



Mestrado em Instrumentação Biomédica

**Instalação e Manutenção de Ventiladores e
Incubadoras Dräger
– Estágio na Dräger Portugal**

Relatório de Estágio apresentado para a obtenção do grau de Mestre em
Instrumentação Biomédica

Autor

Anabela Costa Gomes

Orientador

Professor Doutor Victor Daniel Neto dos Santos
Professor do Departamento de Engenharia Eletrotécnica
Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

Supervisor

Engenheiro Luis Manuel Baptista Lobato
Dräger Portugal

Coimbra, dezembro 2018

*Aos meus pais,
Adriano e Isilda*

Agradecimentos

Em primeiro lugar, aos pilares da minha vida, a minha mãe e o meu pai. Pelo inigualável apoio, pela interminável paciência e pelas palavras mágicas nas horas difíceis. Agradeço-vos também todo o esforço e dedicação em mim ao longo de toda a vida. Dedico-vos este trabalho porque sem vocês nada disto seria possível.

Ao meu namorado, por todo o carinho que me dedicou nesta fase. Por toda a paciência que sempre teve em me ouvir e pela força que sempre me deu.

Ao Instituto Superior de Engenharia de Coimbra e à Dräger Portugal, por me terem dado a oportunidade de realizar este estágio e de me fazer crescer a nível académico e profissional.

Ao Eng. Luis Lobato, que desde o primeiro dia me recebeu de braços abertos e que, ao longo de todo o estágio, despendeu vários dos seus dias para me ajudar e me ensinar tanto. Foi uma honra conhecê-lo e partilhar este processo consigo.

Aos técnicos da Dräger, João Santos e Telmo Correia, por toda a paciência que tiveram para me ensinarem e me ajudarem nesta fase tão diferente. Obrigada por me incentivarem e me encorajarem a ser mais confiante. Obrigada por todas as longas conversas nas intermináveis viagens.

Ao meu professor e orientador Doutor Victor Santos agradeço toda a disponibilidade e acompanhamento prestados no decorrer desta fase.

Às pessoas incríveis que Coimbra me deu, a todas elas, um obrigada do fundo do meu coração por fazerem destes seis anos, os melhores de sempre. Por tornarem esta etapa inesquecível e tão marcante.

Às minhas amigas de infância que sempre me deram um apoio verdadeiro e por terem sempre as palavras certas.

Por fim, aos meus primos, um agradecimento especial, por todo o apoio que sempre me proporcionaram. Ao resto da minha família, obrigada pelo apoio mostrado nesta fase.

Resumo

Num mundo, onde cada vez mais a tecnologia é uma constante e, onde houve uma evolução notória no conhecimento anatómico e fisiológico do ser humano, surgiu a necessidade de interligar as áreas de medicina e de engenharia. Com a descoberta de novas doenças bem como de novas curas, surge a necessidade do desenvolvimento de equipamentos e instrumentos médicos elétricos. Estes, podem pôr em causa a vida do ser humano e, desta forma é de alta importância assegurar o bom funcionamento do equipamento durante o seu ciclo de vida.

Perante esta realidade, surge o papel do Engenheiro Biomédico que deve responsabilizar-se pelas manutenções associadas a cada equipamento por forma a garantir o cumprimento de todos os requisitos de segurança, mas também garantir a intervenção aquando de uma avaria, de forma rápida, eficiente e com baixos custos associados.

Desta forma, o estágio curricular do Mestrado em Instrumentação Biomédica, realizado na empresa Dräger Portugal, surgiu no âmbito da área de manutenção de equipamentos médicos elétricos, por forma a consolidar conhecimentos teóricos adquiridos e aumentar as minhas competências nesta área. Foi-me possível contactar com diferentes equipamentos Dräger de diferentes áreas. Uma vez que existe uma grande diversidade de equipamentos da marca, neste relatório serão abordados e descritos equipamentos das áreas de Neonatologia, de Ventilação Pulmonar Neonatal e de Anestesia. Além disto, serão relatadas manutenções preventivas, corretivas bem como atualizações de sistema de outros equipamentos que se enquadram nestas mesmas áreas.

Palavras-Chave: Engenheiro Biomédico; Equipamentos Eletromédicos; Manutenção Preventiva; Manutenção Corretiva.

Abstract

In a world where technology is a constant and due a notable evolution in anatomical and physiological knowledge of the human being it becomes crucial to interconnect medical and engineering areas. With the discovery of new diseases as well as new therapies, emerges the need for the development of electrical medical equipment and instruments. These can endanger the life expectancy of the human being, hence it is of the utmost importance to ensure the proper functioning of the equipment during their life cycle.

Taking this reality into account, the Biomedical Engineer role is to come to be in charge for the maintenance associated to each equipment in order to ensure the fulfillment of all safety requirements and, also, to guarantee the intervention in case there is a malfunction, in a fast and an efficient way and with low associated costs.

Thus the Master's Degree curricular internship in Biomedical Instrumentation, held at the Dräger Portugal Company emerged within the scope of the maintenance area of electrical medical equipment, in order to consolidate acquired theoretical knowledge and improve my skills in this area. I was able to work with different Dräger equipments from different areas. Since there is a wide variety of equipments, this report will approach and describe equipments of the following areas: Neonatology, Neonatal Pulmonary Ventilation and Anesthesia. In addition, it will be reported some preventive and corrective maintenance interventions, as well as system updates of other equipments which fit into these same areas.

Key Words: Biomedical Engineer; Electrical Medical Equipments; Preventive Maintenance; Corrective Maintenance.

Índice

Agradecimentos	i
Resumo	iii
Abstract.....	v
Índice	vii
Índice de Figuras.....	xi
Índice de Tabelas	xiii
Abreviaturas, Acrónimos e Siglas	xv
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Objetivos	1
1.2. Estrutura do relatório	2
1.3. Plano de Trabalho.....	2
1.4. Empresa de Acolhimento.....	3
1.4.1. Caracterização Geral.....	3
1.4.2. Dräger Iberia e Dräger Portugal	4
1.4.3. Metodologia da empresa	5
1.4.3.1. Documentação das manutenções	10
1.4.4. Departamento técnico.....	11
1.4.5. Principais Clientes	12
1.4.6. Conclusão de capítulo	15
2. ESTADO DA ARTE.....	17
2.1. Neonatologia.....	17
2.1.1. Prematuridade	17
2.1.2. Unidade de Cuidados Intensivos Neonatais – UCIN.....	19
2.1.2.1. Equipamentos da UCIN.....	20
2.1.3. Parâmetros de avaliação em prematuros	20
2.1.3.1. Temperatura	20
2.1.3.2. Termorregulação	24
2.1.3.3. Humidade	27
2.1.3.4. Oxigénio	28
2.1.4. Incubadora	29
2.1.5. Caleo® Dräger.....	29
2.1.5.1. Cúpula.....	30
2.1.5.2. Unidade de sensores	30
2.1.5.3. Unidade de comando	32
2.1.5.4. Unidade de repouso	33
2.1.5.5. Unidade principal (aggregate).....	34
2.1.5.6. Carro com controlo de altura e inclinação	38

2.1.6.	Conclusão do subcapítulo	39
2.2.	Ventilação Pulmonar Neonatal.....	40
2.2.1.	Sistema respiratório	40
2.2.2.	Métodos ventilatórios.....	42
2.2.3.	Princípios de ventilação.....	43
2.2.3.1.	Parâmetros ventilatórios.....	43
2.2.3.2.	Respiração artificial neonatal: Volume versus Pressão.....	45
2.2.4.	Ventilação com volume garantido	47
2.2.5.	Ventilação controlada por pressão (PCV).....	47
2.2.6.	Ventiladores Neonatais	48
2.2.7.	Babylog® 8000 Plus	49
2.2.7.1.	Unidade eletrônica.....	51
2.2.7.2.	Unidade pneumática.....	52
2.2.8.	Conclusão do subcapítulo.....	53
2.3.	Princípios de Anestesia	54
2.3.1.	Anestésicos voláteis	55
2.3.2.	Estação de trabalho de anestesia.....	56
2.3.3.	Perseus® A500.....	57
2.3.3.1.	Mistura e fornecimento de gases.....	58
2.3.3.2.	Sistema ventilatório com circuito de paciente	62
2.3.3.3.	Monitorização da função respiratória e de gases	64
2.3.4.	Conclusão do subcapítulo.....	67
3.	MANUTENÇÃO	69
3.1.	Tipos de manutenção	69
3.2.	Manutenção em meio hospitalar.....	70
3.2.1.	Unidade de Cuidados Intensivos	70
3.2.2.	Bloco operatório	71
3.3.	Normas aplicadas à manutenção hospitalar.....	72
3.3.1.	Norma IEC 60601-1	73
3.3.2.	Norma IEC 62353	75
3.4.	Conclusão de capítulo.....	77
4.	MANUTENÇÕES REALIZADAS	79
4.1.	Manutenção TSB: Incubadora Caleo®	79
4.2.	Manutenção Corretiva: Ventilador Evita® V300.....	81
4.3.	Manutenção preventiva: Estação de Anestesia Primus®	83
4.4.	Manutenção corretiva: Estação de anestesia Primus®	88
4.5.	Manutenção corretiva: Babylog 8000 Plus	89
4.6.	Manutenção TSB: Polaris® 600	90
4.7.	Atualização (<i>upgrade</i>) a pedido do cliente: Perseus A500	91

4.8. Conclusão de capítulo.....	93
5. CONCLUSÕES	95
5.1. Trabalho futuro	95
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	97
ANEXOS	101
Anexo I.....	101
Anexo II.....	105

Índice de Figuras

Figura 1 – Diferentes logótipos ao longo das décadas [2].....	4
Figura 2 – Etapas referentes a uma Manutenção Preventiva.....	6
Figura 3 – Etapas referentes a uma Manutenção Corretiva para clientes com contrato.....	8
Figura 4 – Etapas referentes a uma Manutenção Corretiva para clientes sem contrato.	9
Figura 5 – Interface do FSS.....	10
Figura 6 – Documentos resultantes de uma manutenção preventiva ou corretiva.	11
Figura 7 – Hospital S. Teotónio – Viseu [3].	12
Figura 8 – Hospitais que constituem o Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra [4].	13
Figura 9 – Hospital Pêro da Covilhã – Covilhã [5].....	14
Figura 10 – Hospital CUF – Viseu [6].	14
Figura 11 – Fenómeno de evaporação num prematuro [17].	21
Figura 12 – Fenómeno de condução num prematuro [17].	22
Figura 13 – Fenómeno de convecção num prematuro [17].....	23
Figura 14 – Fenómeno de radiação num prematuro [17].	23
Figura 15 – Termorregulação e consumo de O ₂ num adulto [14].	25
Figura 16 – Intervalo de conforto térmico e consumo de O ₂ num RNP [14].	26
Figura 17 – Oximetria de pulso num recém-nascido [8].....	28
Figura 18 – Gama de incubadoras Dräger [28].....	29
Figura 19 – Vista dianteira da incubadora Caleo [32].....	30
Figura 20 – Conectores de medição de temperatura.	30
Figura 21 – Componentes da unidade de sensores da Caleo.....	31
Figura 22 – Ecrã constituinte da Unidade de Comando.	32
Figura 23 – Aquecimento e humidificação dentro do habitáculo da Caleo [29].....	33
Figura 24 – Elementos de pesagem da Caleo.....	34
Figura 25 – Componentes da unidade principal (<i>aggregate</i>).	35
Figura 26 – Placa eletrónica <i>Actuator</i> que constitui a E-Box.	35
Figura 27 – Componentes que constituem o sistema de humidificação da Caleo.....	36
Figura 28 – Componentes que constituem o sistema pneumático para regulação de O ₂	37
Figura 29 – Filtro de ar da <i>FilterBox</i>	38
Figura 30 – Sistema de elevação e sistema de inclinação da Caleo, a) e b) respetivamente.....	39
Figura 31 – Sistema respiratório humano [33].....	40
Figura 32 – Processos de inspiração e de expiração, a) e b) respetivamente [11].....	41
Figura 33 – Ventilação invasiva em recém-nascidos e ventilação não invasiva, a) e b) respetivamente [28].....	42
Figura 34 – Variação ao longo do tempo de um ciclo respiratório [41].....	43
Figura 35 – Tubo endotraqueal com <i>cuff</i> e tubo endotraqueal sem <i>cuff</i> , a) e b) respetivamente.	46
Figura 36 – Fugas existentes no processo de intubação [45].	46
Figura 37 – Princípio de funcionamento de ventilação com volume garantido [44].	47
Figura 38 – Gama de ventiladores neonatais Dräger [28].....	49
Figura 39 – Vista frontal e vista traseira do Babylog 8000 Plus, a) e b) respetivamente [45].	50
Figura 40 – Diagrama de blocos do ventilador neonatal Babylog 8000 Plus.	50
Figura 41 – Interfaces e vista frontal do Babylog 8000 Plus [47].....	51
Figura 42 – Unidade eletrónica do Babylog 8000 Plus [47].	52
Figura 43 – Esquema da unidade pneumática <i>versus</i> imagem real [46].	53
Figura 44 – Gama de estações de trabalho de anestesia Dräger [28].	57
Figura 45 – Vista frontal da <i>workstation</i> Perseus A500 [28].	58
Figura 46 – Esquemático do módulo de fornecimento de gases [53].....	58
Figura 47 – Rampas de gases num bloco operatório e conector norma NIST, a) e b) respetivamente [53].....	59

Figura 48 – Ecrã do módulo de misturador de gases.....	60
Figura 49 – Funcionamento de um vaporizador do tipo <i>bypass</i> [54].	61
Figura 50 – Vaporizadores Dräger Vapor 3000 [55].....	62
Figura 51 – Componentes do Perseus A500 [56].	63
Figura 52 – Unidade de monitorização fixa e de transporte (IACS) [56].....	64
Figura 53 – Monitorização do nível de relaxamento muscular (TOFscan) [28].	65
Figura 54 – Sistema <i>Infinity BISx SmartPod</i> [28].	65
Figura 55 – Diagrama de blocos do sistema de análise e medição de gases.	66
Figura 56 – Componentes do módulo de análise e medição de gases [53].	67
Figura 57 – Tipos de manutenção [64].	69
Figura 58 – Diferentes zonas do bloco operativo [63].	72
Figura 59 – Etiquetagem em equipamentos de Classe I [64].	73
Figura 60 – Etiquetagem em equipamentos de Classe II [64].	73
Figura 61 – Etiquetagem em equipamentos de Classe III [64].....	74
Figura 62 – Etiquetagem em equipamentos de Tipo B [64].	74
Figura 63 – Etiquetagem em equipamentos de Tipo BF [64].	74
Figura 64 – Etiquetagem em equipamentos de Tipo CF [64].	75
Figura 65 – Montagem das ligações para execução do teste de segurança elétrica.....	76
Figura 66 – Esquema de ligações do <i>Bender</i>	76
Figura 67 – Resultados do teste de segurança elétrica.	77
Figura 68 – Remoção da unidade principal da incubadora.....	79
Figura 69 – Sistema de humificação e <i>Filterbox</i> da Caleo.	80
Figura 70 – Componentes substituídos da Caleo.....	80
Figura 71 – Resultado do autoteste feito ao Evita V300.	81
Figura 72 – Evita V300 e o seu interior.....	82
Figura 73 – Válvula Inspiratória com a membrana perdida.	83
Figura 74 – Substituição de filtros do ventilador Primus.	85
Figura 75 – Substituição de componentes no ventilador Primus.....	85
Figura 76 – Encaixes dos vaporizadores e do copo de condensados.....	86
Figura 77 – Interior do PGM com o tubo de nafion assinalado (A).	86
Figura 78 – Substituição de componentes na unidade de ventilação do Primus.	87
Figura 79 – Substituição de componentes da placa de válvulas.	87
Figura 80 – Misturador do ventilador Primus e o seu interior.....	88
Figura 81 – Interfaces do ventilador Primus.....	89
Figura 82 – Babylog 8000 Plus e o seu interior.....	90
Figura 83 – Polaris 600 e respetiva intervenção.....	91
Figura 84 – Encaixe dos vaporizadores do Perseus A500 e respetivos componentes.	92
Figura 85 – Interface com imagem proveniente da câmara do VaporView.	93
Figura 86 – Ordem de serviço.	101
Figura 87 – Protocolo de revisão.....	102
Figura 88 – Protocolo de revisão (continuação).	103
Figura 89 – Certificado de revisão.	104
Figura 90 – <i>Bender UNIMET 800 ST</i> [69].	105
Figura 91 – <i>Digital Pressure Indicator (DPI)</i> [70].....	106
Figura 92 – <i>Fluke Prosim 4 Vital Signs Simulator</i> [67].	106
Figura 93 – Caudalímetro.	107

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Cronograma do plano de trabalho do estágio.	3
Tabela 2 – Redução da percentagem de humidade relativa ao longo do tempo num RNP [24].	27
Tabela 3 – Componentes constituintes de um Kit de 2 anos para substituição de peças [68].	83

Abreviaturas, Acrónimos e Siglas

ADM	Administração
AGRS	<i>Anesthetic Gas Receiving System</i>
AGS	<i>Anesthetic Gas System</i>
ATC	<i>Authorized Training Center</i>
BISx	<i>Bispectral Index</i>
BO	Bloco Operatório
CHUC	Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra
CPAP	<i>Continuous Positive Airway Pressure</i>
CST	Centro de Suporte Técnico
FSS	<i>Field Service Software</i>
HFV	<i>High Frequency Ventilation</i>
HUC	Hospitais da Universidade de Coimbra
IACS	<i>Infinity Acute Care System</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
MAC	<i>Minimum Alveolar Concentration</i>
ME	Médico Elétrico
NTE	<i>Neutral Thermal Environment</i>
NTRR	<i>Normo-Thermal Regulation Range</i>
OS	Ordem de Serviço
PCV	<i>Pressure Controlled Ventilation</i>
PEEP	<i>Positive End-Expiratory Pressure</i>
PGM	<i>Patient Gas Monitor</i>
PIP	<i>Peak Inspiratory Pressure</i>
RN	Recém-Nascido
RNP	Recém-Nascido Prematuro
SIE	Serviço de Instalações e Equipamentos
SpO ₂	Saturação Periférica de Oxigénio
TET	Tubo Endotraqueal
TEWL	<i>Transepidermal Water Loss</i>
TNR	<i>Thermo-Neutral Range</i>
UCI	Unidade de Cuidados Intensivos

UCIC	Unidade de Cuidados Intensivos Coronários
UCIN	Unidade de Cuidados Intensivos Neonatais
UCIP	Unidade de Cuidados Intensivos Polivalentes
VC	Volume Corrente
VCV	<i>Volume Controlled Ventilation</i>
VG	Volume Garantido
VI	Ventilação Invasiva
VM	Ventilação Mecânica
VNI	Ventilação Não Invasiva
VNS	Ventilação Não Sincronizada

1. INTRODUÇÃO

Nos dias que correm, devido ao desenvolvimento da tecnologia aplicada à saúde e de novos dispositivos médicos elétricos, houve um aumento significativo na melhoria de qualidade de vida para doentes bem como nos métodos de trabalho dos profissionais de saúde. Assim, é fundamental a aplicação de conhecimentos relativos não só à saúde, mas também relativos a engenharia, tecnologia, *hardware* e *software*, garantindo a fiabilidade e segurança do equipamento. Uma vez que no meio hospitalar os equipamentos médicos elétricos são, em grande parte, utilizados diariamente, estão sujeitos a um grande desgaste. Assim sendo, necessitam de medidas preventivas e corretivas por forma a manter o bom funcionamento dos dispositivos e para prestar os melhores serviços ao doente.

Os equipamentos médicos elétricos apresentam requisitos próprios e, por isso, apresentam planos de manutenções rigorosos. No âmbito do estágio, pude confirmar esses planos de manutenção, auxiliar e intervir em tarefas fundamentais para manter o bom funcionamento do equipamento bem como observar a complexidade de um processo de manutenção. De salientar que, os técnicos que acompanhei, permitiram e incentivaram a minha intervenção quando possível e, disponibilizaram-se para esclarecer todas as minhas dúvidas.

1.1. Objetivos

De forma a orientar o decorrer do estágio, foram estabelecidos alguns objetivos por forma a consolidar e aplicar conhecimentos teóricos adquiridos ao longo do meu percurso académico e potenciar uma melhor integração no mercado de trabalho futuramente. De entre os objetivos elencados refira-se:

- Conhecer a vasta gama de equipamentos Dräger e as diferentes áreas em que a empresa se insere;
- Entender as diferentes etapas que incluem uma manutenção preventiva e corretiva;
- Acompanhar as manutenções efetuadas e documentar as ações executadas nas mesmas;
- Tomar conhecimento das ferramentas utilizadas durante as manutenções;
- Efetuar tarefas referente às manutenções executadas com a supervisão de um dos técnicos.

1.2. Estrutura do relatório

O presente relatório encontra-se dividido em 5 capítulos, de forma a dar a conhecer o contexto do estágio, os conhecimentos teóricos adquiridos e/ou aplicados durante o período de estágio, bem como expor os pontos relevantes vivenciados.

O capítulo 1 refere o enquadramento do relatório, a caracterização da empresa de acolhimento, na qual o estágio foi realizado, bem com a estrutura da Dräger Iberia e da Dräger Portugal. Neste capítulo também são abordados a metodologia da empresa, descrevendo o processo de uma manutenção preventiva e corretiva, o departamento técnico e os principais clientes da empresa.

No capítulo 2 serão abordados os principais conceitos teóricos das áreas de atuação da empresa. Nas áreas de Neonatologia, Ventilação Pulmonar Neonatal e Anestesia, serão descritos os conceitos do ponto de vista anatómico e fisiológico, bem como a constituição e o funcionamento de um exemplo de equipamento associado a essa área.

No capítulo 3 serão descritos os tipos de manutenção associados a equipamentos médicos elétricos, os procedimentos exigidos em ambientes hospitalares designadamente na unidade de cuidados intensivos e no bloco operatório, e por último as normas existentes relacionadas com a manutenção de equipamentos médicos elétricos.

No capítulo 4 serão escritas algumas das manutenções presenciadas durante o estágio. Nesta descrição estão relatadas as etapas principais de cada procedimento preventivo e corretivo documentadas com fotografias dos procedimentos dos pontos relevantes expostos.

Por último, no capítulo 5 serão apresentadas as considerações finais do estágio e o trabalho futuro.

1.3. Plano de Trabalho

Na tabela 1, encontra-se representada o cronograma representativo das principais fases a executar durante o tempo de estágio.

Inicialmente, houve um processo de adaptação ao ambiente da empresa e ao seu funcionamento bem como uma integração na mesma. Esta adaptação ocorreu por parte da estagiária tal como pelos elementos da empresa de acolhimento. Esta fase, denominada por Fase 1, decorreu desde o início do estágio (16 de janeiro de 2018) até por volta de fevereiro.

Seguidamente, a estagiária teve acesso a livros com os conceitos teóricos fundamentais para contactar com os equipamentos Dräger. Esses livros, juntamente com os manuais de técnico e de utilização, permitiram à estagiária realizar o seu estado da arte do seu relatório. Esta fase, denominada Fase 2, decorreu durante os meses de janeiro, fevereiro e março.

Numa terceira fase (Fase 3), a estagiária assistiu a diferentes manutenções, preventivas e corretivas, de forma a retirar o máximo de informação possível, de forma a mais tarde ser capaz de as realizar. Esta fase decorreu nos meses de fevereiro e março.

A quarta fase (Fase 4) foi a mais longa, ocupando a maior parte do tempo de estágio, desde março até ao final do estágio (27 de julho de 2018). Nesta fase a estagiária pôde pôr em prática toda a teoria adquirida na fase 2 e 3. Sendo que, teve oportunidade de contactar diretamente com os equipamentos Dräger, realizar tarefas incluídas nas manutenções e ganhar autonomia nessas mesmas tarefas.

Ao longo desses meses, a estagiária reuniu com os seus orientadores, o seu orientador da empresa e o seu orientador do ISEC, de forma a organizar e estruturar o seu documento de escrita. Assim, os últimos dois meses de estágio (Fase 5), foram também dedicados à escrita do relatório, intercalando com as tarefas a realizar nas manutenções dos equipamentos.

Tabela 1 – Cronograma do plano de trabalho do estágio.



1.4. Empresa de Acolhimento

1.4.1. Caracterização Geral

A Dräger é uma empresa familiar, fundada em 1889 pelo senhor Johann Heinrich Dräger, na cidade hanseática Lübeck, Alemanha. Prolonga-se por cinco gerações, em que o seu atual Diretor Executivo é o seu bisneto Stefan Dräger [2].

A base da sua criação surgiu quando Johann se deparou com um simples problema de fluxo de cerveja ser inconstante e os seus equipamentos serem incoerentes. Este foi o ponto de partida que motivou o desenvolvimento da primeira válvula redutora para Dióxido de Carbono – a Válvula Lubeca.

Posteriormente dedicou-se a outras áreas, tal como anestesia em que verificou que a quantidade de anestésico que era administrado a um paciente era descontrolada. Assim, juntamente com Dr. Otto Roth desenvolveram um equipamento capaz de fazer o controlo de anestésico administrado.

Mais tarde, após testemunhar o afogamento de um jovem e ver a sua ressuscitação, Johann desenvolveu o Pulmotor, o primeiro ventilador capaz de administrar ar fresco e oxigénio aos pulmões.

Em meados do séc. XX, a Dräger deu os primeiros passos em neonatologia, desenvolvendo a primeira incubadora para bebés prematuros. Foi criado um equipamento com um ambiente estável e fechado para estes pequenos pacientes, com as condições ideais e equivalentes às do útero da mãe [2].

Em suma, a Dräger é uma empresa que se divide nas áreas de *medical technology* e de *safety technology*, desenvolvendo equipamentos e soluções de forma a proteger e a salvar vidas. Atualmente, a empresa desenvolve equipamentos para a área médica, industrial e mineira, bem como para combate a incêndios e atividades de resgate. Apresenta aos seus clientes uma vasta gama de equipamentos de monitorização e ventilação mecânica, estações de trabalho de anestesia e cuidado neonatal. Oferece igualmente soluções de proteção individual, sistema de deteção de gases, nocivos para a saúde, e equipamentos de deteção de álcool e drogas.

O seu lema é “*Technology for Life*” onde a empresa aposta na qualidade e inovação dos seus equipamentos, nunca se desviando do principal objetivo que é salvar e assegurar a vida humana. Ao longo da sua história, a empresa sofreu diferentes evoluções, uma delas foram os logótipos da empresa como mostra a Figura 1 [1], [2].



Figura 1 – Diferentes logótipos ao longo das décadas [2].

1.4.2. Dräger Iberia e Dräger Portugal

A Dräger Iberia é composta por três empresas: A Dräger Medical Hispania S.A., a Dräger Safety Hispania S.A. e a Dräger Portugal Lda. Estas são formadas pelos departamentos comerciais, *marketing* e serviço técnico de Espanha e de Portugal. A Dräger Iberia preocupa-se em ter as últimas tecnologias como melhorias a implementar e garantir que se mantém proativa perante o cliente.

Relativamente à hierarquia da empresa, logo acima dos técnicos, encontra-se o *Regional Service Manager* Portugal, o *Authorized Training Center* (ATC) e o Centro de Suporte Técnico (CST). O ATC é um centro autorizado pela fábrica de Lübeck para dar formação aos técnicos de Portugal e Espanha. O CST é responsável por dar apoio aos técnicos, por exemplo, em caso de desconhecimento de algum procedimento. Num patamar superior, encontra-se o *Service Manager Iberia*, responsável pelo departamento *Service* de Portugal e Espanha. No topo desta hierarquia está o CEO – *Managing Director Iberia* que é responsável por todos os departamentos de Portugal e Espanha: departamento de vendas, *service*, *marketing* e financeiro.

A Dräger Portugal existe desde 2010 em nome próprio, apresentando as suas subsidiárias “vendas” e “serviço técnico”. A sede encontra-se situada em Carnaxide, Lisboa e assiste os clientes que se encontram na zona de Lisboa e na zona sul. Para além desta, possui delegações em Coimbra e no Porto, que assistem os clientes da zona centro e zona norte do país, respetivamente. A delegação de Coimbra, onde decorreu o estágio curricular, localiza-se na Urbanização Quinta da Várzea, Rua António Gonçalves, nº93 Loja 2 3040-375 Coimbra, Portugal.

Por este motivo, os principais clientes a que tive oportunidade de me deslocar e de assistir às respetivas manutenções, foram clientes situados em Coimbra e da restante zona centro.

1.4.3. Metodologia da empresa

A metodologia da empresa consiste num sistema de contratos de manutenção para os equipamentos Dräger. Assim, para os clientes que possuam equipamentos Dräger, a empresa é responsável pelos mesmos desde que estes estejam em contrato. Adicionalmente, os clientes podem solicitar à Dräger a proposta do contrato. Quando as administrações dos hospitais realizam concurso público, para aquisição de equipamentos ou serviços, a empresa apresenta também a sua proposta de contrato.

Numa proposta de contrato, são apresentados valores padrão da empresa referentes ao que é solicitado pelo cliente, a inclusão de peças e o tipo de manutenções que estão abrangidas, bem como as condições do mesmo que compreendem.

Para as manutenções preventivas estão incluídos, normalmente, os kits com os componentes necessários à realização das mesmas. Com base num mapa de planeamento de manutenções preventivas, a Administração de *Service* (ADM *Service*) gera uma Ordem de Serviço (OS) referente à manutenção dos equipamentos, com duas semanas de antecedência da data planeada. Nesta tarefa é utilizado um *software* de base de dados – *Field Service Software* (FSS) que possui a lista de trabalhos pendentes que incluem os equipamentos que necessitam de manutenção e que, dessa forma, auxilia na organização do trabalho do técnico. Quando o material estiver na posse deste técnico, este desloca-se às instalações do cliente e executa a manutenção. De seguida, na Figura 2, serão mostradas as etapas de uma manutenção preventiva. Após a realização da mesma é preenchida a documentação relevante em FSS, o cliente assina e de seguida, o relatório técnico é lhe enviado por e-mail, com conhecimento da ADM *Service* de forma a finalizar o processo interno.

Manutenção Preventiva

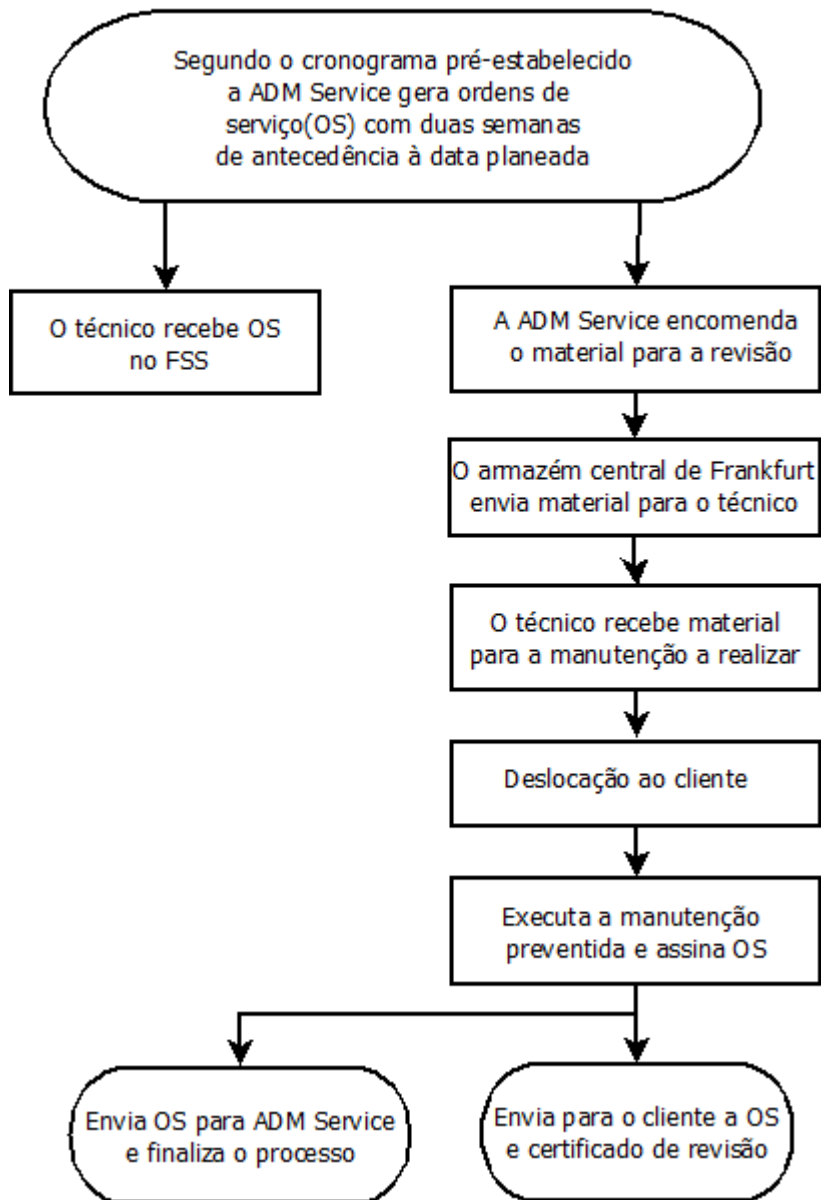


Figura 2 – Etapas referentes a uma Manutenção Preventiva.

