possível para atingir o volume corrente selecionado. Para os ciclos que se seguem, o ventilador compara os valores de pressão e de volume dos ciclos anteriores, sendo que a pressão não variará mais do que cerca de 3 mbar entre respirações ajustando automaticamente e compensando as alterações de *compliance* e de fugas [10].

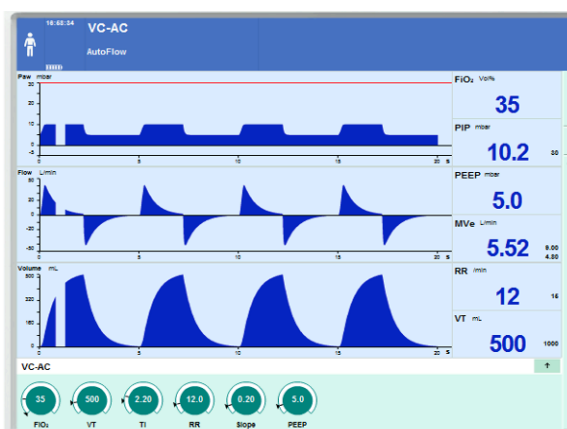


Figura 30 – Modo VC-AC com AutoFlow® do ventilador V500.

Desta forma, comparando a Figura 29, em que o valor de pico da pressão inspiratória é de 12mbar com a Figura 30 em que é 10,2mbar, podemos comprovar que através deste modo é possível a entrega do mesmo volume corrente (500ml) com uma pressão mais baixa e um fluxo desacelerante o que constituiu um benefício clínico na medida em que esta ventilação é menos “agressiva”, exige menos sedação e relaxantes musculares, contribui também uma melhoria na troca de gases e na libertação de secreções para o paciente.

2.4.5 VOLUME CONTROL-SYNCHRONIZED INTERMITTENT MANDATORY VENTILATION

Neste modo de ventilação há uma combinação de ventilação controlada ou mandatória intercalada com ventilações espontâneas do paciente através do circuito ventilatório.

Os ciclos controlados são volumétricos, ou seja, garantem um certo volume tidal (VT) e são desencadeados por um mecanismo temporal, porém o intervalo entre um ciclo e outro não é constante, o aparelho aguarda, por exemplo, durante o período em que o paciente está a expirar, ou seja, é sincronizado com a respiração natural do paciente e por isso recebe o nome de ventilação mandatória intermitente sincronizada, em inglês, *Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation* (SIMV) [10].

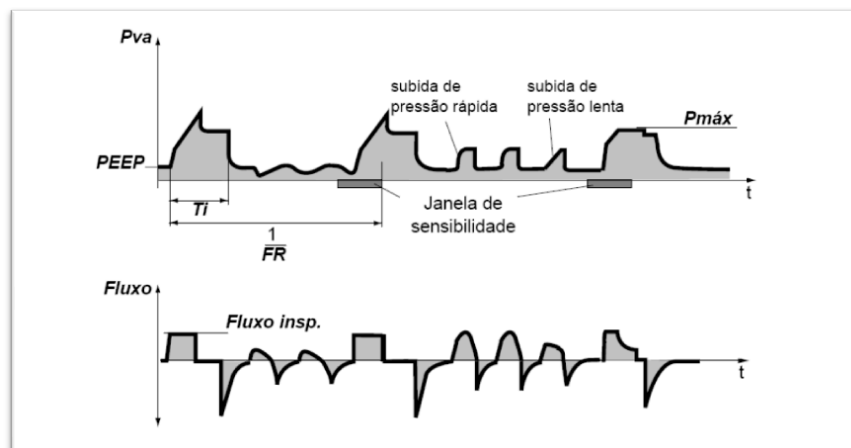


Figura 31 – Modo SIMV: curvas de pressão e fluxo [10].

As respirações mandatórias podem ser desencadeadas pelo esforço inspiratório do paciente. Uma respiração mandatória só pode ser desencadeada dentro de uma "janela de sensibilidade" (ver Figura 31) pelo *trigger* de fluxo, em sincronia com o esforço inspiratório espontâneo do paciente.

Isto evita que a respiração mandatória seja aplicada durante a expiração. A duração da janela de sensibilidade é de 5 segundos na categoria de paciente adulto e de 1,5 segundos nas categorias de paciente pediátrico ou neonato. O número de respirações mandatórias é determinado pela frequência respiratória (FR). Se o paciente respirar no início da janela de sensibilidade e já tiver inspirado um volume significativo, o Evita V500 tem em conta este volume. Durante a respiração mandatória subsequente, a unidade de ventilação reduz a fase de fluxo inspiratório e prolonga a pausa inspiratória [10].

Este modo é predominantemente utilizado para o desmame da ventilação, ou seja, o processo de retirada gradual do suporte ventilatório permitindo que o paciente exercite a sua musculatura respiratória, através de respirações espontâneas, dando ao médico intensivista a possibilidade de avaliar a capacidade do paciente para manter a respiração espontânea e encorajando a mesma.

Assim e tomando como exemplo a comparação entre as Figuras 32 a) e b), pode-se observar que na primeira existe atividade respiratória espontânea, representada pela parte castanha da curva de fluxo, pode-se constatar que a frequência respiratória real não coincide com a programada (RR programada 6,0 r/min; real 10,0 r/min) e que o volume minuto é superior ao pré-estabelecido. Na figura 32 b) ao não existir atividade espontânea os valores programados correspondem aos medidos [10].

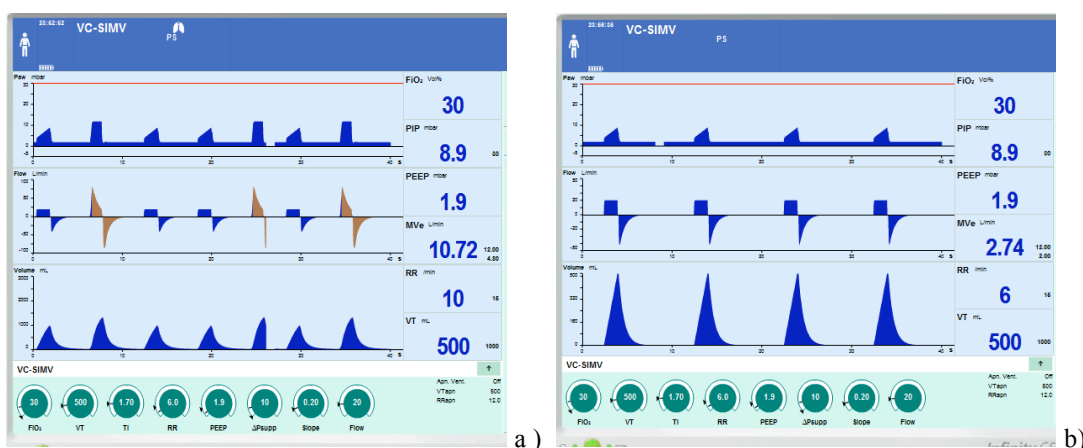


Figura 32 – Modo VC-SIMV do ventilador V500.

a) Com atividade espontânea, b) Sem atividade espontânea.

Pressure Control-Biphasic Positive Airway Pressure (PC-BIPAP)

Em 1989, a Dräger lançou o APRV na sua primeira forma, tendo sido daí em diante os seus algoritmos ajustados, dando origem ao modo BIPAP.

Essencialmente são utilizados dois níveis de *Continuous Pressure Airway Control* (CPAC) ou seja são utilizados dois níveis de pressão numa ventilação do tipo pressométrico e o paciente pode respirar sobre ambos os níveis de pressão.

O nível de pressão superior é determinado pela P_{insp} , o nível inferior pelo valor de PEEP. A duração das respirações mandatórias é determinada pelo tempo de inspiração (T_i). Tal como acontece em todos os modos de ventilação controlada por pressão, o volume corrente fornecido depende da diferença de pressão " P_{insp} -PEEP", da mecânica pulmonar (resistência e *compliance*) e da função respiratória do paciente. A subida de pressão desde o nível de pressão inferior PEEP até ao nível de pressão superior P_{insp} é determinada pela definição de Rampa [11].

No modo BIPAP e dentro de um *trigger* definido, o paciente pode desencadear as respirações mandatórias, sendo a respiração espontânea permitida durante todo o ciclo ventilatório.

O modo BIPAP tem todos os benefícios da ventilação controlada por pressão, uma vez que proporciona uma melhor oxigenação, o controlo de pressões em mudanças de resistência e *compliance* do paciente, melhoria das trocas pulmonares devido a pressões constantes ao longo da expiração, pressões de pico reduzidas para o mesmo volume corrente *versus* volume controlado, otimização dos tempos inspiratórios e capacidade de os definir com base no fluxo, bem como a melhoria do conforto do paciente [11].

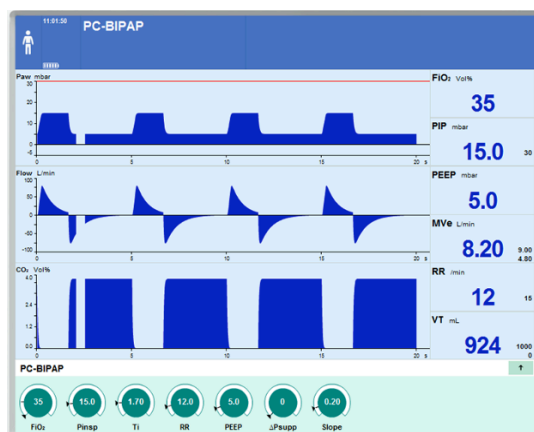


Figura 33 – Exemplo do Modo PC-BIPAP do ventilador V500.

Na Figura 33 exemplifica-se o modo BIPAP com dois níveis de pressão, o de 15mbar (PIP) e o de 5mbar (PEEP) [11].

De forma a compreender o funcionamento dos diferentes tipos de ventiladores apresenta-se na secção seguinte os seus principais circuitos e componentes.

2.5 COMPONENTES DOS VENTILADORES

Os ventiladores mecânicos pulmonares podem ser classificados em três subdivisões, no que concerne ao seu campo de aplicação:

1. Ventilador para cuidados intensivos – adultos/pediátricos;
2. Ventilador para cuidados intensivos – neonatais;
3. Ventiladores para transporte;

No entanto, os ventiladores pulmonares, independentemente do seu campo de aplicação, possuem características comuns, sendo constituídos essencialmente pelos blocos descritos na Figura 34:

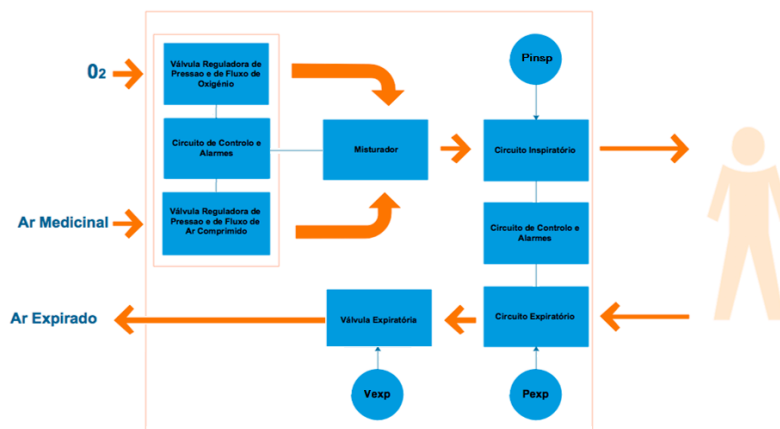


Figura 34 – Diagrama de blocos de um ventilador.

2.5.1 CIRCUITOS REGULADORES DE PRESSÃO E DE FLUXO

Os circuitos reguladores de pressão e de fluxo tem como função limitar a pressão de entrada dos gases que são fornecidos ao ventilador (tipicamente 3,5 a 5,0bar). A maioria dos equipamentos possui duas válvulas reguladoras, sendo uma para o oxigénio e outra para o ar comprimido medicinal [12].

Além disso, é neste circuito que se controlam as pressões e os fluxos a fornecer ao paciente (Pressão inspiratória e Volume Corrente Inspiratório). O circuito de controlo encarrega-se da frequência respiratória.

Em alguns modelos existe também a capacidade de disponibilizar uma pressão auxiliar para acionar um nebulizador de medicamentos opcional.

2.5.2 CIRCUITOS MISTURADORES

Os circuitos misturadores tem como função, combinar adequadamente os dois gases nas concentrações desejadas, permitindo assim o controlo da fração de oxigénio inspirado (FiO_2). Dependendo das condições clínicas do paciente, esta pode ser livremente seleccionada pelo utilizador e ajustada entre os 21% e 100%.

Em caso de falha de um dos gases este circuito tem a capacidade de comutar automaticamente para o gás que se encontra disponível, emitindo um alerta para o utilizador com esta mesma informação [12].

2.5.3 CIRCUITO INSPIRATÓRIO

O circuito inspiratório controla e monitoriza o volume corrente, a frequência respiratória e a pressão inspiratória fornecidas ao paciente, dependendo dos parâmetros seleccionados e do modo ventilatório seleccionado. É aqui que se encontram os sistemas de protecção da pressão máxima inspiratória que protege o paciente a dois níveis, o primeiro pelo controlo eletrónico garantido que não é excedido o valor máximo de pressão definido pelo utilizador e um segundo nível de protecção, garantido por uma válvula mecânica independente dos parâmetros pré-definidos ou dos modos ventilatórios e que normalmente é ajustada em fábrica. (70 cm H₂O) [12].

2.5.4 CIRCUITO EXPIRATÓRIO E VÁLVULA EXPIRATÓRIA

O circuito expiratório, por sua vez, controla e monitoriza a exalação do gás do paciente através de uma válvula (válvula expiratória), mede o volume corrente expirado e a pressão expiratória. Neste circuito, existe também um sistema de segurança que garante que em caso de falha total do equipamento, o paciente pode respirar ar ambiente sem qualquer limitação [12].

A válvula expiratória permite controlar a PEEP pressão residual, fechando o circuito antes da pressão expiratória atingir o valor zero. Desta forma, permanece sempre uma pressão positiva que previne a oclusão das vias respiratórias e contribui assim para um melhor recrutamento alveolar.

Este é também o circuito responsável pela monitorização da respiração espontânea do paciente, sendo esta utilizada para controlar o trigger nos modos suportados bem como os sistemas de compensação automática de fugas ou na linguagem anglo-saxónica, *Automatic Tube Compensation* (ATC).

Importa referir também que a válvula expiratória tendo em conta a sua elevada exposição a agentes biológicos contaminantes exalados pelo paciente exige uma troca frequente (quando descartável) ou esterilização (quando reutilizável) [12].

2.5.5 CIRCUITOS DE CONTROLO E ALARMES

Os circuitos de controlo são responsáveis pela parametrização da ventilação que influenciam a forma como o paciente é ventilado, por outro lado, monitorizam a função respiratória gerando alarmes caso os valores não estejam dentro dos valores pré-definidos. Os alarmes são essenciais para garantir a segurança e bem-estar do paciente uma vez que é através deles que os profissionais de saúde são alertados para os desvios que ocorrem esporadicamente. É pretensão do médico intensivista a monitorização regular do volume corrente (VT), do volume-minuto (V/min), da pressão inspiratória de pico (PIP), da pressão final positiva expiratória (PEEP), da frequência respiratória (RR) e da existência ou não de atividade espontânea. Num modo de monitorização mais avançado, deseja-se também a visualização da curva de CO₂ expirado, obtida a partir de um sensor de infravermelhos (opcional). Os circuitos de controlo são responsáveis pela estratégia ventilatória utilizada. Assim, refere-se posteriormente os diversos tipos de controlo efetuados [12].

Controlo Pressométrico

No que diz respeito ao controlo pressométrico, é ajustado o valor de pressão (mbar) a atingir durante a fase inspiratória, fluindo o gás até ser atingida a pressão desejada, mantendo-se a válvula expiratória fechada durante o tempo inspiratório e o de pausa. De seguida, esta válvula abre decaindo o valor de pressão para o residual no fim da expiração.

Neste modo o utilizador prioriza o controlo sob os valores de pressão deixando para segundo plano o controlo volumétrico. Este modo ventilatório é, comumente, considerado mais fisiológico uma vez que se assemelha mais com a respiração natural [12].

Controlo Volumétrico

Regulação do volume de gás a ser entregue ao paciente garantindo a administração de um determinado volume corrente dependendo a pressão de entrega das características fisiológicas do paciente, resistência pulmonar e *compliance*. Este é um modo ventilatório mais vulgarmente utilizado por garantir que esse valor corrente é administrado, independentemente do cenário que se verifique [12].

Ajustes do ventilador

A frequência respiratória é definida por um ajuste discreto do número de ciclos respiratórios gerados por minuto e deverá ser ajustado consoante a idade e as características fisiológicas do paciente. A relação inspiração-expiração (I:E) refere-se à razão entre o tempo inspiratório e expiratório.

Por sua vez, o ajuste do tempo inspiratório e expiratório controla o tempo disponível para a realização da inspiração e da expiração, respetivamente (medido em percentual do ciclo respiratório ou em unidades de tempo).

A pausa expiratória caracteriza-se como o tempo em que as ambas as válvulas, inspiratórias e expiratórias, estão fechadas sendo o fluxo nesse tempo nulo. A grande parte das trocas gasosas a nível alveolar ocorre neste período. Pode ser representado em segundos ou em percentual do tempo expiratório.

O controlo de *trigger* permite ao paciente controlar alguns dos parâmetros respiratórios determinando qual o esforço a realizar pelo paciente para despoletar um ciclo respiratório. Este pode ser despoletado quando se atinge um certo nível de pressão negativa (medido em mbar) ou fluxo (medido em ml).

O comando da Positive End Expiratory Pressure (PEEP) ajusta o nível de pressão no fim de cada expiração, garantindo que uma quantidade de ar fica dentro dos pulmões com o objetivo de manter abertas as vias aéreas e os alvéolos [7] [12].

2.6 VENTILADOR DRÄGER EVITA INFINITY® V500

A unidade de ventilação Evita V500 destina-se à ventilação de adultos, pacientes pediátricos e neonatos. O Evita V500 proporciona modos de ventilação mandatória e modos de ventilação assistida para suporte à respiração espontânea e monitorização das vias respiratórias. A unidade de ventilação Evita V500 é utilizada com a série de monitores Medical Cockpits Infinity C da Dräger e pode ser utilizada em diferentes áreas de cuidados médicos.

Assim, cabe ao utilizador seleccionar o modo respiratório adequado para a doença subjacente do paciente. Para todas as definições do ventilador, o utilizador necessita de considerar o estado respiratório e o estado geral de saúde do paciente, de forma a adaptar perfeitamente as definições de ventilação à condição do paciente. Todas as alterações do estado do paciente necessitam de ser monitorizadas continuamente [13].

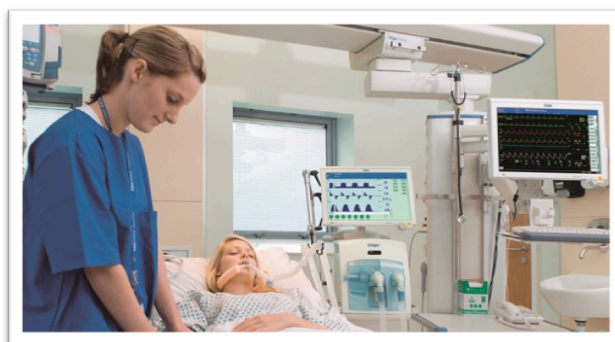


Figura 35 – Unidade de ventilação V500 em ambiente hospitalar [13].

2.6.1 CARATERÍSTICAS FÍSICAS

Evita Infinity V500

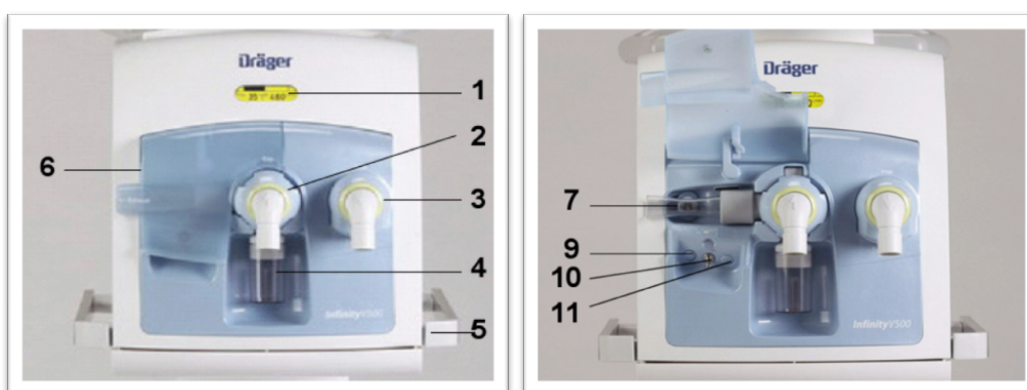


Figura 36 – Vista frontal do ventilador V500 com a aba fechada e aberta [13].

- | | |
|--|-----------------------------------|
| 1 – Display de funcionamento; | 6– Aba; |
| 2 – Válvula expiratória; | 7– Sensor de fluxo; |
| 3– Unidade inspiratória (válvula de segurança com porta inspiratória); | 9 – Conexão para extensões; |
| 4 – Copo coletor de condensados; | 10 – Saída de gás do nebulizador; |
| 5 – Garra; | 11– Conexão para extensões. |

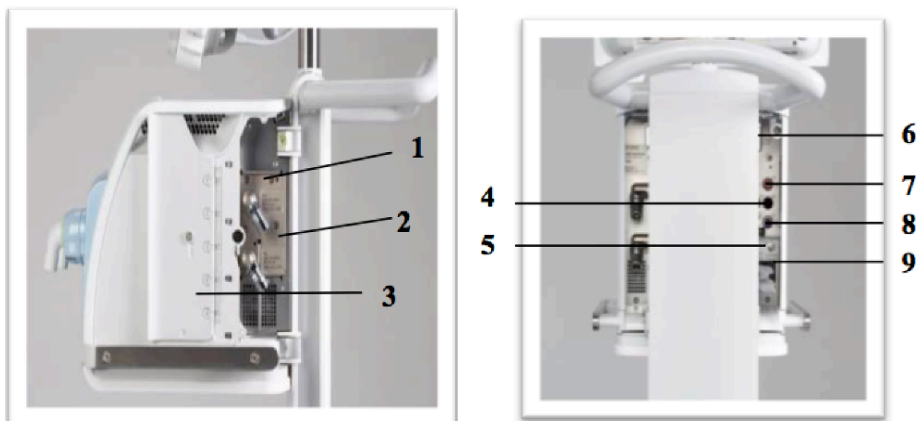


Figura 37 – Vista traseira do ventilador V500 [13].

- | | |
|---|--|
| 1 – Conexão para mangueira de ar; | |
| 2 – Conexão para mangueira de O ₂ ; | |
| 3 – Aba direita do dispositivo; | |
| 4 – Conexões para futuras extensões V6, V8; | |
| 5 – Pino de equalização potencial; | |
| 6 – Fusível para bateria interna; | |
| 7 – Conexão para sensor de fluxo neonatal V5; | |
| 8 – Conexão para sensor de CO ₂ V7; | |
| 9 – Fusível para alimentação de rede F1, F2 e conexão à fonte de alimentação; | |
| 10 – Conexões para futuras extensões V2, V3; | |
| 11 – Interruptor; | |
| 12 – Aliviador de tensão para cabo I; | |
| 13 – Conexão para o cabo do sistema para o Infinity C500 V1; | |
| 14 – Conexão para chamada de enfermeira V4; | |
| 15 – Filtro de ar ambiente com tampa; | |
| 16 – Tampa esquerda do dispositivo. | |

Infinity C500

- 1 – Luz de alarme;
- 2 – Botão de silêncio de alarme;
- 3 – LED da bateria que indica o estado da bateria;
- 4 – Botão ligar / desligar;
- 5 – LED de alimentação de corrente alternada que acende quando o dispositivo está conectado à alimentação de CA;
- 6 – Botão rotativo.

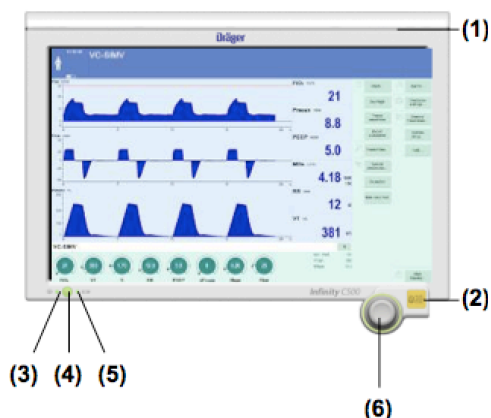


Figura 38 – Vista frontal do Infinity C500 [13].

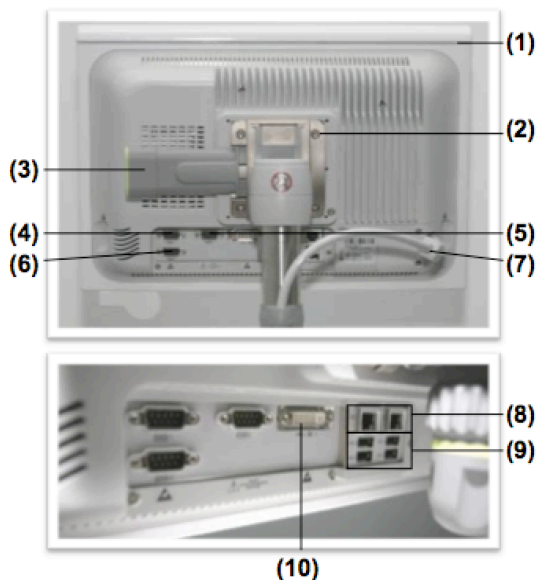


Figura 39 – Vista traseira do Infinity C500 [13].

Funcionamento

De forma a um melhor entendimento do funcionamento do ventilador Dräger Evita Infinity® V500, evidencia-se na Figura 40, o esquema pneumático deste ventilador.

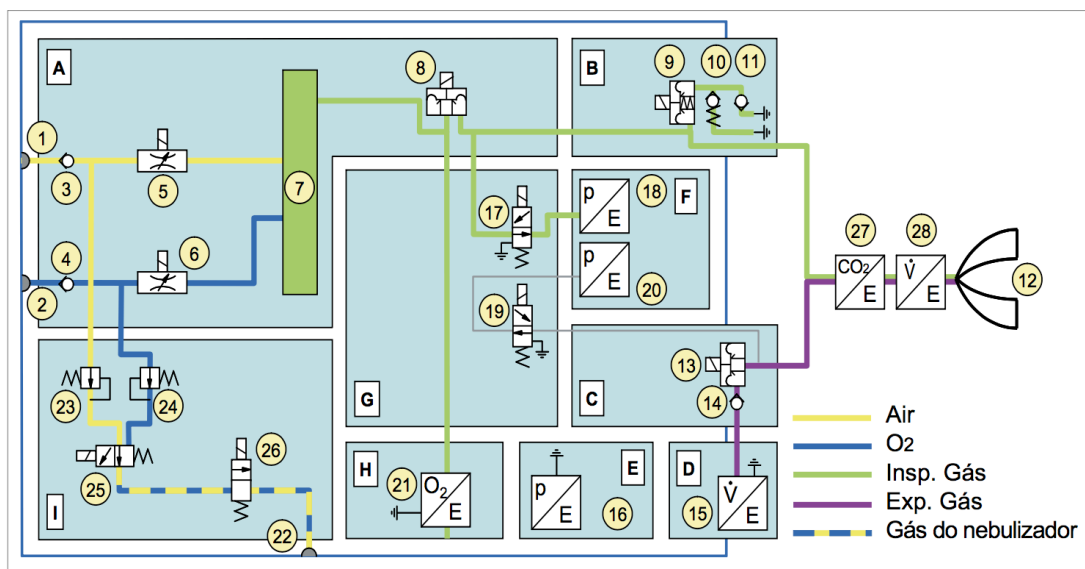


Figura 40 – Esquema pneumático V500 [13].

O Evita V500 é assim, constituído por 9 conjuntos pneumáticos:

- Bloco A** – Dosificação de gás;
- Bloco B** – Conjunto da unidade inspiratória;
- Bloco C** – Conjunto da unidade expiratória;
- Bloco D** – Sensor de fluxo expiratório Infinity ID;
- Bloco E** – Sensor de pressão barométrica;
- Bloco F** – Conjunto de medição da pressão;
- Bloco G** – Conjunto de calibração;
- Bloco H** – Sensor de O₂;
- Bloco I** – Conjunto de nebulizador de medicação.

O conjunto de dosificação de gás (Bloco A) fornece o fluxo, variável ao longo do tempo, de uma mistura de gás com proporções ajustáveis de O₂ e ar. O gás proveniente do sistema de fornecimento de gás entra no dispositivo através das entradas 1 e 2 referenciadas na figura acima, que possui duas válvulas anti-retorno (3 e 4) que impedem que os gases regressem aos tubos de fornecimento. A mistura dos gases, por sua vez, ocorre no tanque (7) e é controlada através de duas válvulas dosificadoras (5 e 6). O fluxo inspiratório fornecido é controlado através de uma terceira válvula – a válvula dosificadora da mistura de gases (8).

O conjunto da unidade inspiratória (Bloco B) consiste portanto numa válvula de segurança e em duas válvulas de emergência.

Durante o funcionamento normal, a válvula de segurança é fechada para que o fluxo inspiratório seja fornecido ao paciente a partir da mistura de gás e do conjunto de medição de gás. Durante outras etapas de funcionamento, por exemplo, quando o Evita V500 está em modo de espera, a válvula de segurança é aberta e permite a inspiração espontânea através da válvula respiratória de emergência (11). A válvula expiratória de emergência (10) fornece um segundo canal de expiração quando a válvula expiratória está bloqueada, permitindo que em caso de colapso do equipamento, o paciente tenha a possibilidade de continuar a respirar.

O sensor de fluxo Infinity ID expiratório (15) mede o fluxo expiratório de acordo com o princípio de medição do anemómetro de fio quente, isto é, mede a velocidade do fluido através da deteção de mudanças na transferência de calor de um pequeno sensor aquecido eletricamente. Por conseguinte, o fluxo medido é um fluxo de massa que de forma a ser convertido em volume, requer o conhecimento da pressão ambiente sendo esta medida através de um sensor de pressão barométrica (16).

A pressão no sistema de respiração é medida com dois sensores de pressão independentes que formam o conjunto de medição de pressão (Bloco F). Os sensores de pressão são regularmente calibrados para zero, sendo possível ligar um nebulizador de medicação pneumático à saída de gás do nebulizador para nebulização da medicação.

O Evita V500 fornece um fluxo de gás intermitente composto por O₂ e ar para impulsionar o nebulizador de medicação. Isto garante que o desvio em relação à concentração definida de O₂ permanece dentro dos limites especificados. Para tal, o gás vindo das duas ligações de entrada de gás é reduzido pelos dois reguladores de pressão (23 e 24) e o fornecimento de gás intermitente é efetuado pela válvula misturadora do nebulizador (25). A válvula de comutação do nebulizador fecha a saída de gás do nebulizador quando a função do nebulizador não está ativada. A válvula misturadora do nebulizador, a válvula de comutação do nebulizador e os dois reguladores de pressão formam o conjunto de nebulização de medicação (Bloco I) [13].

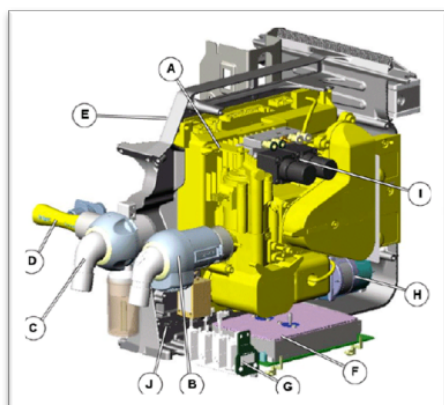


Figura 41 – Módulo do Infinity V500 [13].

- A – Módulo de entrada de gases;
- B – Unidade inspiratória e válvula de segurança;
- C – Válvula expiratória;
- D – Sensor de fluxo;
- E – Sensor de pressão atmosférica;
- F – Módulo de medida de pressão e monitorização;
- G – Módulo de calibração;
- H – Módulo sensor O2;
- I – Opção de nebulizador;
- J – Atenuador.

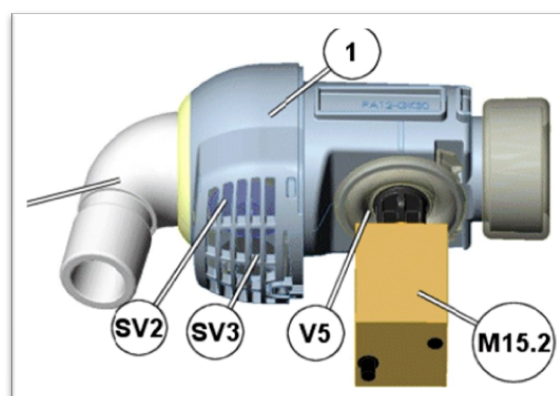


Figura 42 – Válvula inspiratória [13].

- SV2 – Válvula expiratória de emergência;
- SV3 – Válvula respiratória de emergência;
- V5 – Válvula de segurança;
- M15.2 – Relé Magnético.

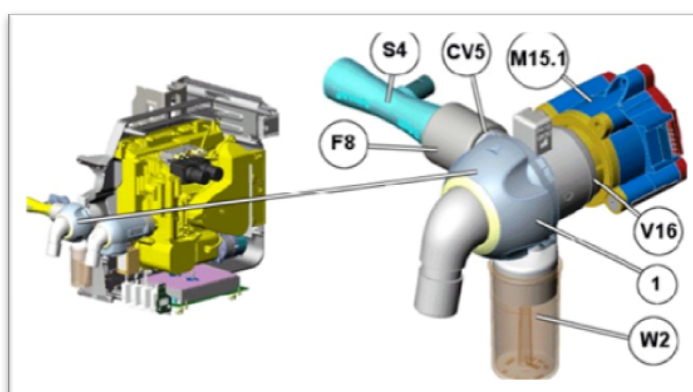


Figura 43 – Válvula expiratória [13].

- CV5 – Válvula anti-retorno;
- F8 – Filtro;
- M15.1 – Relé Magnético;
- S4 – Sensor de fluxo;
- V16 – Válvula;
- W2 – Copo coletor de condensados.

PR1 – Manoredutor de ar;
PR2 – Manoredutor de O₂;
V9 – Válvula;
V10 – Válvula;
V12 – Válvula.

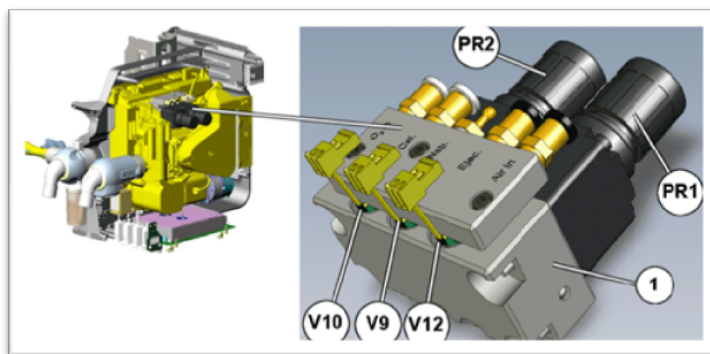


Figura 44 – Reguladores de pressão [13].

2.7 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO

Em suma, a ventilação mecânica pulmonar constitui um processo muito importante, garantindo o suporte a pacientes com insuficiência respiratória, sendo nestes casos, o ventilador mecânico responsável por assegurar em parte, ou até mesmo na totalidade, que durante um tempo inspiratório adequado, chega aos pulmões um volume adequado de gás, e que este é distribuído uniformemente no corpo do paciente e posteriormente, exalado num período de tempo adequado. Assim, os ventiladores mecânicos pulmonares assumem um papel verdadeiramente indispensável para o cuidado destes pacientes, existindo actualmente, diversos modos ventilatórios adequados ao estado clínico de cada um deles de forma a possuírem o melhor e mais adequado tratamento possível.

3. VENTILADORES DE ANESTESIA

Este capítulo apresenta uma introdução à prática da anestesia e à tecnologia utilizada atualmente neste domínio.

3.1 PRINCÍPIOS DA ANESTESIA

A anestesiologia é por definição, a prática da medicina dedicada ao alívio da dor e ao cuidado total dos pacientes antes, durante e após a cirurgia. Nos últimos 25 anos, através da pesquisa e do desenvolvimento de novos procedimentos, tem existido uma diminuição significativa nas mortes relacionadas com esta prática.

No entanto, a prática da anestesia inclui mais do que apenas proporcionar o alívio da dor. Na realidade, o conceito moderno de entrega segura e eficaz da anestesia requer a consideração de três pilares fundamentais, que se podem observar na Figura 45:

- Hipnose;
- Analgesia;
- Relaxamento muscular.

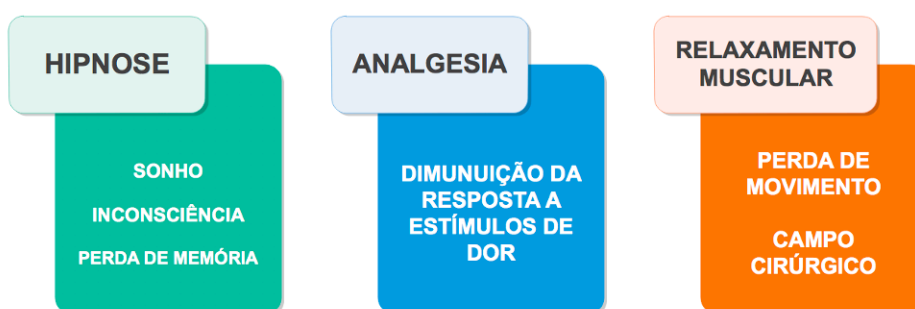


Figura 45 – Três pilares fundamentais da anestesia [14].