As manutenções corretivas podem estar ou não incluídas no contrato. Caso estejam e, se constate que a avaria no equipamento não surgiu por má utilização, a Dräger é responsável pela sua reparação. Os pedidos para a intervenção destas manutenções são requeridos pelos responsáveis dos Serviços de Instalações e Equipamentos (SIE) da unidade hospitalar ou pelo profissional de saúde que contacta diretamente com o equipamento em questão.

Quando as manutenções corretivas estão incluídas no contrato, é permitido ao técnico deslocar-se ao cliente assim que recebe o pedido por forma a fazer o diagnóstico da avaria do equipamento. Neste ponto do processo, é verificado se o equipamento necessita de peças para a realização da reparação. Caso estas não sejam necessárias, o técnico pode reparar a avaria imediatamente. No cenário oposto, se forem necessárias peças para substituição, estas terão que ser encomendadas ou orçamentadas conforme as condições contratuais. Posteriormente, após a receção das peças, o técnico executa o procedimento relativo à manutenção corretiva, substituindo os componentes defeituosos, realizando os testes recomendados no protocolo de provas e finalmente fechando a OS. Após a sua assinatura, esta é enviada para o cliente e para a *ADM Service* de forma a finalizar/faturar.

De seguida, na Figura 3, são mostradas as etapas incluídas numa manutenção corretiva para clientes com contrato.

Manutenção Corretiva (Clientes com Contrato)

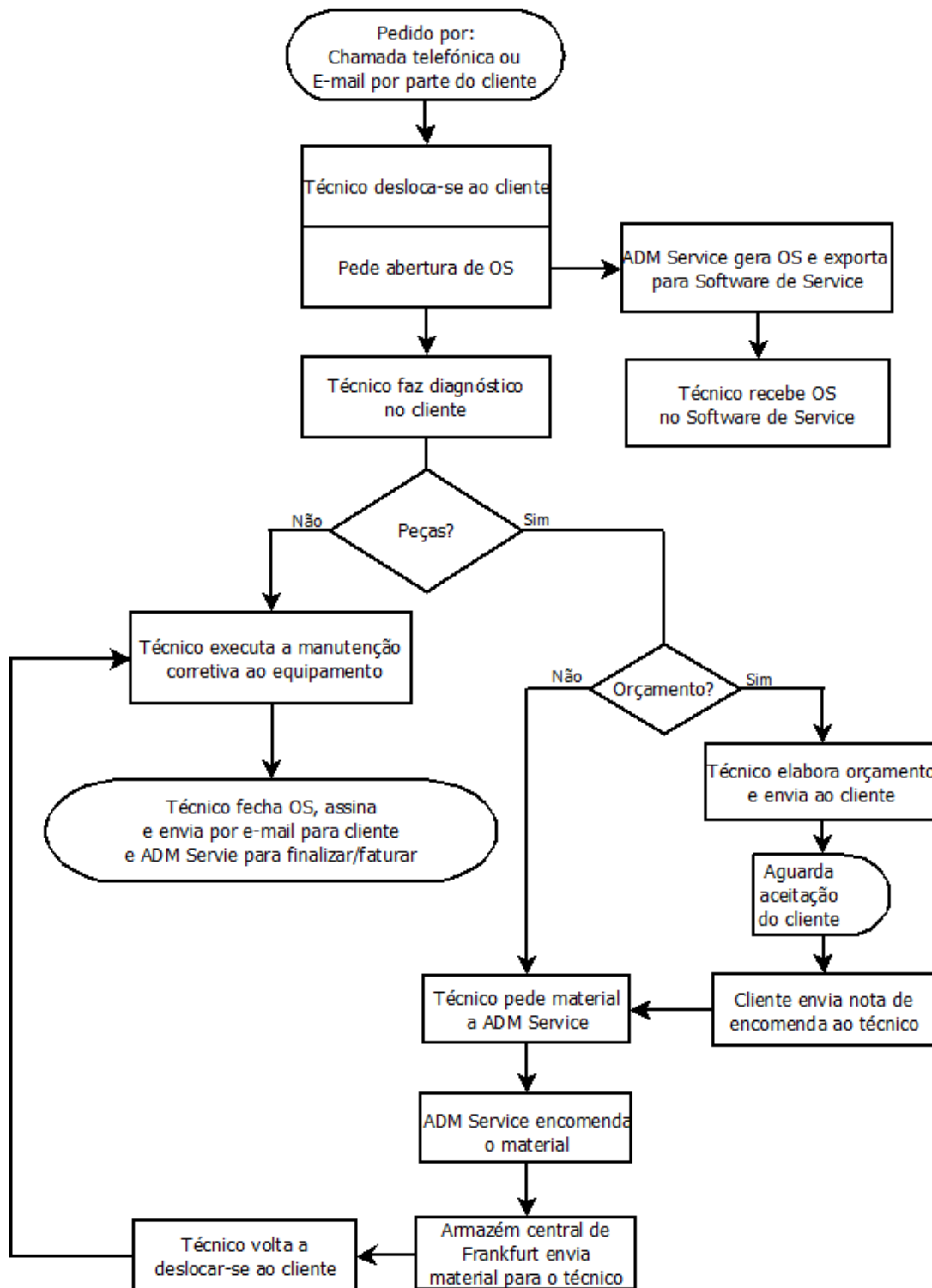


Figura 3 – Etapas referentes a uma Manutenção Corretiva para clientes com contrato.

No caso de clientes sem contrato com a empresa, as manutenções corretivas são efetuadas, unicamente, após orçamento. Quando assim é, o técnico depois de efetuar o diagnóstico elabora uma estimativa de custos, incluindo o material necessário e o número de horas de trabalho necessárias à execução do procedimento corretivo. Após a aceitação do mesmo por parte dos SIE, o técnico desloca-se à unidade hospitalar, executa a manutenção corretiva devidamente documentada com o protocolo de provas e ordem de serviço.

De seguida, na Figura 4, encontram-se ilustradas as etapas pertencentes a uma manutenção corretiva para clientes sem contrato.

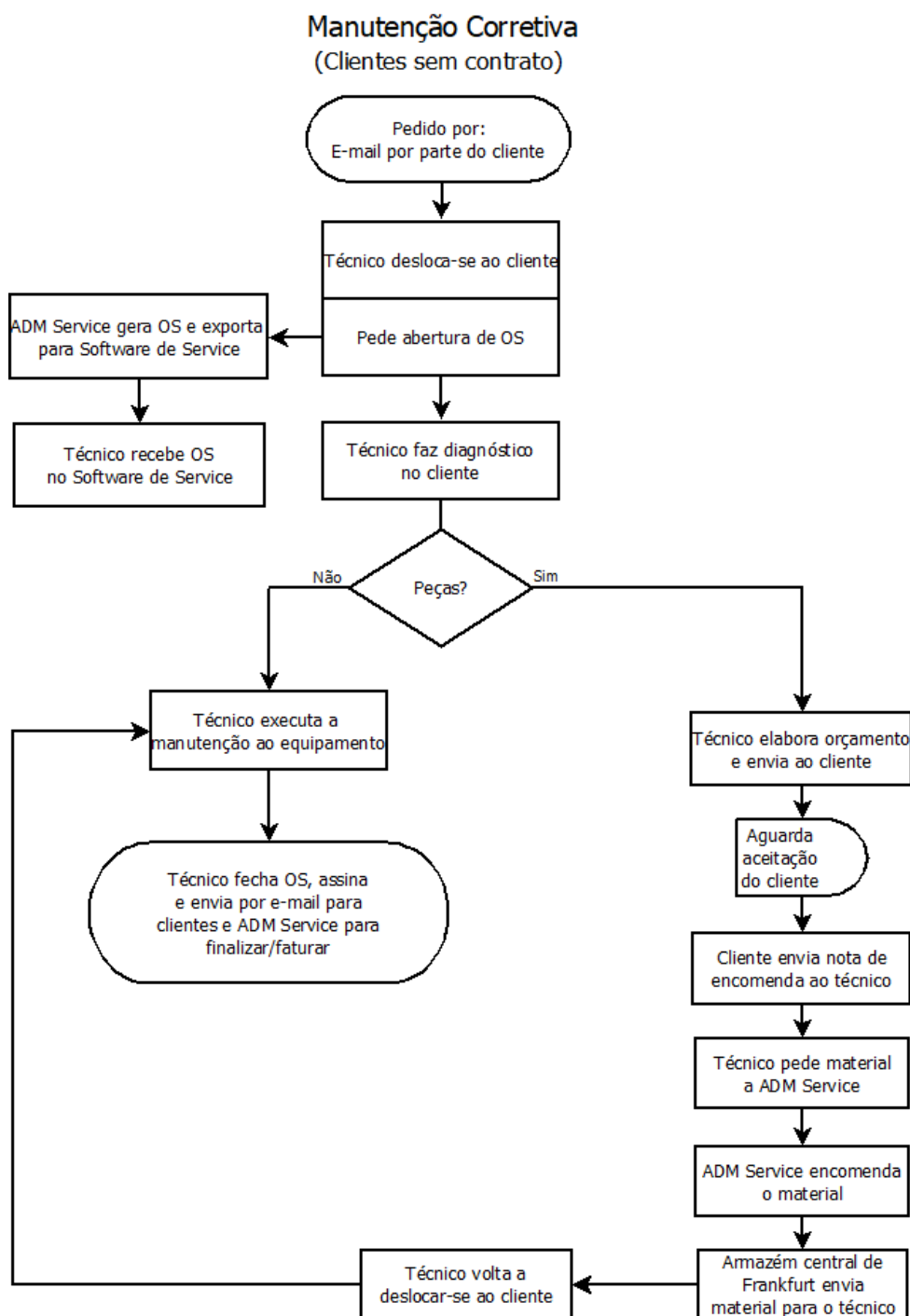


Figura 4 – Etapas referentes a uma Manutenção Corretiva para clientes sem contrato.

1.4.3.1. Documentação das manutenções

O documento que comprova a execução do ato técnico é a OS que é gerada pelo serviço administrativo da empresa, recebida pelo técnico no *software* da gestão de manutenção – FSS, como se pode observar na Figura 5. O técnico preenche os campos de informação relativos ao tempo despendido e peças que foram substituídas. Esta ordem de serviço, ilustrada na Figura 6 a), é assinada, em formato digital pelo executante e pelo representante do cliente, posteriormente enviada por correio eletrónico para processamento da empresa, recebendo o cliente também uma cópia digital.

Aparelho				Relatórios		Recomendações		Peças & Mão de Obra		Qualidade dos dados	
Dispatch: 400001739 Manutenção											
Ordem de Serviço Nº	400001739-190			Equipamento Nº	A [REDACTED]						
Modelo	Estação de anestesia Pri			Lote Nº	PRIMUS						
				Serviço Remoto?	<input type="checkbox"/> yes <input checked="" type="checkbox"/> no						
				Nº de Série	A [REDACTED]						
PMS ID				Versão de Software	2.03						
Data do Fim de Garantia	11-05-2009										
Cliente Nº	[REDACTED]										
Data do Último Serviço	30-07-2018			Localização do Equipamento	Sala 7						
Contracto	400000001			Inventário do Cliente Nº							
Data do Fim de Contracto				Ordem de Compra Nº							
Tipo de Contracto	INTEGRAL			Centro de Custos do Cliente							
Indicador de contabilidade	Normal			Serviço realizado em	30-07-2018						
Escritório-ação				Comentários							
				Fim de Serviço							
TBT Creación O S	11-07-2018			TBT Envío a TSM							
TBT Primera respuesta	11-07-2018			TBT Recibido de TSM							
TBT Envío de presupuesto				TBT Fecha fin	30-07-2018						
TBT Aceptación presupuesto											
Tipo de teste	12-05-2008										

Figura 5 – Interface do FSS.

É no protocolo de revisão, ilustrado na Figura 6 b), que se registam no mesmo sistema todos os valores medidos no equipamento durante a manutenção, assim como as ferramentas calibráveis utilizadas. É gerado em formato PDF, e assinado digitalmente pelo técnico. O seu arquivo é assegurado nos servidores da empresa por requisitos legais.

No caso das manutenções preventivas é também emitido o certificado de revisão, ilustrado na Figura 6 c), que atesta, perante o cliente, que o equipamento superou os testes realizados segundo os protocolos aprovados pelo fabricante, cumprindo a legislação atual.

Este é o procedimento padrão para todas as manutenções preventivas e corretivas. Sendo que nas corretivas apenas o certificado de revisão não é emitido.

Os documentos representados pelas figuras a seguir, encontram-se publicados no **Anexo I** deste relatório.

Ordem de Serviço

Dräger

Nº de Cliente: [redacted] Contrato: INTEGRAL
 Nº Execução / O.S.: [redacted] Fechado: 30-07-2018
 Técnico / Assinatura: Telmo Correia (805) (1)
 Lugar de trabalho: [redacted]
 Direção de Faturação: [redacted]
 Data Início/Confirma a Assinatura do Cliente: 12-07-2018
 Descrição da Intervenção: [redacted]
 Equipamento verificado por Dräger com sensores originais.
 Aviso: O uso de sensores não Dräger podem gerar medições incorretas dos parâmetros do paciente.
 Dräger não se responsabiliza pelo mal funcionamento dos seus equipamentos aquando do uso de material não Dräger.

Pos.	Quantidade	Referência:	Descrição:	€ / Un.	Descont.
0010			Estação de anestesia Pyl Nº de Contrato: INTEGRAL Localização: Sala 7		
0020	1,00 uds	MX08487	JGO. MMTO. PRIMUS 2 ARCOS	0,00	
0030	1,00 uds	8669933	CONN. KIT PEEP VALVE PRIMUS	0,00	
0040	1,00 uds	M33264	FILTRO DE PARTICULAS	0,00	
Total Líquido:				0,00	
IVA-IGIC-APIC 0,00%				0,00	
TOTAL:				0,00	

Dräger Portugal, Lda.
 Av. do Forte, 66A,
 2780-072 Carnaxide,
 Tel: +351 21 155 4586
 Fax: +351 21 155 4587
 e-mail: drager@drager.com
 www.drager.com

Protocolo de Revisão

Produto: Estação de anestesia Pyl
 Nº Série: [redacted]
 Versão Software: 2.03
 Nº Expedição / O.S.: [redacted]
 Nº Pedido Cliente: [redacted]
 Trabalho Realizado: [redacted]
 Descrição da Intervenção: Sala 7
 Data: 30-Jul-18

OK	Passo de prova	Descrição	Resultado
OK	1.1.1	Enabling system cover	OK
OK	1.1.4	Value pipe (V) adjustment: Part number	OK
OK	1.1.8	Value pipe (V) adjustment: Serial no.	OK
OK	1.1.9	Regulators gas back (REG200)	OK
OK	2.2.2	Part number of the value pipe	OK
OK	2.2.3	Serial number of the value pipe	OK
OK	2.2.3	Pinna breathing syst. Serv/Stat 27 (new)	50-67-2020
OK	3.1.1	Visual inspection	OK
OK	3.1.2	Maximum measured value	0,11 Obar
OK	3.1.3	Proximal alarm sensitive measuring point	OK
OK	3.1.4	Approximate component for device leakage current	OK
OK	3.1.5.1	Reference value	20 µA
OK	3.1.5.2	Secure test	20 µA
OK	4.1.1	Aspirating instruments	OK
OK	4.1.2	Housing, tubing, connectors, water tap	OK
OK	4.1.3	Breathing system	OK
OK	4.1.5	Vapor flush system and AGS system	OK
OK	4.2.1	UPS location	OK
OK	4.2.1.1	Monitor control panel "MCP"	2.03 V4
OK	4.2.1.2	"New MA"	2.03
OK	4.2.1.3	Ventilator "VGC MA"	2.03
OK	4.2.1.4	"Inlet" patient gas module	1.96
OK	4.2.1.5	"Power supply"	2.03
OK	4.4.1.2	Operating hours (current counter) reading + cc	83798 h
OK	4.4.2.2	Operating hours (current counter) reading + cc	14820 h
OK	4.4.3	Motor revolutions	16386
OK	4.4.4.2	Operating hours (current counter) reading + cc	63367 h
OK	4.4.5.2	Operating hours (current counter) reading + cc	153 Ah
OK	4.5.1	Contribution of flow sensor (Flow)	OK
OK	4.5.2.1	Value of P2 Master (P2 MA)	47,9 mPa
OK	4.5.2.2	Value of P2 Supervisor (P2 SV)	49,3 mPa
OK	4.5.2.3	Value of the Master (P1 MA)	47,9 mPa
OK	4.5.2.4	Value of P1 Supervisor (P1 SV)	47,9 mPa
OK	4.5.2.5	Value of P1 Master (P1 MA)	42 mPa
OK	4.5.3	Breathing system testing	OK
OK	4.5.4	Temperature of Analog PCB / Power PCB	OK
OK	4.6.1	Self-test: display, keypad, and LEDs	OK
OK	4.6.2	Self-test: display, keypad, and LEDs	OK
OK	4.7.1	Voltages	OK
OK	4.7.2	Temperatures	OK
OK	Passo de prova	Descrição	Resultado
OK	4.7.3	Alarm tone in case of main power failure	OK
OK	4.7.4	Co2H2 water status	OK
OK	4.8.1	Aspirating gas measurement sensor type	ILCA2
OK	4.8.2	Leak test	OK
OK	4.8.3	Pressure drop in main gas branch	OK
OK	4.8.4	Leak test	OK
OK	4.8.5	Value reading function when testing	OK
OK	4.8.6	Pinna measurement PGM	OK
OK	4.8.7	Accuracy of the gas measurement in room air	OK
OK	4.8.8	Accuracy of gas measurement with test gas	OK
OK	4.8.9	Pipeline supply test	OK
OK	4.9.1	Pipeline supply test: leak	OK
OK	4.9.2	Test for non return valves test (yearly)	966 mbar
OK	4.9.2.1	Pressure reading "P1 ANK"	944 mbar
OK	4.9.2.1.3	Pressure reading "P1 ANK"	944 mbar
OK	4.9.2.4	Pressure reading P2/S	953 mbar
OK	4.9.2.5	Calibrator differential pressure value "PTANK"	9 mbar
OK	4.9.2.6	The pressure difference in water tolerance	OK
OK	4.9.3	Service test (yearly)	OK
OK	4.9.4	Stability flow control (emergency O2-delivery) (ann	OK
OK	4.9.5	CO2 flow and button mechanism (yearly)	OK
OK	4.9.6	Temperature sensor (stability) test TM22 (yearly)	OK
OK	4.9.7	Fresh gas flow VMIS	OK
OK	4.9.8	Stability flow control (emergency O2-delivery) (ann	OK
OK	4.9.9	CO2 flow and button mechanism (yearly)	OK
OK	4.9.10	Leak test on DrägerSub C/O (if fitted)	OK
OK	4.9.11	APL valve (yearly) test (yearly)	OK
OK	4.9.12	APL valve (yearly) test (yearly)	OK
OK	4.9.13	APL valve (if present) (yearly)	OK
OK	4.9.14	Leak test on the main gas branch (without support)	OK
OK	4.9.15	Check of PEEP valve VGC (yearly)	OK
OK	4.9.16	Flow test	OK
OK	4.10.1	Shower verification	OK
OK	4.10.2	Spontaneous breathing	OK
OK	4.10.3	Pressure controlled ventilation (Pressure Mode)	OK
OK	4.10.4	Volume controlled ventilation (Volume mode)	OK
OK	4.10.5	Audible and visual alarms	OK
OK	4.10.6	Pipeline supply gas type test	OK
OK	4.10.7	Test alarm and device hardware	OK
OK	5.1.1	This equipment subject to mandatory calibration	OK

CERTIFICADO DE REVISÃO

Modelo: Estação de anestesia Pyl
 Nº de série: [redacted]
 Cliente / Localização: [redacted]
 Contrato nº: [redacted]

Este certificado é emitido uma vez que o equipamento tenha superado os testes realizados, segundo os protocolos de funcionamento que o fabricante exige ao abrigo da legislação actual.

Para a revisão foram utilizados equipamentos, ferramentas e gases padrões calibrados segundo a legislação.

O equipamento está em perfeito estado de funcionamento, não sendo detectados defeitos relevantes para a segurança.

O utilizador é responsável por determinar a data adequada para a próxima revisão, tendo em conta os intervalos previstos pelo fabricante.

Observações:

Data de emissão: 30.07.2018

Dräger Portugal L.D.A.
 Av. do Forte, 66A,
 2780-072 CARNAXIDE
 Tel: +351 21 155 4586
 Fax: +351 21 155 4587

Service Engineer Electromedicina Telmo Correia

Dräger Portugal, Lda. Av. do Forte, 66A 2780-072 CARNAXIDE Tel: 21 1554586 Fax: 21 1554587 www.drager.com

Figura 6 – Documentos resultantes de uma manutenção preventiva ou corretiva.
 a) Ordem de serviço; b) Protocolo de revisão; c) Certificado de revisão.

1.4.4. Departamento técnico

O estágio está integrado no departamento técnico da empresa, mais precisamente no serviço técnico. Este é constituído por técnicos que se encontram em contacto direto com o cliente e têm à sua responsabilidade manter os equipamentos Dräger operacionais.

Refira-se que, o departamento técnico é responsável por executar um conjunto de funções, nomeadamente:

- Gerir o plano de manutenções preventivas;
- Certificar o cumprimento dos planos de manutenção;
- Garantir ações corretivas quando requeridas pelo cliente;
- Adquirir as peças necessárias à reparação;
- Assegurar ao cliente a maior brevidade na prestação do serviço.

1.4.5. Principais Clientes

Como foi referido anteriormente, a delegação de Coimbra é responsável pelos clientes da zona centro. A sua localização, num ponto central da referida zona centro, facilita a deslocação aos clientes, sendo, por tanto, a resposta mais rápida e eficaz. A zona centro possui um conjunto vasto de clientes que têm contrato com a empresa no presente ano de 2018. Pela sua importância e, por incluírem equipamentos médicos da marca presenciados durante o estágio, serão abordados a seguir:

- Hospital S. Teotónio – Viseu:

Este hospital localiza-se na cidade de Viseu fazendo parte do Centro Hospitalar Tondela-Viseu, desde 2011, como ilustrado na Figura 7. Dispõe de 35 especialidades médica e de uma equipa composta por profissionais especializados [3].

De entre uma vasta gama de serviços com equipamentos Dräger, os principais visitados pela equipa técnica são: Bloco operatório (BO), Hospital de Dia - Gastreenterologia, Neonatologia, Recobro, Unidade de Cuidados Intensivos Polivalentes (UCIP), Unidade de Cuidados Intensivos Coronárias (UCIC) e Urgência.



Figura 7 – Hospital S. Teotónio – Viseu [3].

- Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra (CHUC):

Este centro hospitalar localiza-se em Coimbra e resultou da fusão de diversas instituições. De entre elas refira-se o Hospital Geral – Figura 8 a) – (também conhecido como Hospital dos Covões), os Hospitais da Universidade de Coimbra (HUC) – Figura 8 b) – o Hospital Pediátrico – Figura 8 e), o Hospital Sobral Cid e as Maternidades Bissaya Barreto e Daniel de Matos – Figura 8 c) e Figura 8 d), respetivamente [4].

O CHUC é um dos principais clientes da Dräger apresentando um grande número de equipamentos distribuídos pelas suas instituições. Nos HUC o principal serviço a usufruir deles é o BO bem como no Hospital Pediátrico. No Hospital dos Covões existem diversos equipamentos distribuídos pela UCIP, UCIC e pelo serviço de Urgências. No que concerne aos equipamentos neonatais Dräger encontram-se presentes em ambas as maternidades deste centro hospitalar.



Figura 8 – Hospitais que constituem o Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra [4].

- a) Hospital Geral; b) Hospitais da Universidade de Coimbra; c) Maternidade Bissaya Barreto;
d) Maternidade Daniel de Matos; e) Hospital Pediátrico.

- Hospital Pêro da Covilhã:

Este hospital faz parte do Centro Hospitalar Cova da Beira, ilustrado na Figura 9, juntamente com o Hospital do Fundão e com o Departamento de Psiquiatria e Saúde Mental, o qual foi constituído em 1999 [5].

Neste hospital, os serviços mais representativos de equipamentos Dräger e que, por isso, são os mais visitados pela equipa de técnicos Dräger são a neonatologia e a UCIP.



Figura 9 – Hospital Pêro da Covilhã – Covilhã [5].

- Hospital CUF – Viseu:

É um hospital particular situado na cidade de Viseu e é a primeira unidade CUF da zona centro do país, encontrando-se representado na Figura 10. Disponibiliza aos seus pacientes um vasto leque de cuidados, tendo ao seu dispor 34 especialidades médicas [6].

Apresenta uma gama bastante diversificada de equipamentos Dräger sendo que o principal serviço que os detém é o BO e, por isso é também o serviço que necessita de mais assistência técnica.



Figura 10 – Hospital CUF – Viseu [6].

1.4.6. Conclusão de capítulo

No capítulo que se finaliza, foi sucintamente abordada a história da empresa de acolhimento, de forma a dar a conhecer o seu início e a sua evolução, bem como a descrição da sua hierarquia. Não menos importante, foi a descrição, através de fluxogramas, da metodologia da empresa sobre os procedimentos a realizar em manutenções preventivas e corretivas. Foram também mostradas as diferenças para clientes com contrato e sem contrato e toda a documentação exigida após o processo de manutenção. Por último, foram referidos alguns dos mais importantes clientes da Dräger da zona centro.

2. ESTADO DA ARTE

Ao longo deste capítulo serão abordados diversos temas teóricos sobre neonatologia, sendo apresentadas as características de um bebê prematuro bem como o equipamento Dräger associado a esta área. A ventilação pulmonar neonatal tem, neste capítulo, representados os seus conceitos bem como o equipamento escolhido para ser abordado. Por último, e pela sua elevada importância, foi escolhida uma *workstation* de anestesia que será descrita neste capítulo tal como os seus princípios.

De salientar que, as minhas escolhas passaram pela elevada importância que essas áreas têm para a empresa, como por exemplo a área de anestesia, mas também por incluir temas pouco falados, como a neonatologia e a ventilação neonatal e, para os quais, a informação disponível é reduzida.

2.1. Neonatologia

Durante o período gestacional, muitos são os preparativos que os futuros pais fazem para acolher o seu novo filho. O receio e a felicidade, sentimentos que os pais experimentam, desenvolvem-se paralelamente durante esta fase. Assim, os pais encaram com uma realidade que nem sempre corresponde ao idealizado.

Quando o bebê nasce antes do tempo, ou seja, antes das 37 semanas de gestação, estamos perante um bebê prematuro ou pré-termo. Para os pais e para o bebê é o início de uma luta diária, tempo de aprendizagem e tempo de criar laços. O bebê prematuro apresenta uma imaturidade dos seus órgãos e dos seus sistemas, que não tiveram o tempo necessário para se desenvolverem corretamente. Apresentam um metabolismo limitado e têm dificuldade em fazer o controlo de temperatura corporal. Desta forma, os bebês prematuros encontram-se mais vulneráveis a condições externas e suscetíveis a desenvolver certas doenças [7], [8].

Nestes termos, os bebês prematuros necessitam de cuidados especiais e uma atenção redobrada para que sobrevivam e se consigam desenvolver, já que se encontram num meio que lhes é desconhecido e pouco protetor. Para serem sujeitos a esses cuidados, as unidades de saúde dispõem de um serviço de Neonatologia com uma equipa de profissionais especializados e de equipamentos adequados prontos a dar assistência a estes novos seres.

2.1.1. Prematuridade

O nascimento representa um evento transcendente. É um acontecimento que traz ao mundo uma nova vida, novas descobertas e novos sentimentos. Sentimentos esses tão intensos que, tanto provocam uma felicidade que transborda como proporcionam dor ao ser humano.

Uma vez que é uma etapa desconhecida para os progenitores, com inseguranças e sentimentos dolorosos, torna-se ainda mais, quando a gravidez não tem a sua duração normal de 37 a 42 semanas. Como referido anteriormente, o bebê prematuro apresenta uma deficiência no desenvolvimento dos seus sistemas e um metabolismo limitado e frágil. Desta forma, as

possibilidades de um prematuro sobreviver estão relacionadas diretamente com a idade gestacional, o seu peso e a presença de problemas de saúde aquando do seu nascimento. A viabilidade define-se *“pela idade gestacional a partir da qual o RN tem 50% de possibilidade de sobreviver e, em que pelo menos 50% dos sobreviventes ficam sem sequelas severas no futuro”* [9]. A idade gestacional é o parâmetro mais significativo já que é o responsável pela maturidade dos órgãos do bebé. O limiar da viabilidade, que se define *“pela idade de maturação fetal com razoáveis hipóteses de sobrevivência”* [9], tem vindo a ser cada vez mais precoce, não só pelo desenvolvimento da Medicina, mas também pelo desenvolvimento de equipamentos dedicados aos recém-nascidos prematuros. Atualmente considera-se razoável, um bebé sobreviver a partir das 23 semanas de gestação, no entanto, as probabilidades disso acontecer são escassas [8].

Relacionado com este fator, encontra-se o peso à nascença que se torna uma importante variável. Os dois em conjunto determinam o grau de prematuridade do RN [8]:

- Idade gestacional: 33 a 36 semanas | Peso ao nascer: 1,5 a 2,5 kg:
Pré-Termo Limiar;
- Idade gestacional: 28 a 32 semanas | Peso ao nascer: 1,0 a 2,5 kg:
Prematuro Moderado;
- Idade gestacional: inferior a 28 semanas | Peso ao nascer: inferior a 1,0 kg:
Prematuro Extremo;

De salientar que este último, o prematuro extremo, têm maior probabilidade de desenvolver problemas de saúde graves. Dos mais comuns, refiram-se: problemas respiratórios, problemas cardíacos, desenvolvimentos de malformações e a presença de sequelas para toda a sua vida futura [8].

Excluindo a idade gestacional que já foi referida, estes bebés apresentam características bastante distintas. De entre elas refira-se o reduzido peso, dado que é entre as 36 e 40 semanas que o crescimento é mais acentuado e, no caso dos prematuros, não passam por essa etapa. Para além disso, apresentam pouca gordura sob a pele, pelo que, as suas veias são visíveis devido à inexistência de gordura que não teve tempo de se formar. A pele apresenta geralmente um tom rosado, sendo o corpo coberto de uma penugem, designada por lanugo, que surge quando se formam as camadas de pele. O aparelho respiratório é um dos mais afetados pelo término precoce da gestação, pelo que os prematuros podem desenvolver problemas respiratórios [8].

Tendo em consideração que a gravidez encurtada não permitiu o total desenvolvimento dos órgãos do bebé, este encontra-se vulnerável em meio extrauterino. Por isso, este necessita de permanecer numa unidade especial até que, finalmente, seja viável o seu desenvolvimento em meio exterior, a Unidade de Cuidados Intensivos Neonatais (UCIN).

2.1.2. Unidade de Cuidados Intensivos Neonatais – UCIN

A UCIN é uma unidade especial que pertence ao serviço de Neonatologia e que tem por objetivo ajudar o recém-nascido a crescer e a desenvolver os seus órgãos num meio externo e diferente daquele que seria natural. A combinação de um tratamento individualizado com equipamentos de alta tecnologia, bem como a existência de uma equipa especializada para prestar os cuidados necessários, fornece melhores perspectivas de saúde para os bebés prematuros. Da equipa mencionada, fazem parte pediatras especializados em recém-nascidos, enfermeiras e auxiliares de ação médica. Consoante as necessidades e os problemas de saúde que os bebés apresentem, podem ser inseridos na equipa médicos imagiologistas, cardiologistas, neurologistas e também cirurgiões [7].

Um dos elementos fundamentais nesta etapa, são os pais. O nascimento do prematuro ocorre, na maioria das vezes sem aviso prévio sendo, portanto, um acontecimento inesperado. Assim sendo, gera insegurança nos progenitores e uma necessidade de reajustamento no seio familiar, tornando os pais também prematuros.

O momento em que os pais entram na UCIN, motiva sentimentos de choque pela circunstância de o seu filho se encontrar nela, mas também pelo ambiente estranho e intimidante desta. Tendo em conta a imagem idealizada pelos pais, que após o nascimento do filho, levá-lo-iam para casa, um meio acolhedor, é natural que surjam sentimentos de impotência na medida em que as necessidades do bebé são atendidas por outrem.