O primeiro pilar da anestesia, assenta na função hipnótica que se caracteriza como um estado semelhante ao sono fisiológico [14].

O segundo princípio da anestesia é a analgesia – insensibilidade à dor. Desta forma, o paciente encontra-se num estado em que os estímulos dolorosos são percebidos, mas não são entendidos como dor.

Por fim, o relaxamento muscular em que existe a perda dos movimentos ou seja, é induzida paralisia muscular, de modo a que as cirurgias, possam ser realizadas com menos complicações.

A anestesia é um processo que pode ser dividido em três categorias, consoante a área que requer intervenção, podendo então esta ser:

- Geral;
- Regional;
- Local.

Na anestesia geral, o paciente encontra-se inconsciente. Neste tipo de anestesia, são utilizados agentes anestésicos que serão inalados através de uma máscara de respiração ou tubo, sendo que o efeito do agente inalado depende da distribuição e da eliminação do mesmo no corpo do paciente e da potência do agente utilizado.

Dentro da anestesia geral, existe ainda a possibilidade da distribuição do anestésico ser feita por via intravenosa, sendo o efeito dos agentes praticamente imediata.

Na anestesia regional, o médico anestesista injeta o paciente perto de um grupo de nervos previamente definido de forma a “adormecer” a área do corpo que requer intervenção cirúrgica. Desta forma, o paciente pode permanecer acordado ou ter um sedativo, sem que sinta dor na cirurgia [14].

Na anestesia local, o anestésico geralmente é injetado apenas num tecido em particular sendo utilizada em cirurgias pequenas ou em outros procedimentos de baixo risco.

No que respeita aos agentes anestésicos utilizados em qualquer uma destes três tipos de anestesia, os sistemas atualmente são compostos essencialmente, por seis elementos principais:

1. As fontes primárias e secundárias de gases;
2. O sistema de vaporização e o sistema de vaporização de anestésico;
3. O circuito respiratório (incluindo métodos adequados de ventilação mecânica);
4. O sistema de exaustão que minimiza a potencial poluição do bloco operatório com gases anestésicos;
5. Instrumentos e equipamentos que compõem a função do sistema de monitorização.

A estação de anestesia tradicional incorporava apenas os elementos 1, 2, 3, tendo mais recentemente passado a incorporar também o 4 e atualmente o 5 [14].

3.2 ANESTÉSICOS VOLÁTEIS

Os agentes anestésicos voláteis, são fármacos que se encontram na forma líquida e que são vaporizados para serem administrados, por via inalatória. Os agentes anestésicos incluem o óxido nitroso (o mais antigo de todos os anestésicos) e vários agentes halogenados: o desflurano (halogenado unicamente com fluoração) que aumenta a potência e é essencial para garantir a inflamabilidade, o halotano (halogenado com flúor, cloro e bromo), isoflurano (halogenado com flúor e cloro) e sevoflurano (halogenado unicamente com flúor) [15].

O halotano foi o primeiro anestésico inalatório fluorado que foi bem sucedido, tendo afastado rapidamente todos os outros anestésicos inalatórios potentes. Os esforços realizados para desenvolver outros anestésicos halogenados com mais características do agente anestésico inalatório ideal do que o halotano levaram à introdução de isoflurano, desflurano e sevoflurano – os agentes anestésicos utilizados atualmente.

Estes agentes anestésicos são administrados ao paciente através de um gás veículo, usualmente é utilizado o oxigénio puro ou o oxigénio em associação com o protóxido de azoto ou com o ar. O comportamento dos anestésicos voláteis pode ser previsto e comparado conhecendo duas características importantes: o coeficiente de solubilidade do gás no sangue e a concentração alveolar mínima [15].

O coeficiente de solubilidade do gás no sangue descreve a capacidade de solubilidade para dissolver o agente no sangue. Os fármacos com baixa solubilidade têm um coeficiente baixo, o que ocasiona induções e recuperações rápidas. As oscilações da profundidade anestésica pela modificação do débito do fluxómetro e/ou concentração anestésica no vaporizador são bastante rápidas. Os valores deste parâmetro para os diversos anestésicos voláteis, estão representados na primeira coluna Quadro 2.

Quadro 2 – Principais características dos anestésicos voláteis mais utilizados.

Anestésico Volátil	Coeficiente de solubilidade no sangue	Anestésico Volátil	CAM (Concentração Alveolar Mínima)
Isoflurano	1,39	Isoflurano	1,63
Halotano	2,4	Halotano	0,8
Desflurano	0,42	Desflurano	7,2-10,32
Sevoflurano	0,60	Sevoflurano	2,36-2,99
Protóxido de Azoto	0,4	Protóxido de Azoto	188-220

A Concentração Alveolar Mínima (CAM) é a concentração alveolar expressa em percentagem, que mede a potência do anestésico. Os agentes que têm um CAM baixo, são portanto mais potentes do que aqueles que tem um CAM elevado (Quadro 2). Existem muitos fatores que influenciam a CAM, sendo que o mais importante é a administração conjunta de outros fármacos como por exemplo os analgésicos que se administram na pré-medicação anestésica [15]. A segunda coluna do referido quadro apresenta a CAM dos anestésicos voláteis mais utilizados.

3.3 SISTEMAS DE MEDIÇÃO DE GASES

O sistema de medição de gases halogenados, designadamente dióxido de carbono e oxigénio encontra-se esquematizado na Figura 46. De seguida procede-se a uma breve descrição do funcionamento dos componentes do mesmo.



A eletroválvula de calibração (V1), expõem regularmente os sensores de infravermelhos (ILCA 2) e de O₂ (PATO) ao ar ambiente através do filtro (A), para referenciar os sensores (ILCA 2) a 0 e no caso do sensor de O₂ a 21 % no ar ambiente.

47

O PATO por sua vez é um sensor paramagnético que mede o oxigénio. O princípio de funcionamento do sensor paramagnético é a suscetibilidade paramagnética da molécula de oxigénio, uma propriedade física que distingue o oxigénio da maioria dos outros gases.

Este sensor inclui dois eletroímãs, uma câmara de medida e um sensor. Por sua vez este é constituído por um sistema aquecedor e um termopar. O elemento de aquecimento no sensor PATO aquece a mistura de gás de análise e o termopar mede a temperatura no interior da câmara. Por outro lado os eletroímãs geram um campo magnético que muda continuamente. As moléculas de oxigénio alinham-se com este campo magnético, reduzindo assim a condutividade térmica da amostra de gás e consequentemente a temperatura. O sensor térmico (termopar) avalia permanentemente estas alterações de temperatura que são proporcionais ao conteúdo de oxigénio presente na amostra [16].

No copo de condensados (*water trap*) existe um sistema de deteção para aferir quando o copo atinge o seu limite de capacidade. A linha de aspiração secundária de 20ml (visível no diagrama), encontra-se fisicamente abaixo do nível principal de aspiração, assim quando este fluxo se reduz, por enchimento do copo, o sistema de medição de fluxo constituído pelo sensor de pressão diferencial e pelo restritor (R1) assinala que a linha está obstruída e fecha a válvula de controlo (V2) para que a bomba não recolha mais amostra. [16].

3.4 CIRCUITOS BÁSICOS DE ANESTESIA

O conceito de um circuito de respiração eficaz é o de fornecer um volume adequado, de uma concentração controlada de gás para o paciente durante a inspiração e transportar para longe os gases expirados pelo paciente.

Existem várias formas de circuitos de respiração que podem ser classificados em dois tipos básicos:

1. **Circuito de respiração aberto**, o que significa que não há reutilização de nenhum gás e nenhum absorvedor de CO₂ presente;

Como exemplo deste tipo de circuito de respiração temos a anestesia clássica com éter depositado numa máscara em que o paciente respira livre e espontaneamente [17].

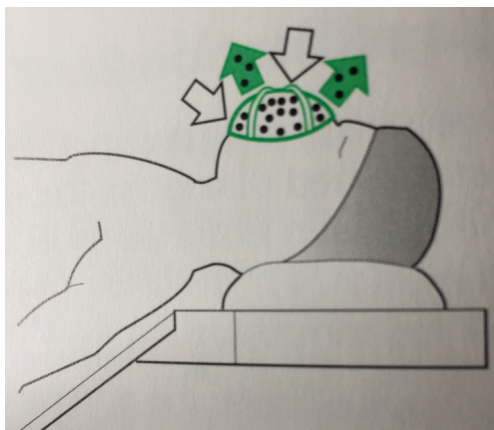


Figura 47 – Circuito respiratório aberto [17]

2. **Circuito de respiração fechado, ou circular** com reutilização de gases e absorção de CO_2 .

O circuito respiratório é fechado ou semifechado dependendo da quantidade de gás fresco exceder ou não os requisitos do paciente. O excesso de gás é encaminhado para o dispositivo de exaustão. Parte do gás expirado é re-inspirado depois de eliminado o CO_2 no reservatório de cal sodada. As válvulas do sistema garantem este movimento de entrada e saída de gases do paciente, sendo que em caso de falha poderão ser inalados gases com alto teor de CO_2 . Esta situação é potencialmente perigosa e é importante que o sistema esteja projectado de forma a minimizar este risco [17].

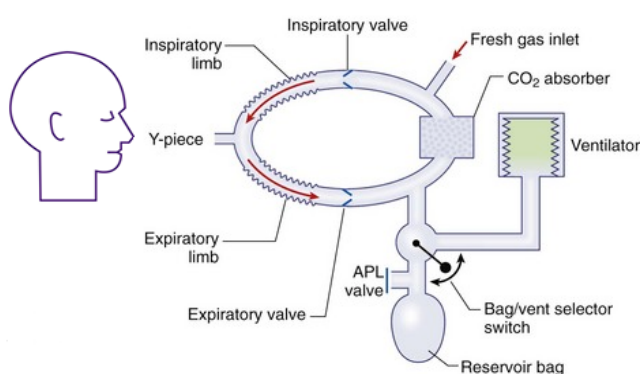


Figura 48 – Circuito de respiração fechado [18]

3.5 ESTAÇÃO DE ANESTESIA DRÄGER PRIMUS®

A estação de anestesia Dräger Primus®, representada na figura 49, é uma estação para adultos, crianças e neonatos com a aplicação de diferentes modos de ventilação automática e manual, bem como de respiração espontânea.



Figura 49 – Dräger Primus em ambiente hospitalar [18].

3.5.1 CARACTERÍSTICAS FÍSICAS

Dräger Primus

Nas figuras seguintes 50 e 51 pode-se observar a vista frontal e traseira das estações de anestesia Primus e os seus principais componentes:

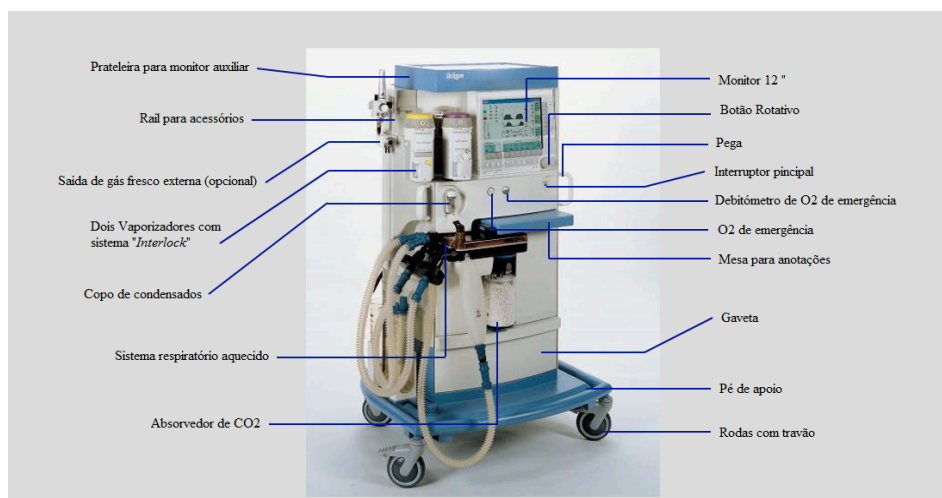


Figura 50 – Vista frontal do Primus [18].

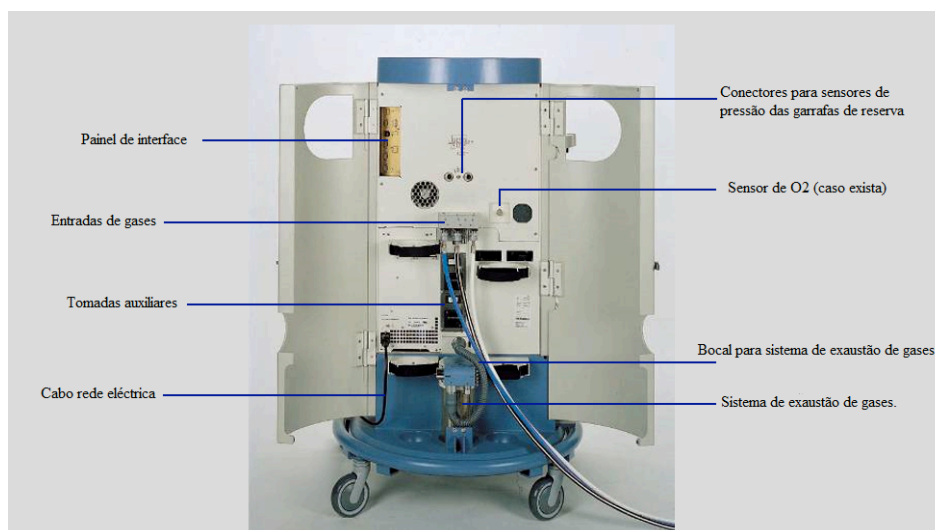


Figura 51 – Vista traseira do Primus [18].

Interface com o utilizador:

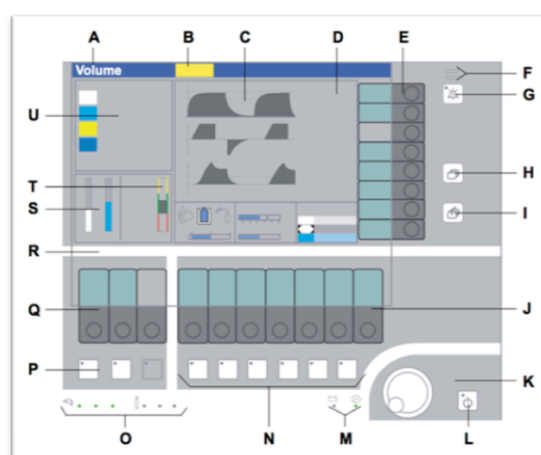


Figura 52 – Janela da interface com o utilizador [18].

- A – Campo de estado para o modo de ventilação atual;
- B – Campo de alarme para alarmes e a sua classe;
- C – Campo de curvas para curvas e outros módulos apresentados;
- D – Campo numérico para os valores medidos;
- E – Teclas de função variável para as funções de monitorização;
- F – LEDs indicadores do estado de alarme;
- G – Tecla para suprimir o alarme acústico durante 2 minutos;
- H – Tecla para alterar as páginas da janela;
- I – Tecla para chamar a janela principal;
- J – Teclas de função variável para o ajuste da ventilação;

- K – Botão rotativo: "selecionar, ajustar, confirmar";
- L – Botão para mudar para o modo Standby;
- M – LEDs para a fonte de alimentação/bateria;
- N – Teclas para a seleção do modo de ventilação;
- O – LEDs indicadores para o abastecimento central de gás e garrafas de oxigênio de reserva;
- P – Teclas para a seleção do gás transportador (N2O ou Air);
- Q – Teclas de função variável para o ajuste da administração de gás fresco;
- R – Campo de indicação de comandos para orientação do utilizador;
- S – Gráfico de barras para a administração de gás (debitómetros virtuais);
- T – Gráfico de barras para aproveitamento de gás fresco (económetro), (opcional);
- U – Campo de parâmetros para a monitorização do gás.

Acessório Dräger Vapor 2000

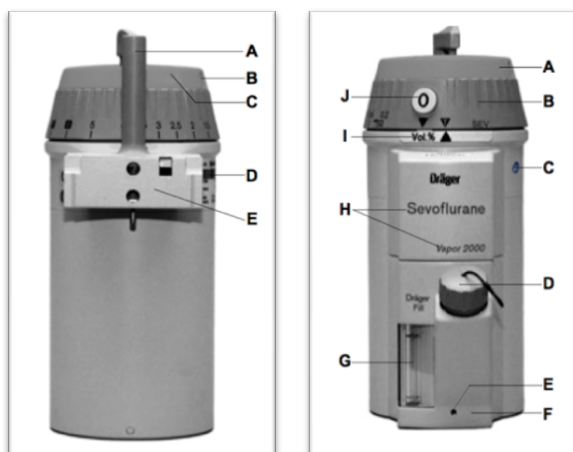


Figura 53 – Vista frontal e traseira do vaporizador [18].

- A – Alavanca travão do adaptador de encaixe;
- B – Abertura para dispositivo de bloqueio Interlock;
- C – Ranhura para alavanca travão para que o vaporizador somente possa ser removido da estação de trabalho de anestesia com a roda de regulação na posição T;
- D – Placa de identificação com informações do fabricante, modelo e número de série;
- E – Sistema de conexão.

- A – Tampa da roda de regulação com código de cores do agente anestésico e código interlock;
 B – Roda de regulação com marcas de concentração e letra de código para o agente anestésico;
 C – Símbolo "Advertência! Siga estritamente estas instruções de uso."
 D – Sistema de enchimento (ilustrado: Dräger Fill);
 E – Válvula de esvaziamento;
 F – Símbolo;
 G – Visor para indicação do nível de enchimento;
 H – Indicação do agente anestésico e modelo do vaporizador;
 I – Indicação de unidades de concentração;
 J – Botão para travar a roda de regulação na posição 0 (Fixo) ou T(Transporte);
 A – Alavanca travão do adaptador de encaixe;
 B – Abertura para dispositivo de bloqueio Interlock;
 C – Ranhura para alavanca travão para que o vaporizador somente possa ser removido da estação de trabalho de anestesia com a roda de regulação na posição T;
 D – Placa de identificação com informações do fabricante, modelo e número de série;
 E – Sistema de conexão.

3.5.2 FUNCIONAMENTO

De forma a compreender melhor o funcionamento da estação de anestesia Dräger Primus, apresenta-se o esquema deste equipamento na Figura 54.

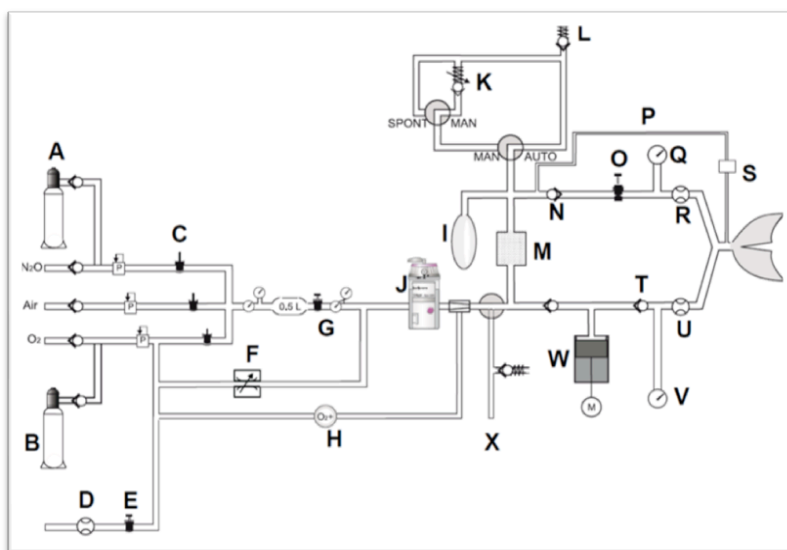


Figura 54 – Esquemático da estação de anestesia Dräger Primus [18].

Da análise deste esquema verifica-se que existem três entradas de gases (N_2O , Ar e O_2) três válvulas anti-retorno e três sensores de pressão, que medem a pressão de entrada de cada um dos gases referidos. De seguida verifica-se que existem três válvulas (C), que são responsáveis por seleccionar dois dos três gases para a mistura, sendo apenas admitidas combinações em que o oxigénio esteja presente [18].

Podem existir também duas garrafas, uma de protóxido de azoto (A) e uma de oxigénio (B) que servem como segurança, caso falhe o gás nas rampas de fornecimento.

Após estas válvulas, existe um sensor de fluxo e um de pressão, seguido do reservatório de 0,5L, onde se faz a mistura de gases e de uma válvula dosificadora (G). Posteriormente, é realizada novamente a medição do fluxo e pressão que passa para o vaporizador (J). Todos os componentes referidos até agora fazem parte do bloco misturador, proporcionando ao utilizador a mistura de gás fresco ideal.

Importa referir também a existência de um debitómetro auxiliar (F), que serve de back up do sistema misturador permitindo o fornecimento de oxigénio independentemente do circuito pneumático. De referir também a existência do jato (*flush*) de oxigénio (H) que permite a administração de elevadas concentrações de O_2 num curto espaço de tempo, como por exemplo, para lavagem do circuito paciente, servindo essencialmente para retirar os restos de anestésico existentes no circuito de forma a que o paciente acorde mais depressa [18].

Após o vaporizador, existe uma válvula de comutação que dirige os gases para a saída de gás fresco auxiliar (X), utilizada para sistemas de ventilação manual, como por exemplo, sistema Bain ou Jackson Rees, ou entregar esses mesmo gás fresco ao circuito respiratório do ventilador.

O ventilador pode operar em modo manual ou automático consoante o que for definido pelo utilizador.

No modo automático, o gás após passar pela válvula de não retorno, é impulsionado pelo pistão (W) que é acionado pelo motor elétrico. Em seguida passa por uma outra válvula de não retorno (T), é medido o fluxo com o sensor fluxo inspiratório (U) e a pressão com o sensor de pressão (W) e finalmente, a mistura é entregue ao paciente.

Quando o gás é exalado pelo paciente é recolhida uma amostra pelo Patient Gas Monitor (S) através da linha de amostra (P). O remanescente passa pelo circuito respiratório (R), controlado pela válvula de PEEP/PIP (O), sendo medida a pressão expiratório com o sensor (Q). De seguida, uma parte vai para a exaustão (L) e outra é reaproveitada passando pelo depósito de cal sodada (M).

No modo manual, o anestesista ventila diretamente com o balão (I), o motor (W) encontra-se inativo sendo que a válvula APL (K) define qual o nível máximo de pressão a entregar ao paciente [18].

3.6 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO

Ao longo deste capítulo, concluímos que a prática da anestesia veio revolucionar a prática da medicina, tendo desde a sua origem vindo a desenvolver-se no sentido de garantir uma maior eficácia do processo e segurança do paciente.

O estudo desta matéria permitiu que, actualmente, se utilizem agentes anestésicos mais adequados a cada paciente, bem como a possibilidade de reutilização de parte desses mesmos agentes, o que torna o processo bem menos dispendioso do que era aquando do início da sua utilização. Existe também uma maior monitorização do estado do paciente e maior segurança, através dos equipamentos altamente qualificados desenvolvidos nesse sentido.

4. SISTEMAS DE MONITORIZAÇÃO E APOIO À VIDA

A monitorização de sinais vitais é um conjunto de ações que tem o objetivo de monitorizar a condição clínica do paciente, constituindo assim, uma área muito importante e transversal a todas as áreas de cuidados de saúde, pois permite aferir em tempo real o estado clínico do paciente através da medição de vários parâmetros indissociáveis na garantia do seu bem-estar.

Assim e desta forma, pretende-se neste capítulo explicar sucintamente os diversos parâmetros visualizados neste tipo de equipamentos de forma a uma compreensão da matéria, concluindo, com um exemplo ilustrativo de um equipamento Dräger – o Delta XL, no qual realizei um número significativo de ações de manutenção [19].

4.1 FUNDAMENTOS DO ECG

O eletrocardiograma (ECG) consiste na determinação de diferenças de potencial muito pequenas sobre a superfície do corpo, que refletem a atividade elétrica do coração.

Resumidamente, essas diferenças de potencial são determinadas na superfície do corpo devido à temporalidade e sequência da despolarização e repolarização das células do músculo cardíaco. Como resultado da sequência e da temporalidade desta propagação no miocárdio são estabelecidas as tais diferenças de potencial entre diversas partes do coração, detetadas através de elétrodos colocados na superfície corporal do paciente [20].

A configuração de um ECG normal, conforme representado na Figura 53, representa várias ondas, intervalos e segmentos representativos dessa atividade.

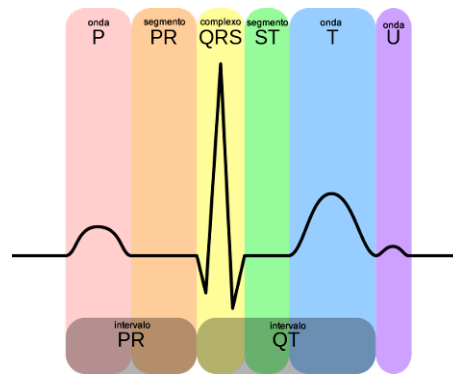


Figura 55 – Eletrocardiograma [44].

1. **Onda P**: A onda P representa a despolarização dos átrios. A duração dessa onda correlaciona-se com o tempo de condução através dos átrios, por exemplo, se a velocidade de condução pelos átrios diminuir, a onda P será estendida.
2. **Intervalo PR**: O intervalo PR é o tempo decorrente desde o início da despolarização dos átrios até ao início da despolarização dos ventrículos. Assim, o intervalo PR inclui a onda P e o segmento PR, uma parte isoeletrica correspondente à condução no nódulo AV. Neste caso, o aumento da velocidade de condução no nódulo AV diminui o intervalo PR;
3. **Complexo QRS**: O complexo QRS consiste em três ondas Q, R e S. Coletivamente, essas ondas representam a despolarização dos ventrículos. A sua duração é semelhante à da onda P, uma vez que os ventrículos despolarizam tão rapidamente quanto os átrios.
4. **Onda T**: A onda T representa a repolarização dos ventrículos;
5. **Intervalo QT**: O intervalo QT inclui o complexo QRS, o segmento ST e a onda T e representa o tempo decorrido entre o início da despolarização ventricular e o fim da repolarização ventricular. O segmento ST é uma parte isoeletrica do intervalo QT que se correlaciona com o platô do potencial de ação ventricular [20].

Assim, a frequência cardíaca é determinada pela contagem do número de complexos QRS ou ondas R (que são mais proeminentes) por minuto. A duração de um ciclo é o intervalo R-R (tempo entre uma onda R e a seguinte). A frequência cardíaca relaciona-se com a duração do ciclo.

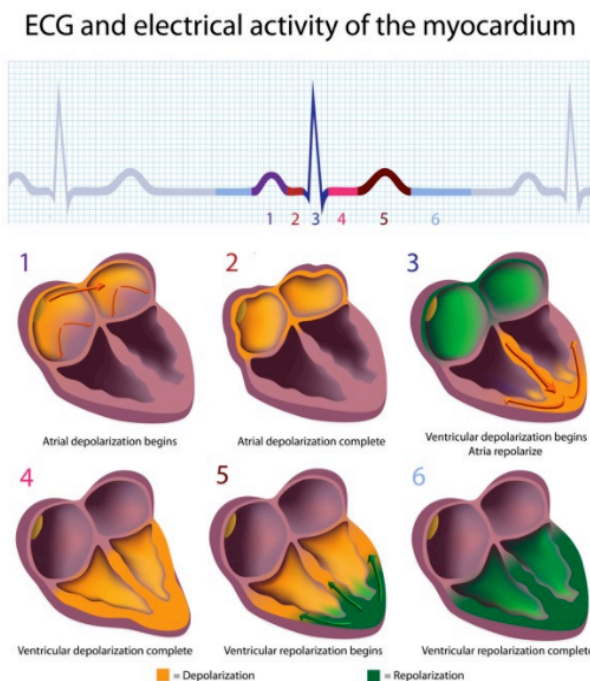


Figura 56 – ECG e atividade elétrica do miocárdio [45].

As variações na frequência cardíaca alteram a duração do potencial de ação e como resultado disso, variam as durações dos períodos refratários e a excitabilidade. Isto é, caso a frequência cardíaca aumente, há uma diminuição no potencial de ação. Não somente haverá mais potenciais de ação, como estes terão uma duração menor e períodos refratários menores. Devido à relação entre frequência cardíaca e período refratário, aumentos na frequência cardíaca podem ser um fator na produção de arritmias (ritmos cardíacos anormais). Quando a frequência cardíaca aumenta e o período refratário encurta, as células do miocárdio são mais frequentemente excitáveis [20].

O ECG permite então determinar os batimentos cardíacos e classificar diferentes tipos de arritmias.

Um ECG é obtido através da colocação de elétrodos na pele, sendo o seu número e posicionamento dependentes do tipo de ECG a realizar, assim, as deflexões eletrocardiográficas são sempre resultantes das relações entre dipolo e elétrodo.

A padronização tornou-se, por conseguinte, uma exigência primária nos primórdios da eletrocardiografia pelo que surgiram então as "derivações eletrocardiográficas", podendo estas ser [21]:

Derivação bipolar: Derivação em que os elétrodos positivo e negativo são colocados a uma mesma distância do coração (do ponto de vista elétrico), captando a diferença de potencial entre esses dois pontos.

Derivação unipolar: Derivação em que são registadas as variações de potencial obtidas pelo eletrodo positivo, enquanto o eletrodo negativo se encontra a uma distância considerável do coração (do ponto de vista elétrico), assim o eletrodo positivo passa a captar potenciais absolutos através do local onde é colocado, em vez de captar a diferença de potencial.

Para as derivações bipolares, o eixo anatômico é representado pela reta que une dois elétrodos, sendo que nas unipolares é representado pela reta que une o eletrodo positivo ao dipolo situado no centro do volume condutor.

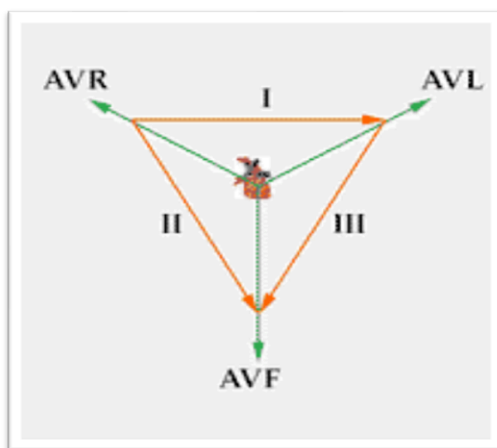


Figura 57 – Triângulo de Einthoven [21].

O triângulo de *Einthoven* representa o coração como estando no centro de um triângulo equilátero, cujos vértices representam o ombro direito, o ombro esquerdo e a perna esquerda. Esse triângulo é responsável pelo surgimento de três derivações eletrocardiográficas: DI, DII, e DIII.

- **DI:** Diferença de potencial entre o braço direito e o braço esquerdo. O vetor em direção de 0° ;
- **DII:** Diferença de potencial entre o braço direito e a perna esquerda. O vetor em direção de 60° ;
- **DIII:** Diferença de potencial entre o braço esquerdo e a perna esquerda. O vetor em direção de 120° .

Caso se utilizem estas derivações verifica-se a existência de uma curva característica para cada uma delas sendo, desta forma, o diagnóstico realizado com base nas diferenças interpretadas numa determinada curva face ao que seria esperado [21].

Atualmente os monitores de sinais vitais que efetuam este tipo de exames têm múltiplas derivações disponíveis, sendo os mais comuns os seguintes:

- 3 derivações (que representam a função mais simplista deste tipo de exame), formando assim o supracitado triângulo, através dos elétrodos R, L e F.
- 4 derivações, que além dos elétrodos da opção anterior acrescenta o N.
- 5 derivações, que acrescentam o elétrodo V à opção de 4 derivações, sendo que este elétrodo pode ocupar qualquer uma das posições de V1 a V6 dependendo apenas do que se pretende examinar.

No caso dos monitores de sinais vitais o principal objetivo passa por observar continuamente a evolução cardíaca do paciente, bastando assim uma análise mais simples entre 3 a 5 derivações.

As derivações têm sempre os seus terminais coloridos, que seguem uma das duas normas existentes, tendo em conta o respetivo código de cores de forma a facilitar a identificação de cada derivação. Estas normas estão devidamente identificadas e exemplificadas nas figuras seguintes [2] [21].

Na figura 58 representa-se a localização de elétrodos no corpo do paciente sendo que na figura 59 é apresentada a equivalência de cores entre as normas AHA e IEC.

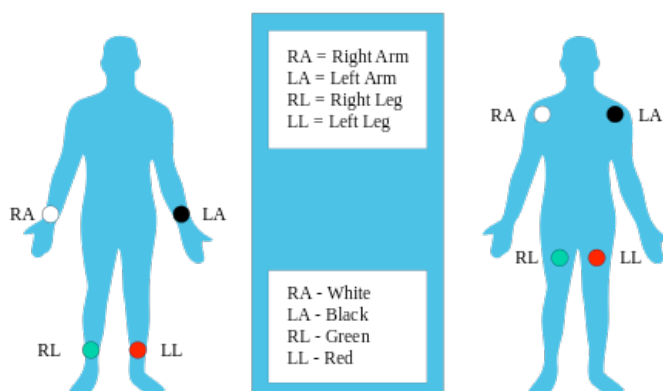


Figura 58 – Localização dos elétrodos no corpo humano [44].

Derivação/membro	Rótulo AHA	Rótulo IEC
Braço Direito	RA	R
Perna Direita	RL	N
Braço Esquerdo	LA	L
Perna Esquerda	LL	F
Centro (Precordiais)	C	C

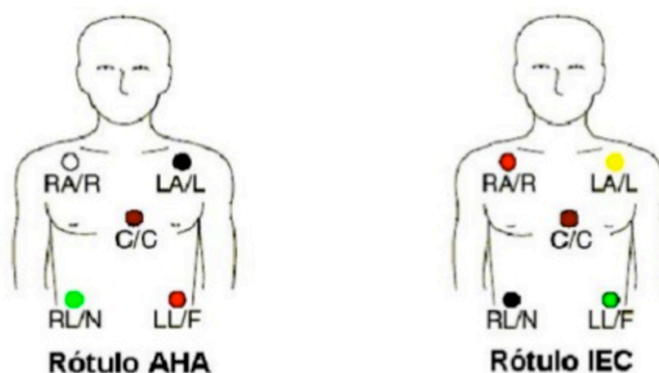


Figura 59 – Equivalência de cores [2].

4.2 OXIMETRIA DE PULSO (SpO_2)

A oximetria de pulso é um método não invasivo de monitorização contínua da saturação de oxigénio da hemoglobina (SpO_2 ou SaO_2).

A saturação periférica ou capilar de oxigénio (O_2) é um parâmetro indireto da quantidade de O_2 no sangue. A partir do valor de saturação (em %) é possível estimar a pressão parcial de O_2 no sangue arterial (em mmHg); à exceção de situações com má perfusão periférica, como vasoconstrição marcada ou pulso filiforme, ou outras, em que os valores não são fidedignos.

Assim, a oximetria dispensa frequentemente a realização de uma gasimetria arterial, que implicaria a colheita de sangue arterial – um procedimento invasivo, doloroso e, por vezes, moroso e difícil.

As novas tecnologias permitiram o aumento da qualidade de monitorização de SpO_2 , sendo agora possível medir a percentagem da hemoglobina funcional saturada com oxigénio (% SpO_2) no sangue arterial do paciente [22].

Um sensor de SpO_2 , habitualmente colocado no dedo do paciente, como pode ser observado na figura 60, mede os níveis de absorção da luz vermelha e infravermelha através de um fotodetetor que quantifica a luz que passa através dos tecidos. Os díodos emissores de luz designados na linguagem anglo-saxónica, *Light Emitting Diode* (LED) localizados nesses sensores emitem luz com dois comprimentos de onda diferentes, vermelho - 660 nm e infravermelho - 940 nm, que são absorvidos tanto pelo sangue arterial e venoso, como pelas cartilagens e ossos [22].

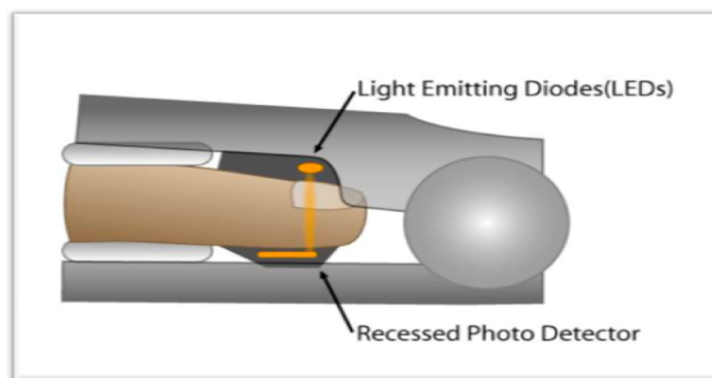


Figura 60 – Sensor de SpO_2 [22].

O monitor usa a diferença entre as duas medições para calcular a percentagem de hemoglobina saturada. Como a absorção de luz varia de acordo com o volume sanguíneo e este varia com a frequência de pulso, o monitor pode também derivar uma frequência de pulso.

A oximetria resulta na combinação dos princípios da pletismografia com os princípios da espectrofotometria para determinar os níveis de oxigénio no sangue.