Os profissionais da UCIN, estão cientes dos sentimentos gerados nos pais dos prematuros e, por isso têm a obrigação de acolher também os pais, de lhes dar a informação de uma forma clara e também de os envolver nos cuidados ao bebé. É extremamente benéfico a participação e permanência dos pais na UCIN, não só para o bebé como para a integridade familiar [7].

Neste contexto, uma forma de manter um contacto entre pais e filho é através do Método Canguru, no qual o prematuro é colocado em contacto direto com um dos progenitores. Desta forma, o contacto é feito pele com pele e o bebé é aconchegado através de um cobertor no peito do progenitor, resultando numa bola que o acolhe. Durante este processo, a mãe liberta a hormona oxitocina que é considerada a hormona principal para a criação do vínculo mãe-filho. Este método tem revelado resultados positivos na criação deste vínculo e foi verificado também uma diminuição da taxa de infeções, melhoria na regulação térmica do RN e a diminuição do tempo de internamento [7], [10], [11].

Na UCIN, os profissionais de saúde, para além de promoverem o contacto entre pais e filhos, também promovem a amamentação. Amamentar, torna a ligação entre a mãe e o prematuro mais forte e fornece ao bebé nutrientes importantes para o seu desenvolvimento e para a prevenção de diversas infeções. Dadas as circunstâncias em que se encontra o bebé, é crucial que a mãe não desvalorize este ato [7].

2.1.2.1. Equipamentos da UCIN

Como referido anteriormente, a UCIN combina equipamentos de elevada tecnologia com uma equipa de profissionais capazes de responder às necessidades especiais dos recém-nascidos prematuros (RNP). Estas unidades estão equipadas com diferentes dispositivos que permitem fazer a vigilância dos RNP e do seu estado. Na UCIN, os bebés encontram-se dentro de uma incubadora ou berço aquecido, de forma a que a sua temperatura e a humidade do ambiente envolvente sejam controladas. Algumas destas incubadoras possuem balanças incorporadas ou então, no serviço existem balanças independentes. Para efetivar a monitorização dos sinais vitais do RNP existem diversos monitores de sinais vitais que vigiam as frequências cardíaca e respiratória, bem como os valores de tensão arterial, níveis de O₂ e CO₂ e temperatura. Com base nos problemas que o RNP apresente, a UCIN é provida de equipamentos de fototerapia – para tratamento de RNP que nascem com icterícia, isto é, uma cor amarelada na pele provocada pelo aumento de bilirrubina no sangue. O bilirrubinómetro, como o nome indica, permite uma estimativa não invasiva da concentração de bilirrubina no sangue do RNP; ecógrafo para realizar um exame não invasivo que fornece informações sobre o estado evolutivo de lesões no RNP; bombas infusoras e perfusoras para administração de fármacos; os bebés que não tem a capacidade de respirar sozinhos necessitam de ser ligados a ventiladores pulmonares de forma a realizarem as trocas gasosas; os RNP que necessitam de algum apoio para realizar a respiração, são ajudados por um equipamento chamado CPAP nasal neonatal. Estes dois últimos serão abordados na secção 2.2 [7].

Neste relatório, serão abordados dois equipamentos vulgarmente existentes no serviço de neonatologia. A incubadora Caleo® Dräger, por ser um equipamento que fornece um ambiente próximo ao ideal ao bebé e parâmetros de termorregulação ao RNP; e o Babylog 8000 Plus® Dräger por ser um ventilador que representa um grande avanço nos cuidados respiratórios dos neonatais tendo sido projetado especialmente para eles.

2.1.3. Parâmetros de avaliação em prematuros

Durante a estadia do prematuro na UCIN, há fatores que têm uma alta relevância para determinar o período de internamento e o desenvolvimento do RN. De entre os parâmetros que influenciam o desenvolvimento e a saúde do RN, os descritos neste relatório serão a temperatura, os níveis de O₂ e a humidade.

2.1.3.1. Temperatura

A temperatura corporal, também designada por normotermia, depende de vários fatores como o local do corpo onde é medida, a hora do dia e o nível de atividade do corpo. Num adulto, varia, por norma, entre os 36 °C e os 37,5°C. A manutenção da temperatura corporal é conseguida através de termogénese. O seu conceito passa por manter estável a temperatura corporal central, sacrificando as zonas mais periféricas do corpo, ou seja, tornando a temperatura corporal periférica muito mais variável [11], [12], [13].

Durante a gravidez, o feto é um ser poiquilotérmico, variando a sua temperatura conforme a temperatura da mãe. Isto significa que as temperaturas central e periférica do feto, são iguais e o seu valor é determinado pela temperatura central da mãe. Após o nascimento, a temperatura do recém-nascido depende da temperatura do ambiente onde se insere. Geralmente dentro do útero da mãe, a temperatura é de 37 °C e no meio ambiente é, em média, de 25°C. Algum tempo antes do nascimento, o bebê cria em torno de locais específicos, como o pescoço e os ombros, uma camada de gordura, designada vernix, que atua como camada de isolamento térmico. Com o tempo, o bebê ativa o seu sistema para fazer a sua própria regulação térmica, passando de um ser poiquilotérmico para um ser homeotérmico [14].

A medição da temperatura do RN é uma importante fonte de informações para a detecção precoce do stress térmico no bebê. A avaliação isolada da temperatura permite saber se o RN tem perda de calor, mas não permite saber o gasto energético. Não sendo possível fazer medições de transferências de calor no bebê, é crucial a medição das temperaturas central e periférica e que, a mesma, seja feita regularmente e de forma contínua [15].

O processo de transferência de calor pelo RN para o meio ambiente, envolve quatro formas distintas, relativas a diferentes fenómenos físicos: evaporação, condução, convecção e radiação.

- Evaporação:

A perda de calor por evaporação, ocorre quando o bebê perde água através da transpiração e o meio ambiente se encontra com baixa humidade e quente. A evaporação é a forma mais comum de perder calor num RNP, designadamente na primeira semana de vida. A perda de água transpidérmica em lactantes é inversamente proporcional à idade gestacional. Este fenómeno encontra-se representada na Figura 11 [11], [15], [16].

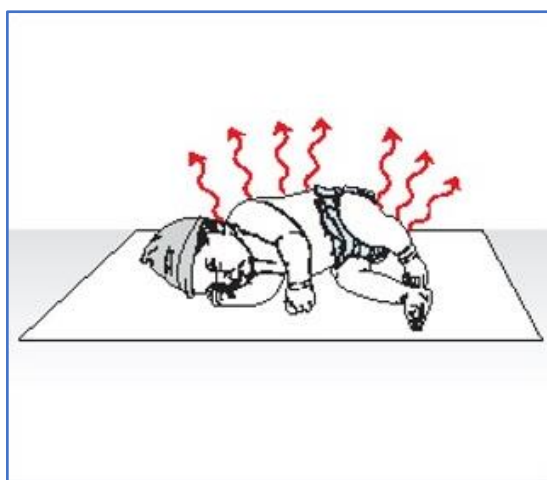


Figura 11 – Fenómeno de evaporação num prematuro [17].

- Condução:

A perda de calor por condução, ocorre através do contacto direto com uma superfície com temperatura mais baixa, sendo que o calor é perdido diretamente para a superfície mais fria. Num RN, essa transferência de calor é feita através da superfície da pele aquando do contacto com uma superfície mais fria. É diretamente proporcional à diferença entre a temperatura da pele e a temperatura da superfície em questão e depende da condutividade térmica da mesma. Assim sendo, também se pode obter ganhos de calor por contacto do bebé com um colchão aquecido ou outra superfície mais quente e com baixa condutividade térmica. Por este motivo, a perda de calor por condução é a forma menos comum de perder calor. O fenómeno de condução num recém-nascido prematuro encontra-se ilustrado na Figura 12 [11], [15], [16].

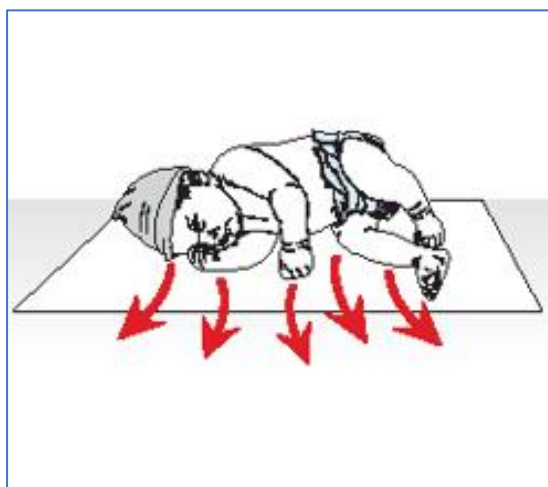


Figura 12 – Fenómeno de condução num prematuro [17].

- Convecção:

O calor é transferido por convecção quando as correntes de ar levam o calor para longe da superfície. Primeiramente o calor é conduzido para o ar e de seguida é removido pela convecção das correntes de ar. A perda de calor por convecção, representada na Figura 13, ocorre quando o fluxo de ar que envolve o RN está a uma temperatura mais baixa que a do seu corpo, o que é usual nas salas de parto, por exemplo. Assim quando o RN absorve calor pela pele, o ar em seu redor fica aquecido por condução. Este ar eleva-se formando correntes de convecção e o calor é perdido para o ar em movimento [11], [15], [16].

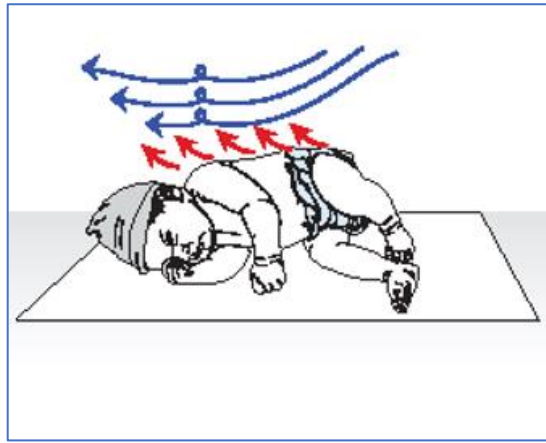


Figura 13 – Fenómeno de convecção num prematuro [17].

- Radiação:

A perda de calor através de radiação está relacionada com a temperatura das superfícies em torno do RNP, mas não em contacto direto com ele, sendo que ocorre maioritariamente através de emissão de ondas eletromagnéticas na gama dos infravermelhos. O recém-nascido emite radiação e, caso a temperatura do corpo seja maior que a temperatura do ambiente, é maior a quantidade de calor irradiada pelo corpo do que para o corpo. A perda de energia através deste mecanismo é proporcional à diferença de temperaturas de ambos. A principal causa desta perda é a exposição da pele do RN ao ar frio e pode ser minimizada se os objetos em redor do bebé forem aquecidos, designadamente com a utilização de uma fonte de energia radiante. Este fenómeno está ilustrado na Figura 14 [11], [15], [16].

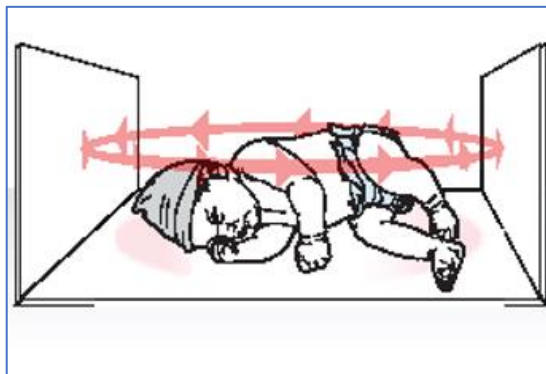


Figura 14 – Fenómeno de radiação num prematuro [17].

Também é importante que a avaliação das temperaturas seja feita em diferentes locais do RN. Tradicionalmente a temperatura central é medida no reto, no entanto é um método invasivo e depende da profundidade a que é inserido. As alternativas compreendem a realização da medição na axila ou no abdómen sobre a zona do fígado. Caso o RN se encontre deitado num colchão não condutor, a pele que se encontra em contacto com o mesmo não perde calor, assim o RN consegue atingir a temperatura central. Neste processo a medição pode ser feita através de uma sonda colocada na região interescapular. Para medir a temperatura periférica, é

usualmente utilizada uma sonda ligada ao pé do RN pois é o local com melhor resposta aquando da queda de temperatura [14].

2.1.3.2. Termorregulação

Estando o ser humano em contacto com o meio externo, efetuam-se trocas necessárias com o mesmo e, conseqüentemente, o corpo sofre constantes alterações internas. A termorregulação no ser humano, funciona como mecanismo estabilizador da temperatura do corpo. Esta é regulada principalmente por mecanismos de controlo nervoso de *feedback*, sendo que todos eles operam com base em termorreguladores situados no hipotálamo [11].

Num adulto, quando a produção de calor é superior à perda de calor pelo corpo, o calor acumula-se no corpo e a sua temperatura aumenta. Durante este processo ocorre a vasodilatação de forma a aumentar a taxa de transferência de calor através dos vasos sanguíneos e a secreção de suor (sudorese) que permite a rápida perda de água por evaporação e assim, inibe os mecanismos de produção de calor, regulando a temperatura corporal. Pelo contrário, se a perda de calor for maior que a sua produção, a temperatura corporal diminui. De forma a evitar perda de calor pelos vasos sanguíneos, ocorre a vasoconstrição que, através da ereção dos pelos estimula a produção de calafrios de forma a aumentar o metabolismo e, por conseguinte, a produção de calor [11], [18].

Existe uma extensa gama de temperatura ambiente para a qual o corpo consegue manter estável a sua temperatura central exclusivamente pela regulação de perda de calor, ou seja, pelo fluxo sanguíneo da pele. Para manter esta temperatura estável é necessário que a produção de calor seja equivalente à perda de calor, isto é, que a transferência de calor do corpo para a pele seja igual à transferência do mesmo para o ambiente [19].

Como referido no gráfico da Figura 15, este intervalo é denominado por “*Normo-Thermal Regulation Range*” – NTRR. Enquanto que o intervalo de temperaturas em que o corpo humano utiliza o mínimo de energia possível na termorregulação denomina-se por “*Thermo-Neutral Range*” – TNR. Esta zona corresponde à gama de temperaturas ambientais em que o indivíduo se encontra em conforto térmico [14].

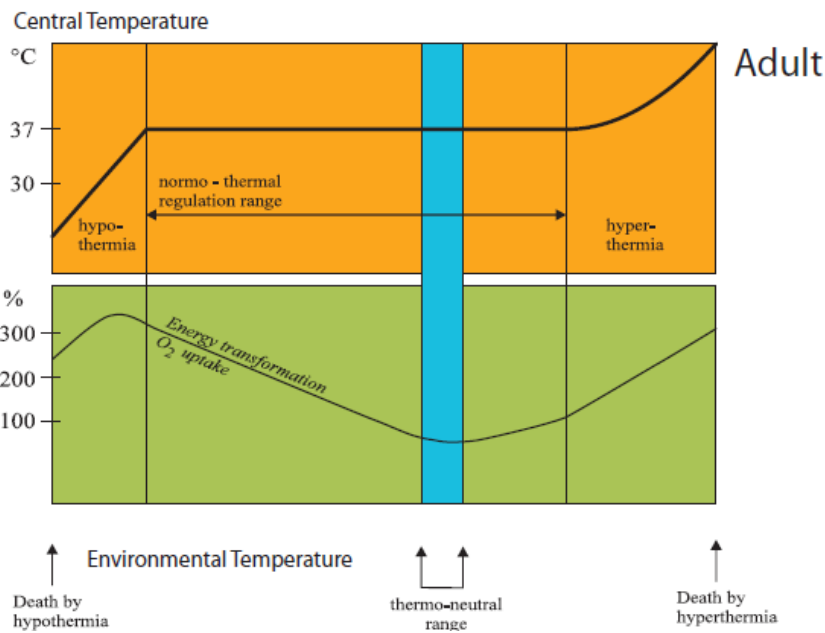


Figura 15 –Termorregulação e consumo de O₂ num adulto [14].

O gráfico superior presente na Figura 15, mostra a variação de temperatura central de um adulto em função da temperatura ambiente. Quando o adulto se depara com temperaturas ambientais muito baixas, o seu corpo responde com vasoconstrição e, em casos mais extremos, com tremores para aumentar o seu metabolismo. Dentro do NTRR o corpo consegue lidar com as temperaturas ambientais baixas, fora desse intervalo a temperatura central acaba por diminuir e o corpo entra em hipotermia. Da mesma forma, com temperaturas altas, o corpo está demasiado quente e responde com vasodilatação e com transpiração, utilizando energia para perder calor. Fora do NTRR, esses mecanismos falham e o corpo entra em hipertermia.

No gráfico inferior da referida figura está representada a linha de consumo de O₂, a qual permite avaliar a energia consumida para manter a temperatura central em níveis aceitáveis. Em caso de hipotermia, a resposta com vasoconstrição permite ao corpo acelerar o seu metabolismo de forma a produzir calor. No entanto, em caso de temperaturas ambientais muito baixas, estes mecanismos falham e o corpo já não consegue responder, provocando a queda de absorção de O₂. Em caso de hipertermia, o corpo reage com vasodilatação para que seja possível a perda de calor pelos tecidos. Pelo gráfico verifica-se que, a quantidade de calor libertada é praticamente proporcional ao consumo de O₂ [11], [14].

No que concerne ao recém-nascido prematuro, refira-se que este não é provido de mecanismos de transpiração e de tremores logo, a sua temperatura corporal depende do ambiente. Assim, no que toca ao controle da sua temperatura, o bebé praticamente não tem a capacidade de o fazer, em grande parte, pela elevada relação entre a sua superfície cutânea e o seu peso, tal como por apresentar uma reduzida camada de gordura subcutânea, a qual é necessária para efetuar o seu isolamento térmico [16], [20].

O RNP poderá ter que lidar com os dois tipos de stresses: *cold stress* e *heat stress*. Quando exposto ao frio extremo, ocorre uma constrição dos vasos pulmonares que irá afetar a oxigenação do bebé – hipóxia, sendo a única forma de responder a este tipo de stress. Desta

forma, o RNP necessita de manter a sua temperatura estável através do consumo de energia o que conduz a uma redução do seu crescimento. Ao ser exposto ao calor extremo, o RNP reage com vasodilatação, com um aumento de frequência cardíaca de forma a manter o débito cardíaco e, em consequência, pode surgir apneia¹ no bebé [14], [21].

Face ao exposto, refira-se que, o estado mais estável para o RNP ocorre quando este não necessita de produzir nem de perder calor e os consumos de O₂ são os mais baixos possíveis. Assim sendo, é necessário criar um ambiente razoável para o RNP manter a sua estabilidade física. Na UCIN é então criado o ambiente térmico neutro – *Neutral Thermal Environment* (NTE). Este ambiente promove a existência de uma gama de temperaturas ambientais na qual o bebé utiliza a menor quantidade de energia e tem os menores consumos de O₂, mantendo a temperatura corporal necessária para o seu desenvolvimento. O NTE corresponde ao TNR da Figura 16 [16], [17].

Comparativamente com um adulto, o RNP para manter a sua temperatura corporal estabilizada, apresenta um intervalo de temperaturas ambientais mais estreito – NTRR, Figura 16. Isto acontece porque, como referido anteriormente, o RNP é desprovido de mecanismos de termorregulação e apresenta uma grande desproporcionalidade entre a sua superfície cutânea e o seu peso. Visto que o NTRR abrange menos temperaturas, a possibilidade de o RNP entrar em hipotermia ou hipertermia é maior, devido ao facto de a sua temperatura corporal variar consoante a temperatura ambiente.

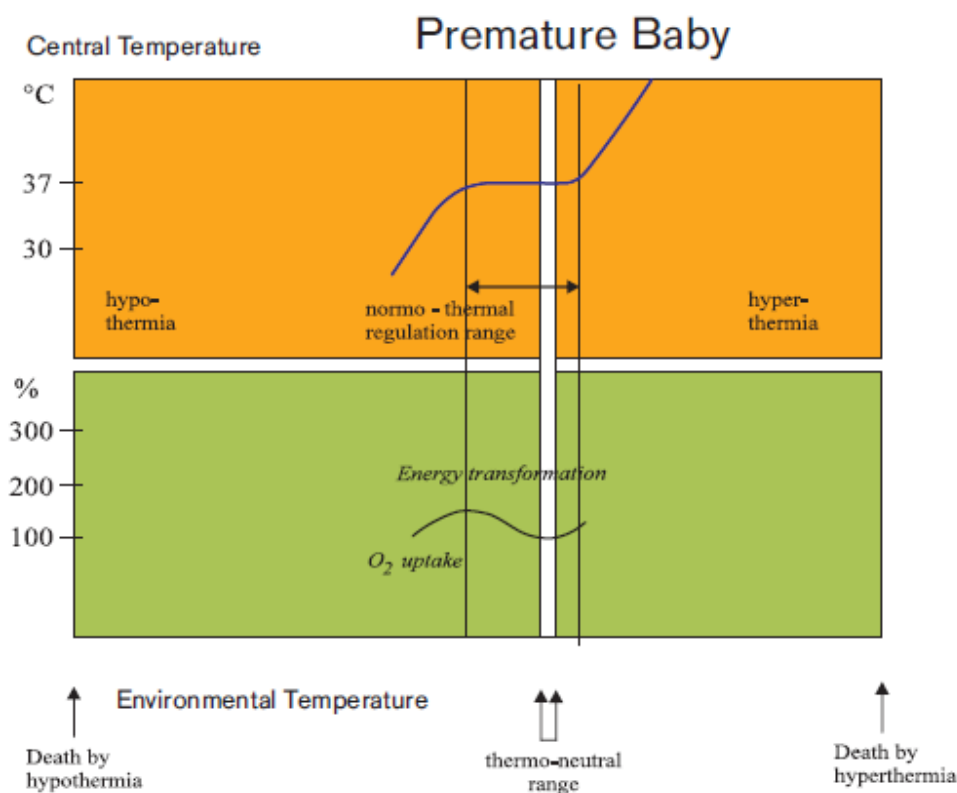


Figura 16 – Intervalo de conforto térmico e consumo de O₂ num RNP [14].

¹ Apneia – Interrupção, geralmente involuntária, da respiração.

2.1.3.3. Humidade

Como foi referido anteriormente, o RNP necessita de um ambiente semelhante àquele que existe no útero da mãe. Quando a gestação não ocorre até ao fim, os neonatos apresentam a epiderme e o estrato córneo subdesenvolvidos, por isso, a função protetora da pele é muito reduzida. Este facto conduz a uma perda de calor, principalmente por evaporação, desidratação transepidermica (TEWL), bem como apresenta um desequilíbrio eletrolítico, perda de proteínas e calorias [22], [23].

O controlo de humidade nas incubadoras, permite a diminuição das perdas de calor por evaporação, auxiliando a regulação da temperatura, e da TEWL. Uma vez que a incubadora é humidificada, a maioria das perdas é eliminada, exceto as perdas por radiação. Em situações em que a humidade é baixa, a temperatura terá de ser aumentada para garantir a estabilidade térmica do RNP.

A percentagem de humidade relativa, como demonstrada na Tabela 2, deverá ser gradualmente reduzida durante um período de duas semanas, já que a epiderme sofre uma maturação acelerada e um aumento de espessura. Por este facto, atua como barreira efetiva. Este período de duas semanas pode ser alterado em casos urgentes como hipernatremia² agressiva, por exemplo [23], [24].

Tabela 2 – Redução da percentagem de humidade relativa ao longo do tempo num RNP [24].

Dias de Vida	Humidade Relativa (%)
1-7	80 %
8	75 %
9	70 %
10	65 %
11	60 %
12	55 %
13	50 %
14	45 %
15	Fim

Para RNP com menos de 28 semanas de gestação, a humidade na incubadora deve ser configurada para uma humidade relativa de 80% nos primeiros 7 dias de vida. Após esse período, a humidade deve ser reduzida 5% por dia até ao 15º dia, de forma a proceder ao desmame do RNP relativamente a esta variável. O referido processo de humidificação termina quando for atingido o valor de 40% de humidade [22].

² Hipernatremia – Transtorno provocado pelo desequilíbrio hidroeletrólítico. Transporta uma alta concentração de sódio no sangue.

Para um RNP com 28-35 semanas de gestação, a configuração da umidade na incubadora deve ser de 80% no primeiro dia. Após esse período, propõe-se um desmame de 5% a cada dia, semelhante ao apresentado anterior. O processo cessa quando for atingido o valor de 40% [22].

2.1.3.4. Oxigênio

O oxigênio é um dos elementos de terapia mais utilizados nos procedimentos médicos, especialmente como parte integrante do suporte respiratório. Contudo se a concentração de O_2 na incubadora for inadequada, existe o risco de toxicidade. Em consequência, é importante manter o valor de O_2 dentro de uma gama bem definida.

Enriquecer a atmosfera da incubadora com O_2 , tem dois principais objetivos: aumentar a sua saturação no sangue do RNP, por forma a facilitar as trocas gasosas e permitir ao bebé um menor esforço na realização das mesmas. A oxigenoterapia nos recém-nascidos, em particular nos prematuros, é recomendada nas primeiras horas de vida, uma vez que a saturação de O_2 no sangue (SpO_2) é mais baixa do que nos recém-nascidos de termo. É recomendada a utilização de um oxímetro de pulso para monitorizar a SpO_2 (Figura 17) que deve ser mantida acima dos 88% e abaixo dos 95% para prevenir problemas oculares [25].



Figura 17 – Oximetria de pulso num recém-nascido [8].

Nos neonatos pode ocorrer asfixia ao nascer, síndrome de desconforto respiratório, pneumonia, taquipneia e apneia de prematuridade. Esta última, pode levar à hipoxemia e diminuição da frequência cardíaca (bradicardia), reduzindo ainda mais a entrega de oxigênio aos tecidos [25].

Um ambiente rico em O_2 pode ser a solução para os problemas que surgem com a prematuridade e que podem levar à hipoxemia. Por outro lado, o excesso de O_2 – hiperóxia – tem efeitos adversos para os bebés pequenos. Uma alta concentração pode ajudar a desenvolver retinopatia de prematuridade, uma vez que o O_2 se difunde facilmente nos vasos coroideus, levando a uma redução no desenvolvimento da vascularização interna da retina. Esta ocorrência poderá comprometer gravemente a visão do recém-nascido, podendo também ter implicações a nível pulmonar prejudicando a difusão de gases e a *compliance* do pulmão [26], [27].

2.1.4. Incubadora

As incubadoras fornecem ao RNP um ambiente controlado no compartimento onde se encontra o bebê. Estas podem ser móveis, de forma a operar em ambientes fechados e com temperatura controlada; de transporte, concebidas para funcionar em ambientes com temperaturas variáveis; e abertas (radiantes), que através de resistências geram calor por irradiação infravermelha. Estas foram concebidas para bebês em estado menos crítico.

Atualmente, a Dräger proporciona aos seus clientes as incubadoras móveis Isolette 8000 Plus e a Dräger Babyleo TN500. Esta última é uma evolução da incubadora Caleo, apresentando mais funcionalidades. Refira-se que, a Caleo foi, no presente ano, deixada de comercializar. Neste relatório será feita uma abordagem descritiva da Caleo por ser, das três, a mais observada durante o estágio curricular. Estas três incubadoras encontram-se representadas na Figura 18.



Figura 18 – Gama de incubadoras Dräger [28].

2.1.5. Caleo® Dräger

A incubadora Caleo é do tipo móvel e fechada que fornece um ambiente ideal para os neonatos, oferecendo parâmetros avançados que permitem controlar temperatura, humidade e enriquecimento de O₂. Permite também a monitorização da temperatura do habitáculo e da temperatura corporal do RN. Para além dessas, permite monitorizar a humidade relativa do ar e a concentração de O₂. Em algumas versões desta incubadora, encontra-se incorporada uma balança para pesar o bebê. A terapia de calor pode ser controlada quer pela temperatura do habitáculo quer pela temperatura corporal do RN. A Caleo dispõe de meios que permitem exercer cuidados ao neonato através de aberturas para as mãos e da porta frontal, bem como, de uma cama com ajuste da posição do bebê [29].

A Caleo, representada na Figura 19, é composta pela cúpula, a unidade de comando, constituído pelo *display*; a área de repouso do RNP; a unidade principal (*aggregate*); e uma parte mecânica: o carro com controlo de altura e de inclinação [30].



Figura 19 – Vista dianteira da incubadora Caleo [32].

2.1.5.1. Cúpula

A cúpula é uma cobertura feita de acrílico com a função de manter a temperatura constante dentro da área de repouso onde se encontra o RNP e reduzir as perdas de calor por convecção. É constituída pela tampa e pelos suportes em ambos os lados. Opcionalmente poderá vir equipada por uma parede dupla que serve para reduzir, ainda mais, as perdas de energia por radiação [30], [31].

2.1.5.2. Unidade de sensores

Na cabeceira da incubadora encontra-se localizada a unidade de sensores. Esta é constituída pelos seguintes elementos: placa eletrónica para monitorização de O₂; placa eletrónica para os sensores de temperatura (WT2 *sensor*); e um sistema de alerta com sinal luminoso para alarme [30].

A placa eletrónica WT2 *sensor*, Figura 21 (B), inclui dois sensores de temperatura, para monitorizar a temperatura do ar dentro da incubadora. Permite ainda a conexão de outros dois para medir a temperatura cutânea do RNP. O conector amarelo da Figura 20 permite a ligação do sensor de temperatura central e o conector branco da mesma figura permite a ligação com o sensor de temperatura periférica. Esta placa eletrónica, incorpora também um sensor de humidade.

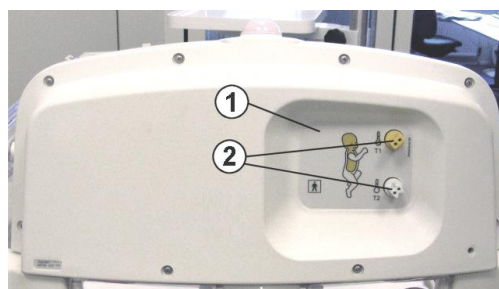


Figura 20 – Conectores de medição de temperatura.

Local dos conectores (1); Conectores de medição de temperatura (2).

Através do modo regulação por temperatura do ar, o utilizador seleciona uma temperatura desejável (valor de referência) para o interior da Caleo. O valor medido, de temperatura, dentro da incubadora pelos dois sensores (redundantes) são comparados com o valor de referência. Caso o primeiro, seja superior, o sistema de aquecimento recebe um sinal para desligar. Pelo contrário, se o valor medido for inferior, o sistema de aquecimento recebe um sinal para irradiar [29], [30].

No modo regulação por temperatura da pele, o sistema é semelhante. Neste caso, o utilizador define na unidade de comando, um valor de referência para a temperatura cutânea do RNP. Caso o valor medido pelos sensores seja inferior ao valor de referência significa que a pele do recém-nascido está demasiado fria e, por isso, o sistema de aquecimento recebe um sinal para irradiar. Por outro lado, se o valor medido pelos sensores for superior ao valor de referência, o bebé encontra-se demasiado quente pelo que, sistema de aquecimento recebe um sinal para desligar. Assim o ambiente dentro da Caleo arrefece e, por conseguinte, a pele do RN também [29], [30].

A placa eletrónica dos sensores de O₂, Figura 21 (A), recebe a tensão dos dois sensores eletroquímicos de oxigénio. Este valor é proporcional à concentração de O₂ presente e, é comparado com o valor de referência definido na unidade de comando. Em função da necessidade de acréscimo de O₂ no habitáculo, esta unidade comanda a admissão de oxigénio através de uma electroválvula na controladora pneumática de O₂ [29], [30].

O controlo da humidade do habitáculo é efetuado de forma similar ao controlo de O₂. O sensor presente nesta unidade monitoriza o grau de humidade e compara-o com o valor de referência. Sempre que exista necessidade, o sistema de humidificação é ativado, libertando vapor de água, até se obter no ambiente envolvente do bebé, o nível de humidificação desejado [30].

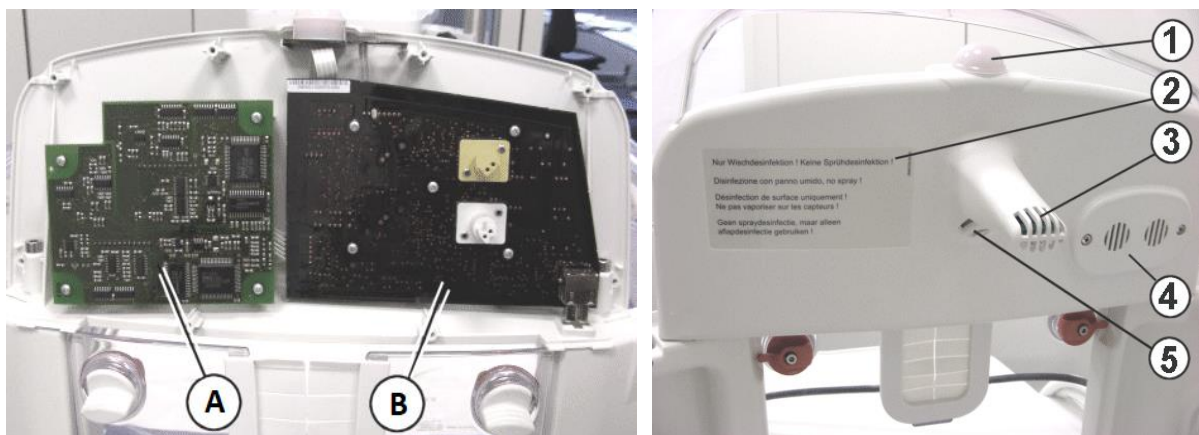


Figura 21 – Componentes da unidade de sensores da Caleo.