A pletismografia usa a tecnologia de absorção da luz para reproduzir ondas geradas pelo pulsar do sangue, já a espectrofotometria usa vários comprimentos de onda de luz para efetuar uma medição quantitativa sobre a absorção da luz em diferentes materiais, tirando partido das propriedades óticas do nosso sangue verifica-se que o seu estudo espectral depende do nível de oxigénio [22].

Os valores normais de referência de SpO_2 localizam-se entre os 95-100 para pacientes adultos saudáveis (sendo ligeiramente menor para neonatos).

O monitor pode exibir leituras numéricas no quadro de parâmetros de SpO_2 e uma forma de onda de pletismografia de pulso no canal adjacente.

O quadro de parâmetros exibe tanto o valor quanto a frequência de pulso de SpO_2 , como mostrado abaixo:

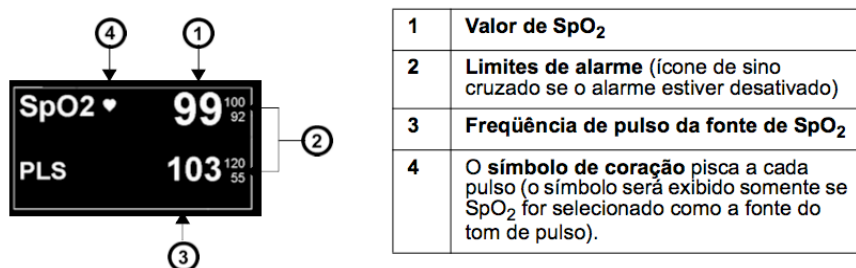


Figura 61 – Exibição de SpO_2 no monitor Dräger Delta XL [23].

Os eritrócitos (glóbulos vermelhos) contêm hemoglobina. Uma molécula de hemoglobina pode transportar até quatro moléculas de O_2 , sendo depois designado por "saturado" com O_2 . Para uma saturação a 100 %, é necessário que todas as ligações da molécula de hemoglobina sejam portadoras de O_2 .

A maioria da hemoglobina presente no sangue é agrupada com o O_2 à medida que passa através dos pulmões. Uma pessoa saudável com pulmões regulares, inspirando ar ao nível do mar, terá uma saturação arterial de O_2 de 95 % - 99%. O sangue venoso que é reunido a partir dos tecidos contém menos O_2 e, geralmente, tem uma saturação de cerca de 75% [22] [23].

4.3 PRESSÃO ARTERIAL

A pressão arterial (PA) refere-se à pressão exercida pelo sangue contra as paredes das artérias. A pressão arterial bem como a de todo o sistema circulatório encontra-se em condições normais, com um valor um pouco acima do da pressão atmosférica, sendo a diferença entre elas responsável por manter as artérias e demais vasos não colapsados.

A pressão arterial é um fator determinante para o fluxo de sangue, sendo a soma das pressões hidrostática e dinâmica. As pressões intravasculares podem ser medidas diretamente usando um sensor de pressão intravascular, ou com transdutores externos ligados por uma coluna de fluido [22].

A pressão sanguínea em diferentes partes da árvore vascular varia, de acordo com a altura acima do ponto mais baixo (pressão estática), e da velocidade do sangue que flui no ponto de medida (pressão dinâmica).

Os sensores de pressão são transdutores - conversores de energia - que convertem a energia cinética e potencial dentro de um fluido para energia elétrica, proporcional à magnitude da pressão correspondente [22].

A pressão arterial depende também de:

- **Débito cardíaco** (Volume de sangue): Quanto maior a quantidade de sangue presente no corpo, maior é a taxa de sangue que retorna para o coração e o resultante débito cardíaco, potencialmente traduz-se num maior valor de pressão arterial.
- **Resistência do fluxo de sangue**: Quanto maior for a resistência, maior é o valor da pressão arterial. A resistência depende do raio dos vasos, viscosidade do sangue e a espessura das paredes dos vasos sanguíneos.

4.3.1 PRESSÃO ARTERIAL NÃO INVASIVA (PNI)

A medição da pressão arterial de forma não-invasiva não requer a entrada, penetrando no corpo ou perturbação dos tecido do corpo.

O monitor pode adquirir e processar sinais de pressão não-invasiva (PNI) e exibir os resultados. As medições de pressão sanguínea são determinadas pelo método oscilométrico e são equivalentes às obtidas por métodos intra-arteriais, dentro dos limites prescritos pela *American National Standard*, esfigmomanómetros eletrónicos automatizados [22].

O sistema de PNI do monitor insufla e desinsufla um manguito pneumático, através de uma mangueira que o liga ao monitor, colocado ao redor do braço ou da perna do paciente. A pressão do manguito é aumentada rapidamente para uma pressão superior à pressão sistólica. De seguida esvazia-se lentamente o ar da braçadeira. Quando a pressão do manguito for igual à pressão sistólica do sangue paciente, ouve-se um som a cada batimento cardíaco. Este ponto marca a pressão sistólica. À medida que a pressão diminui, as características do som também mudam. Existe um instante, em que os sons vão

desaparecer. A pressão nesse momento corresponde à pressão diastólica. O monitor pode assim iniciar medições de pressão sanguínea individualmente, em intervalos definidos, ou continuamente.

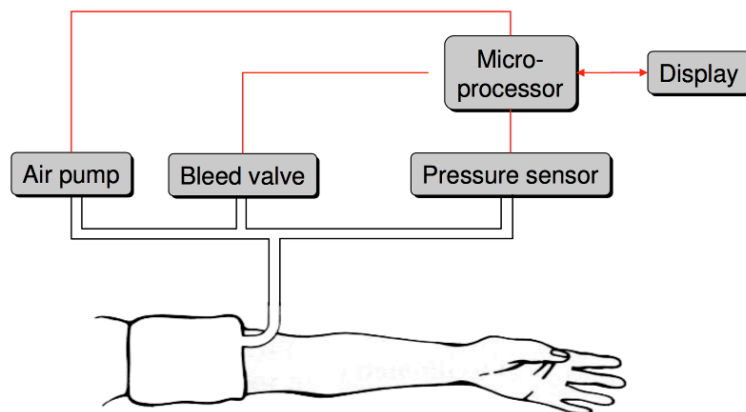


Figura 62 – Esquema de funcionamento de um manguito pneumático [22].

O quadro de parâmetros de PNI mostra as leituras mais recentes da pressão média, sistólica e diastólica [22] [23].

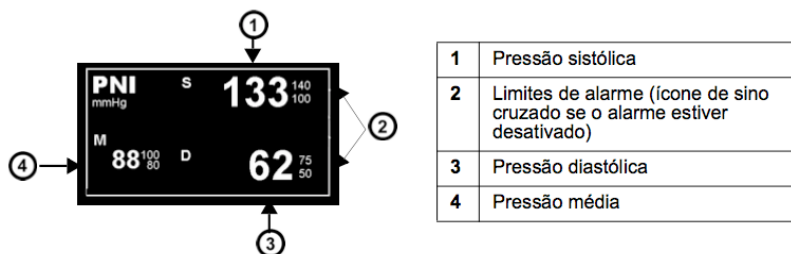


Figura 63 – Exibição de PNI no monitor Dräger Delta XL [23].

4.4 TEMPERATURA CORPORAL

A temperatura corporal é, por definição, a temperatura do corpo humano resultante do equilíbrio entre a produção e o gasto de calor, que é controlada com precisão por uma pequena área na base do cérebro (hipotálamo). A produção de calor deriva maioritariamente de atividades vitais, tais como a respiração, contrações cardíacas, circulação, secreções ou então de exercícios musculares [22].

Quando se verifica um aumento de temperatura exterior, a temperatura corporal é mantida recorrendo a mecanismos como a vasodilatação (os capilares aproximam-se da superfície cutânea, havendo uma transferência de energia para o exterior) e produção de suor.

Quando a temperatura exterior diminui, o calor no corpo humano é conservado recorrendo a mecanismos como a vasoconstrição (contração de pequenas artérias que fornecem sangue a capilares que se encontram perto da superfície da pele, este processo reduz o fluxo de sangue nos capilares, controlando assim perda de calor) e aumento da produção de energia através da respiração aeróbia.

Normalmente a temperatura corporal não se altera consideravelmente durante o dia pelo que, a ocorrência de um aumento brusco para valores superiores a 37,8 °C, pode indicar uma possível infecção ou doença. Assim sendo, a temperatura corporal deve ser o primeiro sinal a ser monitorizado, de forma a verificar se o paciente está em estado febril. A obtenção deste parâmetro é habitualmente feita através da utilização de um termistor. Embora existam várias tecnologias, o princípio básico desta medição passa sempre pela resistência variável com a temperatura de um semicondutor, para que cada valor de resistência possa representar um determinado valor de temperatura corporal [22].

Um termistor de coeficiente de temperatura negativo ou na linguagem anglo-saxónica, *Negative Temperature Coefficient* (NTC), é um dispositivo semicondutor que torna-se menos resistivo à medida que sua temperatura aumenta. A variação do valor da resistência a diversas temperaturas é expressa aproximadamente pela equação abaixo – a equação de Steinhart-Hart:

$$1/T = a + b \ln(R) + c [\ln(R)]^3$$

Em que,

- T é a temperatura (em Kelvins);
- R é a resistência (em ohms);
- a , b e c são os coeficientes Steinhart-Hart que variam dependendo do tipo e modelo do termistor e da faixa de temperatura de interesse.

O monitor exibe os valores da temperatura num quadro de parâmetros para cada conector de módulo [22] [23].



Figura 64 – Exibição de temperatura no monitor Dräger Delta XL [23].

4.5 MONITOR DE SINAIS VITAIS DELTA XL

Os monitores da série Infinity Delta (Delta/Delta XL/Kappa) foram projetados para monitorização de pacientes com vários parâmetros. Os dispositivos produzirão alarmes visuais e sonoros se qualquer um dos parâmetros fisiológicos monitorizado variar além dos limites predefinidos. Este é um equipamento com o recurso *Pick And Go* da Dräger Medical, que possibilita que este possa ser desconectado da rede e transportado juntamente com o paciente para outro local, não havendo necessidade de dar alta ao paciente e admiti-lo num outro monitor. Com isto, economiza-se tempo e não se interrompe a monitorização do paciente durante o transporte [23].

O monitor portátil pode ser reconectado (reacoplado) à rede a qualquer momento por meio da *Docking Station* ou *Infinity Docking Station*, representada na Figura 65.



Figura 65 – Dräger Delta XL em ambiente hospitalar [23].

4.5.1 CARACTERÍSTICAS FÍSICAS – DRÄGER DELTA XL

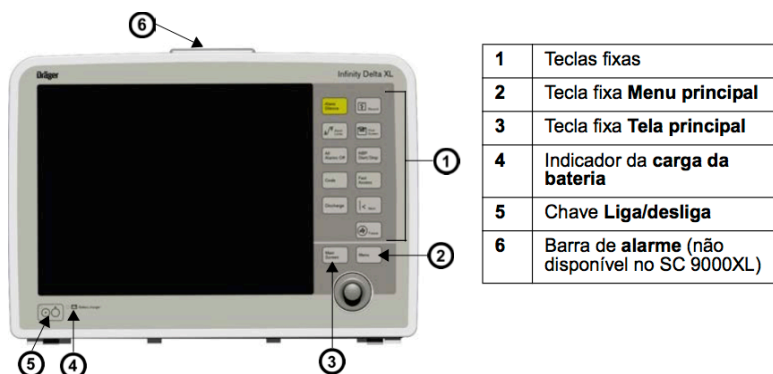


Figura 66 – Vista frontal do Dräger Delta XL [23].

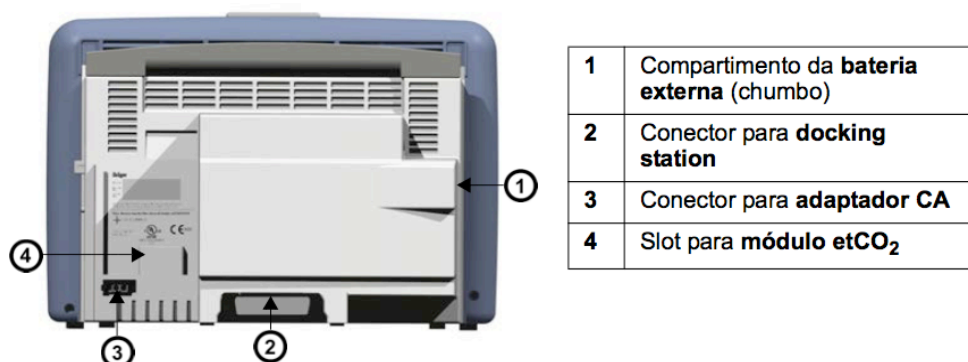


Figura 67 – Vista traseira do Dräger Delta XL [23].

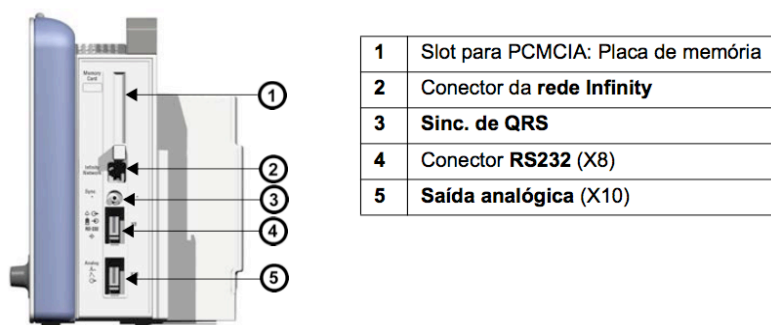


Figura 68 – Vista lateral direita do Dräger Delta XL [23].

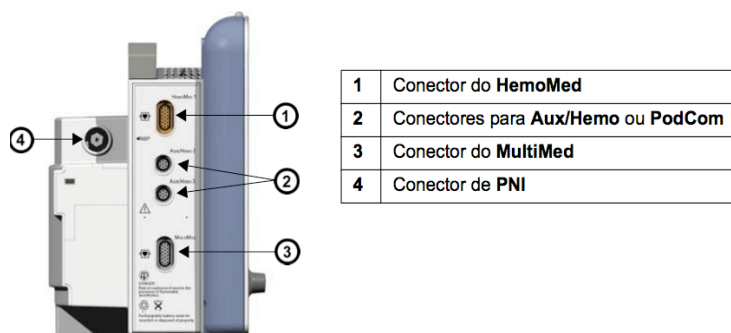


Figura 69 – Vista lateral esquerda do Dräger Delta XL [23].

4.5.2 INFINITY DOCKING STATION (IDS)

A *Infinity Docking Station* (IDS) ajuda a facilitar o transporte de pacientes, permitindo remover o monitor da cabeceira e acoplá-lo em outra estação, mantendo as conexões entre o monitor e o paciente. Em conjunto com a fonte de alimentação de corrente contínua (CC), a IDS fornece conexão para dados e energia, armazena padrões de configuração e conecta o monitor a uma rede [23].

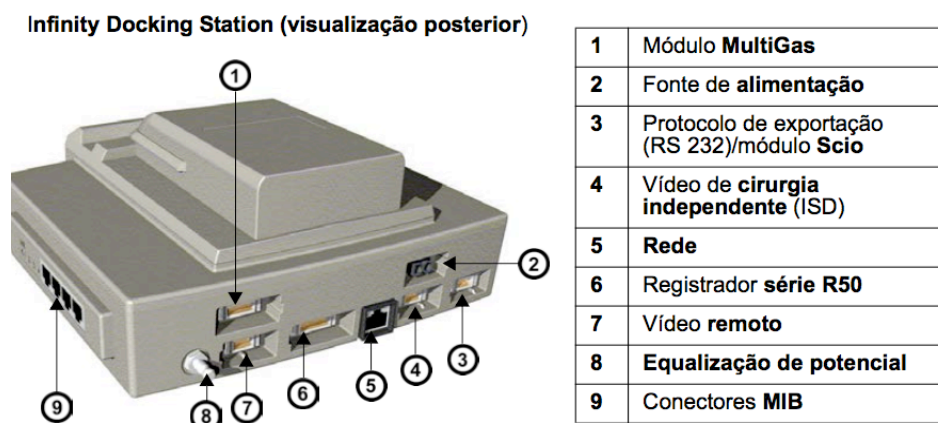


Figura 70 – Infinity Docking Station (IDS) [23].

4.5.3 FUNCIONAMENTO

O Delta XL é um monitor de sinais vitais com placa única. Este fornece os seguintes parâmetros; ECG de 6 e 12 derivações, taxa de respiração, duas temperaturas, SpO₂, NIBP, quatro IBPs, saídas de sincronismo, conectores de interface para medição opcional de etCO₂ e duas portas isoladas para parâmetros adicionais.

Este possui um ecrã plano, interface para o utilizador, áudio para alarmes, bateria interna e externa, grupo pneumático NIBP, saída analógica, cartão de memória e conector de encaixe "*Pick & Go*" [23].

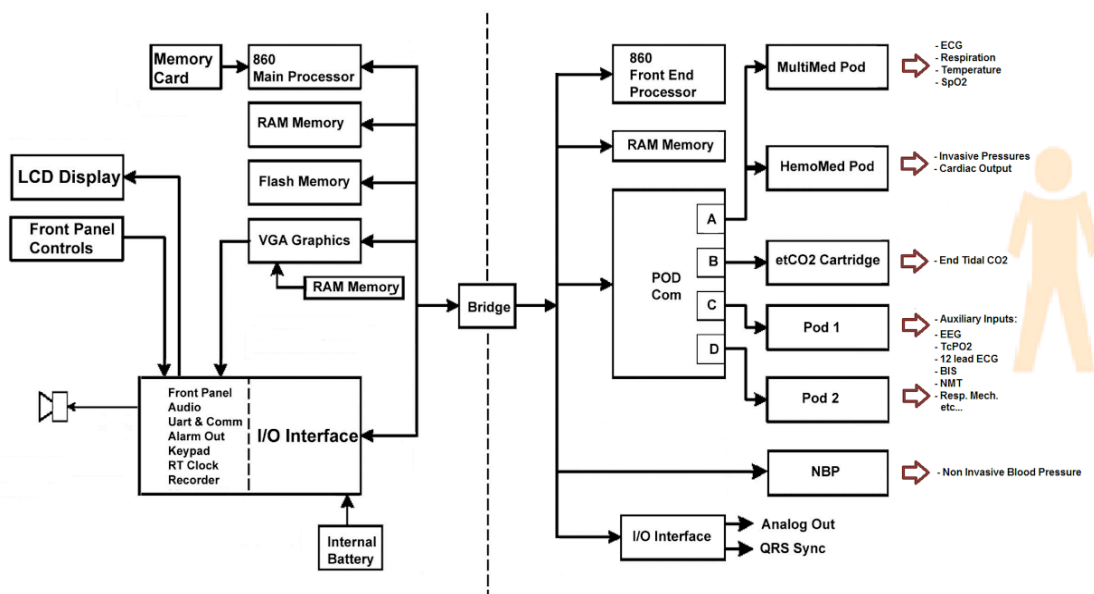


Figura 71 – Diagrama de blocos de monitor Delta XL [23].