Placa eletrónica de sensores de O₂ (A); Placa eletrónica de sensores de temperatura (B);
Sinal luminoso para alarme (1); Etiqueta de segurança (2); Sensores de temperatura (3);
Sensores de O₂ (4); Sensor de humidade (5).

2.1.5.3. Unidade de comando

A unidade de comando é constituída pelo ecrã e por um conjunto de teclas que permitem ao utilizador controlar a Caleo e ajustar os parâmetros conforme as necessidades do paciente. Através do painel é possível observar mensagens, sinais óticos e sinais sonoros que indicam situações de alarme. É possível também, seleccionar as diferentes funções que a incubadora disponibiliza. Funções como: a regulação da temperatura do ar/cutânea, regulação de humidade e da concentração de O₂, inclinação da incubadora (*tilt*) e ativar a balança opcionalmente incorporada. Esta unidade permite também a visualização de tendências, supressão dos sinais de alarmes e alteração de configurações [29], [30], [31].

O ecrã padrão representado na Figura 22, apresenta os valores de temperatura do ar/cutânea, valores de humidade medidos bem como de oxigénio. No campo das mensagens, para além de informações de alarmes, apresenta também a última pesagem do bebé. Esta unidade permite ainda, a seleção de luminosidade apropriada para dia/noite [29], [30].



Figura 22 – Ecrã constituente da Unidade de Comando.

Na visualização das tendências, é permitido ao utilizador obter as representações gráficas da evolução dos parâmetros de medição ao longo do tempo. De entre eles refira-se os valores: da temperatura cutânea e do ar (°C), da humidade relativa (%) e da concentração de O₂ (%). A variação destes parâmetros será útil para avaliação posterior [29], [31].

Esta incubadora dispõe de um modo “canguru” que permite ao equipamento supervisionar a temperatura do RNP durante o tempo em que este se encontra fora da mesma, ao colo do progenitor. Durante este período a temperatura é ajustada automaticamente para facilitar o regresso do neonato.

Apresenta um modo de limpeza com o objetivo de deixar o sistema de humidificação sem resíduos de água, já que esta é um meio propício ao desenvolvimento de bactérias. Por outro lado, a condensação de água nas paredes interiores da Caleo, facilita a sua limpeza posterior. Este modo, que é utilizado após a saída do bebé, não invalida seguidamente a desinfeção da incubadora [29], [31].

2.1.5.4. Unidade de repouso

Estruturalmente, a unidade de repouso apresenta seis acessos para tubos e cabos que permitem uma maior organização dos mesmos através da incubadora. Para além disso, dispõe de quatro aberturas para mãos (duas em cada lado), duas grandes portas longitudinais (uma de cada lado) e duas pequenas portas na extremidade da cabeça e dos pés, permitindo o fácil acesso ao RN para que lhe sejam prestados cuidados e para promover o contacto entre o bebé e os progenitores [29], [30].

Ao abrir as grandes portas longitudinais ou as aberturas para mãos, surge uma cortina eficaz de ar quente que previne o arrefecimento do interior da incubadora. Esta cortina é criada pelo ar aquecido e humidificado que entra na cobertura pelos dois lados. O ar é conduzido para cima pelo lado interno ao longo da cúpula, e, pelo mesmo caminho, de seguida é conduzido para baixo por aspiração. O ar aspirado é misturado com ar ambiente fresco através de um filtro de ar, esta mistura passa por aquecimento elétrico onde será também humidificado. Este sistema permite minimizar as perdas de calor por correntes de ar no RNP. O processo acima descrito está representado na Figura 23 [29].

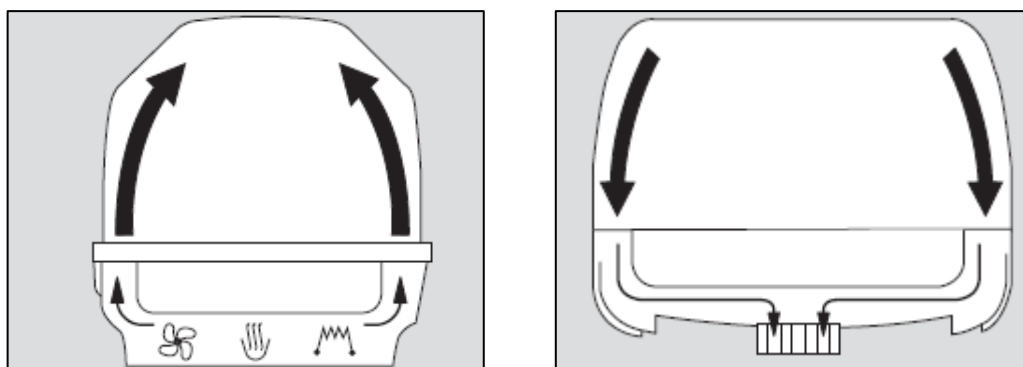


Figura 23 – Aquecimento e humidificação dentro do habitáculo da Caleo [29].

Esta unidade é constituída pela cama com um colchão onde o RNP se encontra em repouso. Por baixo encontra-se uma gaveta para chassis radiográfico e balança, sendo esta opcional. A cama é larga e espaçosa o suficiente para permitir virar o RN durante um ajustamento de intubação, por exemplo. Também é possível colocar gémeos prematuros na Caleo, de forma a minimizar o trauma de separação pós-natal. O colchão foi pensado para neonatos, sendo feito de espuma viscoelástica. Assim, a pressão do corpo do bebé é distribuída uniformemente oferecendo-lhe uma maior comodidade. Refira-se que o material esponjoso do colchão minimiza as perdas de calor por condução, contribuindo para o conforto térmico do RNP [29], [30], [31].

A balança é integrada na incubadora de forma a avaliar o peso do RN sem ter que o remover da Caleo. É composta por quatro elementos de pesagem que se encontram por baixo da área de repouso (Figura 24) e por componentes eletrónicos responsáveis pela aferição de peso. O início da pesagem é despoletado pelo utilizador através de uma tecla própria situada na unidade de comando. O microcontrolador memoriza o peso medido disponibilizando-o na unidade de comando juntamente com os valores obtidos nos últimos 5 dias [29], [30].



Figura 24 – Elementos de pesagem da Caleo.

2.1.5.5. Unidade principal (aggregate)

A unidade principal, representada na Figura 25 está situada debaixo da área de repouso e é composta pelo transformador principal (A), o motor do ventilador (B), a unidade de eletrónica principal (*E-box*) (C), o sistema de humificação (D), o sistema pneumático para regulação de O₂ (não visível na Figura 25), o sistema de aquecimento do ar (E) e o filtro de entrada de ar (não visível na Figura 25).

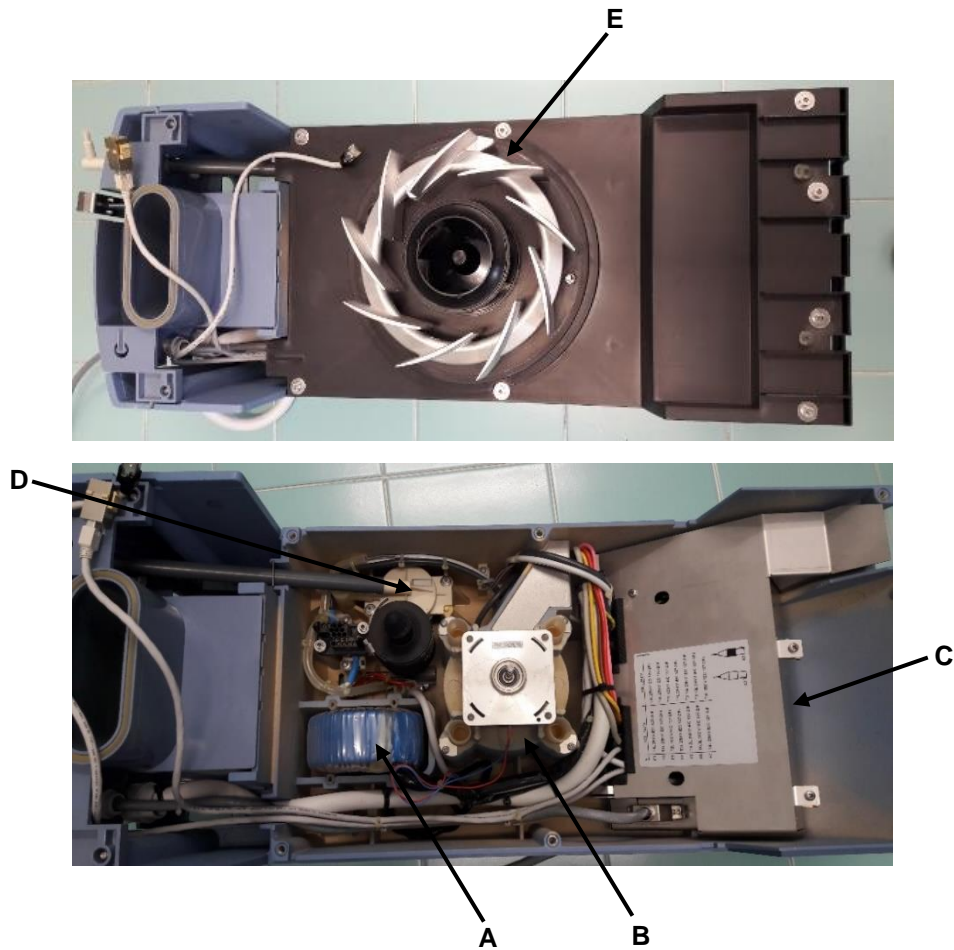


Figura 25 – Componentes da unidade principal (*aggregate*).

Transformador principal (A); Motor do ventilador (B); E-Box (C); Sistema de Humidificação (D); Sistema de aquecimento do ar (E).

▪ E-Box:

A E-box é constituída pela placa eletrónica *Actuator*, apresentada na Figura 26. Esta placa é a unidade controladora da incubadora, ou seja, é nela que o microcontrolador supervisiona as diversas funções dos diferentes subsistemas existentes na incubadora [30].

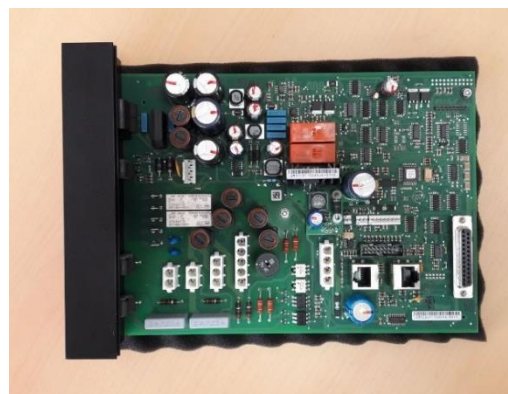


Figura 26 – Placa eletrónica *Actuator* que constitui a E-Box.

▪ Sistema de humidificação:

O sistema de humidificação, ilustrado na Figura 27, é constituído pela caldeira de aquecimento (B) e pelo regulador de nível de água – vista exterior (A). A caldeira de aquecimento gera vapor de água que irá humidificar o ar, com auxílio de uma resistência de aquecimento (C). Esta unidade inclui também uma resistência variável com a temperatura (D) que monitoriza a falta de água no reservatório. Caso a temperatura ultrapasse os 100 °C, significa que há falta de água no reservatório, é enviado um sinal para a placa *Actuator* que desliga o sistema de humidificação e para o *display* que irá avisar da falta de água no reservatório.

O regulador de nível de água – vista interior (E) é composto por um sensor magnético (*REED Switch*) e por um íman associado a uma boia. Quando este íman desce atua o sensor, o que provoca a abertura da electroválvula e a entrada de água na caldeira. Caso o íman suba, a electroválvula fecha impedindo a entrada de água.

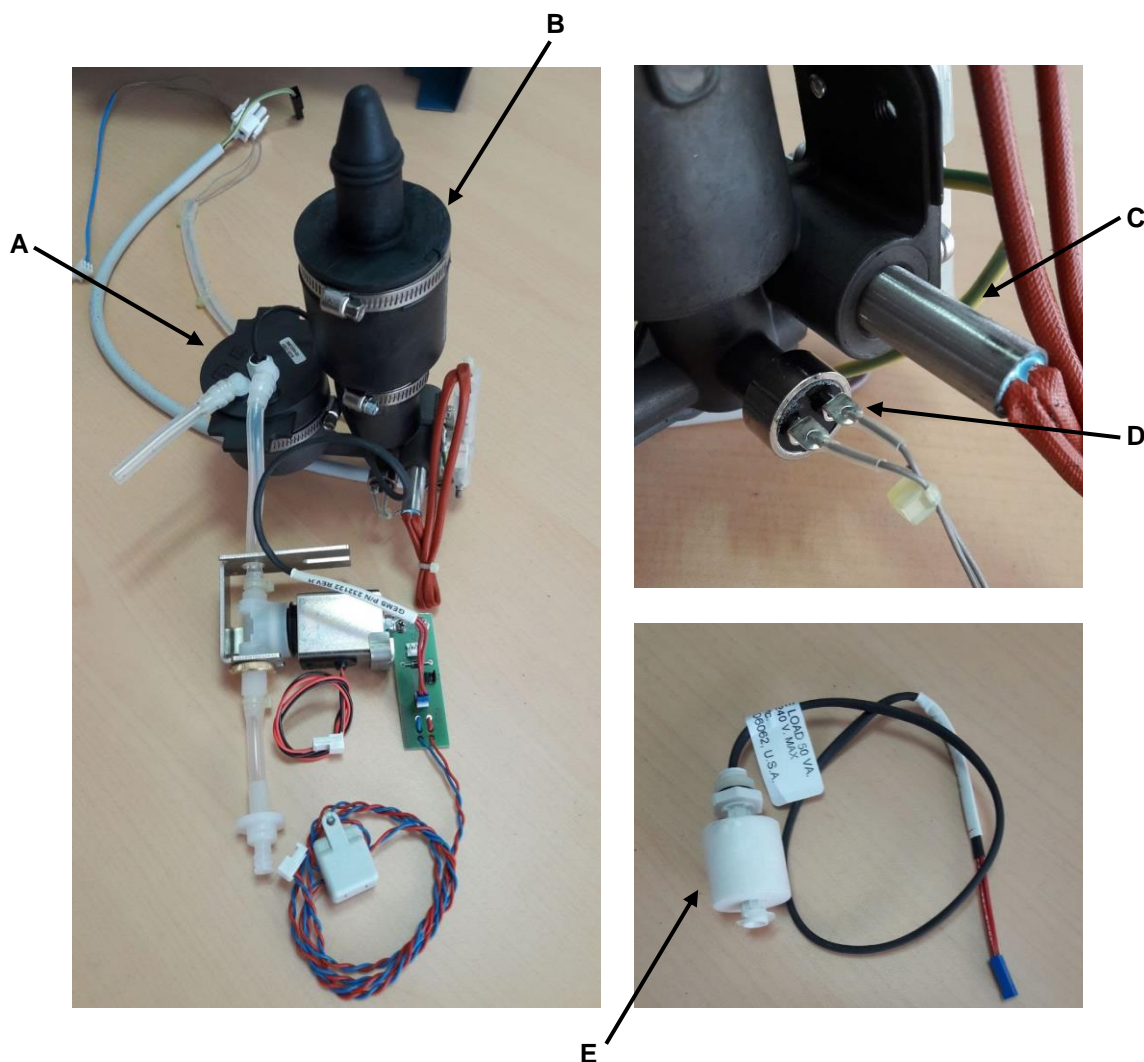


Figura 27 – Componentes que constituem o sistema de humidificação da Caleo.

Regulador de nível de água – vista exterior (A); Caldeira de Aquecimento (B);
Resistência de aquecimento (C); Resistência variável de temperatura (D);
regulador de nível de água – vista interior (E).

- Sistema pneumático – Regulação de O₂:

O sistema pneumático para regulação de O₂, ilustrado na Figura 28, é composto por uma electroválvula (A), pelo regulador de pressão (B) e por um silenciador (C). Este conjunto é responsável pela introdução de oxigénio dentro do habitáculo, sendo esta dependente do tempo em que a electroválvula estiver aberta. A medição da percentagem de oxigénio é realizada através das duas células de O₂ (D), já referidas anteriormente. Estas têm um princípio de funcionamento eletroquímico: o oxigénio presente nas células tem uma função catalisadora intervindo na reação química do sensor alterando os valores de tensão aos seus terminais. As duas células, que comandam a electroválvula, funcionam em redundância, sendo que, o sistema só aceita os valores medidos se estes coincidirem.

A passagem de O₂ no tubo de admissão produz ruído significativo, o que pode perturbar o RNP, sendo por isso necessário que este sistema apresente um silenciador com malha fina de cobre.

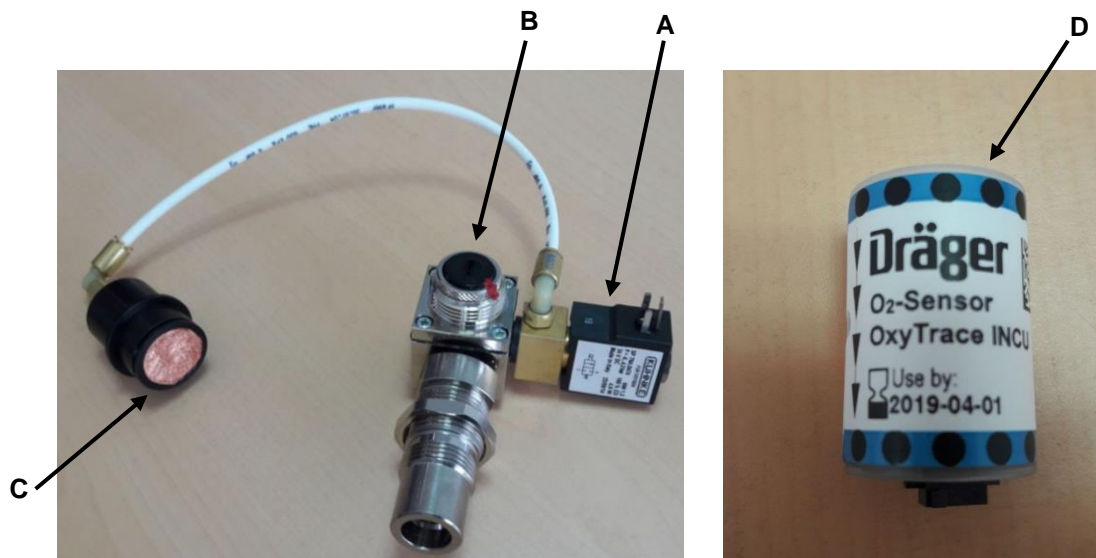


Figura 28 – Componentes que constituem o sistema pneumático para regulação de O₂.

Electroválvula (A); Regulador de pressão (B);
Silenciador (C); Célula de O₂ (D).

- Sistema de aquecimento do ar:

O sistema de aquecimento do ar, ilustrado na Figura 25 (E), é composto pela resistência de aquecimento e pelo ventilador, o qual inclui também um sensor de temperatura e um sensor de efeito *Hall* que monitoriza a rotação da hélice. A referida hélice encontra-se localizada na parte superior da unidade principal, a qual é rodeada pela resistência de aquecimento. Assim, o ar aquecido passa pela hélice do ventilador e é conduzido ao interior da Caleo onde se encontra o RNP [30], [31].

- *FilterBox* – Filtro de ar:

Por último, faz parte da unidade principal, o filtro de entrada de ar, Figura 29, que se destina a limpar o ar ambiente aspirado para o interior da incubadora [30].



Figura 29 – Filtro de ar da *FilterBox*.

2.1.5.6. Carro com controlo de altura e inclinação

O carro da Caleo permite que a incubadora seja movida facilmente consoante as necessidades. Permite ao utilizador regular a altura da incubadora através de um sistema de elevação, Figura 30 (A) controlado por dois pedais (um para subida e outro para descida) dos dois lados da Caleo. A regulação da inclinação da unidade de repouso, é realizada pelo utilizador através de uma tecla situada na unidade de controlo, enquanto que o movimento da mesma é realizado por um sistema de inclinação, Figura 30 (B). Em ambas as situações o mecanismo é elétrico permitindo um suave movimento sem perturbar o repouso do RN [30], [32].

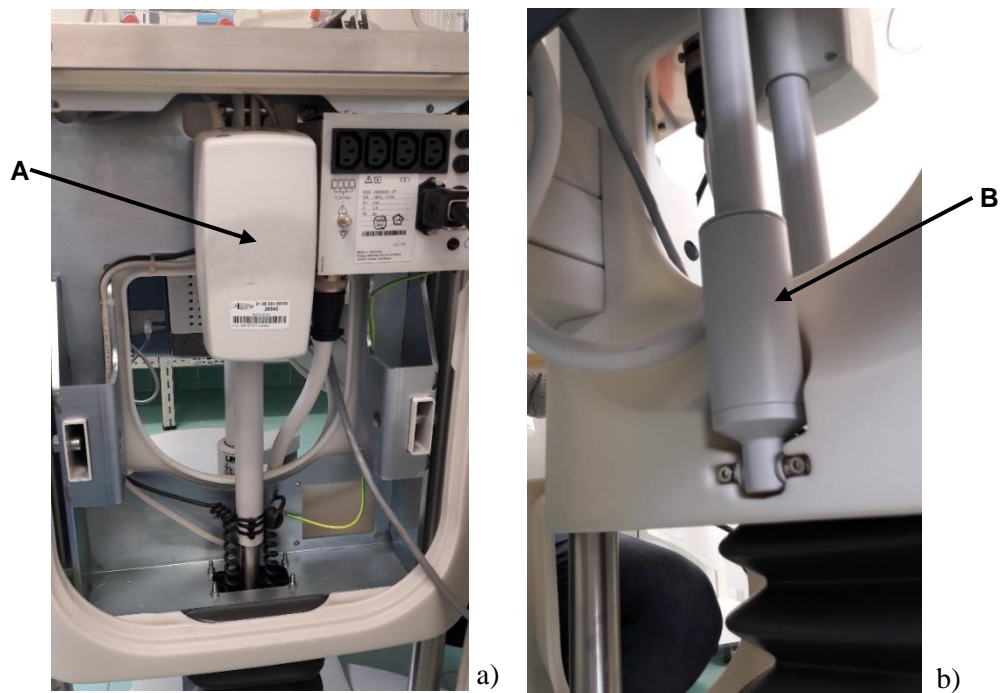


Figura 30 – Sistema de elevação e sistema de inclinação da Caleo, a) e b) respectivamente.

Sistema de elevação (A); Sistema de inclinação (B).

2.1.6. Conclusão do subcapítulo

Em resumo, os recém-nascidos prematuros apresentam algumas fragilidades quando comparados aos outros bebês. Desta forma é necessária a existência de um ambiente próprio para eles, com condições adequadas às suas necessidades.

Neste subcapítulo foram descritos os parâmetros mais suscetíveis de causar danos nos prematuros e apresentada com detalhe uma incubadora da marca a qual proporciona as condições ideais para o seu desenvolvimento.

2.2. Ventilação Pulmonar Neonatal

2.2.1. Sistema respiratório

O sistema respiratório tem como função primordial, realizar as trocas gasosas entre o corpo humano e o ambiente, ou seja, oxigenar o sangue e eliminar dióxido de carbono. Os órgãos constituintes deste sistema, mostrados na Figura 31 podem dividir-se em vias aéreas superiores, vias aéreas inferiores e pulmões. Das vias aéreas superiores fazem parte a cavidade oral, as cavidades nasais e a faringe; nas vias inferiores estão incluídas a faringe, laringe, traqueia, brônquios, bronquíolos e alvéolos.

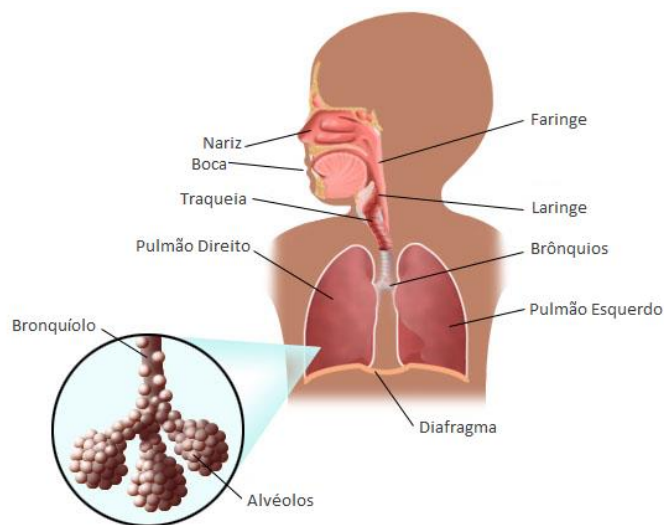


Figura 31 – Sistema respiratório humano [33].

A respiração desencadeia-se de forma cíclica e sequencial, sendo que, são necessários os músculos intercostais e o diafragma para realizar a inspiração e a expiração, Figura 32. Durante a inspiração, Figura 32 a), os músculos intercostais e o diafragma ficam contraídos, a caixa torácica expande-se e por isso, ocorre um aumento de volume pulmonar para que a entrada de ar seja facilitada. Na expiração, Figura 32 b), os músculos e o diafragma relaxam, a caixa torácica diminui de volume e, conseqüentemente o volume pulmonar também diminui. É então, eliminado o ar rico em CO_2 , pelas vias aéreas, ficando assim, completo o ciclo respiratório.

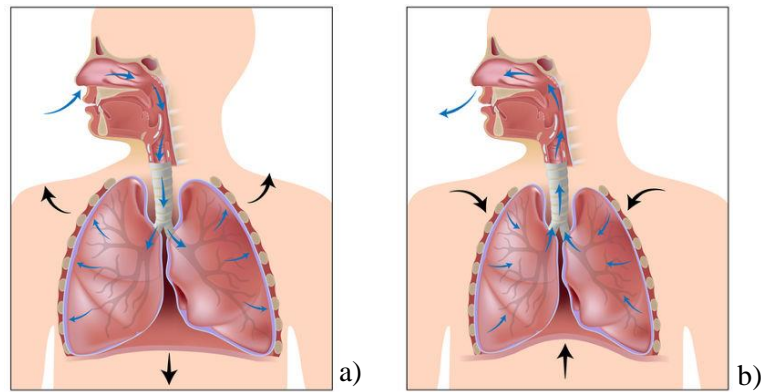


Figura 32 – Processos de inspiração e de expiração, a) e b) respetivamente [11].

As trocas gasosas são realizadas nos pulmões, mais propriamente nos alvéolos. O oxigénio presente no ar ambiente é conduzido, pelas vias respiratórias até aos alvéolos onde ocorre a sua difusão para o sangue, o qual é posteriormente conduzido a todos os tecidos e células. Em direção oposta, circula, pelo sangue, o dióxido de carbono até chegar aos alvéolos, onde, por difusão é transportado pelas vias aéreas até ao meio exterior [34], [35].

A mais importante função do sistema respiratório é efetuar as trocas gasosas ($O_2 \leftrightarrow CO_2$). A capacidade do bebé captar O_2 , depende, em parte, da pressão parcial de O_2 no ar inspirado, do débito cardíaco e do volume sanguíneo. Esta função inicia-se nos recém-nascidos logo após o nascimento, uma vez que, quando este se encontra na barriga da mãe, o sistema de transporte de O_2/CO_2 é assegurado pela mãe no meio intrauterino [36].

Uma parte essencial no desenvolvimento pulmonar dos bebés, é a produção de surfactante, uma substância líquida, produzida nas pequenas vias aéreas e libertada nos tecidos pulmonares. Esta substância impede o colapso dos alvéolos durante a expiração, mantendo-os abertos para receberem o ar inspirado. Por volta das 35 semanas de gestação, a maioria dos bebés desenvolvem quantidades suficientes de surfactante. No entanto, em prematuros, a produção dessa substância pode ser reduzida, o que leva a uma elevada probabilidade de desenvolvimento de problemas respiratórios [7], [36].

O facto de o seu sistema respiratório ser imaturo, conduz a uma grande falta de controlo da respiração e, conseqüentemente, a problemas respiratórios. Por exemplo, o Síndrome de Desconforto Respiratório (SDR), em que a quantidade de surfactante não é suficiente, os alvéolos tendem a fechar e a dificultar as trocas gasosas. Estes problemas respiratórios, podem manifestar-se sob a forma de apneia, em que o RNP interrompe a respiração involuntariamente; ou pelo contrário, por taquipneia. São igualmente comuns em neonatos, gemidos, cianose³ ou movimento rítmico de abertura do nariz [7].

³ Cianose – RNP fica com a pele roxa devido à dificuldade de realizar as trocas gasosas

2.2.2. Métodos ventilatórios

A ventilação controlada por volume, designada na literatura anglo-saxónica *Volume Controlled Ventilation* (VCV) e a ventilação controlada por pressão, designada pela literatura anglo-saxónica *Pressure Controlled Ventilation* (PCV) são os métodos mais usuais empregues na realização da ventilação mecânica.

Os modos ventilatórios são também definidos, em função do grau de dependência do paciente. Desde o paciente com respiração espontânea até àquele com total dependência do ventilador, passando por modos combinados, onde o equipamento providencia suporte ventilatório ao doente. Como exemplo de partilha de controlo, existem os modos de “desmame”, onde o equipamento fornece ciclos mandatórios e aguarda pela deteção de estímulo (*trigger*) para suportar e estimular a respiração espontânea do paciente. Ou seja, estes modos apenas servem de auxílio ao paciente, de forma a incentivá-lo a respirar sem ajuda. Desta forma, os parâmetros volume corrente, fluxo, pressão e frequência devem ser ajustados conforme a progressão ou regressão da respiração espontânea do paciente.

A ventilação humana pode ser invasiva (VI) ou não invasiva (VNI) ambas conseguidas pela aplicação de pressão positiva nas vias aéreas. A principal diferença entre estes dois tipos de ventilação reside na utilização de tubos endotraqueais (ou máscaras laríngeas) – Figura 33 a), para realizar a ventilação artificial ao paciente, enquanto que na VNI – Figura 33 b), não é necessária intubação, sendo geralmente utilizados *prongs* nasais ou máscaras [37], [39], [40].

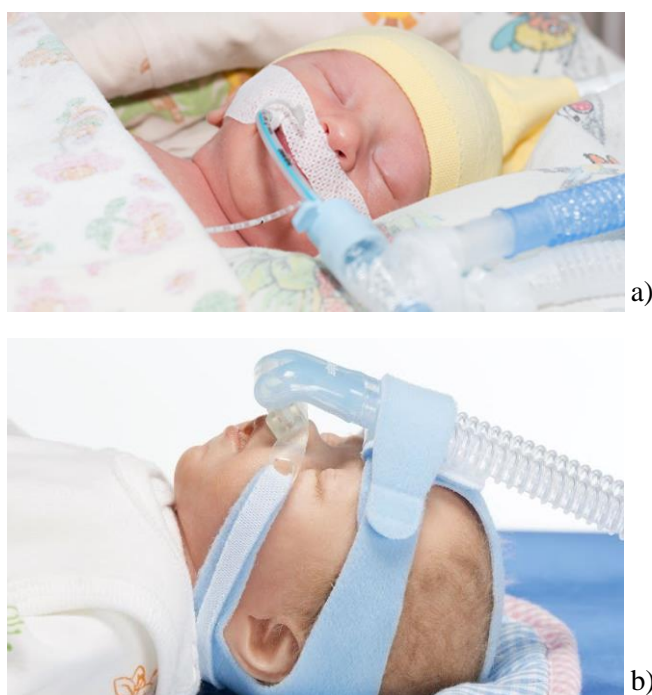


Figura 33 – Ventilação invasiva em recém-nascidos e ventilação não invasiva, a) e b) respetivamente [28].

2.2.3. Princípios de ventilação

A ventilação mecânica é fundamentalmente constituída por quatro fases: a inspiratória, em que o ventilador realiza a insuflação pulmonar; a pausa inspiratória, onde se realiza a igualização das pressões nos pulmões (Pressão de *plateau*) que depende das propriedades de *compliance* e de resistência pulmonar do paciente e, em que o fluxo inspiratório é nulo. Segue-se a fase expiratória, onde o ventilador abre a válvula expiratória, permitindo a saída do ar, de forma passiva; finalmente, a pausa expiratória, em que o fluxo é nulo e a pressão expiratória é mantida num valor residual da *Positive End-Expiratory Pressure* (PEEP) [41].

No gráfico da Figura 34 é representada a variação da pressão ao longo do tempo de um ciclo respiratório. No ponto A tem início a fase inspiratória até a ponto B, onde é atingida a pressão de pico – *Peak Inspiration Pressure* (PIP). Após o ponto B, há uma queda de pressão devido à resistência criada durante a inspiração e por alguma fuga do sistema. Entre os pontos B e C, está representada a pausa inspiratória, onde pode ser medida a pressão *plateau*. Esta é dependente das características anatómicas do paciente e do volume corrente. Com a abertura da válvula expiratória, inicia-se a fase final do ciclo, em que a elasticidade da caixa torácica, num processo passivo, obriga o ar a sair vencendo a pressão atmosférica. Uma vez terminada a expiração, inicia-se a pausa expiratória em que é definido o nível da PEEP (Ponto D) e o fluxo expiratório é nulo [41].

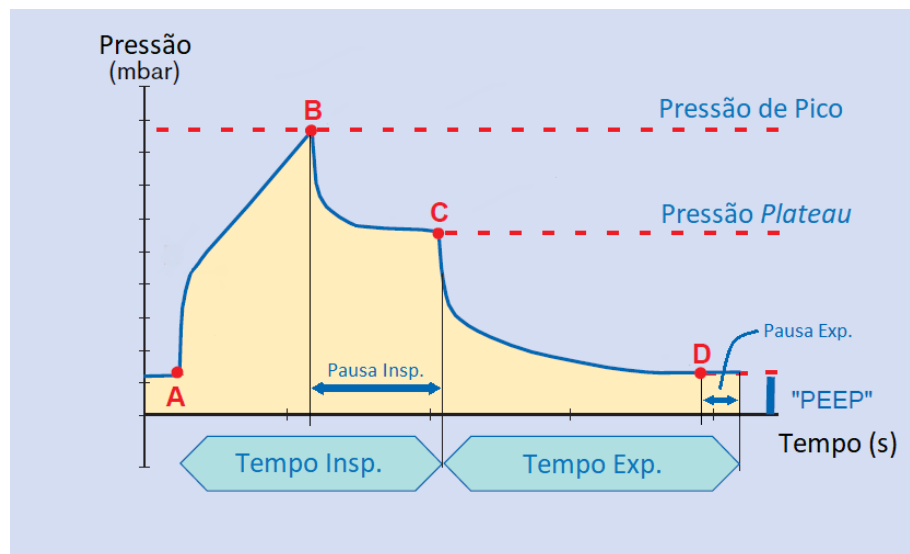


Figura 34 – Variação ao longo do tempo de um ciclo respiratório [41].

2.2.3.1. Parâmetros ventilatórios

A importância de controlar e monitorizar corretamente os parâmetros ventilatórios, poderá ditar o sucesso da ventilação artificial ao paciente. Por isso, é necessário acompanhar a evolução dos mesmos. Dada a sua diversidade, é necessário definir os parâmetros utilizados conforme o tipo de paciente, idade gestacional e a doença em questão. Para uma melhor compreensão dos assuntos relacionados com a ventilação neonatal, serão descritos os principais parâmetros ventilatórios para futura referência [37], [40], [42]:

- **Fração Inspirada de O₂ (FiO₂):** é a concentração de O₂ presente na mistura administrada ao paciente. Inicialmente deve ser alta e depois deve ser ajustado gradualmente consoante o quadro clínico do RNP;
- **Frequência Respiratória (FR):** define o número de ciclos respiratórios que o indivíduo realiza por minuto;
- **Fluxo Inspiratório:** define a velocidade com que é entregue o volume corrente. Quanto maior for o fluxo inspiratório, mais rapidamente esse volume é administrado;
- **Modo ventilatório:** os principais modos são o volumétrico e o pressométrico. Os ventiladores modernos permitem a utilização de ambas as técnicas, dando ao utilizador a possibilidade de melhor adequar a ventilação ao paciente;
- **Relação I:E :** define a relação entre a parte do ciclo dedicada à inspiração e a dedicada à expiração. Por exemplo, o ajuste de 1:2 significa o tempo expiratório é o dobro do tempo inspiratório;
- **Pressão Positiva no Final da Expiração (*Positive End-Expiratory Pressure – PEEP*):** pressão expiratória residual. Pode ser ajustada consoante a patologia associada e o estado do paciente, uma vez que, impede do colapso dos alvéolos durante a expiração;
- **Pressão Inspiratória (P_{insp}):** pressão que deve ser exercida na caixa torácica nos modos pressométricos;
- **Pressão de Pico Inspiratória (*Peak Inspiratory Pressure – PIP*):** é a medida da pressão máxima fornecida aos pulmões durante a inspiração;
- **Pressão de *Plateau*:** é a medida do valor pressão nas vias aéreas, avaliada durante a pausa inspiratória;
- **Tempo inspiratório (Ti):** define o intervalo de tempo desde o início da inspiração até ao final da pausa inspiratória;

- **Tempo expiratório (Te):** define o intervalo de tempo deste o final da pausa inspiratória até ao início do ciclo seguinte;
- **Trigger:** é o nível de pressão/fluxo a partir do qual, o equipamento deteta o esforço respiratório do paciente para desencadear a respiração espontânea;
- **Volume Corrente (VC):** define o volume que deve ser administrado ao paciente em cada ciclo respiratório;
- **Volume-minuto:** é definido como o volume de ar entregue ao paciente durante um minuto. O seu valor é obtido através do produto entre o volume corrente e a frequência respiratória.

2.2.3.2. Respiração artificial neonatal: Volume versus Pressão

A rápida evolução da tecnologia permitiu a existência de uma elevada gama de ventiladores pulmonares e de modos ventilatórios. Inicialmente, nos neonatos, eram utilizados os modos ventilatórios adaptados a partir de parâmetros de adultos. Quando falamos em recém-nascidos prematuros, falamos de imaturidade de todo o seu sistema e de técnicas especializadas para eles. Por isso, foram estudados métodos ventilatórios mais adequados a utilizar nos neonatos.

Combinando avanços tecnológicos, tal como a utilização do sensor de fluxo proximal, foi possível conseguir um controlo mais eficaz da ventilação neonatal. Na ventilação controlada por volume (VCV), o volume corrente é inicialmente estabelecido e o período de inspiração depende do tempo que é necessário para entregar esse volume ao RN. Neste método, as pressões atingidas no sistema respiratório do bebé, são de difícil controlo, pelo que, este modelo ventilatório tem pouca aceitação, pelo risco que acarreta ao RNP. Além disto, é mais suscetível às fugas frequentes na ventilação neonatal.

Na ventilação controlada por pressão (PCV), é definido um valor inspiratório bem como, os tempos de inspiração e expiração. O volume corrente depende da mecânica pulmonar do neonato e as pressões mantêm-se constantes, o que evita danos irreversíveis no tecido pulmonar. Este modo ventilatório, quando comparado com o modo referido anteriormente, é mais eficaz em relação à redução de fugas e, por esta razão é o modo de eleição para RNP [38], [39].

Nos adultos, o processo de intubação é feito com recurso a tubos endotraqueais (TET) com *cuff* – Figura 35 a), em que este é posicionado na árvore brônquica, antes da carina. É insuflado e fica ajustado às paredes da traqueia por forma a evitar fugas. Nos neonatos, a utilização destes tubos não é permitida, uma vez que o *cuff*, pode exercer uma pressão excessiva na frágil traqueia do bebé. Pelo exposto, são utilizados, exclusivamente, tubos endotraqueais sem *cuff* – Figura 35 b). Uma vez que os TET com *cuff* não podem ser utilizados, as fugas

atingem valores consideráveis. Por este motivo, a ventilação controlada por volume não é aconselhável em recém-nascidos. Assim, o controle por pressão é o eleito por ser mais tolerante às fugas criadas pelo TET sem *cuff*. Na Figura 36 estão representadas as fugas existentes do sistema no processo de intubação num prematuro [38], [39], [43].

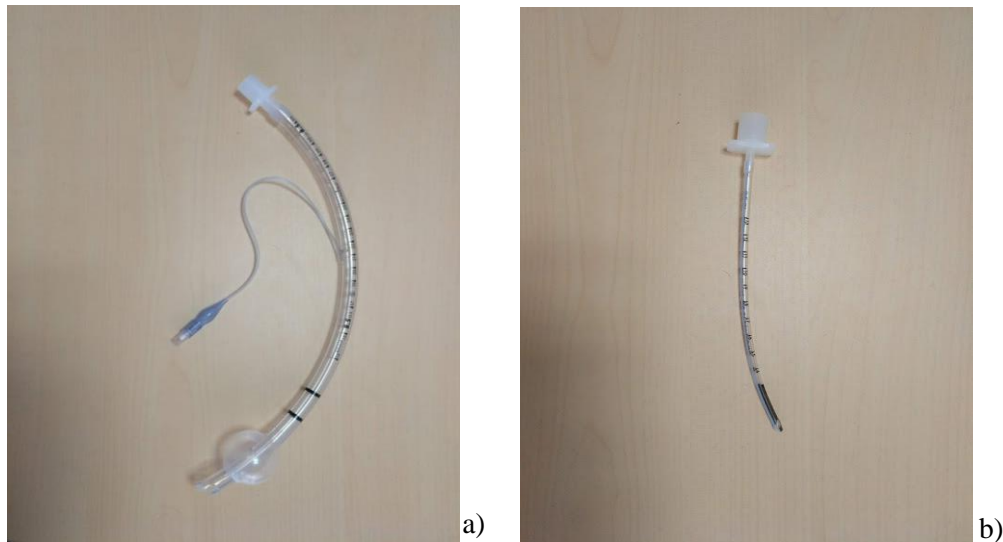


Figura 35 – Tubo endotraqueal com *cuff* e tubo endotraqueal sem *cuff*, a) e b) respetivamente.

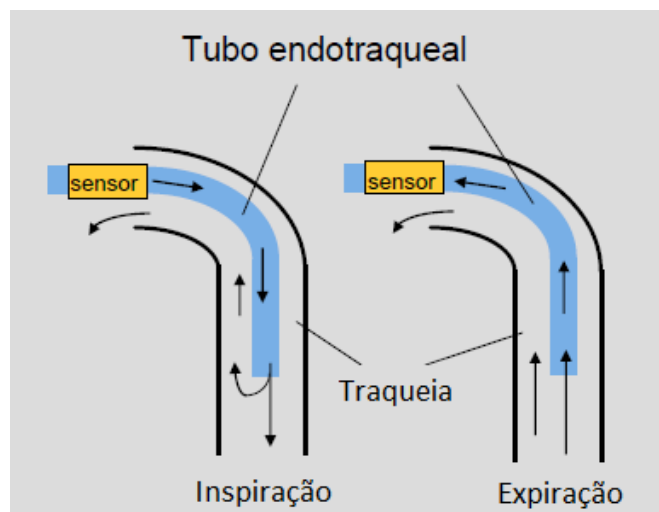


Figura 36 – Fugas existentes no processo de intubação [45].

Como o procedimento de ventilação nos neonatos varia em certos aspetos dos procedimentos dos adultos, existem modos ventilatórios específicos para os neonatos. Neste subcapítulo serão abordados esses modos relevantes no processo de tratamento dos RNP e que se encontram disponíveis no ventilador neonatal Dräger Babylog® 8000 Plus. Este, foi o equipamento escolhido para representar a ventilação neonatal.

2.2.4. Ventilação com volume garantido

Na ventilação mecânica, o controlo por volume é o principal responsável pela lesão pulmonar induzida pela ventilação artificial designadamente barotrauma. A ventilação com volume garantido é uma forma de contornar este problema, uma vez que, permite ao neonatologista utilizar um volume corrente (VC) pré-definido, calculado em função do peso do RN, como parâmetro base para a ventilação. O ventilador, porém, funciona em controlo de pressão, adaptando-se dentro de tolerâncias pré-definidas às alterações respiratórias do neonato. Através dos valores obtidos pelo sensor de fluxo proximal, na expiração do ciclo anterior, é feito um ajuste, por parte do ventilador, da pressão inspiratória necessária para atingir o VC pretendido no ciclo seguinte, como ilustrado na Figura 37. O utilizador tem apenas que definir um nível de pressão inspiratória (P_{insp}), o tempo inspiratório (T_i) e o valor de fluxo suficiente para garantir o volume. O fluxo expiratório medido leva em conta o espaço morto e a fuga existente em torno do TET, bem como a *compliance* pulmonar.

O volume garantido possibilita a ventilação do paciente com compensação automática da *compliance* e resistência pulmonar, bem como de esforços respiratórios espontâneos. A ventilação pode ser menos prolongada, pois a monitorização da mecânica pulmonar, permite-nos perceber precocemente, quando o RN pode ser extubado.

Sendo o volume garantido uma configuração de ventilação e não um modo ventilatório, é frequentemente combinada com modos de ventilação controlada por pressão (PCV) [43], [44].

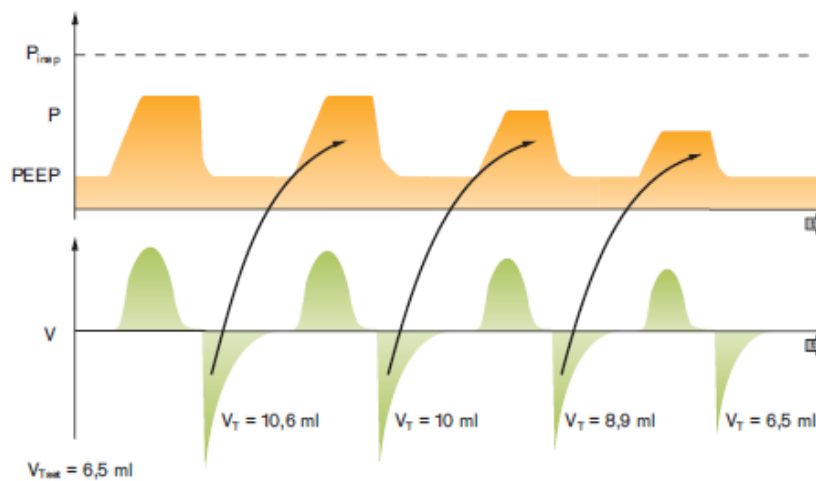


Figura 37 – Princípio de funcionamento de ventilação com volume garantido [44].

2.2.5. Ventilação controlada por pressão (PCV)

Na ventilação controlada por pressão, o valor da pressão passa a ser uma constante independente, ou seja, não sofre alterações com as variações de *compliance* e resistência pulmonar, bem como com o esforço inspiratório de paciente. A pressão define-se em dois níveis: o nível inferior, a PEEP; o nível superior, a P_{insp} . Na PCV, o ventilador produz um fluxo inspiratório, a uma pressão constante que não sofre alterações com a *compliance* e a resistência pulmonar do neonato. Este modo ventilatório é mais próximo do fisiológico,

proporcionando maior conforto ao bebê. No entanto, o volume corrente, pode sofrer grandes variações com as alterações de *compliance* do sistema respiratório, podendo existir uma redução do volume minuto e, conseqüente, hipoxemia.

Existem vários modos ventilatórios, controlados por pressão. Poderão ser utilizados em pacientes neonatos o modo de ventilação assistida-controlada ou *Synchronized Intermittent Positive Pressure Ventilation* (SIPPV), o modo de ventilação sincronizada mandatória intermitente ou *Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation* (SIMV), o modo ventilação com pressão de suporte ou *Pressure Support Ventilation* (PSV), o modo de ventilação de alta frequência ou *High Frequency Ventilation* (HFV) e, por último, modo ventilatório *Continuous Positive Airway Pressure* (CPAP). Estes dois últimos modos ventilatórios são específicos apenas para neonatos e, por isso, serão os modos descritos neste relatório [42], [43].

- *High Frequency Ventilation – HFV:*

Este modo, controlado por pressão, consiste na aplicação de oscilações de alta frequência, ao nível de pressão média aplicada nas vias aéreas (MAP). Por comutação rápida da válvula expiratória obtém-se uma oscilação de pressão considerável em torno da pressão média. Os volumes administrados encontram-se relacionados com a ordem de grandeza do volume de espaço morto, porém as oscilações geradas neste modo promovem as trocas gasosas pelo incremento de energia cinética molecular dos gases nos pulmões. Essas oscilações irão estimular a respiração do neonato.

- *Continuous Positive Airway Pressure – CPAP:*

O CPAP é um modo espontâneo controlado por pressão. Permite manter uma pressão positiva contínua nas vias aéreas durante o processo respiratório, sem necessidade de ventilação invasiva, evitando as complicações de uma entubação endotraqueal. Utiliza, principalmente dois parâmetros: o FiO₂, de forma a obter uma boa oxigenação para o neonato, e a PEEP, que impede o colapso dos alvéolos no final da expiração.

2.2.6. Ventiladores Neonatais

Os ventiladores neonatais estão presentes na UCIN servindo de suporte aos bebês prematuros que apresentam dificuldade respiratória. O grau de dependência de suporte ventilatório, depende da capacidade respiratória do paciente e da maturidade do seu sistema respiratório.

A Dräger tem ao dispor do cliente, dois ventiladores neonatais (Figura 38): o Babylog VN500, que combina a experiência Dräger com a mais recente tecnologia, fornece ao neonato ventilação de alta frequência, modos ventilatórios com volume garantido e ventilação não invasiva. O Babylog 8000 Plus é um ventilador compacto que satisfaz as mais críticas necessidades dos pequenos pacientes. Permite uma ventilação em harmonia com o bebê, modos ventilatórios com volume garantido, suporte não invasivo com CPAP nasal, ventilação síncrona

com a respiração do paciente e ventilação de alta frequência. Por ser o ventilador mais usual nos serviços de neonatologia, e também um equipamento muito completo, será descrito neste relatório o seu funcionamento e as manutenções a que foi sujeito.



Figura 38 – Gama de ventiladores neonatais Dräger [28].

2.2.7. Babylog® 8000 Plus

Como referido anteriormente, o Babylog 8000 Plus é o ventilador neonatal mais comum nos cuidados intensivos neonatais, no que toca a equipamentos Dräger na zona centro. O Babylog permite ventilar o bebé com o modo ventilatório mais adequado, disponibilizando modos sincronizados, ventilação com suporte de pressão, volume garantido, ventilação não invasiva e de alta frequência. Este ventilador apresenta, na parte dianteira – Figura 39 a), um painel de controlo para o ajuste de valores utilizando botões rotativos e com um ecrã que integra valores medidos, valores de tendências e curvas em tempo real. Na parte inferior do ventilador estão inseridas as válvulas inspiratória e expiratória bem como a unidade pneumática. Na parte traseira – Figura 39 b), é efetuada a ligação à rede de gases, a conexão do sensor de fluxo, assim como a ligação de alimentação do equipamento à rede elétrica. O ventilador encontra-se totalmente apoiado num carro de forma a permitir a sua deslocação, quando necessário [45].

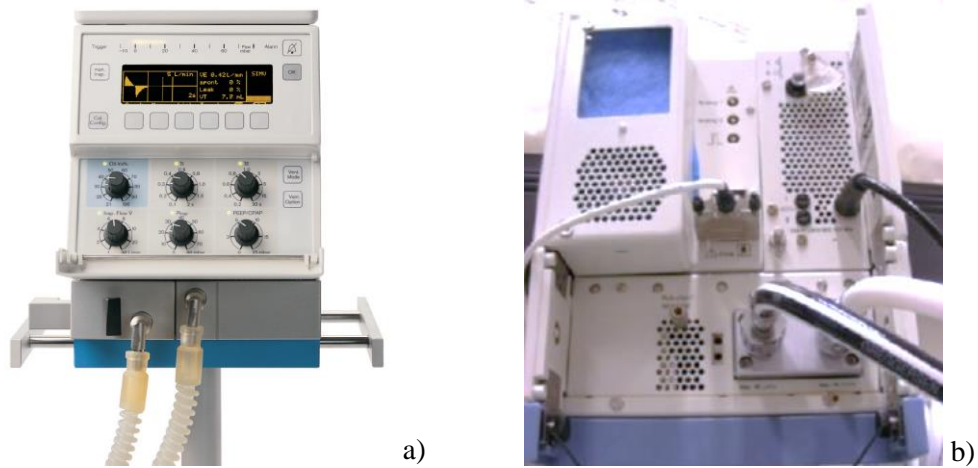


Figura 39 – Vista frontal e vista traseira do Babylog 8000 Plus, a) e b) respetivamente [45].

O Babylog, como mostra o diagrama de blocos da Figura 40, encontra-se dividido em dois grandes blocos: a unidade eletrónica e a unidade pneumática. De seguida podemos observar o diagrama de blocos com estas unidades e os componentes que as integram.

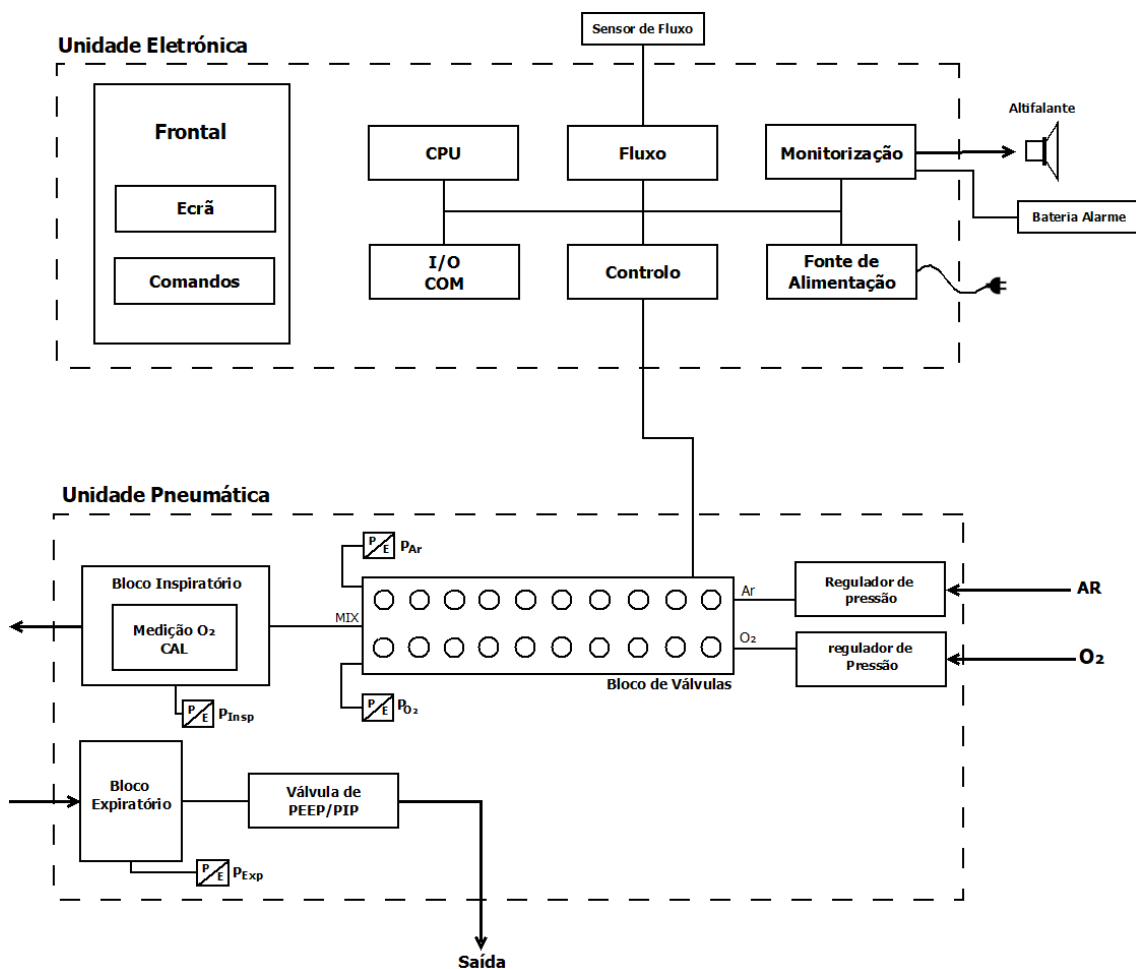


Figura 40 – Diagrama de blocos do ventilador neonatal Babylog 8000 Plus.

2.2.7.1. Unidade eletrônica

Fazem parte desta unidade o painel frontal, e as placas: CPU, fluxo, monitorização, controlo pneumático e ainda a placa de comunicação I/O bem como a fonte de alimentação. Do painel frontal consta o ecrã, onde se visualizam as curvas, os valores medidos e o modo ventilatório escolhido - Figura 41 a), para além de um conjunto de teclas de funções adicionais para diferentes aplicações. Neste, existe ainda uma barra luminosa de indicação analógica da pressão nas vias respiratórias do paciente. O painel de ajuste dispõe ainda de duas teclas uma das quais dá acesso ao menu dos modos ventilatórios e as funções adicionais para cada modo, A e B da Figura 41, respetivamente. Esta parte frontal inclui ainda sinais óticos e sonoros que alertam e vigiam todos os parâmetros. Em paralelo com esses sinais, surgem mensagens no ecrã de forma a alertar o utilizador dos problemas que possam ter surgido – Figura 41 b) [46], [47].

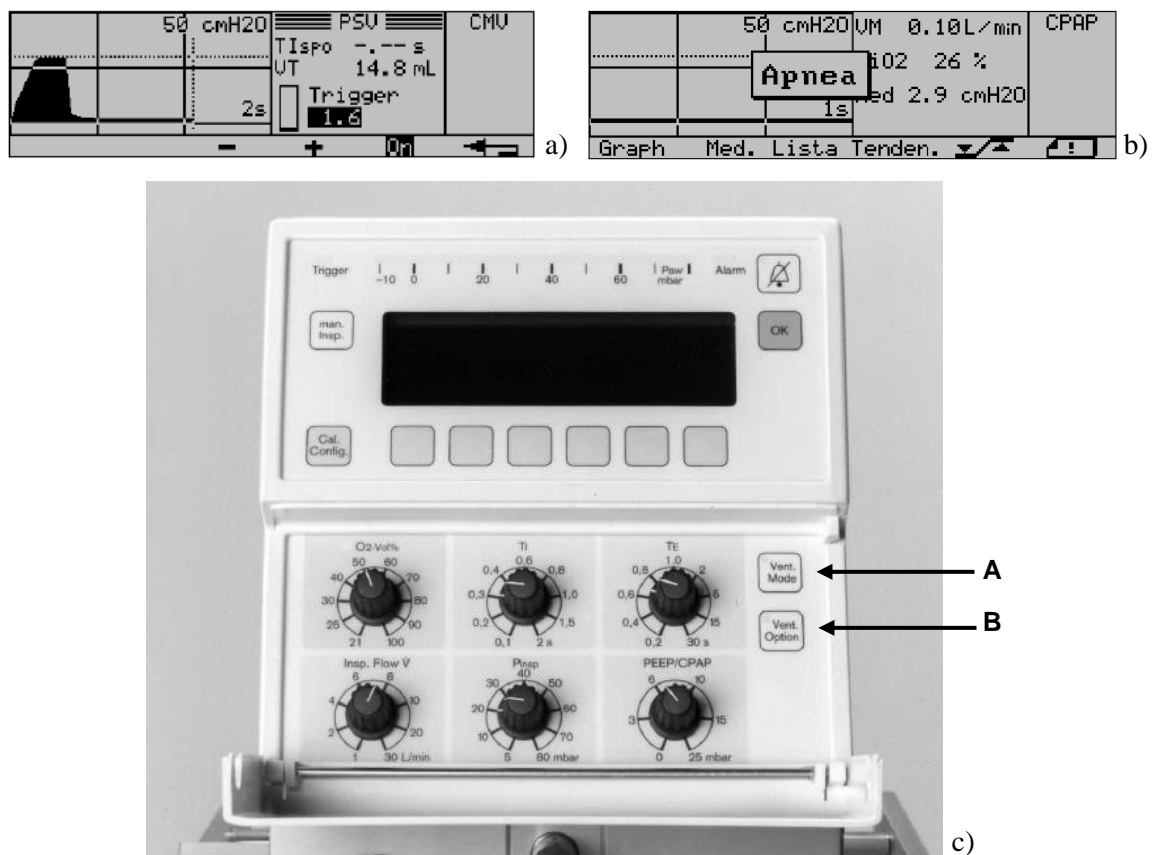


Figura 41 – Interfaces e vista frontal do Babylog 8000 Plus [47].

- a) Visualização de curvas; b) Alertas visuais; c) Vista frontal do Babylog 8000 Plus; Menu dos modos ventilatórios (A); Menu de funções adicionais (B).

Na placa de monitorização são supervisionadas as pressões inspiratória e expiratória, bem com as pressões de entrada de Ar e O₂, controlando também o valor de volume de O₂ administrado. Em caso de desvio dos valores pré-estabelecidos, aciona o alarme sonoro com o altifalante e se necessário desencadeia a abertura da válvula expiratória. A placa de fluxo, como o nome indica, mede o fluxo corrente através do sensor proximal. A placa controladora da unidade pneumática comanda um conjunto de vinte electroválvulas que se encontram na

unidade pneumática e que são responsáveis pela mistura e medição do volume corrente a administrar. Naturalmente a placa de CPU é responsável pelo o funcionamento de todo o equipamento enquanto que a placa de comunicação se encarrega da comunicação com o exterior. Todas estas placas eletrónicas encontram-se ilustradas na Figura 42 [46].



Figura 42 – Unidade eletrónica do Babylog 8000 Plus [47].

2.2.7.2. Unidade pneumática

Esta unidade, ilustrada na Figura 43 e com base no diagrama da Figura 40, recebe o ar respirável e o oxigénio da rede hospitalar a uma pressão nominal de 5 bar, executa a mistura e a dosagem para permitir a ventilação mecânica ao neonato. A entrada de gases localiza-se na parte traseira do ventilador. O Ar e o O₂ passam pelos reguladores de pressão (1), reduzindo e estabilizando a sua pressão para cerca de 2 bar. No bloco de válvulas (2) ocorre a mistura e o doseamento dos gases. Cada electroválvula presente no bloco permite um valor fixo de fluxo, ou seja, a primeira válvula do banco de válvulas permite um fluxo de 40 ml/min, enquanto as seguintes permitem fluxos de 55, 75, 105, etc. até que a última eletroválvula está calibrada para 860 ml/min. A correta dosagem de um determinado volume corrente é conseguida através da abertura de um conjunto de válvulas durante um determinado tempo.

Posteriormente, o fluxo doseado passa pelo sensor de O₂ no bloco inspiratório (3), com o objetivo de medir a concentração de oxigénio que será fornecida ao paciente. É através desta válvula que, a cada 24 horas, é feita a calibração de O₂ por parte do equipamento. É também à saída do bloco de válvulas que se encontram os sensores de pressão interna, de forma a medir e controlar as pressões do sistema. Estes sensores juntamente com os sensores de pressão inspiratória e expiratória (P_{insp} e P_{exp}), formam a placa de sensores de pressão (5). A válvula de PEEP/PIP (6), existente também nesta unidade, controla a válvula expiratória permitindo não só o controlo dos ciclos respiratórios como também a manutenção de uma pressão residual no final da expiração. Garante também que o limite superior de pressão inspiratória não é excedido [47], [48].