Existem dois grandes sectores num monitor, separadas por um isolamento galvânico destinados a promover a segurança do paciente.

Na área de processamento (lado esquerdo do esquema), existe um processador com respetiva memória *Random Access Memory* (RAM) e *flash*, que recebe o *software* através de um cartão de memória. Existe também um processador gráfico *Video Graphics Array* (VGA) e o respetivo ecrã *Liquid Crystal Display* (LCD).

O grupo de interface I/O faz a interface com o utilizador, o qual possui altifalante de alarmes, relógio e saída para registo em papel. O monitor possui uma bateria interna de lítio que garante a autonomia do equipamento durante 240 minutos.

Por sua vez, na área que faz a interface com o paciente (lado direito do esquema) para além de um outro processador com memória RAM acoplada, existem diversas unidades para conexão com o paciente, desde a entrada MultiMed destinada aos parâmetros básicos de monitorização (ECG, Taxa de respiração, Temperatura, SpO₂), a entrada HemoMed para medição de pressões invasivas e débito cardíaco, a de etCO₂ para medição do valor de tidal de CO₂ e as outras duas conexões auxiliares para parâmetros auxiliares, tais como, eletroencefalografia, ECG de 12 derivações, respiração mecânica, entre outros e por fim, a unidade pneumática para o NBP para medição de pressões não invasivas.

Existe uma interface I/O com uma saída analógica para a conexão de equipamentos externos ao monitor e o QRS Sync para sincronismo a outros dispositivos tais como, desfibriladores e balões intraórticos [23].

4.6 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO

Por fim, conseguimos perceber que a monitorização constitui um campo muito importante na medicina, sendo fortemente ligado a equipamentos e instrumentos que permitam aferir em tempo real as funções vitais dos pacientes, o seu registo e evolução ao longo do tratamento. Desta forma e através dos diversos parâmetros elencados neste capítulo, é possível uma resposta mais rápida às necessidades do paciente e uma consequente melhoria nos cuidados de saúde que lhes são prestados.

5. MANUTENÇÃO DE EQUIPAMENTO MÉDICO

A manutenção de equipamentos médicos é extremamente importante para a garantia da qualidade dos serviços de saúde, uma vez que está diretamente relacionada com a segurança do paciente. A garantia da operacionalidade destes equipamentos é também, fulcral, em ambiente hospitalar.

Segundo a norma EN 13306-2010, define-se “manutenção” como a combinação de todas as ações técnicas, administrativas e de gestão durante o ciclo de vida de um equipamento destinado a mantê-lo ou restaurá-lo, para um estado no qual ele pode executar a função necessária. A norma em vigor para a manutenção de equipamentos hospitalares é a EN 13306-2010 [24].

5.1 TIPOS DE MANUTENÇÃO

Tradicionalmente, foram identificados vários tipos de manutenção diferenciados pela natureza das tarefas que incluem, existindo no entanto, dois tipos que se destacam por serem os mais utilizados – a manutenção preventiva e a manutenção corretiva.

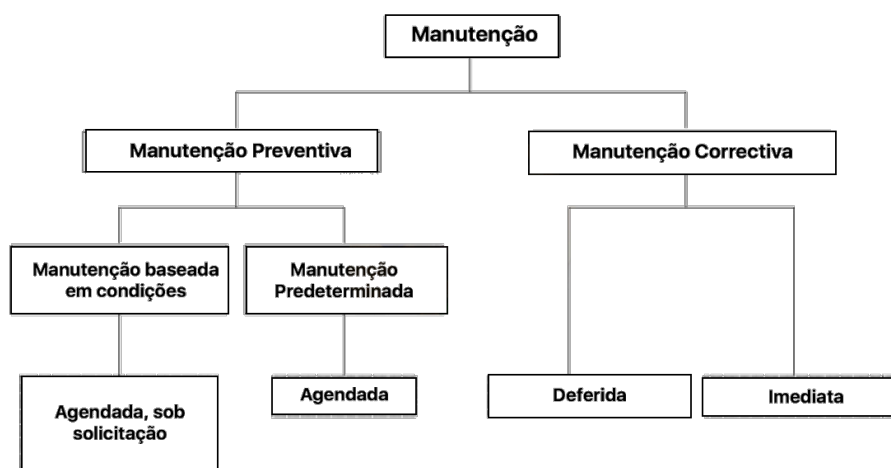


Figura 72 – Tipos de manutenção [24].

5.1.1 MANUTENÇÃO PREVENTIVA

A manutenção preventiva define-se em intervalos predeterminados ou de acordo com critérios prescritos e destina-se a reduzir a probabilidade de falha ou a degradação do funcionamento de um item. De uma forma simplista a manutenção preventiva pode ser comparada a uma revisão periódica segundo alguns critérios.

A manutenção preventiva é uma solução de serviço proativa concebida para manter os aparelhos médicos em funcionamento com um rendimento máximo e cumprindo, portanto com as normas técnicas nacionais, assim como com os mais altos padrões de qualidade [24] [25].

Este tipo de intervenções tem como objetivo minimizar os tempos de paragem e garantir o perfeito funcionamento dos aparelhos dentro dos parâmetros técnicos estabelecidos pelo fabricante.

A manutenção preventiva inclui a mão de obra e os materiais associados a todas as revisões preventivas segundo a periodicidade indicada pelo fabricante, seguindo as normas aplicáveis e a atividade de cada aparelho. Estão excluídos dentro deste contrato materiais, mão de obra e deslocações para todas as ações corretivas [24] [25].

Os objetivos básicos da manutenção preventiva são:

- Garantir a segurança do paciente e do utilizador;
- Reduzir os “Custos Totais de Propriedade” maximizando a disponibilidade, reduzindo o número de avarias e aumentando a vida útil do aparelho;
- Contribuir para a eficácia dos processos hospitalares assegurando a disponibilidade e o rendimento dos aparelhos para as diferentes unidades assistenciais do Hospital;
- Assegurar a qualidade funcional do equipamento;
- Cumprir a normativa vigente;
- Obter documentação completa para manter registos exatos do historial do serviço.

Os protocolos de manutenção são concebidos pelo fabricante e detalham todas as ações que os engenheiros de campo devem realizar sobre cada aparelho durante as revisões preventivas, testes, calibrações necessárias, tal como componentes de desgaste que é necessário substituir [24] [25].

Os protocolos de manutenção desenvolvidos pela Dräger seguem normas e rotinas de manutenção com um elevado nível e rigor, estando acima das ações previstas por organismos externos para a manutenção de aparelhos de electromedicina.

Manutenção baseada em condições

A manutenção baseada em condições inclui uma combinação de monitorização de condição, inspeção, teste e análise das ações de manutenção subsequentes.

Manutenção predeterminada

A manutenção preventiva realizada de acordo com intervalos de tempo estabelecidos ou número de unidades de uso, mas sem investigação de condição prévia.

Manutenção Corretiva

A manutenção corretiva, por seu lado, apresenta sempre um carácter de urgência associado, uma vez que como não é programada pode ocorrer durante um procedimento médico, levando ao comprometimento do tratamento ou do diagnóstico e até à perda do utente por falta de confiança na instituição de saúde.

A manutenção corretiva é aquela que é realizada após a ocorrência de uma falha e visa restaurar a capacidade produtiva de um equipamento ou instalação, que esteja com a sua capacidade de exercer as suas funções comprometida ou cessada.

Manutenção Corretiva Deferida

A manutenção corretiva que não é realizada imediatamente após uma deteção de falha, mas é adiada de acordo com as regras dadas.

Manutenção Corretiva Imediata

A manutenção corretiva que é realizada sem demora após a deteção de uma falha para evitar consequências inaceitáveis [24] [25].

5.2 EQUIPAMENTOS DE APOIO À MANUTENÇÃO

Considerando a crescente preocupação em assegurar as boas práticas de manutenção dos equipamentos hospitalares, existe a necessidade de recorrer a equipamentos de ensaio/calibrações de forma a garantir a qualidade do serviço prestado. Neste contexto, enumeram-se diversos equipamentos de apoio utilizados aquando da realização destes processos. De referir que estes equipamentos são também eles sujeitos a calibrações anuais por uma entidade externa devidamente certificada para o efeito – a TRESICAL.

5.2.1 BENDER UNIMET® 800 ST

O UNIMET® 800ST é utilizado para testar a segurança elétrica dos equipamentos, neste caso, dos dispositivos médicos.

Os dispositivos médicos são alimentados por eletricidade ou por uma fonte de energia interna (baterias) e, frequentemente, conectados ao paciente através de fios. Alguns desses dispositivos possuem peças ativas inseridas no corpo do paciente. Assim sendo, há um risco para o paciente na eventualidade de fuga de corrente a partir do dispositivo. Esta também pode ser transmitida a um profissional de cuidados de saúde, como um enfermeiro ou um médico. O choque elétrico pode causar perturbações durante os procedimentos dos cuidados de saúde e resultar em lesões ou na morte. Isso torna a segurança elétrica num tópico extremamente importante na garantia de qualidade do dispositivo médico [26].

Este sistema de teste fornece resultados de medição que são imediatamente avaliados para determinar se o equipamento passou ou não, no teste de segurança elétrica. A norma utilizada vulgarmente é a IEC 62353:2014.

O equipamento possui uma sequência de testes que inclui uma inspeção visual e um teste para verificação das funções, para além dos testes efetuados à parte elétrica. Os resultados do teste são exibidos no ecrã do equipamento, podendo ser guardados e/ou impressos através da utilização de uma impressora externa [26].

O UNIMET® 800ST representado na Figura 73 é composto pelos seguintes componentes:

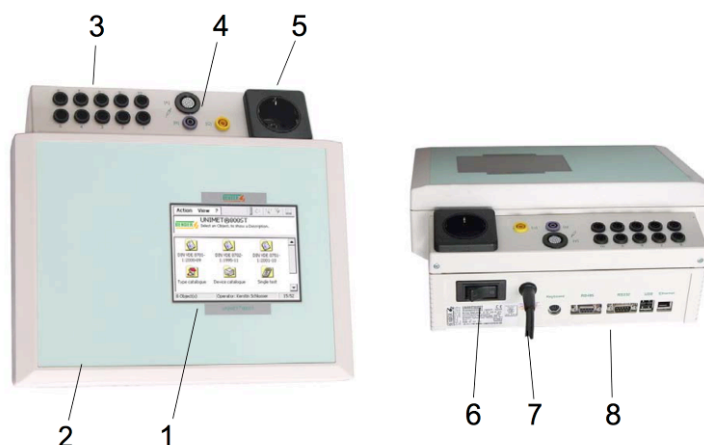


Figura 73 – Bender Unimet 800ST [26].

1. Ecrã tátil;
2. Estrutura de plástico;
3. 10 entradas para conexão dos elétrodos ao paciente;
4. Entradas para medição
 - [B] para conectar ponta de prova unipolar
 - [A] para pontas de prova ativas TP800 com botões de pressão (opcional)
 - [C] para a ligação equipotencial
5. Tomada para conexão do cabo de alimentação do equipamento em teste
6. Interruptor ON/OFF
7. Cabo de alimentação
8. Entradas PS2, RS-485, RS-232, USB e Ethernet

Este equipamento realiza as medidas e testes apresentados no Quadro 3.

Quadro 3 – Medidas e testes realizados pelo Bender Unimet 800 ST [26].

Measurement	DIN EN 60601-1 (VDE 0750-1)	DIN EN 62353 (VDE 0751-1)	DIN VDE 0701-0702	Direct measurement method	Differential measurement method	r.m.s. (root mean square value)	AC	DC
Equipment leakage current - alternative method (Class I and Class II)		x	x			x		
Applied part leakage current - alternative method		x				x		
Equipment leakage current (Class I and Class II)		x		x	x	x		
PE current			x	x	x	x		
Earth leakage current	x		x	x		x		
Touch current	x		x	x	x	x		
Applied part leakage current	x						x	x
Patient auxiliary current	x						x	x
Total applied part leakage current	x						x	x
Applied part leakage current with mains voltage on applied part	x	x				x		
System voltage	x	x	x			x		
Current consumption	x	x	x			x		
Apparent power	x	x	x			x		
Supply cable test			x					

5.2.2 FLUKE PROSIM 4 VITAL SIGNS SIMULATOR

O ProSim4 Vital Signs Simulator é um equipamento portátil de monitorização de sinais vitais. Este equipamento simula as funções de ECG, respiração, pressão sanguínea invasiva ou na linguagem anglo-saxónica, *Invasive Blood Pressure* (IBP) e não invasiva (NIBP), sendo todos os tipos de simulação, elétricos, ao contrário do NIBP, que é feito de forma pneumática [27]:

Este simulador tem como objetivo, testar e verificar o funcionamento básico dos dispositivos de monitorização do paciente ou dos sistemas utilizados para monitorizar vários parâmetros fisiológicos de um paciente, anteriormente mencionados, incluindo ECG, respiração, pressão arterial invasiva e pressão arterial não invasiva.

O Fluke Prosim 4 Vital Signs Simulator representado na Figura 74 é composto pelos seguintes componentes [27]:

1. Ecrã LCD
2. Conector Mini-Series B
3. Conexões ECG
4. Conector de 4 portas de ar
5. Conector para IBP
6. Conector de alimentação CC
7. LED da bateria
8. Lock da bateria
9. Interruptor ON/OFF

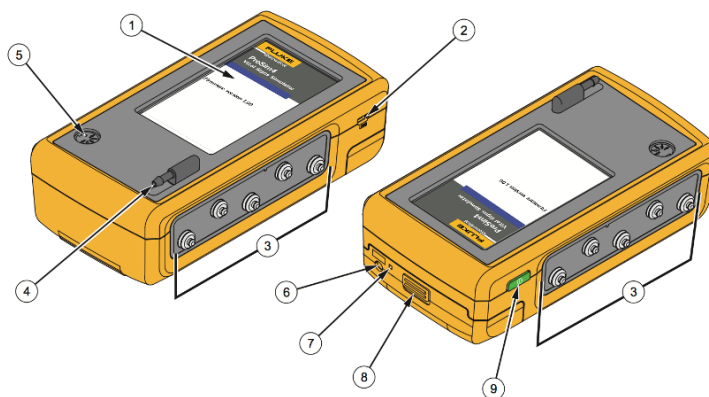


Figura 74 – Simulador ProSim4 Vital Signs [27]:

5.2.3 DRUCK DIGITAL PRESSURE INDICATOR 705 ST

O Druck Digital Pressure Indicator 705 ST é um indicador de pressão com recursos essenciais necessários para manutenções de rotina e solução de problemas do sistema. Esta série de indicadores de pressão portáteis combina um *design* rígido e resistente com medição de pressão precisa e confiável integrando características como faixas de medição de 0 a 70 mbar, uma precisão de 0,1% de fundo de escala e testes de fuga [28].



Figura 75 – Druck DPI Pressure Indicator.

5.2.4 LEO 2 KELLER

O LEO 2 Keller é um manómetro digital de pressão absoluta com indicação da pressão máxima e mínima.

Os dados técnicos do manómetro digital podem ser retirados da folha de dados correspondente ou das especificações acordadas.

O LEO 2 possui duas teclas de operação, sendo que o SELECT serve para selecionar as funções e as unidades de pressão e o ENTER ativa as funções selecionadas ou a unidade de pressão. A tecla SELECT também é usada para alternar entre o valor de pressão mínima e máxima. Para ligar o equipamento basta pressionar a tecla SELECT [29].



Figura 76 – Manómetro LEO 2 KELLER.

5.2.5 CAUDALÍMETRO

O caudalímetro é um medidor de fluxo cuja finalidade é obter a medida de um caudal de gás utilizando o princípio físico da deslocação de uma boia calibrada num tubo, com várias escalas (três) [30].



Figura 77 – Caudalímetro.



Figura 78 – Multímetro.

5.2.6 MULTÍMETRO

Um multímetro é um aparelho destinado a medir e avaliar grandezas elétricas. Este incorpora diversos instrumentos de medidas elétricas como voltímetro, amperímetro e ohmímetro. Este é um equipamento utilizado essencialmente na pesquisa de defeitos devido à sua simplicidade de uso e portabilidade [31].

5.3 EQUIPAMENTOS ANALISADOS

Neste capítulo são descritos os procedimentos de manutenção efectuados em três dos equipamentos Dräger, um por cada área de intervenção da empresa, tendo sido a escolha destes equipamentos feita com base na elevada representatividade dos mesmos.

O facto de se encontrarem documentados os procedimentos de uma amostra dos equipamentos analisados prende-se pela decisão unânime do orientador deste estágio, do supervisor da empresa, bem como da estagiária, crendo estes três elementos, que estes são bons elementos representativos dos procedimentos efectuados na generalidade dos equipamentos.

5.3.1 DRÄGER EVITA INFINITY V500

No que concerne a ventiladores o equipamento escolhido foi o Dräger Evita Infinity V500®. No que diz respeito ao seu processo de manutenção este engloba a substituição dos seguintes componentes [34]:

1. Substituição de bateria;

- 1.1 Desligar o equipamento da fonte de alimentação;
- 1.2 Ajustar o ventilador a '0';
- 1.3 Retirar o bloqueio da bateria (Fig.79 / 1) para a direita e removê-la;
- 1.4 Remover a bateria;
- 1.5 Retirar o conector (Fig.79 / 2) da bateria (Fig.79 / 3);
- 1.6 Remover o trilho lateral (Fig.79 / 4).

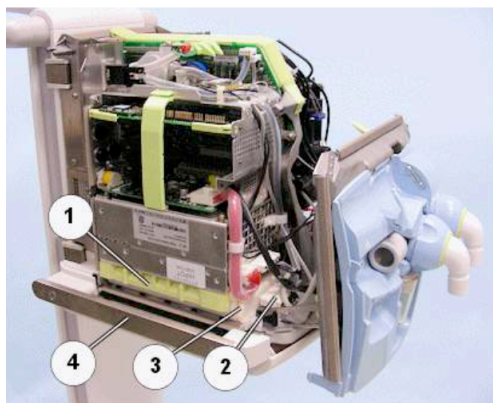


Figura 79 – Interior do Evita V500 (I).

- 1.7 Inserir a nova bateria;¹
- 1.8 Ligar o conector à nova bateria;
- 1.9 Inserir o bloqueio da bateria (Fig.79/1) e empurrar para a esquerda para bloquear a bateria;
- 1.10 Colocar novamente o trilho lateral (Figura 79/4);
- 1.11 Fechar a unidade de ventilação;
- 1.12 Ligar a fonte de alimentação;
- 1.13 Colocar o interruptor da unidade de ventilação em "1";
- 1.14 Colocar o ventilador em modo de espera;
- 1.15 Abrir as caixas de diálogo do serviço após o arranque. De seguida, escolher "Configuração do sistema / Sistema / Serviço" no menu e pressionar "Enter";
- 1.16 Inserir a senha do produto médico e confirmar com 'ENTER';
- 1.17 Selecionar o menu de informações de serviço "Dados de operação / V500 Bateria";
- 1.18 Com a versão de *software* 2.20 ou superior, voltar a inserir o número do material e o índice de revisão;

Nota 1: Antes de inserir a nova bateria, verificar se esta se encontra na posição correta.