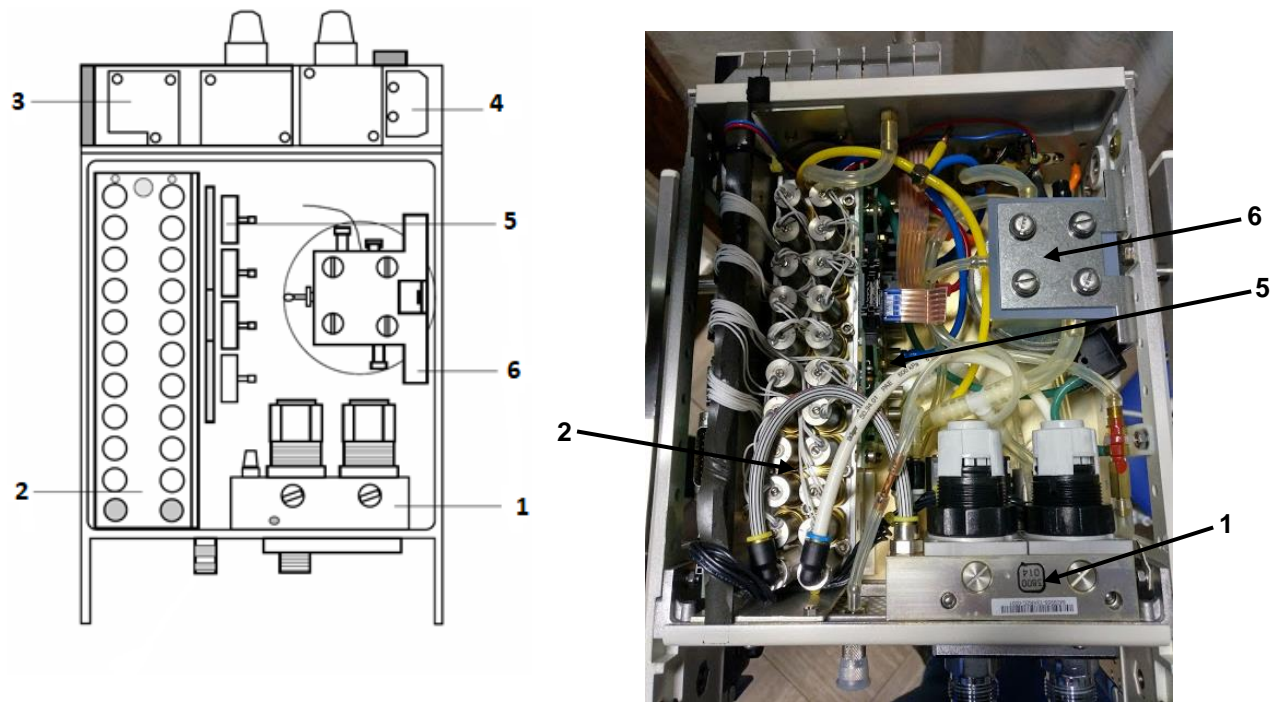


Figura 43 – Esquema da unidade pneumática *versus* imagem real [46].

Reguladores de pressão (1); Bloco de válvulas (2); Bloco inspiratório (3); Bloco expiratório (4); Placa de sensores de pressão (5); Válvula de PEEP/PIP (6).

2.2.8. Conclusão do subcapítulo

Em suma, neste subcapítulo foram abordados os princípios de ventilação neonatal, apresentadas as diferenças entre ventilação pulmonar em adultos e neonatais, bem como os modos ventilatórios que são adequados a estes últimos.

Do ponto de vista de equipamentos Dräger abordados nesta área, foi descrito o ventilador Babylog 8000 Plus bem como as suas unidades incorporadas.

2.3. Princípios de Anestesia

A anestesia refere-se à prática de administrar medicamentos através de injeção ou inalação para fins de bloqueio de dor e sensibilidade. Intrinsecamente existem dois processos distintos que importa referir: a anestesia, que é responsável pela eliminação total de sensações na área desejável; e a analgesia, responsável pela eliminação de toda a dor do paciente. O processo de anestesia, pode também colocar o paciente num estado de profunda inconsciência, eliminando qualquer sensação. A anestesia veio permitir a realização de uma cirurgia mais cómoda e segura tanto para o doente como para a equipa médica. É um processo reversível em que o paciente recebe um tratamento cirúrgico sem sofrimento e, permitindo ao cirurgião realizar todo o processo de maneira confortável e segura [49], [50].

O doente pode ser sujeito a diferentes tipos de procedimentos cirúrgicos, desde cirurgias de curta duração e relativamente simples, a cirurgias mais longas exigidas por procedimentos mais complexos. Assim, para diferentes tipos de intervenção cirúrgica existem diferentes tipos de anestesia:

- Anestesia Local: Trata-se da injeção de fármacos no local sujeito ao procedimento cirúrgico mantendo a integridade da consciência do paciente. Geralmente, este tipo de anestesia é aplicado em cirurgias de baixo risco;
- Anestesia Regional: envolve a injeção do anestésico no local desejável e nas áreas circundantes do mesmo, num conjunto de nervos, de forma a adormecer essa região. Este tipo de anestesia pode ser realizado com o auxílio de sedativos para inibir a dor ao paciente;
- Anestesia Geral: é um processo que combinada diferentes substâncias, capazes de retirarem temporariamente a consciência do paciente, a sua dor e provocar relaxamento muscular e bloqueio de reflexos. Este tipo de anestesia pode ser induzido via intravenosa ou por inalação de gases anestésicos ou ainda, a combinação destas duas: anestesia balanceada. Geralmente, a anestesia é provocada via intravenosa pois o seu efeito é praticamente imediato, enquanto que a inalação de anestésicos é utilizada para realizar a manutenção durante toda a cirurgia.

Este tipo de procedimento assenta em quatro pressupostos diferentes: hipnose-amnésia, analgesia, relaxamento muscular e bloqueio de reflexos:

- Hipnose-Amnésia: em que o paciente se encontra totalmente inconsciente e num sono profundo. O efeito de hipnose é provocado principalmente por anestésicos intravenosos que, induzem um rápido estado de inconsciência. Por inalação, os anestésicos voláteis têm alta capacidade de provocar sono profundo e amnésia do paciente;

- Analgesia: é o processo de administração de fármacos que eliminam a dor do paciente durante a cirurgia. Estes atuam no sistema nervoso central de forma a diminuir a sensação de dor. Um dos fármacos utilizados é a morfina, por exemplo;
- Relaxamento Muscular: para este procedimento são utilizados bloqueadores neuromusculares para, inicialmente facilitam a intubação e, depois o relaxamento dos músculos e a ventilação do paciente;
- Controlo de Reflexos: é um procedimento necessário uma vez que, se o paciente tivesse reflexos poderia comprometer gravemente a cirurgia e a sua vida. É necessário então a administração de fármacos que provoquem a perda desses reflexos.

Durante a cirurgia é necessária a presença do anestesista responsável, para que haja um fornecimento de anestésico de forma equilibrada e segura. Também é de alta importância a monitorização do paciente durante todo o processo, pois, de certa forma, essa informação tornará a intervenção cirúrgica mais precisa e estável. Fazem parte da monitorização básica os parâmetros: eletrocardiograma (EGC), temperatura corporal, pressão arterial não-invasiva, oximetria de pulso, capnografia, pressão nas vias aéreas, e bloqueio neuromuscular. Dependendo de tipo de cirurgia e da situação médica do paciente, são utilizados instrumentos/equipamentos auxiliares de monitorização.

Após a cirurgia, o paciente atravessa a fase de recuperação anestésica ou recobro. Nesta fase e, após a administração do anestésico cessar, o paciente vai eliminando o anestésico da corrente sanguínea através da ventilação dos pulmões. Desta forma o paciente vai recuperando a sua consciência e os seus reflexos. No entanto, só após recuperar na totalidade o controlo respiratório é que poderá ser extubado [50], [51].

2.3.1. Anestésicos voláteis

Os anestésicos voláteis, são halogenados em estado líquido que permite a realização da anestesia durante a cirurgia. Têm um alto efeito hipnótico, mas um baixo efeito analgésico. Após passarem pelos vaporizadores, passam ao estado gasoso e são inalados pelo paciente de forma quantificada e controlada. Pontualmente, estes gases podem ser utilizados para induzir a anestesia, em caso de intubação difícil ou em crianças, por exemplo.

Atualmente, os principais agentes voláteis conhecidos são o desflurano (em desuso), o sevoflurano e o isoflurano que, através de um gás veículo, oxigénio combinado com protóxido de azoto ou combinado com ar, são administrados ao paciente. A escolha do gás anestésico tem por base as suas características bem como a situação clínica do paciente [49], [50], [51]:

- Desflurano: este agente não pode ser utilizado na indução de anestesia uma vez que é um irritante respiratório. É utilizado num vaporizador aquecido dado que o seu ponto de ebulição é muito baixo. Pode ser utilizado por longos períodos e em altas concentrações;
- Isoflurano: causa uma queda na pressão arterial e provoca maior depressão respiratória. Possibilita uma indução rápida da anestesia e também um acordar e uma recuperação relativamente rápidos. Considerado o anestésico menos tóxico, mas atualmente é o menos utilizado;
- Sevoflurano: este anestésico não provoca irritações a nível respiratório e, por isso, pode ser utilizado para a indução de anestesia. Provoca bradicardia, mas o débito cardíaco é mantido. Comparado com o isoflurano, apresenta induções e recuperações mais rápidas.

A forma como estes anestésicos se comportam depende de dois fatores: do coeficiente de solubilidade do gás e da concentração alveolar mínima – *Minimum Alveolar Concentration* (MAC) do sangue do paciente.

O coeficiente de solubilidade, descreve a taxa de absorção do agente e a rapidez com que é conseguida a anestesia. Assim, quanto menor for o valor do coeficiente mais rápido é atingido o estado pretendido para o procedimento cirúrgico. Dos três agentes referidos, aquele que tem o coeficiente mais baixo é o desflurano com o valor de 0,42; segue-se o sevoflurano, com o valor de 0,69 e, por último o isoflurano com o valor de 1,43 [51].

No que toca à concentração alveolar mínima, é definida como a percentagem de anestésico necessário para inibir a resposta motora em 50% dos pacientes sujeitos a um estímulo doloroso de referência no processo cirúrgico. Assim, o MAC é inversamente proporcional à potência do anestésico. Para agentes voláteis mais potentes o seu MAC é baixo e para anestésicos menos potentes o seu MAC é alto. Dos três agentes referenciados, o que tem o MAC mais baixo é o Isoflurano, com um valor de 1,15; segue-se o sevoflurano com um valor de 2 e o agente com o MAC mais alto é o desflurano com um valor de 6,35 [51].

2.3.2. Estação de trabalho de anestesia

O aparelho de anestesia é composto por diferentes partes interligadas entre si com a função de ventilar o paciente com gases para o procedimento de anestesia inalatória, de uma forma segura e quantificada. Fazem parte do equipamento o sistema de fornecimento e condução de gases, vaporizadores, sistema de antipoluição, ventilador e equipamentos de monitorização que permitem acompanhar as funções fisiológicas do paciente. Esta interligação entre os componentes da estação de trabalho permitem uma monitorização completa do processo anestésico e uma maior segurança na sala de bloco operatório [52], [53].

A Dräger disponibiliza ao cliente um conjunto diversificado de estações de anestesia, Figura 44. Começando pelo Fabius – a), um equipamento compacto ideal para lugares com pouco espaço, passando para o Primus – b), que possui um design sofisticado destinado a facilitar a sua utilização por parte dos profissionais de saúde. Apresenta uma ampla gama de modos de ventilação de pressão e volume, bem como disponibiliza opções de monitorização e de parâmetros ventilatórios. Existe também o Zeus – c), que foi a primeira estação de anestesia a fornecer ventilação por turbina, proporcionando um fluxo praticamente ilimitado. É também o único equipamento que permite trabalhar com sistema completamente fechado, não desperdiçando gases durante o processo anestésico. Por último, a Dräger tem à disposição o Perseus A500 – d), a estação de anestesia mais recente e por isso, apresenta uma elevada tecnologia e inovação, sendo que, foi projetada e desenvolvida com base nas apreciações de especialistas de anestesia.



Figura 44 – Gama de estações de trabalho de anestesia Dräger [28].

2.3.3. Perseus® A500

De acordo com o que foi referido anteriormente, esta estação de anestesia foi projetada com base nas opiniões, feitas na primeira pessoa, sobre as necessidades e dificuldades que os especialistas sentem. O Perseus, ilustrado na Figura 45, apresenta uma ventilação através de turbina e com um bloco respiratório integrado que permite uma troca rápida de gases ao paciente, especialmente em configurações de fluxo baixo. É um equipamento ergonómico por apresentar um amplo espaço de trabalho. A monitorização do paciente está completamente integrada na estação de anestesia bem como o seu sistema de exaustão. A estação está equipada com sistema de iluminação otimizado para intervenções de laparoscopia, permitindo a visualização correta de todo o equipamento mesmo em ambientes com pouca luz.

O Perseus é composto por três grandes blocos: o bloco mistura e fornecimento de gases, o sistema ventilatório com circuito de paciente e o sistema monitorização da função respiratória e de gases.



Figura 45 – Vista frontal da workstation Perseus A500 [28].

2.3.3.1. Mistura e fornecimento de gases

Da unidade de fornecimento de gases consta a entrada da rede hospitalar a uma pressão nominal de 5 bar, o misturador de gases bem como os vaporizadores. Na Figura 46 encontra-se representado o esquemático do módulo de fornecimento de gases do Perseus A500 com todos os diferentes componentes deste bloco [53].

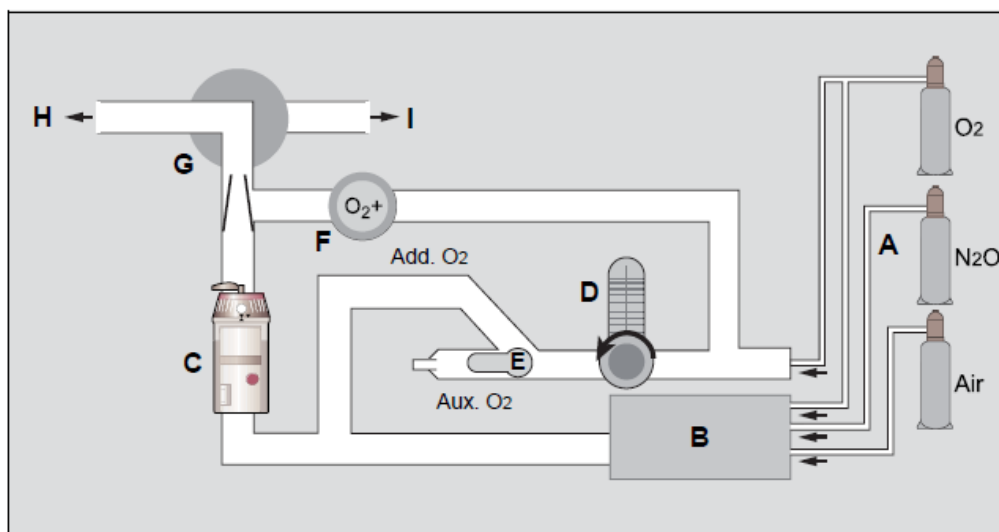


Figura 46 – Esquemático do módulo de fornecimento de gases [53].

Fornecimento de gás (A); Misturador de gases (B); Vaporizador (C);
 Debitômetro de O₂ (D); Interruptor de O₂ (E); Flush de O₂ (F);
 Válvula de comutação (G); Sistema respiratório (H); Saída de gás fresco (I).

- Abastecimento de gases:

Este bloco é responsável pelo abastecimento de oxigénio O_2 , protóxido de azoto N_2O e Ar medicinal, através da rede de gases com o recurso a rampas localizadas nas salas de bloco operatório – Figura 47 a), ou a partir de cilindros dos respetivos gases. A interligação com as rampas utiliza manguейras com conectores de norma inglesa ou norma francesa/AFNOR. Do lado do equipamento de anestesia é utilizado um conector norma *Non-Interchangeable Crew-Threaded* (NIST) – Figura 47 b) [52], [53].



Figura 47 – Rampas de gases num bloco operatório e conector norma NIST, a) e b) respetivamente [53].

- Misturador de gases:

Este bloco é constituído por válvulas reguladoras e sensores que mantém a pressão num valor de referência constante (cerca de 2 bar). Um seletor permite a escolha da mistura entre oxigénio com ar ou oxigénio com protóxido de azoto. Este sistema tem ainda a função de garantir concentrações mínimas de 21% para O_2 quando misturado com Ar ou de 25% para misturas com N_2O (*hipoxya guard*).

Esta unidade apresenta um ecrã adicional, tal como se encontra ilustrado na Figura 48, que exhibe a disponibilidade de gases nas rampas, o fornecimento de alimentação elétrica, uma escala que mostra a medição da pressão nas vias aéreas e um relógio. Na saída desta unidade encontram-se instalados os vaporizadores.

Nesta unidade existe ainda uma válvula de fluxo independente que permita a entrega de 100% de oxigénio ao paciente. Esta válvula, ao fornecer O_2 puro com alto fluxo, é capaz de preencher rapidamente o sistema respiratório em casos emergentes, devido ao alto volume corrente que fornece. Poderá ser utilizado para limpar o anestésico do circuito no final da anestesia (*flush*). Existe um sistema de entrega adicional de O_2 com um debitómetro para controlar os fluxos de oxigénio. Este sistema permite a utilização de mecanismos externos de ventilação manual [52], [53].



Figura 48 – Ecrã do módulo de misturador de gases.

▪ Vaporizadores:

Os vaporizadores são equipamentos que promovem a passagem do estado líquido para o estado gasoso dos agentes anestésicos que serão entregues ao paciente. O vaporizador abordado neste relatório é o Dräger Vapor 3000 e é do tipo passivo por *bypass*.

O tipo de vaporizador ilustrado na Figura 49, funciona através de dois caminhos diferentes para o fluxo de gás fresco, sendo que um entra em contacto com a câmara de vaporização, saturando-se de anestésico, e o outro conduz-se, através de *bypass*, em direção à saída do vaporizador. São considerados como equipamentos de *bypass* pois uma parte do fluxo de gases não entra em contacto com o agente anestésico devido a um desvio (*bypass*).

Existem três posições possíveis para estes vaporizadores: a posição “ON”, a posição “0” (fechado) e a posição “T” (para transporte).

Na posição “ON”, há entrada de gás fresco em D, uma parte é conduzida pela válvula (I) até à câmara de vaporização (G), onde entra em contacto com o anestésico através de F, ficando assim saturado de vapor do agente. É transportado através da válvula H aberta até ao cone de dosagem (B). O restante gás fresco é transportado por *bypass* (J), até B. Ainda dentro deste, as correntes parciais de gás fresco e gás saturado de anestésico, misturam-se de forma que, a concentração final é a diluição entre o gás fresco e o fluxo saturado de anestésico. Este processo é afetado pela compensação de temperatura (E) que permite a dilatação (em caso de aquecimento) ou de contração (em caso de arrefecimento) do *bypass* (J). Com a dilatação deste, circula mais gás fresco, tornando a corrente final mais diluída. Em caso de contração, o *bypass*, estreita-se e, a circulação de gás fresco é menor, tornando a corrente final mais concentrada de anestésico. As válvulas H e I separam o caudal de gás da câmara de vaporização (G). Desta forma, evita-se que o gás anestésico se misture com o gás fresco durante a dosagem (que ocorre em A).

Na posição “0”, o fluxo de gás fresco entra em D, circulando pelo *bypass* J, até ao cone de dosagem em direção à saída C. A outra corrente parcial circula pelo *bypass* K até à saída C. Nesta posição, não há contacto entre o gás fresco e o gás anestésico.

Por último, na posição “T”, que significa posição de transporte, onde o vaporizador se encontra bloqueado pelo que não haverá fuga de anestésico mesmo que o vaporizador esteja inclinado [54], [55].

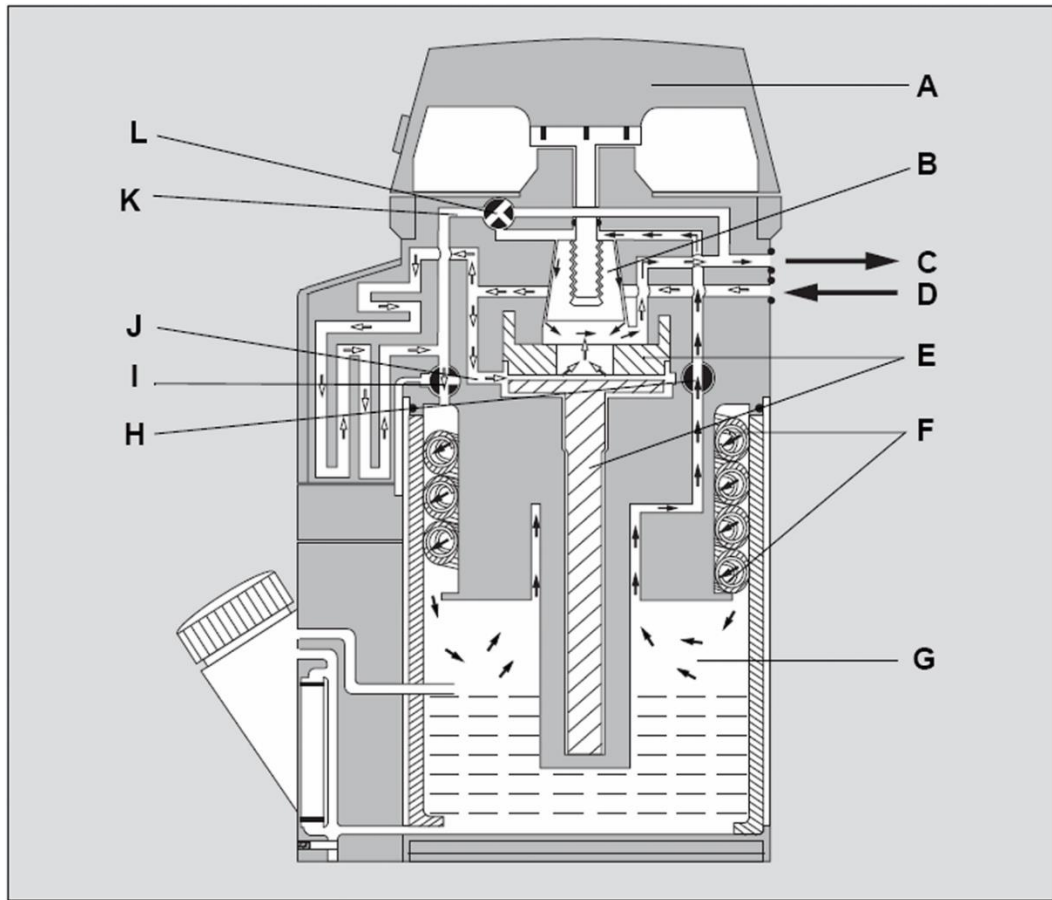


Figura 49 – Funcionamento de um vaporizador do tipo *bypass* [54].

Roda de ajuste (A); Doseador de gás (B); Saída de gás (C);
Entrada de gás (D); Compensação de temperatura (E); Condutor de gás (F);
Câmara de Vaporização (G); Válvulas (H) (I) (L); *Bypass* (J) (K).

Existem alguns aspetos que poderão influenciar o seu desempenho, como extremos de temperatura, o nível líquido do agente volátil ou o tipo e a composição do gás fresco. Na maior parte dos vaporizadores existe um mecanismo interno de compensação de temperatura, ou seja, para baixas temperaturas que surjam, o vaporizador aumenta o fluxo para o interior da câmara de vaporização de forma a manter a concentração pré-estabelecida. No que toca ao nível líquido, é importante que não esteja demasiado cheio. Isto poderá causar uma queda da concentração de saída de vapor ou, pelo contrário, causar altas concentrações devido a derrame líquido. O Ar é utilizado para fazer a calibração do vaporizador, isto porque, durante a mistura com o agente anestésico, os valores doseados e os ajustados têm uma diferença residual.

Dadas as diferentes características de cada agente volátil, curvas de evaporação em função da temperatura, por exemplo, é necessário que cada um deles tenha um vaporizador especializado, tal como é ilustrado na Figura 50 [52], [54].



Figura 50 – Vaporizadores Dräger Vapor 3000 [55].

2.3.3.2. Sistema ventilatório com circuito de paciente

O sistema ventilatório é responsável por providenciar o volume adequado de gás fresco durante o processo inspiratório e expulsar os gases exalados após a fase expiratória. É composto, essencialmente, pelo circuito de paciente (usualmente referido como cassette), pelo ventilador e pelo sistema antipoluição.

- Circuito de paciente:

O circuito do paciente é composto pelas traqueias, pelos sensores de fluxo (inspiratório e expiratório) que se encontram dentro da cassette. Fazem parte desta, as válvulas que permitem controlar o fluxo ventilatório (Insp., Exp. e PEEP), uma válvula de segurança que garante o limite de pressão inspiratória e uma válvula de pressão ajustável (APL) para a ventilação manual. Encontra-se também nesta unidade o absorvedor de CO₂ (usualmente cal sodada).

O Perseus A500 utiliza um sistema respiratório semifechado em que o paciente reutiliza a maior parte da mistura gasosa que foi expirada. À medida que o gás atravessa o sistema respiratório, este é aquecido e humedecido pelo absorvedor de CO₂. Existe uma placa de aquecimento, no interior da cassette, que não só aquece o fluxo de gás como também reduz a condensação de água no sistema. A parte que não é reinalada é encaminhada para o sistema de exaustão de gases – *Anesthetic Gas Receiving System (AGRS)*. Este sistema, chamado também de sistema antipoluição, recolhe e elimina os gases não utilizados pelo paciente de forma a impedir a sua libertação para o ar ambiente. Nas imagens superiores da Figura 51 estão ilustrados os componentes acima referidos [53], [56].

- Sistema ventilatório:

A ventilação desta estação de anestesia é feita através de uma turbina (TurboVent2) situada debaixo da cassete de paciente – Figura 51 c). Esta turbina gera a pressão necessária para realizar a ventilação com o gás fresco existente no balão de ventilação manual. A velocidade de rotação da turbina é controlada por um circuito que recebe informação dos valores provenientes dos sensores de fluxo e de pressão. Assim, dependendo da velocidade de rotação, a turbina comprime o gás que lhe chega e, por isso, atua como uma fonte de pressão. Durante a inspiração, a TurboVent2, ilustrada na Figura 51 d), aumenta rapidamente a sua velocidade de forma a alcançar a pressão inspiratória pré-definida. Durante a expiração a velocidade é reduzida apenas para manter o fluxo circulatório e a pressão PEEP [52], [53], [56].

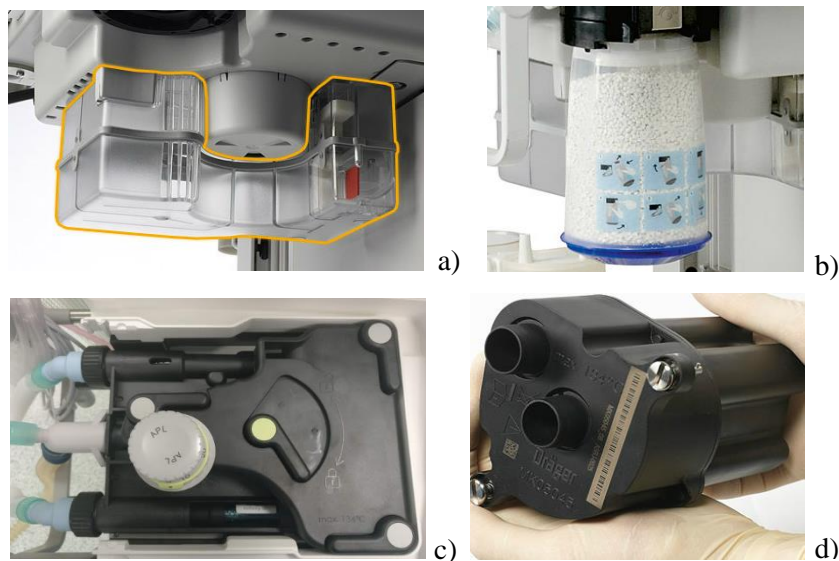


Figura 51 – Componentes do Perseus A500 [56].

a) Sistema de exaustão de gases; b) Cal sodada;
c) Cassete de paciente; d) Turbina – TurboVent2.

O Perseus disponibiliza diversos modos de ventilação manual e automática.

A ventilação manual é feita pelo anestesista manualmente, através da compressão do balão ventilatório. O seletor da válvula APL encontra-se na posição “MAN” (de manual) e define a pressão máxima a ser entregue. Neste modo a turbina gira a uma velocidade baixa para que o tempo de resposta seja menor quando for solicitada para funcionar em ventilação controlada [56].

A ventilação automática, contempla a ventilação controlada por volume e ventilação controlada por pressão. No entanto, a VCV é, geralmente, a primeira escolha dos anestesistas. Isto porque garante, com segurança, o volume-minuto, garantindo uma troca gasosa adequada.

Existe ainda uma configuração de ventilação disponível no Perseus que é o *AutoFlow*. Esta pode ser aplicada a todos os modos ventilatórios controlados por volume, pois regula automaticamente o fluxo inspiratório, garantindo o volume corrente definido com a mínima

pressão necessária. A desaceleração do fluxo inspiratório permite reduzir as pressões de pico e a P_{insp} ajustando-se à *compliance* do sistema [43], [53], [57].

2.3.3.3. Monitorização da função respiratória e de gases

É necessário realizar a monitorização da ventilação ao paciente durante todo o processo cirúrgico, por forma a acompanhar possíveis alterações da mecânica pulmonar do paciente, não só a sua monitorização hemodinâmica, mas também a monitorização dos gases expirados do paciente.

- Monitorização do paciente:

A *workstation* Perseus permite a realização da monitorização do paciente através de um sistema com curvas de fluxo, volume e pressão nas vias aéreas, valores de *compliance*, valores de concentrações de O₂, N₂O e CO₂, bem como as concentrações dos agentes anestésicos. A monitorização hemodinâmica do paciente é assegurada pelo sistema ilustrado na Figura 52, *Infinity® Acute Care System* (IACS). Esta é constituída pelo ECG contínuo, frequência cardíaca e respiratória, pressão arterial invasiva e não invasiva, oximetria de pulso e temperatura, entre outros. Este sistema é constituído por um monitor de transporte e um monitor fixo. É um equipamento prático que acompanha o paciente, em caso de deslocação, e permite fazer o acompanhamento da evolução do estado de saúde do mesmo.

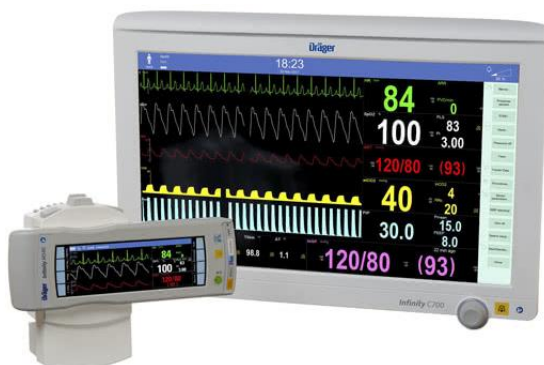


Figura 52 – Unidade de monitorização fixa e de transporte (IACS) [56].

Ainda poderá fazer-se uma monitorização mais detalhada com o auxílio de equipamentos como o TOFscan® e o Infinity® BISx® SmartPod®, ambos os equipamentos são autónomos, mas que poderão ser conectados com o IACS ou com outros monitores. Esta conexão permite recolher e exibir informações sobre relaxamento muscular e profundidade anestésica, respetivamente.

O TOFscan (Figura 53) é um módulo de estimulação nervosa que permite medir o nível de relaxamento muscular do paciente sob efeito de anestesia. Através de um acelerómetro 3D, colocado no seguimento do polegar até ao indicador, o sensor presente permite fazer as medições, das respostas musculares induzidas, através de um estímulo elétrico. Desta forma, o anestesista tem a perceção de quando é que a contração muscular foi totalmente inibida [58].



Figura 53 – Monitorização do nível de relaxamento muscular (TOFscan) [28].

O Infinity BISx SmartPod (Figura 54) permite fazer a medição dos efeitos de sedação durante a anestesia através da tecnologia BISx. Esta tecnologia baseia-se num parâmetro de Eletroencefalograma (EEG), o índice Bispectral (*Bispectral Index* – BIS ou BISx) que permite fazer a indicação dos efeitos de sedação no cérebro. Trata-se de uma escala, entre “0” e “100” que reflete a amplitude e a frequência do EEG durante a administração dos agentes anestésicos. Os valores próximos de “100” correspondem ao paciente no estado desperto, respondendo este a um estímulo externo. Os valores perto de “60”, correspondem a um estado adequado à anestesia geral, sendo que o valor de “0”, representa ausência total de atividade cerebral. Este parâmetro continua a ser a forma mais viável de monitorizar a consciência do paciente ou a sua função cerebral durante o processo anestésico [59].



Figura 54 – Sistema *Infinity* BISx SmartPod [28].

- Monitorização do sistema de medição de gases:

As estações de anestesia apresentam um sistema de análise e medição dos gases O_2 , CO_2 , N_2O e agentes anestésicos voláteis, o *Patient Gas Monitor* (PGM) e uma amostra proveniente do paciente dos seus gases exalados. O diagrama de blocos deste sistema encontra-se ilustrado na Figura 55.