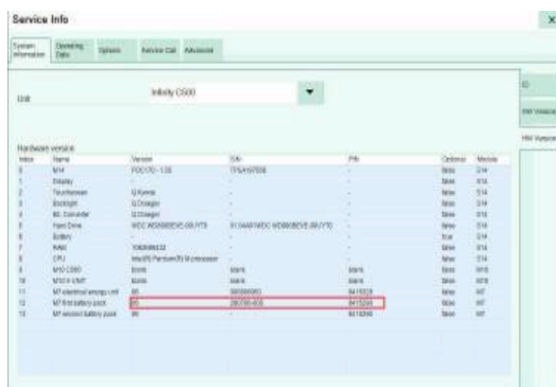


Figura 81 – Interface Evita V500 (II).

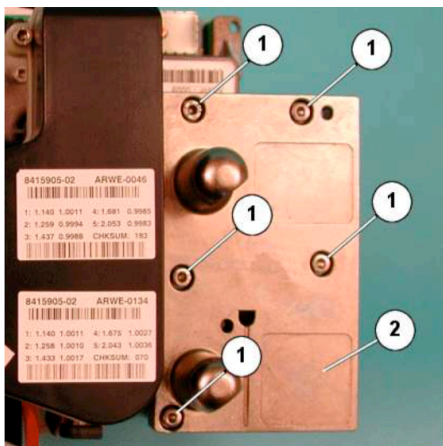


Figura 82 – Interior do Evita V500 (III).

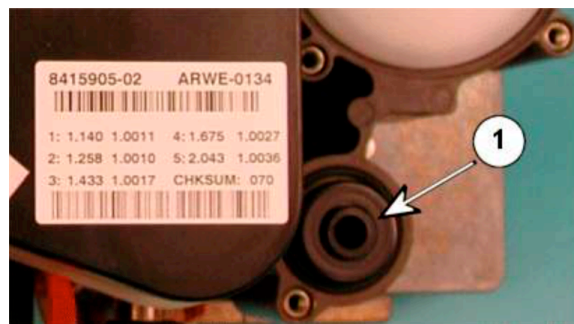


Figura 83 – Interior do Evita V500 (IV).

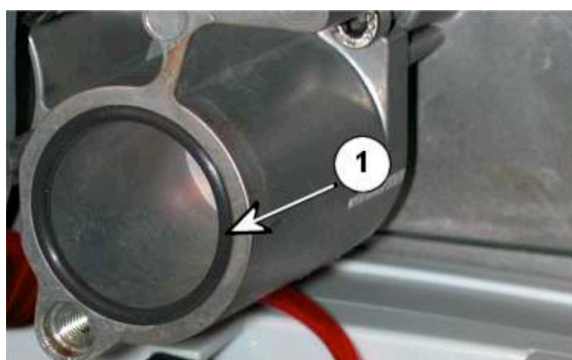


Figura 84 – Interior do Evita V500 (V).

3. Substituição do filtro de ar

- 3.1 Remover os parafusos; (Fig.82/1)
- 3.2 Remover a tampa do ventilador; (Fig.82/2)
- 3.3 Se for ajustada uma fixação de cabo, retirar o filtro de ar (Fig. 84/1) com a alça de cabo (Fig.84 / 2).
- 3.4 Se não for ajustada uma fixação de cabo, retirar o filtro de ar (Fig. 84.1/1) usando uma chave hexagonal, como mostrado na Figura 85.
- 3.5 A remoção do filtro está completa;
- 3.6 Inserir o novo filtro de ar;
- 3.7 Verificar se o O-ring (Fig. 87/1) está corretamente encaixado;

3.8 Colocar a tampa;

3.9 Voltar a colocar a unidade na ordem inversa de sua remoção;

3.10 Fechar o dispositivo.

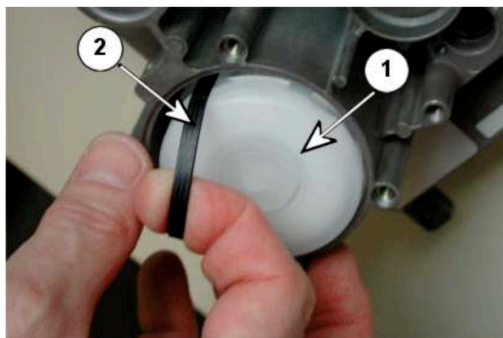


Figura 84.1 – Interior do Evita V500 (VI).



Figura 85 – Interior do Evita V500 (VIII).



Figura 86 – Interior do Evita V500 (IX).

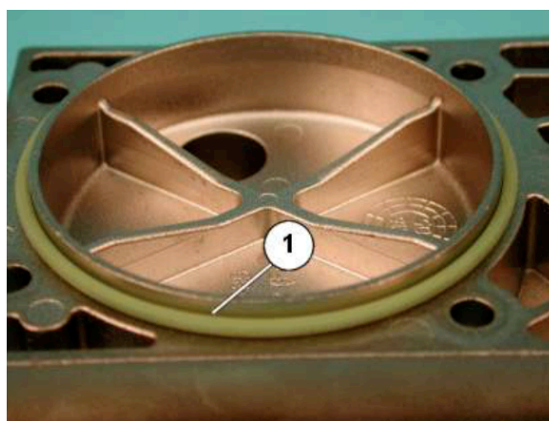


Figura 87 – Interior do Evita V500 (X).

De seguida e para finalizar o processo de manutenção do equipamento, deve-se entrar em modo de serviço através de um computador remoto e executar os testes funcionais e respetivas calibrações, bem como a realização do teste de segurança elétrica.

5.3.2 DRÄGER PRIMUS

No que concerne a estações de anestesia, o equipamento escolhido foi o Dräger Primus. No que diz respeito ao seu processo de manutenção este engloba a substituição dos seguintes componentes [32]:

Quadro 4 – Componentes a substituir no Dräger Primus [32]:

Part number	Maintenance part	Quantity	Location / remark
8603662	Filter mat 80x80x10	1	Power supply unit
8601238	Nafion tube	1	PGM (internal)
6870910	Filter mat	1	PGM (rear panel)
6871057	Filter mat	1	PGM IE (only)
U04314	O-ring	4	Vaporizer plug-in system
8603301	Filter mat	1	VGC (large dust filter)
8603144	Filter mat	1	VGC (small dust filter)
2600650	Rolling seal, cover	1	VGC
6870522	O-ring	3	Water trap holder
6870529	O-ring	1	Water trap holder

O seu processo de manutenção baseia-se na realização dos seguintes procedimentos, sendo para tal necessário que o dispositivo esteja livremente acessível e desligado.

1. Filtro da fonte de alimentação

- 1.1 Remover os dois parafusos da tampa do filtro (Fig. 88) na parte traseira da fonte de alimentação;
- 1.2 Substituir o filtro da fonte de alimentação;
- 1.3 Colocar a tampa do filtro na ordem inversa de sua remoção;
- 1.4 A substituição está completa.

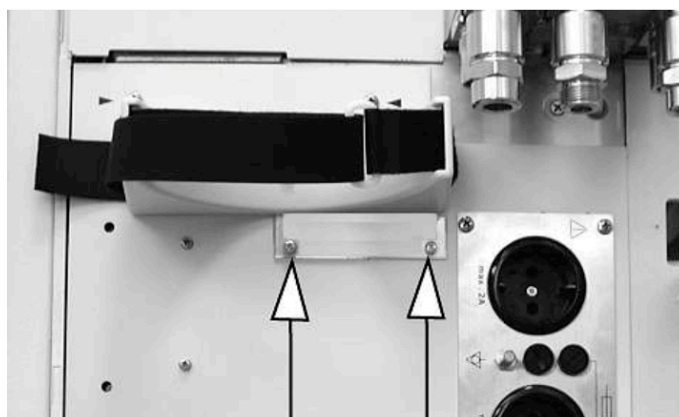


Figura 88 – Vista exterior Primus (I).

2. Tubo de Nafion

- 2.1 Remover o PGM (Patient Gas Monitor);
- 2.2 Remover os dois parafusos do PGM;
- 2.3 Levantar o PGM ligeiramente e retirá-lo da carcaça;
- 2.4 Colocar o PGM sobre uma superfície anti-estática;
- 2.5 Remover os três parafusos (ver Fig. 90);
- 2.6 Remover os quatro parafusos (ver Fig. 91);
- 2.7 Deslizar a tampa superior para a esquerda (Fig. 92);
- 2.8 Remover o filtro bacteriano (Fig. 93/1) e substituir pelo novo, certificando que a posição é a correta;²
- 2.9 Continuar com a substituição do tubo nafion;
- 2.10 Remover o tubo antigo e colocar um novo;³



Figura 89 – Vista exterior Primus (II).



Figura 90 – Vista exterior Primus (III).

Nota 2: O tubo de silicone branco (para o filtro bacteriano) pode ser reutilizado, desde que não se encontre danificado, nem sujo.

Nota 3: Se a superfície do tubo nafion estiver contaminada por partículas ou condensados, a função do secador será gravemente prejudicada. Devem-se usar sempre luvas aquando da substituição do tubo.



Figura 91 – Vista exterior Primus (IV).

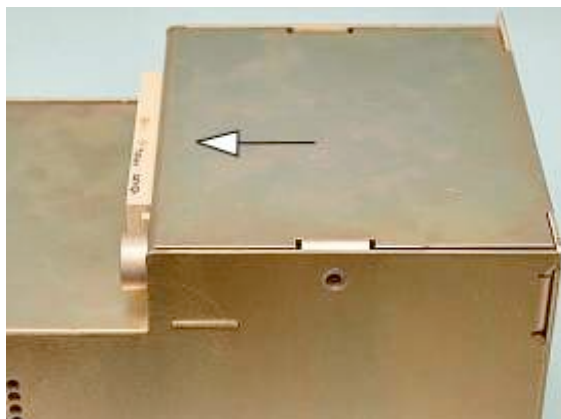


Figura 92 – Vista exterior Primus (V).

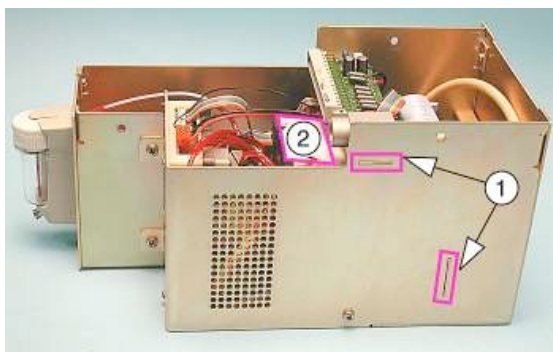


Figura 93 – Vista interior Primus (I).

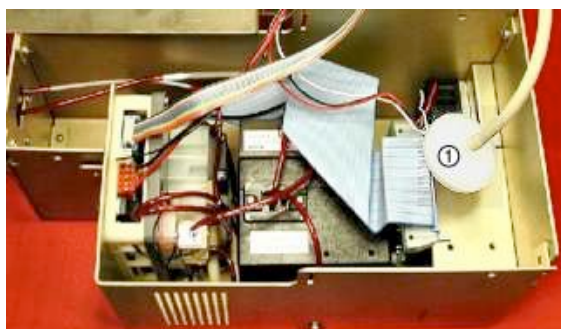


Figura 94 – Vista interior Primus (II).

- 2.11 Continuar com o ajuste do PGM;
- 2.12 Colocar o PGM na ordem inversa de sua remoção. Os encravamentos da caixa em ambos os lados encaixam um no outro. A placa de Teflon (está portanto, instalada;⁴
- 2.13 Montar a tampa superior, levantando ligeiramente na parte traseira (Fig. 96) e deslizando-a completamente sobre a caixa;
- 2.14 Levantar o PGM ligeiramente e insira-o na caixa;
- 2.15 Fixar o PGM com dois parafusos (Fig. 97);
- 2.16 Colocar o painel traseiro.

Nota 4: Certificar que as conexões elétricas e os tubos estão conectados sem torções e que os componentes do PGM estão firmemente aparafusados.



Figura 95 – Vista interior Primus (III).

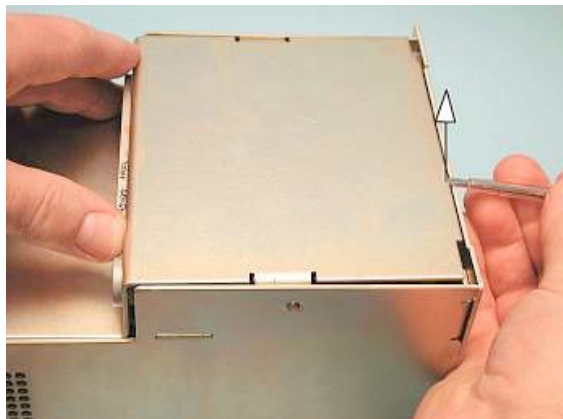


Figura 96 – Vista exterior Primus (VI).



Figura 97 – Vista exterior Primus (VII).



Figura 98 – Vista exterior Primus (VIII).

3. Filtro do PGM

3.1 Remover o filtro do PGM e substituir por um novo.



Figura 99 – Vista exterior Primus (IX).



Figura 100 – Vista exterior Primus (X).

4. Filtro Mat (Grande) do VGC

- 4.1 Desbloquear o VGC e retirar para fora do dispositivo, na medida do possível;
- 4.2 Pressionar uma esquina da montagem do filtro sob o VGC para libertar a montagem do filtro (Fig. 100);
- 4.3 Soltar cuidadosamente as abas de plástico restantes da montagem do filtro;
- 4.4 Remover o filtro de poeira do suporte;
- 4.5 Inserir o novo filtro no suporte:
 - 4.5.1 Primeiro, colocar o filtro em direção ao corpo do dispositivo;
 - 4.5.2 Colocar o filtro completamente na ordem inversa de sua remoção;
- 4.6 Após a instalação, verificar se a montagem do filtro está totalmente em contacto com a carcaça.

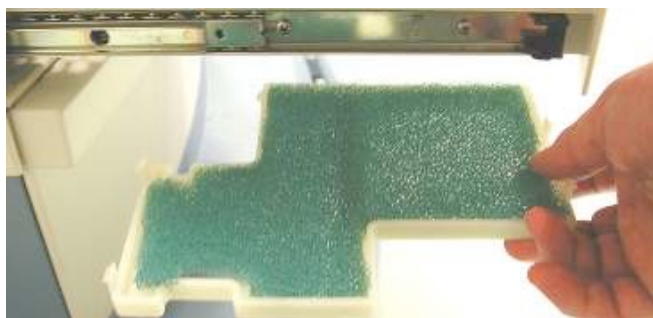


Figura 101 – Vista exterior Primus (XI).

5. Filtro (Pequeno) do Ventilation Gas Controller (VGC)

- 5.1 Remover os quatro parafusos da placa no lado da caixa VGC (ver a Fig.102);
- 5.2 Colocar a placa de cobertura num local seguro;
- 5.3 Retirar o filtro antigo;
- 5.4 Inserir o filtro novo;
- 5.5 Colocar a placa na ordem inversa da sua remoção;
- 5.6 Após a montagem verificar se a placa está em total contacto da caixa;
- 5.7 Verificar se o VGC pode ser encaixado novamente na caixa e travado no lugar sem problemas;

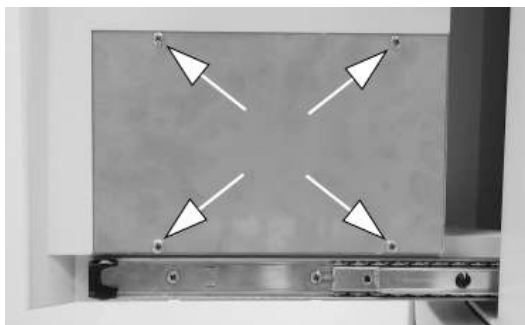


Figura 102 – Vista exterior Primus (XII).



Figura 103 – Vista exterior Primus (XIII).

6. O-Rings do copo de condensados

- 6.1 Remover o copo de condensados;
- 6.2 Remover os três O-Rings do copo de condensados especificados na (Fig.104);
- 6.3 Para substituir os O-Rings colocar a ponta do pinhão angulado (Fig.105/1) entre o O-Ring e a tomada;
- 6.4 Retirar os O-Rings antigos;
- 6.5 Revestir os novos O-Rings com lubrificante;



Figura 104 – Vista interior do copo de condensados (I).



Figura 105 – Vista interior do copo de condensados (II).

- 6.6 Instalar os três novos O-rings na ordem inversa da remoção dos antigos;
- 6.7 Fechar os soquetes maiores com a ferramenta de arame. (Fig.106. /2);
- 6.8 Retirar as juntas com as pinças até a ponta da tomada (Fig. 107/1);
- 6.9 Encaixar os O-Rings na tomada com o auxílio de um tubo, por exemplo. (Fig.108/1);
- 6.10 Após colocar os O-Rings, limpar o excedente de lubrificante das tomadas e do suporte do copo de condensados;
- 6.11 Inserir o copo de condensados novamente;

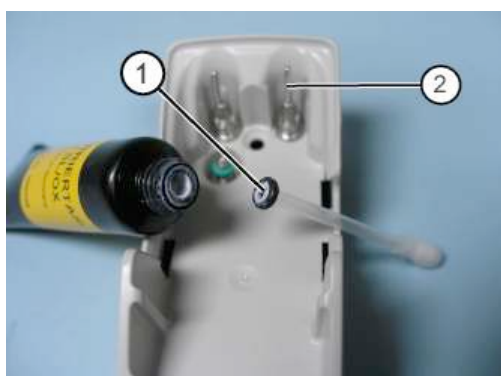


Figura 106 – Vista interior do copo de condensados (III).

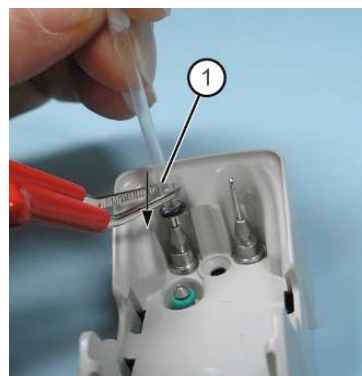


Figura 107 – Vista interior do copo de condensados (IV).



Figura 108 – Vista interior do copo de condensados (V).

7. O-Rings dos vaporizadores

- 7.1 Retirar os vaporizadores;
- 7.2 Usar uma ferramenta adequada para remover os O-Rings antigos;
- 7.3 Colocar os novos O-Rings (Fig.109) no sistema de encaixe dos vaporizadores;
- 7.4 Colocar os vaporizadores novamente;



Figura 109 – Vista externa do encaixe dos vaporizadores (I).

De seguida e para finalizar o processo de manutenção do equipamento, deve-se entrar em modo de serviço através de um computador remoto e executar os testes funcionais e respetivas calibrações.

5.3.3 DRÄGER DELTA XL®

No que concerne a monitores de sinais vitais, o equipamento escolhido foi o monitor Dräger Delta XL®. No que diz respeito ao seu processo de manutenção este engloba a execução dos seguintes passos [33]:

1. Remoção e instalação de nova bateria

- 1.1 Remover e guardar os três parafusos de cabeça phillips;
- 1.2 Remover a tampa da caixa traseira;
- 1.3 Retirar a bateria fora do compartimento;
- 1.4 Desconectar o conector da bateria do cabo.⁵

Nota 5: Ter em atenção o cabo do altifalante, antes de deslizar a bateria para fora do compartimento.



Figura 110 – Vista traseira do monitor Delta XL (I)

Figura 111 – Vista interna do monitor Delta XL (II).

2. Substituição do filtro

- 2.1 Remover tampa do compartimento do filtro;⁶
- 2.2 Utilizar uma pinça para retirar o filtro;
- 2.3 Inserir novo filtro no compartimento;
- 2.4 Reinstalar a tampa no suporte do filtro;
- 2.5 Reposicionar a tampa traseira no monitor e reinstale três parafusos de segurança removidos no passo 1;⁷

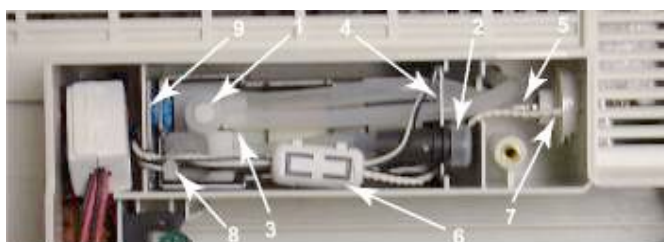


Figura 112 – Secção do interior do monitor Delta XL.

Nota 6: Se substituir o filtro de entrada de ar, deslize o suporte para fora da placa de retenção antes de retirar a tampa.

Nota 7: Não perturbar a posição da calha que evita que o cabo de alimentação seja preso entre o poste de montagem e a tampa traseira quando a tampa traseira for reinstalada e a posição do filtro do cabo de alimentação.



Figura 113 – Filtro e bateria do monitor Delta XL.

Precauções: O filtro tem um orifício numa das extremidades. Deve inserir-se primeiro a extremidade do furo do filtro, de modo que o orifício esteja na extremidade interna do suporte e a extremidade sem o orifício esteja na extremidade da tampa do suporte, de forma a proporcionar uma filtragem adequada com restrição mínima do fluxo de ar.

3. Teste de segurança elétrica

- 3.1 Ligar o monitor;
- 3.2 Fazer as conexões do monitor ao equipamento de teste;
- 3.3 Ligar equipamento de teste;

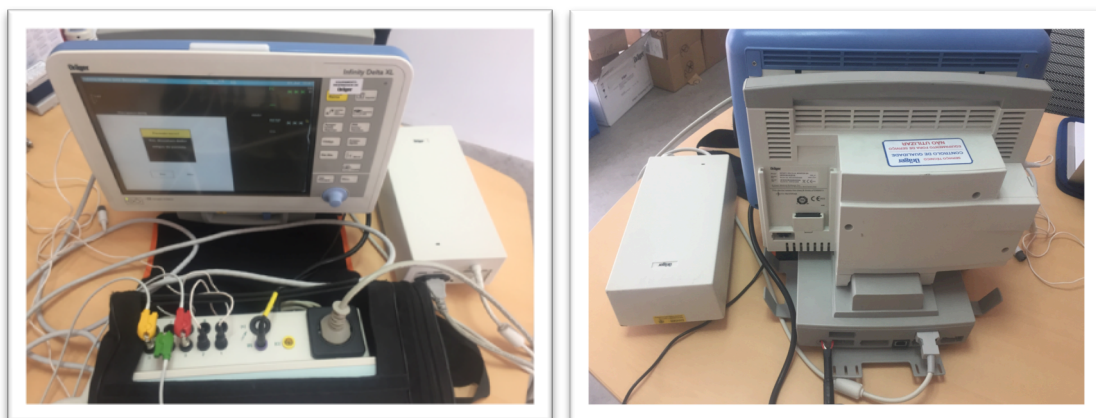


Figura 114 – Montagem do equipamento de teste de segurança elétrica.

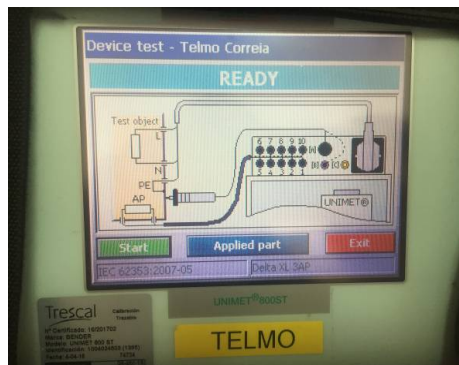


Figura 115 – Vista do ecrã do UNIMET 800ST (I). Figura 116 – Vista do ecrã do UNIMET 800ST (II).

3.4 Iniciar teste de segurança elétrica;

3.4.1 Selecionar procedimento do equipamento a testar;

3.4.2 Verificar se as conexões estão corretamente ligadas;

3.4.3 Fazer inspeção visual ao equipamento;

3.4.4 Prosseguir com o teste;

3.4.5 Finalizado o teste, verificar os resultados.



Figura 117 – Vista do ecrã do UNIMET 800ST (V). Figura 118 – Vista do ecrã do UNIMET 800ST (VI).

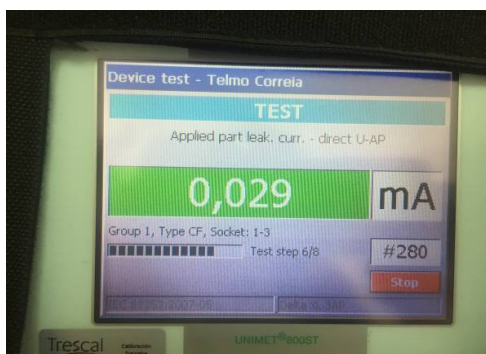


Figura 119 – Vista do ecrã do UNIMET 800ST (VII). Figura 120 – Vista do ecrã do UNIMET 800ST (VIII).

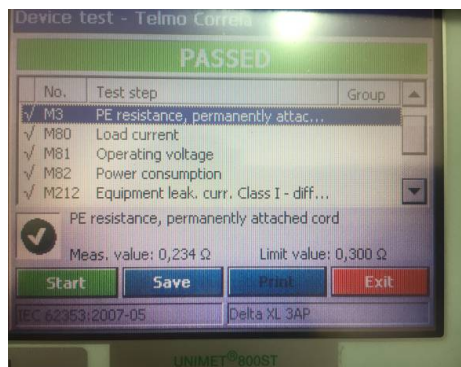


Figura 121 – Vista do ecrã do UNIMET 800ST (IX). Figura 122 – Vista do ecrã do UNIMET 800ST (X).

4. Teste de conformidade do equipamento

Conectar ProSim4 Vital Signs Simulator, de seguida e para finalizar o processo de manutenção do equipamento, deve-se entrar em modo de serviço através de um computador remoto e executar os testes funcionais e respetivas calibrações.

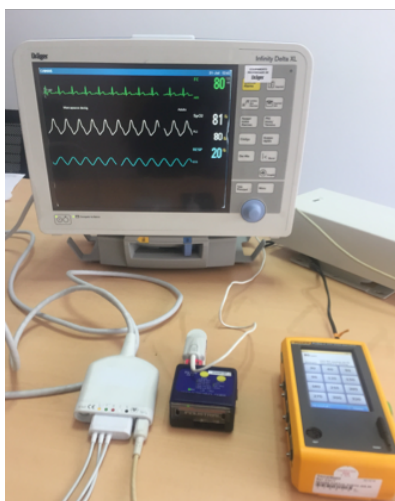


Figura 123 – Monitor Delta XL com os equipamentos de teste.

5.4 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO

Resumindo, as organizações de saúde fazem grandes investimentos em equipamentos médicos que podem não operar no máximo das suas potencialidades devido a falhas no controlo do seu ciclo de vida. Assim sendo, a manutenção tem um papel fundamental, existindo diversos tipos de manutenção possível.

Neste contexto, a manutenção assume um papel transversal de grande importância na área médica devido ao aumento da complexidade dos recursos tecnológicos, pois dela dependem não só os níveis de produtividade e de eficiência dos processos operacionais como também a *performance* organizacional e o ciclo de vida dos equipamentos e instalações, pelo que ficaram documentados neste capítulo os procedimentos inerentes à manutenção de um equipamento de cada uma das áreas de intervenção.

6. CONCLUSÕES

6.1 SÍNTESE DO TRABALHO

O estágio curricular teve início em janeiro de 2017 tendo sido finalizado no mês de julho do mesmo ano. As experiências vividas durante o período de estágio permitiram-me ter contacto com diferentes centros hospitalares, profissionais de saúde e técnicos hospitalares com diferentes práticas e com os quais aprendi bastante. Foi-me possível articular a teoria e a prática, facilitando um melhor conhecimento da realidade na área da saúde.

Durante todo este período tive a oportunidade de obter um conhecimento aprofundado dos equipamentos hospitalares e os vários conhecimentos teóricos inerentes aos mesmos.

A prática é fundamental na área da engenharia. Ao longo do período de estágio percebi que para conseguir desenvolver as competências é necessário ter conhecimentos aprofundados de cada um dos equipamentos intervencionados e entender também qual o seu modo de funcionamento quer a nível técnico, quer a nível clínico.

Recordo todo o meu percurso e percebo o quão fundamental foi a oportunidade de estagiar nesta grande empresa, durante este período e de encarar tantas realidades distintas.

Foi fulcral o facto de ter ingressado nesta área, na qual pude perceber que a experiência real é diferente da simples observação. A complementação dessas experiências vividas com a reflexão e pesquisa a que este relatório obrigou formaram também um aspeto construtivo na minha formação.

6.2 PRINCIPAIS CONCLUSÕES

O estágio desenvolvido na Dräger através das diversas funções realizadas ao longo do mesmo permitiram-me adquirir uma componente prática muito importante para uma melhor consolidação dos conhecimentos teóricos outrora abordados durante a minha formação académica, bem como o aprofundamento e aprendizagem de outras matérias essenciais para o exercício das ações de manutenção, descritas também nos capítulos anteriores deste relatório.

Os equipamentos médicos independentemente da função para o qual foram concebidos, dispõem de um papel fundamental no que diz respeito à qualidade de tratamentos disponibilizados, quer na obtenção de imagens médicas, quer se destinem ao tratamento de doenças.

O controlo, gestão e manutenção dos equipamentos dentro de uma instituição hospitalar é crucial para um desempenho hospitalar com qualidade.

Ao longo deste estágio foi possível demonstrar uma variedade de trabalhos que um Engenheiro Biomédico pode realizar numa instituição hospitalar. A gestão de equipamentos médicos é uma área com bastante interesse para estes profissionais, pelo que este estágio foi uma grande oportunidade de compreender esta gestão num hospital.

A importância da realização de manutenções preventivas aos equipamentos hospitalares permite assegurar o seu desempenho e, inevitavelmente, garantir a prestação de serviços médicos ao longo de um período de tempo considerável (de acordo com a periodicidade recomendada para cada equipamento hospitalar).

O plano de manutenções preventivas potencia e incentiva uma análise sistemática do percurso dos equipamentos, da organização das manutenções preventivas e permite agendar manutenções de acordo com a disponibilização dos equipamentos com a calibração dos equipamentos de teste.

O enriquecimento técnico aliado às bases obtidas através da pesquisa realizada ao longo do estágio com o essencial contributo dos técnicos responsáveis que me acompanharam, foram cruciais para que esta experiência se revelasse de tamanha importância para um primeiro passo no mercado do trabalho.

Desta forma, foi-me possível obter uma maior proximidade do sector empresarial percecionando quais as diferentes áreas em que poderei ingressar futuramente, qual a minha apetência para cada uma delas e ter uma ideia mais bem definida daquilo que pretendo para futuro.

6.3 DESENVOLVIMENTOS FUTUROS

Futuramente, pretendo ingressar numa carreira no sector dos equipamentos médicos, tendo sido este estágio crucial para que de momento, tenha essa pretensão. Foi através dele que consegui perceber o quão vasta e interessante esta área é.

Desta forma, é minha pretensão continuar um constante pesquisa nesta área, a fim de alcançar o sucesso na profissão e permitir o desenvolvimento de competências importantes para um futuro que alie a engenharia e o desenvolvimento à saúde.

Encaro também a possibilidade de obter mais formação na área de gestão, pois apesar de esta também ser uma área pela qual me interesso há algum tempo, creio que o conhecimento do mundo hospitalar é indispensável para o exercício de funções relacionadas com a gestão em saúde.

REFERÊNCIAS

- [1] Drägerwerk AG & Co. KGaA, Dräger Product Milestones
- [2] Bispo, P. (2013), Manutenção de Sistemas de monitorização e apoio à vida, Tese de Mestrado, Departamento de Engenharia Eletrotécnica do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Coimbra.
- [3] Centro Hospitalar Tondela-Viseu, EPE (2015), Plano Estratégico 2013-2015, Viseu.
- [4] CHO (2017), Consultada a 07/2017, Disponível em <http://www.choeste.min-saude.pt/index.php/o-cho/historia-unidades-do-cho>, Centro Hospitalar do Oeste (Página internet oficial), Caldas da Rainha.
- [5] HDS (2017), Consultada a 07/2017, Disponível em <http://www.hds.min-saude.pt/index.php/historia>, Hospital Distrital de Santarém (Página internet oficial), Santarém.
- [6] PSF (2017), Consultada a 07/2017, Disponível em <http://www.portalsaofrancisco.com.br/biologia/respiracao-pulmonar>, Portal São Francisco.
- [7] Carvalho, Carlos Roberto Ribeiro de; Junior, Carlos Toufen; Aires Franca, Suelene (2007), Ventilação mecânica: princípios, análise gráfica e modalidades ventilatórias. Jornal brasileiro de Pneumologia, Vol.33, Issue 2.
- [8] Santos, Victor (2015), Ventiladores, UC de Sistemas de Apoio à Vida, MIB, Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Coimbra.
- [9] Schettino, Guilherme P. P (2007), Ventilação mecânica não invasiva com pressão positiva, Jornal brasileiro de Pneumologia, Vol.33, Issue 2.
- [10] Drägerwerk AG & Co. KGaA, Ventilation Modes and Additional Ventilation Settings.
- [11] Drägerwerk AG & Co, Open breathing system BIPAP and AutoFlow®
- [12] Maxwell (2017), https://www.maxwell.vrac.puc-rio.br/9233/9233_4.PDF
- [13] Drägerwerk AG & Co, Instruções de utilização Infinity Acute Care System®

- [14] Paulsen, A. W. (2000), “Essentials of Anesthesia Delivery”, in idem, The Biomedical Engineering Handbook. Boca Raton: CRC Press LLC.
- [15] Alexandre, N.; Costa, M; Mascarenhas, R. (2008), Anestesia volátil e monitorização anestésica, Universidade de Évora
- [16] SysTech Illi Nois (2017), Consultada a 08/2017, Disponível em <https://www.systechillinois.com/en/support/technologies/paramagnetic-cells>
- [17] Siemens (1998), Anesthesia: An introductory Guide
- [18] Drägerwerk AG & Co, Instruções de utilização Primus®
- [19] Aprendis (2017), Consultada a 08/2017, Disponível em http://aprendis.gim.med.up.pt/index.php/Monitoriza%C3%A7%C3%A3o_de_Sinais_Vitais
- [20] Lauren S. Bahr, Health & medical year book, New York : P. F. Collier, 1995.
- [21] My EKG (2017), Consultada a 08/2017, Disponível em <http://pt.my-ekg.com/generalidades-ecg/derivacoes-ecg.html>, Site do Eletrocardiograma
- [22] Santos, Victor (2015), Monitores de Sinais Vitais, UC de Sistemas de Apoio à Vida, MIB, Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Coimbra
- [23] Drägerwerk AG & Co, Instruções de utilização Série Infinity Delta®
- [24] Manso, J. (2012), Práticas de Gestão de Equipamentos Médicos no Hospital da Luz, Departamento de Física, Faculdade de Ciência da Universidade de Lisboa
- [25] Standard, European (2010), “Terminologia da Manutenção - Versão Inglesa”. NP EN 13306: s.n.
- [26] Bender GmbH & Co. KG (2014), Unimet 800 ST® Manual
- [27] Fluke Biomedical (2011), ProSimTM 4 Vital Signs Simulator ® Manual
- [28] Druck (2015), DPI 705 Series® Datasheet
- [29] KELLER GmbH (2010), Leo 2® Manual
- [30] Wikipedia (2017), Consultada em 08/2017, Disponível em <https://es.wikipedia.org/wiki/Caudal%C3%ADmetro>

- [31] Fluke (2017), Consultada a 07/2017, Disponível em <http://www.fluke.com/fluke/brpt/products/multimetros-digitais>, Products Fluke
- [32] Drägerwerk AG & Co, Maintenance Primus®
- [33] Drägerwerk AG & Co, Maintenance Série Infinity Delta®
- [34] Drägerwerk AG & Co, Maintenance Evita V500®.
- [35] Sindicato dos Enfermeiros Portugueses (2017), Consultada a 07/2017, Disponível em <https://www.sep.org.pt/artigo/sem-categoria/centro-hospitalar-e-universitario-de-coimbra-sep-exige-decisao-para-os-compromissos-assumidos>.
- [36] Associação de Saúde Infantil de Coimbra (2017), Consultada a 20/07/2017, Disponível em <http://www.asic.pt>.
- [37] Serviço Nacional de Saúde (2017), Consultada em 07/2017, Disponível em <http://www.chuc.min-saude.pt/paginas/contactos.php>.
- [38] Serviço Nacional de Saúde (2017), Consultada em 07/2017, Disponível em <http://www.hstviseu.min-saude.pt/fotos/ffotos.htm>.
- [39] Serviço Nacional de Saúde (2017), Consultada a 20/07/2017, Disponível em <http://www.chcrainha.min-saude.pt/index.php?categoria=12>.
- [40] Serviço Nacional de Saúde (2017), Consultada a 20/07/2017, Disponível em <https://www.sns.gov.pt/entidades-de-saude/hospital-de-santarem-epe>.
- [41] Dräger (2017), Consultada a 07/2017, Disponível em <https://www.draeger.com>
- [42] TÜV Nord (2017), Consultada a 07/2017, Disponível em <https://www.tuv-nord.com/pt>
- [43] TRESCAL (2017), Consultada a 07/2017, Disponível em <https://www.trescal.com>
- [44] Wikipedia (2017), Consultada a 07/2017, Disponível em <https://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography>
- [45] Thinglink (2017), Consultada a 07/2017, Disponível em <https://www.thinglink.com/scene/718900169617178624>

ANEXOS