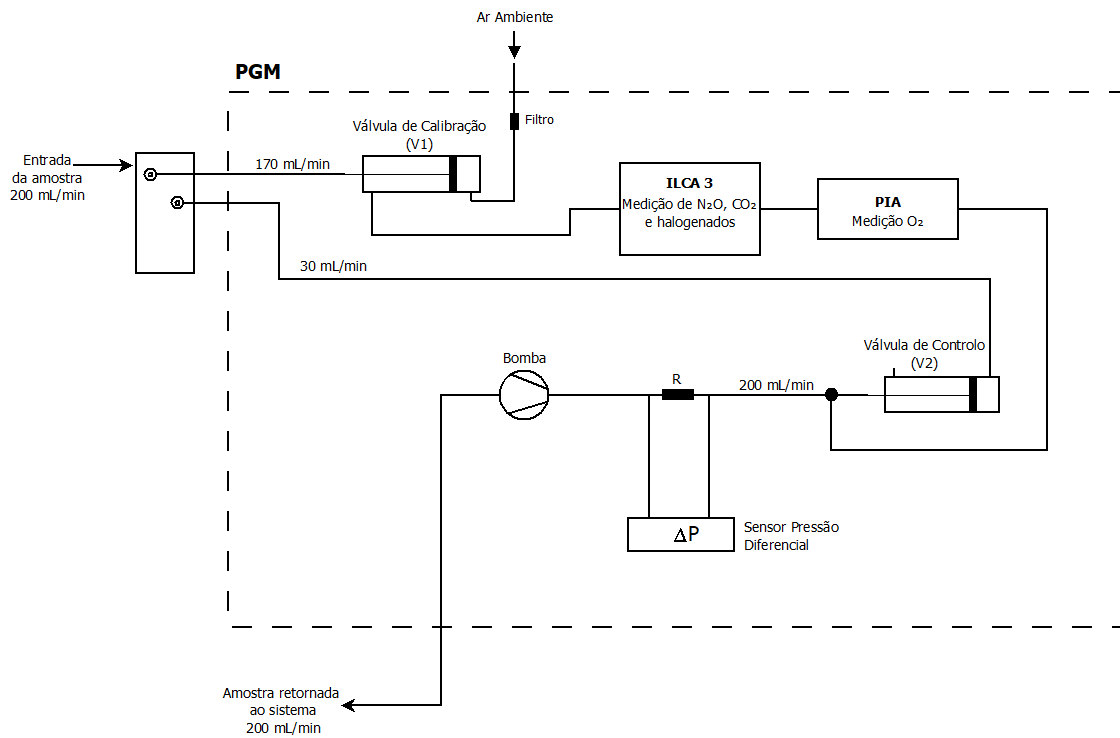


Figura 55 – Diagrama de blocos do sistema de análise e medição de gases.

No diagrama apresentado observam-se os principais componentes que constituem o PGM bem como o seu funcionamento. Inicialmente é recolhido uma amostra de 200 ml/min por parte da bomba do PGM que atravessa o copo de condensados. Este apresenta dois orifícios desnivelados por onde passam porções da amostra diferentes (170 ml/min e 30 ml/min). A porção de menor quantidade serve para detetar se a capacidade máxima do copo foi atingida e, ao ser atingida, o sensor de pressão diferencial deteta que o orifício está obstruído e atua a válvula de controlo (V2) não permitindo a recolha de mais amostra. A resistência (R) em paralelo com o sensor tem a função de o forçar a trabalhar como medidor de fluxos. A porção de maior quantidade circula por uma válvula de calibração que coloca periodicamente os dois sensores (ILCA 3 e PIA) expostos ao ar ambiente. O sensor ILCA 3 é calibrado a “0” e o sensor de O₂ - PIA é calibrado a 21%.

A amostra de 170 ml/min atravessa os sensores de medição de gases. O sensor ILCA 3, representado na Figura 56 (2), mede protóxido de azoto, dióxido de carbono e halogenados. Todos os gases referidos são detetados e identificados por um sistema que assenta no princípio de absorção da radiação infravermelha. Esta atravessa um filtro ótico que está dimensionado para os comprimentos de onda que correspondem a cada tipo de gás. Desta forma, é possível quantificar e identificar cada um deles.

A existência de outro sensor – Sensor PIA, ilustrado na Figura 56 (1), deve-se ao facto de o oxigénio não ser detetado por radiação infravermelha, mas sim através da sensibilidade da molécula de O₂ ao campo magnético. O princípio de funcionamento deste sensor baseia-se na colocação da amostra num campo eletromagnético gerado. Este campo altera-se constantemente e a interferência das moléculas de O₂ com o mesmo, reduzirá a condutividade térmica da amostra. Essas alternâncias de temperatura, em consequência das alterações do

campo magnético, são analisadas pelo sensor térmico presente na PIA por forma a medir e a identificar a concentração de oxigénio.

Após todo este processo, o fluxo da amostra atravessa a bomba, ilustrada na Figura 56 (3), que encaminhará esse fluxo para a saída do PGM, retornando ao circuito do paciente por forma a não alterar as medições de fluxo [53], [56], [60].

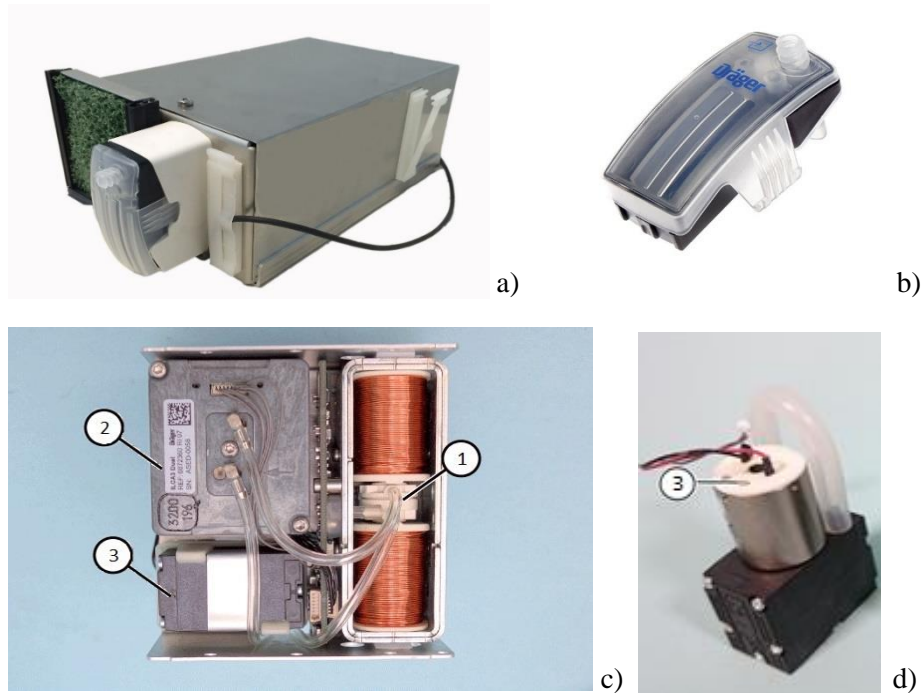


Figura 56 – Componentes do módulo de análise e medição de gases [53].

a) PGM; b) Copo de condensados;
c) Sensores ILCA3 (2), Sensor PIA (1); d) Bomba do PGM (3).

2.3.4. Conclusão do subcapítulo

Por fim, neste último subcapítulo foram abordados os princípios de anestesia para melhor entender o funcionamento de uma estação de trabalho de anestesia. Foram também descritos os módulos que constituem a *workstation* Perseus A500, bem como as suas principais funcionalidades.

3. MANUTENÇÃO

De acordo com a NP EN 13306:2007, manutenção é a “Combinação de todas as ações técnicas, administrativas e de gestão, durante o ciclo de vida de um bem, destinadas a mantê-lo ou a repô-lo num estado em que possa desempenhar a função requerida”.

A manutenção tem como principais objetivos manter um equipamento funcional e na sua melhor forma bem como prevenir futuras avarias, garantir a segurança dos equipamentos assim como das pessoas que contactam com estes e assegurar os custos dos serviços executados. Como tal, os equipamentos podem requerer manutenções planeadas ou, em casos de avarias, manutenções não planeadas. Os diversos tipos de manutenções existentes, mostrados na Figura 57, são independentes da área e do equipamento ao qual vão ser aplicados [61], [62].

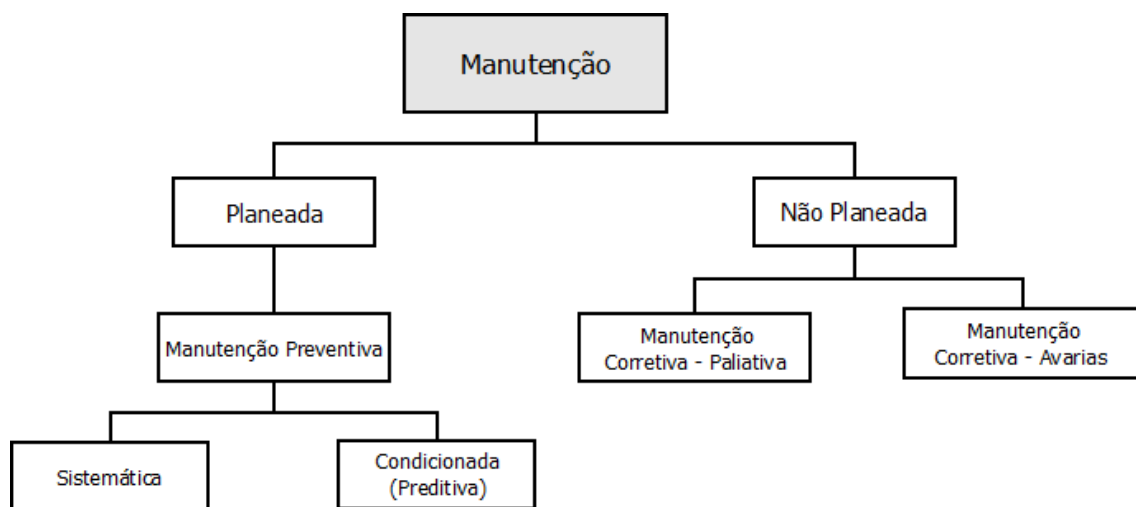


Figura 57 – Tipos de manutenção [64].

3.1. Tipos de manutenção

Como apresentado anteriormente, existem diferentes tipos de manutenção a aplicar a um equipamento. Desta forma, é possível antever avarias, manter um equipamento saudável e repará-lo da forma mais breve possível. Tudo em prol do prolongamento do ciclo de vida do equipamento, com o mínimo de custos aplicados. A manutenção pode dividir-se em planeada ou não planeada. A primeira é realizada com base num plano de manutenção com preparação e programação dos trabalhos a aplicar aos equipamentos, tal como da substituição de peças que poderão ter sofrido desgaste ao longo da sua utilização. Sendo que esta substituição é realizada independentemente de ter havido uma avaria. No entanto, incluída na manutenção planeada encontra-se a manutenção corretiva para anomalias detetadas previamente. A manutenção não planeada, surge aquando de uma avaria inesperada e, é geralmente dada a conhecer pelo cliente [61], [62].

- **Manutenção Preventiva:** tipo de manutenção que previne as avarias que o equipamento pode sofrer. Desta forma a prevenção é justificada pela gestão de manutenção onde se inclui um conjunto de procedimentos e ações antecipadas de forma a manter o equipamento em bom funcionamento;
- **Manutenção Preventiva – Sistemática:** define a manutenção que é efetuada com periodicidade com intervalos de tempo pré-definidos. É executada para eventuais calibrações de diferentes parâmetros, medições e, caso necessário, para substituição de peças;
- **Manutenção Preventiva – Condicionada (Preditiva):** manutenção efetuada baseada no estado de funcionamento do equipamento. Ou seja, são utilizadas técnicas que permitem quantificar o tempo de vida do equipamento remanescente, determinar causas diretas de avarias e obter dados necessários sobre anomalias detetadas que poderão conduzir a eventuais avarias;
- **Manutenção Corretiva:** é uma manutenção consequente ao ocorrer uma avaria de um equipamento. É por tanto, destinada a repor o bom funcionamento da máquina o mais rápido possível. Pode ser resultado de uma avaria do próprio equipamento, em que algum dos seus componentes avariou, ou em resultado de uma colisão ou má utilização. Este tipo de manutenção também pode ser paliativa, em que o objetivo do técnico é repor o equipamento em condições de uso, restabelecendo o seu funcionamento provisoriamente, sendo que a resolução final fica adiada e agendada.

3.2. Manutenção em meio hospitalar

Num ambiente hospitalar, por vezes, as manutenções a realizar, principalmente as corretivas, poderão ter de ser executadas na presença de pacientes. Nestes casos, os técnicos têm que ter concentração total nos equipamentos e nos seus problemas. Esta atitude, nem sempre é fácil, uma vez que poderão estar na presença de pessoas debilitadas e com problemas graves. Os técnicos devem ter conhecimento das boas práticas adequadas aos serviços hospitalares e agir segundo as indicações fornecidas pelos profissionais de saúde. No presente subcapítulo, relato na primeira pessoa, os procedimentos que antecedem a entrada nos serviços UCI e bloco operatório (BO).

3.2.1. Unidade de Cuidados Intensivos

Um técnico que se desloque a esta unidade é uma pessoa estranha ao serviço. Como tal deve proceder de forma a não perturbar nem os profissionais de saúde nem os doentes. Para este efeito, deve manter um tom de voz adequado e uma presença que respeite a privacidade dos pacientes. O técnico deve entrar em contacto com o profissional responsável, de forma a obter todas as informações necessárias: onde se encontra o equipamento em questão e o local onde será possível realizar a manutenção preventiva ou corretiva. Caso o técnico esteja perante uma situação em que se verifique a presença de doentes, geralmente deve desinfetar as mãos,

com o desinfetante presente na UCI e deverá vestir uma bata existente no local, por forma a minimizar a contaminação do ambiente onde se encontram os pacientes. Caso os profissionais de saúde assinalem a presença de doentes infecciosos, poderão adicionar-se outras precauções, tais como a colocação de máscara e de luvas. Poderá ser inclusivamente vedada a entrada caso não se encontrem reunidas condições de segurança.

Após realizar todos estes procedimentos e executar a manutenção, o técnico deve informar o responsável sobre o estado de funcionamento do equipamento. Caso seja necessário retirar informação específica dos equipamentos, onde constem dados pessoais dos pacientes, esses têm de ser removidos na íntegra. De seguida deve retirar as vestimentas utilizadas, colocá-las num local adequado e deve, de novo, desinfetar as mãos.

Sempre que possível, os equipamentos sujeitos a intervenção, são retirados do ambiente onde se encontram os doentes, para que estes não sejam perturbados e para que o técnico consiga trabalhar com a maior concentração possível. Refira-se que os equipamentos ao serem retirados, podem ser limpos de uma forma mais eficaz.

3.2.2. Bloco operatório

No BO, os procedimentos são, por vezes, diferentes. É um serviço muito movimentado e nem sempre há disponibilidade dos equipamentos. No que toca a manutenções preventivas, é necessário agendar com a pessoa responsável pelo serviço, para garantir que o equipamento esteja disponível. Em caso de avaria é geralmente mais acessível já que o equipamento por vezes não se encontra funcional e, conseqüentemente, está parado.

O bloco operatório é um serviço com grandes exigências técnicas e com procedimentos muito rigorosos, uma vez que é um local limpo e com regras de higiene muito restritivas. Este é constituído essencialmente por três zonas: zona livre, onde é possível circular com roupa exterior. Fazem parte desta zona, os *transfers*, para fazer a transferência dos doentes e de material esterilizado, os vestuários dos profissionais e a saída de sujos; zona semi-restrita, onde os profissionais acabam de se equipar, com os barretes, os protetores de sapatos e as máscaras. Nesta zona, existe uma separação física (banqueta ou linha) que faz a separação desta zona com o interior do BO; zona restrita, onde apenas podem circular profissionais e pessoas autorizadas devidamente equipadas. As zonas que constituem o BO estão representadas na Figura 58 [63].

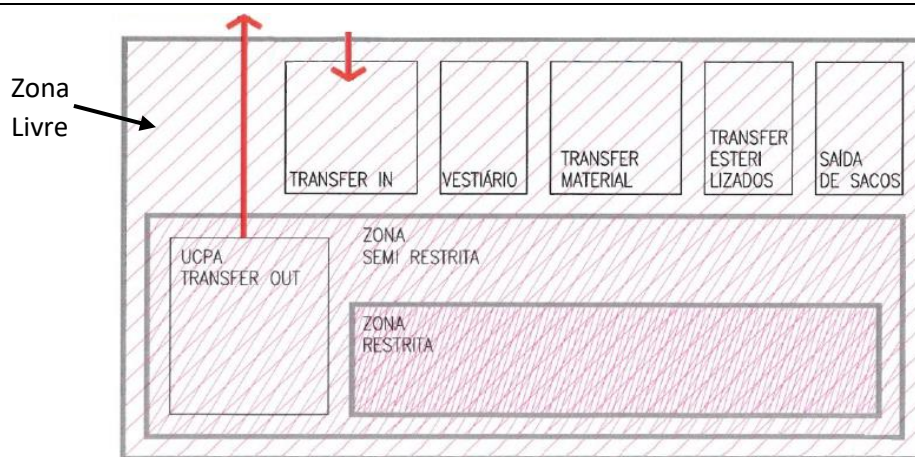


Figura 58 – Diferentes zonas do bloco operatório [63].

Quando o técnico informa o profissional responsável da sua chegada, deve também entregar a mala de ferramenta para que esta possa ser desinfetada antes de entrar no BO. O técnico não podendo entrar com a sua roupa para o interior, terá que se dirigir ao vestuário onde encontra roupas adequadas a usar dentro do bloco. Este faz a ligação entre o exterior e a zona semi-restrita do bloco. Depois de estar devidamente equipado, o técnico é encaminhado ao local onde efetuará a manutenção. Após realizar a referida intervenção de manutenção e de providenciar as informações sobre o equipamento ao profissional responsável, o técnico irá realizar todo o processo inverso ao descrito [63].

Tal como anteriormente descrito para a UCI, o técnico deve observar um comportamento adequado ao espaço onde se encontra, respeitando a privacidade dos pacientes e o trabalho dos profissionais de saúde.

3.3. Normas aplicadas à manutenção hospitalar

Os equipamentos médicos e os dispositivos de monitorização, de diagnóstico ou de tratamento a pacientes, têm sido utilizados cada vez com mais frequência. Por este motivo é cada vez mais importante o controlo do seu funcionamento e da segurança elétrica. As normas *standard International Electrotechnical Commission (IEC)* garantem assim a segurança dos equipamentos elétricos e eletrónicos, das pessoas que contactam com estes e permitem ao fabricante/utilizador o cumprimento da legislação europeia e nacional. As normas *standard International Organization for Standardization (ISO)* foram criadas para melhorar a qualidade de produtos e serviços. A ISO é uma das maiores organizações de desenvolvimento de normas e é formada por normas gerais e específicas para cada área de atividade. Neste caso serão apresentadas as normas relacionadas com equipamentos médicos e as suas manutenções [64], [65].

3.3.1. Norma IEC 60601-1

“*Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance*”. Esta norma permite regulamentar a segurança básica e o desempenho essencial de um equipamento médico elétrico (ME). Apresenta requisitos próprios como a sua vida útil e o seu desempenho, a definição de partes aplicadas que estão em contacto direto com o paciente e a fiabilidade dos componentes usados como meio de proteção que deve ser avaliada consoante as condições de uso do equipamento [64], [65].

Segundo esta norma, são definidos os valores limite de correntes de fuga que são muito inferiores nos equipamentos médicos quando comparados a outros equipamentos elétricos. Para a proteção do utilizador contra choques elétricos, os equipamentos ME são classificados em Classe I, Classe II e classe III. Para proteção do paciente, em função das partes aplicadas, os equipamentos ME são classificados em tipo B, BF e C [64], [66]:

- Classe I: refere-se a todos os equipamentos no qual a proteção contra choques elétricos é feita com isolamento básico e em que as partes metálicas se encontram ligadas de forma permanente ao ponto de terra. Em caso de falha, a tensão gerada ficará limitada a valores que não serão perigosos para o utilizador. A Figura 59 mostra o símbolo de etiquetagem de equipamentos de Classe I;



Figura 59 – Etiquetagem em equipamentos de Classe I [64].

- Classe II: esta classe refere-se a equipamentos que apresentam isolamento básico para partes elétricas, mas também apresentam precauções adicionais de segurança, como duplo isolamento ou isolamento reforçado. A Figura 60 mostra o símbolo de equipamentos de Classe II;

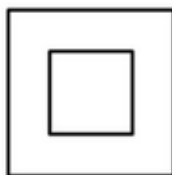


Figura 60 – Etiquetagem em equipamentos de Classe II [64].

- **Classe III:** esta classe refere-se a equipamentos alimentados a uma tensão muito baixa, em que não são permitidos valores de tensão superiores a 24 V. Assim, o utilizador pode entrar em contacto com uma parte deste equipamento sob tensão, sem perigo de ocorrência de choques elétricos. A Figura 61 mostra o símbolo de equipamentos de Classe III;

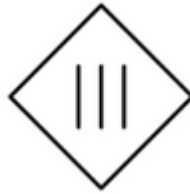


Figura 61 – Etiquetagem em equipamentos de Classe III [64].

- **Tipo B:** equipamentos ME com alimentação interna e que proporcionam um grau de proteção relativamente a correntes de fuga. Deste tipo fazem parte os equipamentos médicos que não tenham nenhuma parte aplicada diretamente no paciente, ou seja sem contacto elétrico (flutuante). A Figura 62 mostra o símbolo de etiquetagem dos equipamentos tipo B;



Figura 62 – Etiquetagem em equipamentos de Tipo B [64].

- **Tipo BF:** são classificados neste tipo, os equipamentos ME em que existe isolamento entre as suas partes elétricas e as partes aplicadas. Estas, são colocadas na superfície da pele do paciente, havendo resistência de contacto. O valor limite de corrente de fuga é de 100 μA . A Figura 63 mostra o símbolo para os equipamentos do tipo BF;

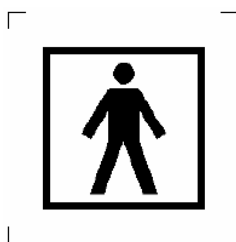


Figura 63 – Etiquetagem em equipamentos de Tipo BF [64].

- **Tipo CF:** os equipamentos do tipo CF são os que fornecem o maior grau de proteção ao paciente em relação às correntes de fuga, uma vez que as partes aplicadas deste tipo podem ser colocadas diretamente no interior do paciente, sendo muito menor a resistência de contacto. Desta forma, o limite de corrente que pode fluir pelo paciente é menor, sendo de 10 μ A. Na Figura 64 está representada o símbolo de etiquetagem para os equipamentos do tipo CF.

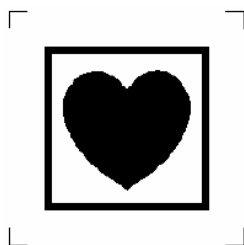


Figura 64 – Etiquetagem em equipamentos de Tipo CF [64].

3.3.2. Norma IEC 62353

“*Medical electrical equipment – Recurrent test and test after repair of medical electrical equipment*”. Esta norma é utilizada para realizar testes em dispositivos médicos em meio hospitalar que estão de acordo com a norma anteriormente apresentada. Esta norma veio complementar a norma acima referida, uma vez que a IEC 60601 surgiu para a produção industrial. Para os profissionais que trabalham em campo, surgiu a necessidade de utilizar equipamentos de teste com outras características, levando à criação de uma norma mais adaptada ao trabalho de campo. Por este motivo, surgiu a norma 62353. Ambas têm o mesmo grau de exigência, apenas são aplicadas em ambientes de trabalho distintos.

Os testes que fazem parte desta norma são efetuados aos equipamentos antes de serem utilizados nos pacientes, no decorrer das manutenções preventivas e após a reparação dos equipamentos.

Como estes equipamentos, muitas das vezes, encontram-se conectados ao paciente e existe um certo risco de fuga de corrente por parte do dispositivo, para garantir a segurança dos equipamentos ME, fazem parte desta norma os testes básicos de segurança elétrica. Estes incluem: inspeção visual de cabos e conectores, medição da resistência do condutor de terra e medição de isolamento do chassis e da corrente de fuga para o paciente.

Como exemplo, é descrita a realização de um teste de segurança, com o equipamento de teste – UNIMET *Bender* (**Anexo II**), após uma manutenção corretiva ao monitor Dräger *Infinity Delta XL*. Este monitor apresenta quatro conexões de paciente e por isso utilizámos quatro ligações ao *Bender*. O cabo de alimentação do equipamento ME foi conectado na tomada de teste respetiva e a ligação da ponta de teste à fonte de alimentação. Todas estas ligações são demonstradas na Figura 65 bem como o esquema de ligações (Figura 66) [65], [67].



Figura 65 – Montagem das ligações para execução do teste de segurança elétrica.

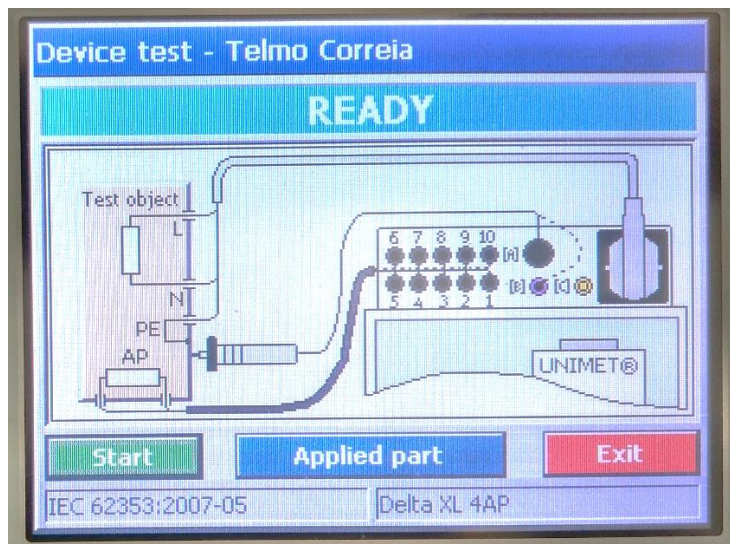


Figura 66 – Esquema de ligações do Bender.

Após se terem efetuado todas as ligações, é iniciado o teste que, de uma forma automática, avalia diferentes parâmetros (Figura 67). A medição da resistência do condutor de terra, (PE *Protective Earth*), corrente de fuga do equipamento, corrente de fuga nas partes aplicadas ao paciente e consumos de energia. – Classe I. No final do teste, é apresentado no visor o resultado final e os valores medidos.



Figura 67 – Resultados do teste de segurança elétrica.

- a) Resistência do condutor de terra; b) Corrente de fugas do equipamento;
c) Corrente de fuga nas partes aplicadas ao paciente; d) Resultado final do teste.

3.4. Conclusão de capítulo

Neste capítulo foram abordadas as normas associadas às medidas de segurança dos equipamentos médicos elétricos. Também neste capítulo, são descritas as atitudes que devem ter-se em consideração em locais como as unidades de cuidados intensivos e o bloco operatório. Por fim, é descrito um exemplo de teste de segurança elétrica a um equipamento da empresa de acolhimento Dräger.

4. MANUTENÇÕES REALIZADAS

Neste capítulo, serão descritas algumas das manutenções acompanhadas durante o estágio. Não só dos equipamentos referidos anteriormente, mas também de outros que se enquadram no âmbito deste estágio. Serão por tanto, descritas manutenções preventivas, corretivas bem como alterações a pedido de fábrica (*Technical Service Bulletin – TSB*). Na deslocação ao cliente, os técnicos fazem-se acompanhar de equipamentos de calibração e de simulação que serão sucintamente descritos no **Anexo II**.

4.1. Manutenção TSB: Incubadora Caleo®

A manutenção a seguir descrita relata um pedido de alteração feito pela própria fábrica (TSB) no Hospital Pêro da Covilhã. Os técnicos foram contactados pelos clientes, por diversas vezes, porque o sistema de humidificação da incubadora estava a verter água. Por este motivo a fábrica desenvolveu uma nova versão de sistema de humidificação. Nesta manutenção descrevo o procedimento seguido pelo técnico:

Ligar a incubadora e ajustá-la para a posição mais elevada possível. Ajustar a inclinação para a posição horizontal, a fim de facilitar o acesso e o trabalho do técnico. Desligar a incubadora e remover todas as conexões: oxigénio, cabo de alimentação, cabo do *display* bem como as conexões feitas para elevação e inclinação da incubadora.

Após a conclusão destes passos, foi necessário retirar a unidade principal (*aggregate*), onde se encontra o sistema de humidificação (Figura 68). Já com o *aggregate* fora da incubadora, retirámos o conector de água, presente na *filterbox* bem como o bloco de aquecimento de ar para que ficasse visível todo o interior pneumático e eletrónico da Caleo. Subentende-se que, com o novo sistema, também foi necessário a alteração da *filterbox* para uma outra que seja compatível para este novo sistema.

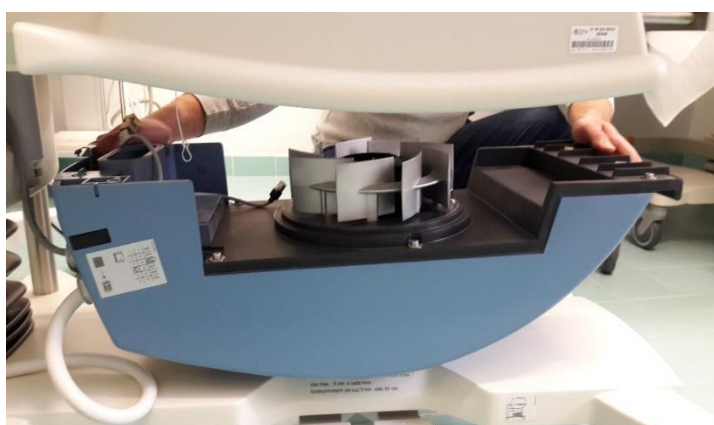


Figura 68 – Remoção da unidade principal da incubadora.

Depois de serem desligadas todas as conexões entre as placas eletrônicas e os sistemas pneumáticos, o sistema de humidificação foi retirado da unidade principal e substituído pelo novo sistema. Também foi colocada a nova *filterbox* com todas as entradas compatíveis. Através da Figura 69, podemos observar as diferenças entre o sistema de humidificação antigo (A) e a nova versão (B) bem como a antiga *filterbox* (D) e a nova versão (C).

Juntamente com esta nova atualização, veio uma placa eletrônica PBA WT2 Adapter (A), ilustrada na Figura 70 que irá fazer a ligação com o transformador principal, o sensor de nível de água e a ligação com o ventilador do motor.

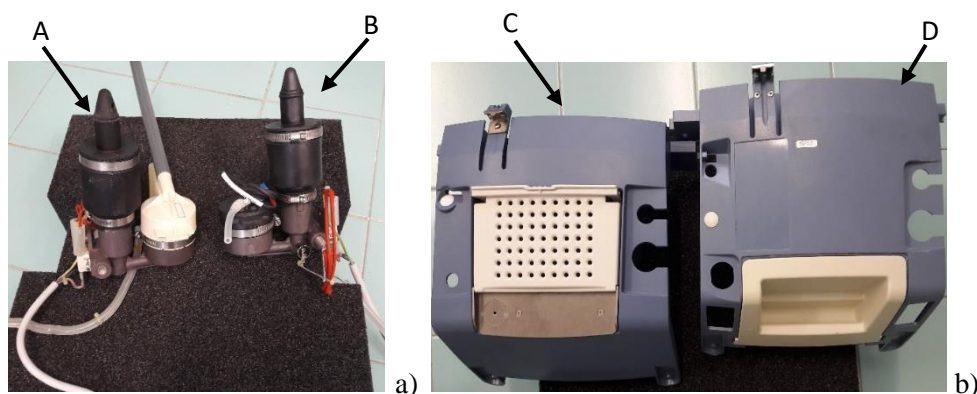


Figura 69 – Sistema de humidificação e *Filterbox* da Caleo.

a) Sistemas de humidificação antigo (A) e novo (B); b) *Filterbox* nova (C) e antiga (D).

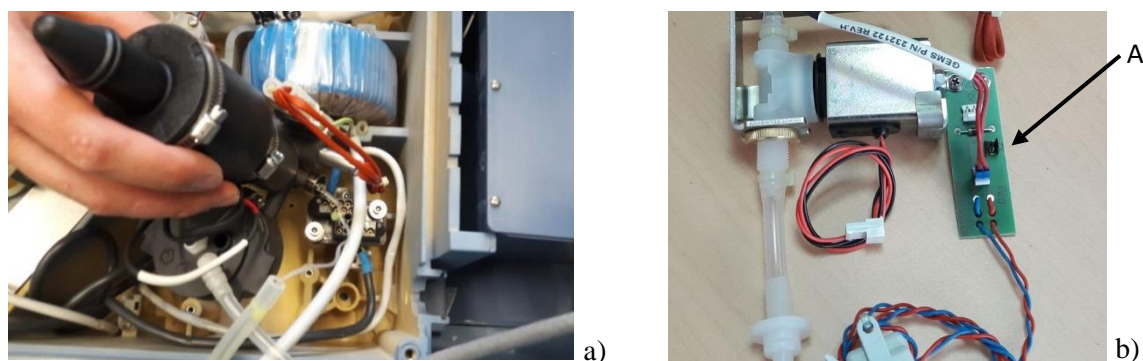


Figura 70 – Componentes substituídos da Caleo.

a) Colocação da cadeira de aquecimento; b) Placa eletrônica PBA WT2 Adapter.

Por último, fizemos o processo inverso ao inicial colocando o bloco de aquecimento de ar na unidade principal e, por consequente esta, na Caleo. Depois de todas as ligações serem realizadas, foram também feitos os testes necessários para averiguar o bom funcionamento do equipamento. Para o sistema de humidificação, a Caleo foi programada para uma temperatura de 39 °C e uma percentagem de humidade relativa de 90%, a concentração de O₂ foi programada com um valor de 72 vol.%. Assim que estes valores foram atingidos, a percentagem de

humidade foi reduzida para 80% e a concentração de O₂ para 65 vol.%. Por último foram realizados testes de segurança elétrica e de fugas.

4.2. Manutenção Corretiva: Ventilador Evita® V300

O procedimento a seguir relatado aborda uma manutenção corretiva ao ventilador Evita V300. Este ventilador é, geralmente, escolhido pelos profissionais de saúde para os cuidados intensivos, não só por ser um equipamento de fácil deslocamento e flexibilidade, mas também por ser muito completo. Permite fazer uma ventilação de alto desempenho e realizar o desmame do doente. Esta manutenção corretiva realizou-se no Hospital Dr. Manoel Constâncio – Hospital Distrital de Abrantes.

A avaria comunicada ao técnico foi relatada como “Falha no autoteste” nos pontos “Válvula de calibração do sensor de pressão”, “Válvula expiratória” e “Válvula de segurança”, como é possível visualizar na Figura 71. Ao chegarmos ao local, realizámos de novo o teste do ventilador para averiguar se as características da avaria eram as mesmas. Como mostra a Figura 71, após ser realizado o autoteste, os pontos que apareceram a vermelho correspondem aos parâmetros onde o ventilador detetou alguma deficiência.

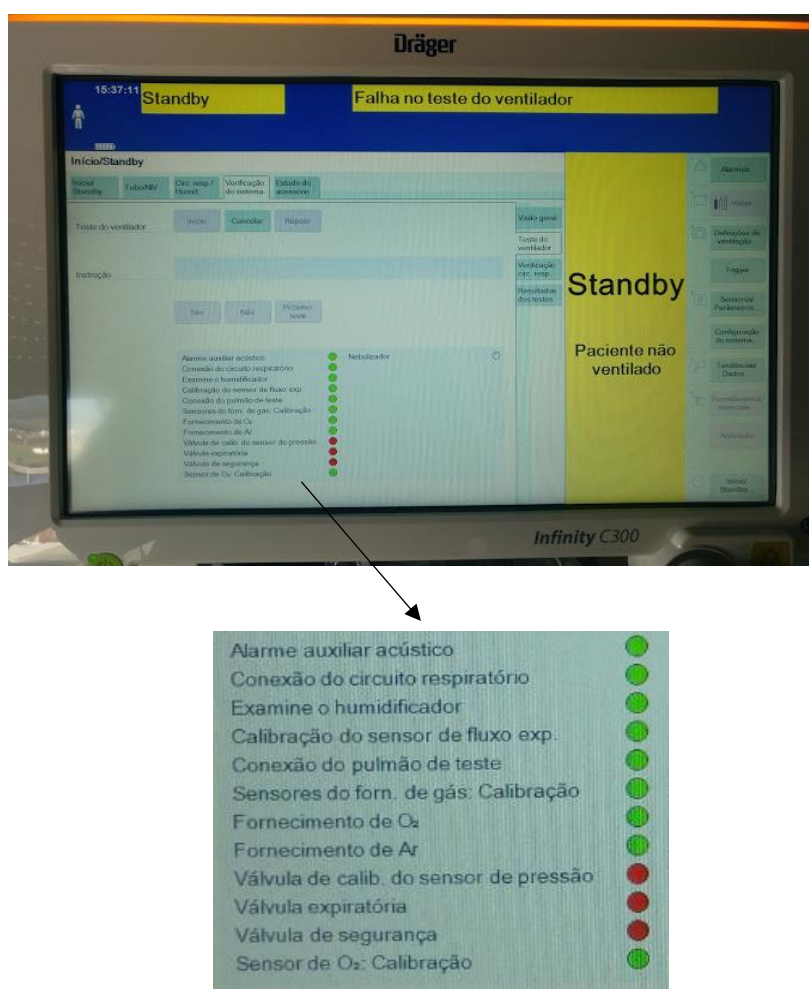


Figura 71 – Resultado do autoteste feito ao Evita V300.

O técnico tem como recurso de diagnóstico um módulo de *software* designado *Device Status Report – DSR*. Neste encontra-se registada toda a atividade do equipamento, não só os erros que causaram o mau funcionamento, mas também os comandos do utilizador e avisos e alarmes do sistema. Desta forma, o técnico, através de um cabo específico conecta o equipamento com o computador acedendo assim ao DSR. Este, aponta para fugas na válvula expiratória.

Neste caso, iniciámos o teste de fugas do sistema, em que o equipamento descreve em detalhe os valores de pressão apresentados em tempo real. Após este teste, foi revelado que os valores de pressão se encontravam muito abaixo aos valores de referência. Sendo que se tratava de fugas na válvula expiratória, começou-se por averiguar se esta apresentava algum defeito, ou no sensor de fluxo ou se a membrana estaria rota. Como se verificou que estava tudo correto, o técnico procedeu à abertura do equipamento para analisar possíveis localizações de fugas internas na zona pneumática do equipamento. Na Figura 72, é visível o interior do Evita V300, em que o lado esquerdo corresponde à zona eletrónica (A) e o lado direito corresponde à zona pneumática (B).

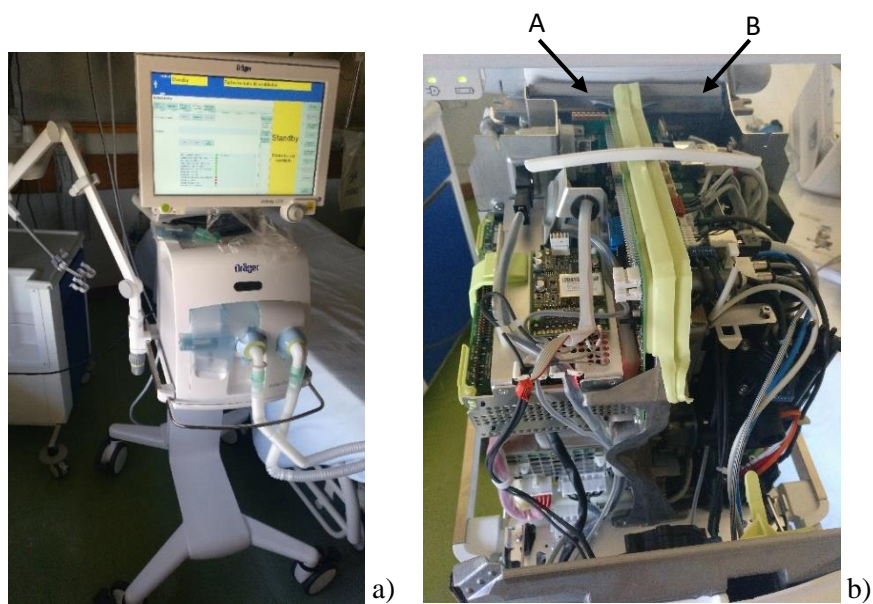


Figura 72 – Evita V300 e o seu interior.

a) Evita V300; b) Vista interior: zona eletrónica (A), zona pneumática (B).

Foi perceptível pela averiguação visível e audível, que o equipamento não apresentava nenhuma fuga no seu interior. Sendo assim foi necessário verificar os acessórios, designadamente traqueias do paciente e a válvula inspiratória. Na verificação desta última, foi detetada a ausência de uma membrana que compõe esta válvula (membrana assinalada (A) na Figura 73). O técnico comunicou o problema ao responsável de enfermagem acabando por se concluir que a causa do mau funcionamento do ventilador, foi a perda dessa membrana aquando da esterilização deste componente.

Uma vez que o utilizador não dispunha de uma válvula adicional, procedeu-se à encomenda para posterior substituição e teste.

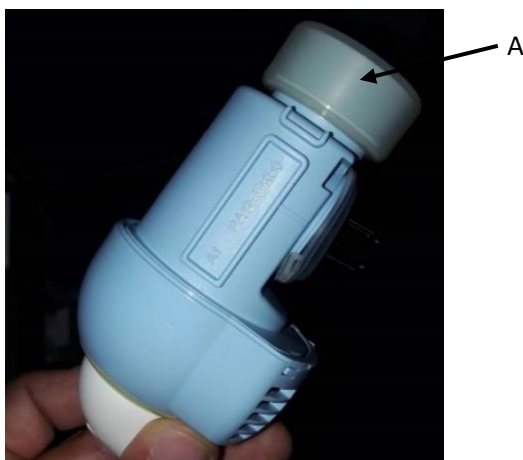


Figura 73 – Válvula Inspiratória com a membrana perdida.

4.3. Manutenção preventiva: Estação de Anestesia Primus®

Numa fase mais avançada do estágio, surgiram inúmeras manutenções preventivas às estações de anestesia Primus. Esta estação de anestesia possui um ventilador que funciona por pistão eletrónico de alta frequência. Não só permite a realização de todo o processo anestésico, mas também permite uma monitorização hemodinâmica e a adaptação de outros monitores para recolha e avaliação de outros dados. Por estes motivos e, sendo um equipamento que cumpre as exigências impostas, é um dos equipamentos mais presenciado durante o estágio.

Os procedimentos preventivos a uma estação de anestesia, tem uma periodicidade de 6 meses. No primeiro semestre é realizada a manutenção ao equipamento e são substituídos os componentes sujeitos a desgaste. Estes *kits* de substituição poderão ser de 1, 2, 3, ou 6 anos. Os *kits* de 1 ano apresentam componentes que tendem a sofrer mais desgaste e os *kits* de 6 são compostos por componentes com um tempo de vida maior. Cada *kit* apresenta componentes diferentes e também comuns, baseando-se no tempo de utilização e no desgaste que cada um sofre. No segundo semestre, o técnico realiza uma inspeção ao equipamento, de forma a avaliar o seu estado de funcionamento.

O procedimento a seguir relatado, decorreu no Hospital São Teotónico em Viseu, no serviço de bloco operatório. Referimo-nos a uma manutenção preventiva de um ventilador Primus com substituição de *kit* de 2 anos. A

Tabela 3 mostra os componentes incluídos no *kit* [68].

Tabela 3 – Componentes constituintes de um Kit de 2 anos para substituição de peças [68].

Componente	Local	Intervalo
Filtros antipó	PGM, fonte de alimentação e unidade de ventilação	Anual
Filtro AGS	Sistema de exaustão de gases anestésicos	Anual
Tubo de Nafion	Interior do PGM	Anual
Diafragma Superior	Unidade de ventilação	Anual
O-rings	Sistema de conexão de vaporizadores	Anual
O-rings	Sistema de conexão do copo de condensados	Anual
Filtro antipó	Tampa superior	Bianual
Filtros Sinterizados	Entrada de gases	Bianual
Filtro antibacteriano	PGM e unidade de ventilação	Bianual
O-rings	Placa de válvulas na cassette do paciente	Bianual
Membrana de PEEP e de reversão automática	Sistema respiratório do paciente	Bianual

Durante o procedimento de manutenção, foram substituídos os filtros antipó do PGM, da fonte de alimentação – Figura 74 a), bem como os dois da unidade de ventilação. Estes filtros retém uma grande parte do pó durante o seu funcionamento, uma vez que entre as manutenções (anuais) não há a sua substituição. Um outro filtro antipó substituído foi o da tampa superior do Primus que é trocado de dois em dois anos – Figura 74 b). Diferente destes, foram trocados os filtros sinterizados da entrada de gases – Figura 75 a) – para cada conexão do gás respetivo, de forma a reter o máximo de partículas vindas das rampas de gases. Por último, foi trocado o filtro do sistema de exaustão de gases (AGS) – Figura 75 b) – que permite a evacuação do gás anestésico e que retém as partículas vindas do ar ambiente. Este deve ser substituído anualmente pelo técnico ou em período inferior em caso de o fluxo deixar de ser alcançado.

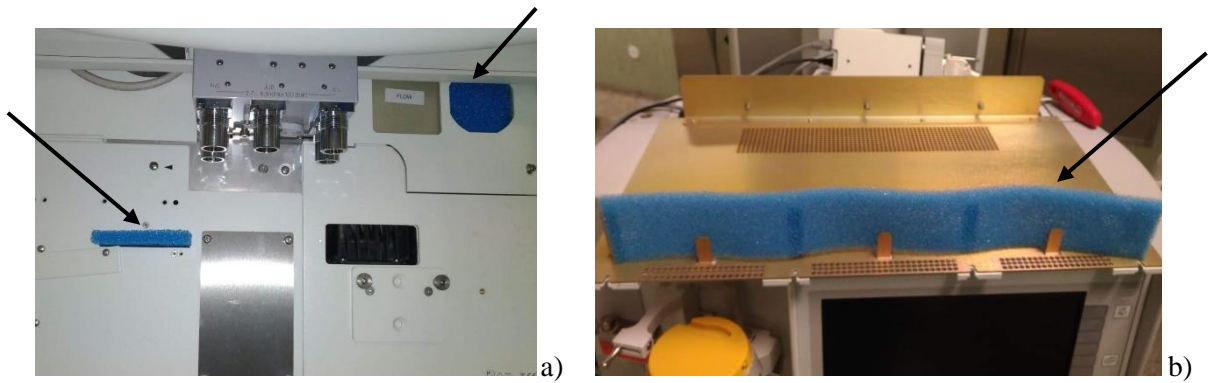


Figura 74 – Substituição de filtros do ventilador Primus.

a) Substituição de filtros anuais; b) Substituição de filtro bianual.

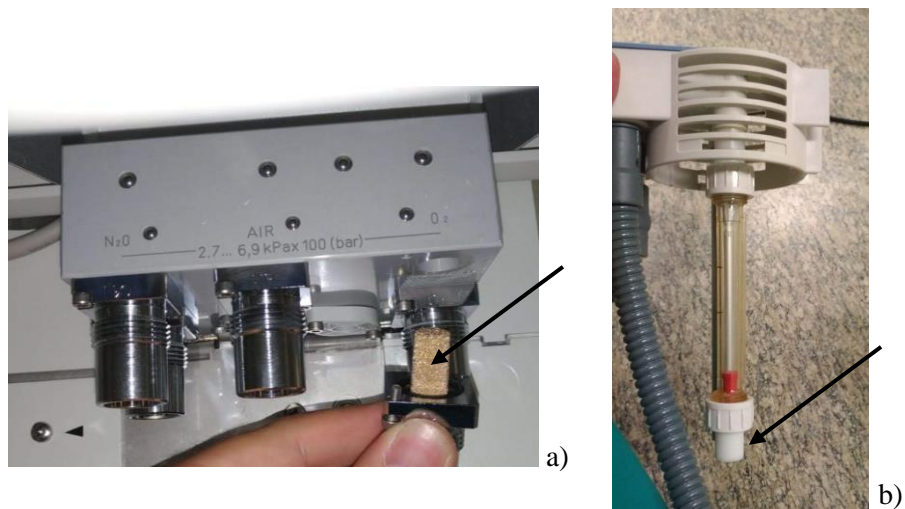


Figura 75 – Substituição de componentes no ventilador Primus.

a) Substituição de filtros sinterizados; b) Substituição do filtro AGS.

Foram também trocados os *o-rings* de suporte do sistema de conexão dos vaporizadores Figura 76 a), onde podem sempre ocorrer fissuras causadas pela agressividade dos agentes anestésicos bem como pela frequência com que são mobilizados. Em seguida foram substituídos os *o-rings* no encaixe do copo de condensados – Figura 76 b) – por forma a realizar uma boa vedação e permitir uma fácil colocação e remoção do copo.

No interior do PGM, foi substituído o tubo de nafion, ilustrado na Figura 77 (A) que apresenta uma membrana permeável que reduz a acumulação de condensação no tubo de amostragem do gás anestésico. Juntamente a este tubo, encontra-se um filtro antibacteriano que foi igualmente substituído. Este conjunto é trocado de dois em dois anos.

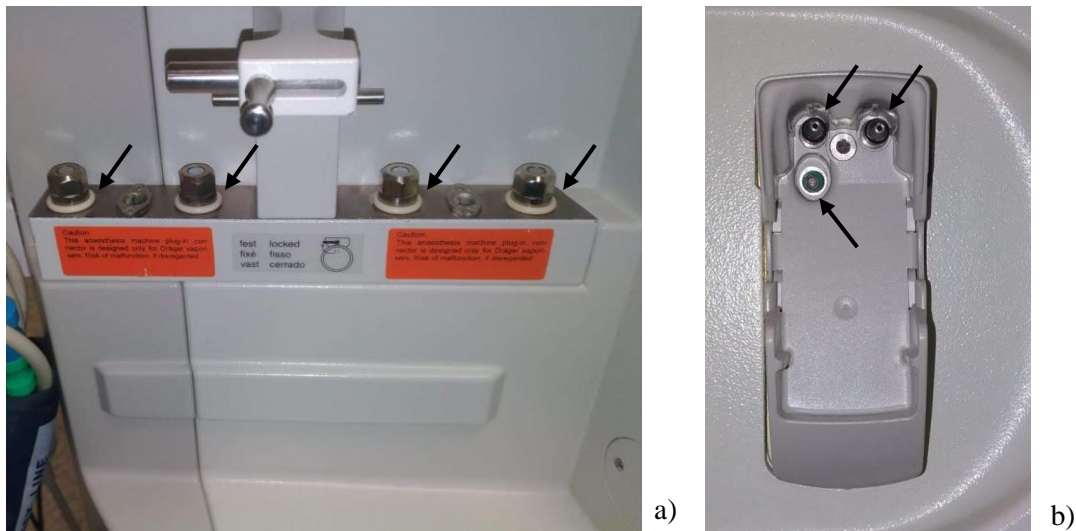


Figura 76 – Encaixes dos vaporizadores e do copo de condensados.

a) *O-rings* dos encaixes dos vaporizadores; b) *O-rings* do encaixe do copo de condensados.

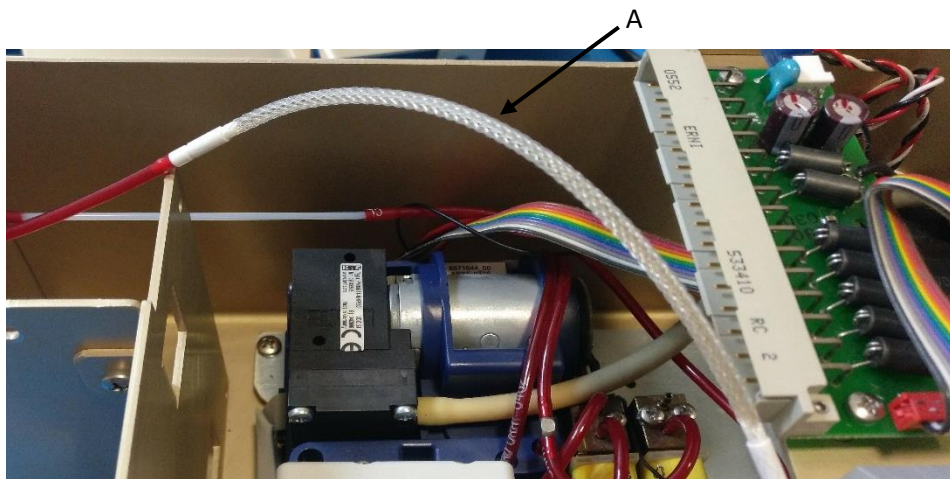


Figura 77 – Interior do PGM com o tubo de nafion assinalado (A).

Por último na unidade de ventilação, foi substituído o diafragma superior – Figura 78 a) – onde são armazenados os gases do circuito do paciente pressionados pelo pistão durante a fase inspiratória. Foi substituído também o filtro antibacteriano – Figura 78 b) – Na cassette de paciente, mais precisamente na placa de válvulas (Figura 79), foram trocados os *o-rings* (A) e as membradas de PEEP (B) e de reversão automática (manual espontâneo) (C).

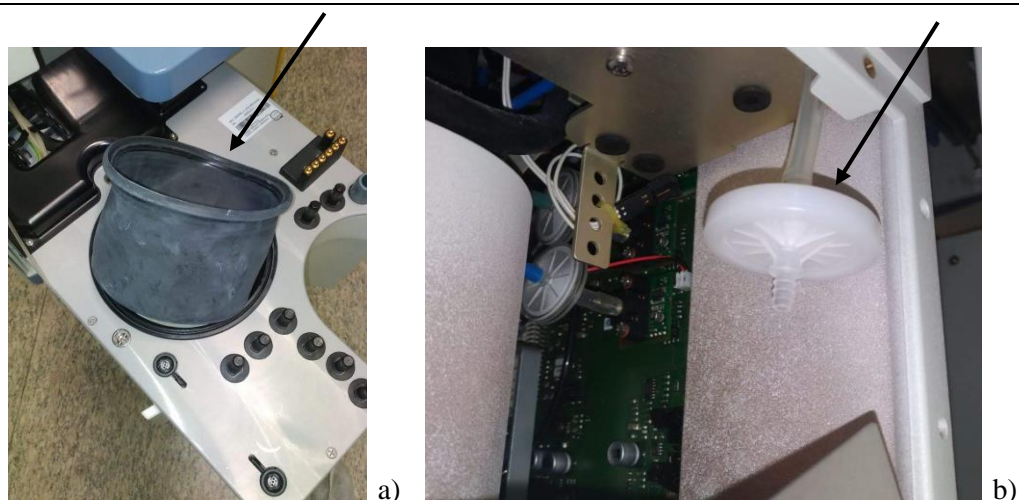


Figura 78 – Substituição de componentes na unidade de ventilação do Primus.

a) Substituição do diafragma superior; b) Substituição do filtro antibacteriano.

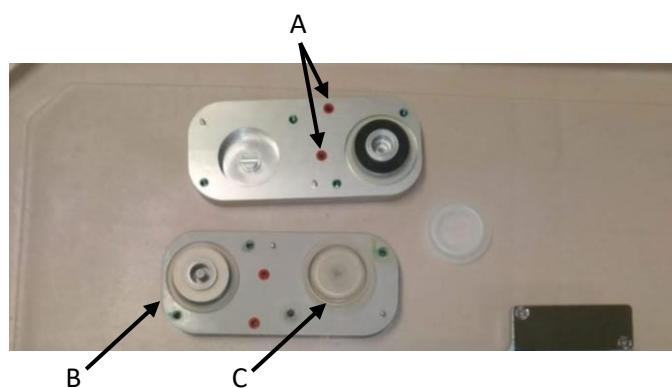


Figura 79 – Substituição de componentes da placa de válvulas.

Substituição de *o-rings* (A), a membrana de PEEP (B) e a membrana de reversão automática (C).

Após todo este processo, o técnico estabelece comunicação com o equipamento através de um *software* específico para realizar todos os testes, calibrações e retirar informações necessários para a realização da ficha técnica. São também executadas as verificações de segurança do equipamento, designadamente:

- Teste de segurança elétrica do equipamento segundo a norma IEC 62353;
- Verificação do estado do equipamento exteriormente, como por exemplo travões das rodas, tomadas auxiliares, tubos e cabos, braços de suporte e ecrã;
- Verificação da precisão da medição de gases anestésicos, N₂O e CO₂;
- Verificação da precisão da medição de O₂;
- Verificação de fugas no PGM e no sistema de fornecimento de gases;
- Realização do teste do sistema para averiguar que o equipamento se encontra operacional.

4.4. Manutenção corretiva: Estação de anestesia Primus®

Esta manutenção decorreu no Hospital Distrital das Caldas da Rainha, no serviço de bloco operatório. O técnico da Dräger foi contactado pelo profissional responsável devido a uma falha na deteção de Ar medicinal, durante o autoteste, na entrada de gases da *workstation* Primus.

Ao chegar ao local, após todas as conexões feitas, foi realizado um autoteste ao sistema para garantir a presença do problema. Como seria de esperar, o equipamento assinalou através de uma mensagem no ecrã, que a deteção de Ar medicinal não estava a ser feita. Um outro indicativo de tal, era que o LED indicador de abastecimento de gás não se encontrava aceso.

Uma das causas que não poderia ser era o fornecimento de gases a partir da central, pois no ecrã a pressão correspondente ao Ar medicinal encontrava-se dentro dos parâmetros normais (5 bar). Justifica-se então que, até à entrada de gases não havia qualquer problema. Com base na Figura 80, a entrada de gases faz parte do misturador de gases do Primus (C), onde se encontram também três sensores de pressão (A) que medem a pressão de cada um dos gases e três válvulas redutoras (B) que, como o nome indicam, reduzem a pressão de entrada para um valor de pressão nominal de cerca de 2 bar.



Figura 80 – Misturador do ventilador Primus e o seu interior.

a) Misturador do Primus (C); b) Vista interior do misturador com sensores de pressão (A) e as válvulas redutoras (B).

Neste caso, o problema pode estar localizado no sensor de pressão ou na válvula redutora ou nos dois simultaneamente. Por este facto foram trocados tanto os sensores como as válvulas. Para tal, é retirado o misturador do equipamento e substituídos os componentes referidos. Os sensores são trocados um de cada vez para não haver possibilidade de erros ao conectar de novo à placa eletrónica. O mesmo procedimento deve ser feito para as válvulas redutoras uma vez que estas apresentam uma direção específica em que devem ser colocadas.

Foram ajustadas as pressões nominais nos redutores e executado novo autoteste que confirmou a resolução do problema, em que as pressões de entrada apresentavam valores normais – Figura 81 a) – e o LED de deteção de Ar medicinal já se encontrava aceso – Figura 81 b).

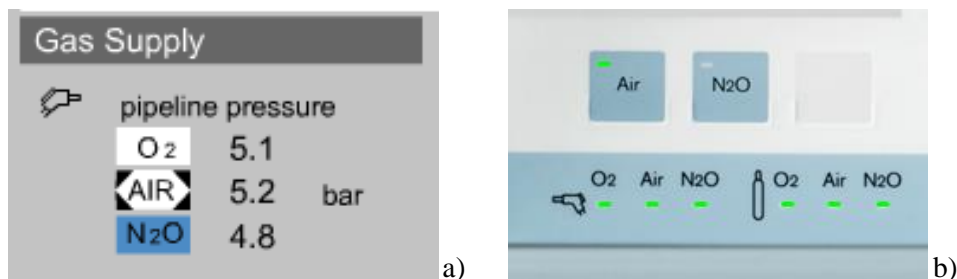


Figura 81 – Interfaces do ventilador Primus.

a) Interface que apresenta as pressões de entrada; b) LED aceso para Ar Medicinal.

4.5. Manutenção corretiva: Babylog 8000 Plus

O procedimento a seguir relatado, decorreu no Hospital Pêro da Covilhã, no serviço de neonatologia. Refere-se a um equipamento de ventilação neonatal, já referido e descrito neste relatório, que apresentava fuga de oxigénio na entrada do mesmo. Ao ligar o equipamento e realizar os testes iniciais, estes não acusavam qualquer problema. No entanto, era bastante audível a fuga no sistema.

Procedemos à abertura do equipamento por forma a verificar a localização dessa fuga. Ao verificar a entrada de gases, verificou-se que ambas as válvulas redutoras se apresentavam fraturadas, como se encontram assinaladas na Figura 82 b), o que estava na origem do problema. Estas foram substituídas e, aproveitando a ocasião, trocámos também os filtros e vedante da entrada de gases. Após a substituição das válvulas, foram calibradas para a pressão de trabalho com o auxílio de um equipamento indicador de pressão: *Digital Pressure Indicator: DPI* – Figura 82 c). Este equipamento encontra-se referenciado no **Anexo II**. Após a solução do problema, o equipamento foi fechado, foram executados os testes de segurança elétrica e testado o sistema para comprovar a operacionalidade do mesmo.

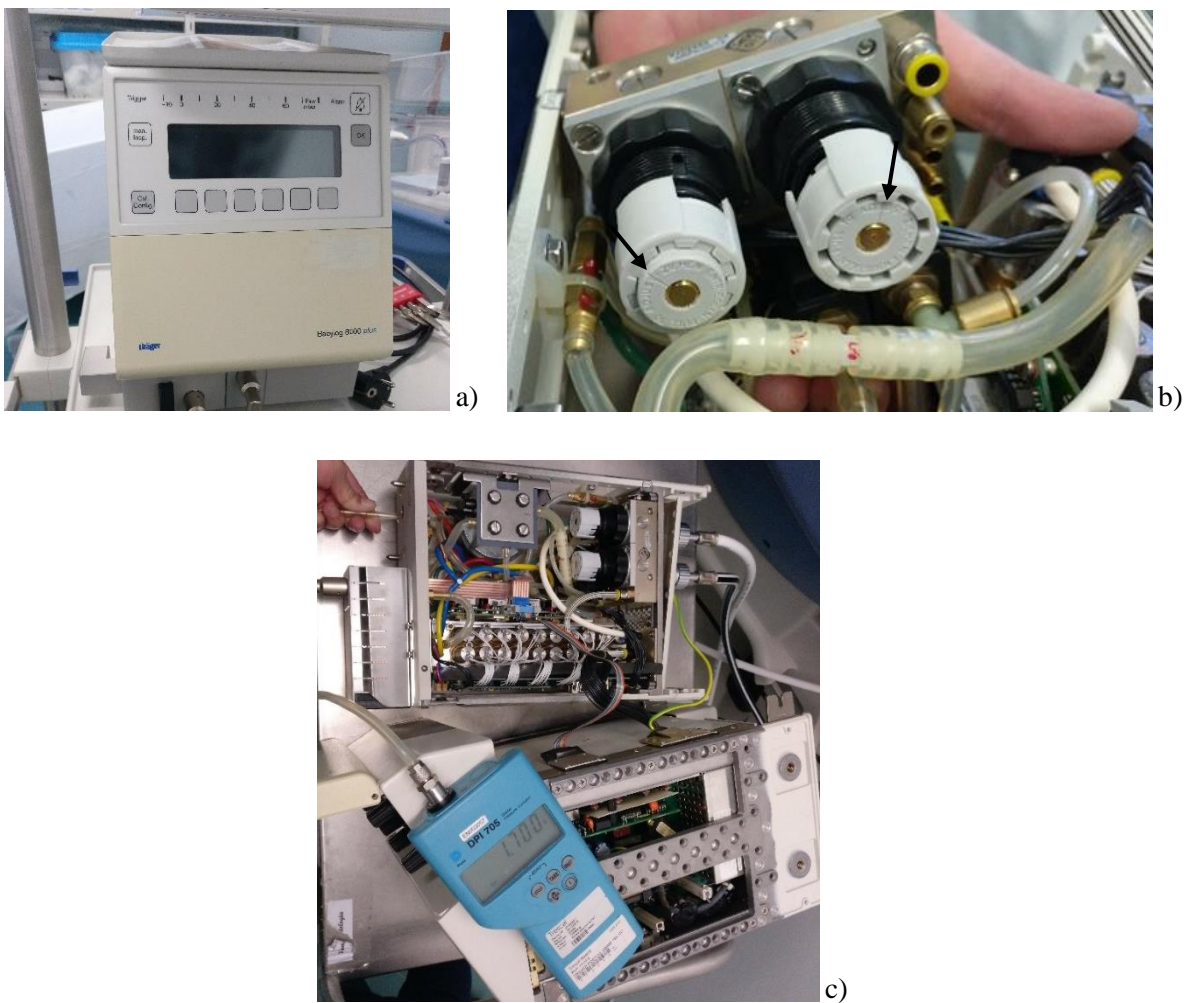


Figura 82 – Babylog 8000 Plus e o seu interior.

a) Babylog 8000 Plus; b) Válvulas redutoras fraturadas; c) Calibração das pressões com DPI.

4.6. Manutenção TSB: Polaris® 600

A manutenção a seguir descrita relata um pedido de alteração realizado pela fábrica num candeeiro cirúrgico, modelo Polaris 600 – Figura 83 a) – instalado no cliente CUF Viseu. A Polaris 600 é o modelo mais recente de foco cirúrgico de tecnologia LED, permitindo um fluxo luminoso até 160 000 lux com a possibilidade de ajuste da temperatura de cor entre 3 800 e 5 600 K. Este equipamento incorpora opcionalmente uma câmara HD sem fios, designada por MedView.

A atividade solicitada pelo fabricante envolvia a substituição da placa emissora bem como do módulo recetor da câmara HD. Abrimos a cúpula do candeeiro e substituímos o módulo emissor assinalado na Figura 83 b). De seguida substituímos o módulo recetor acoplado na parte traseira do monitor. Testámos a eficiência da comunicação entre os dois, garantindo o bom funcionamento do equipamento antes de encerrar a atividade.

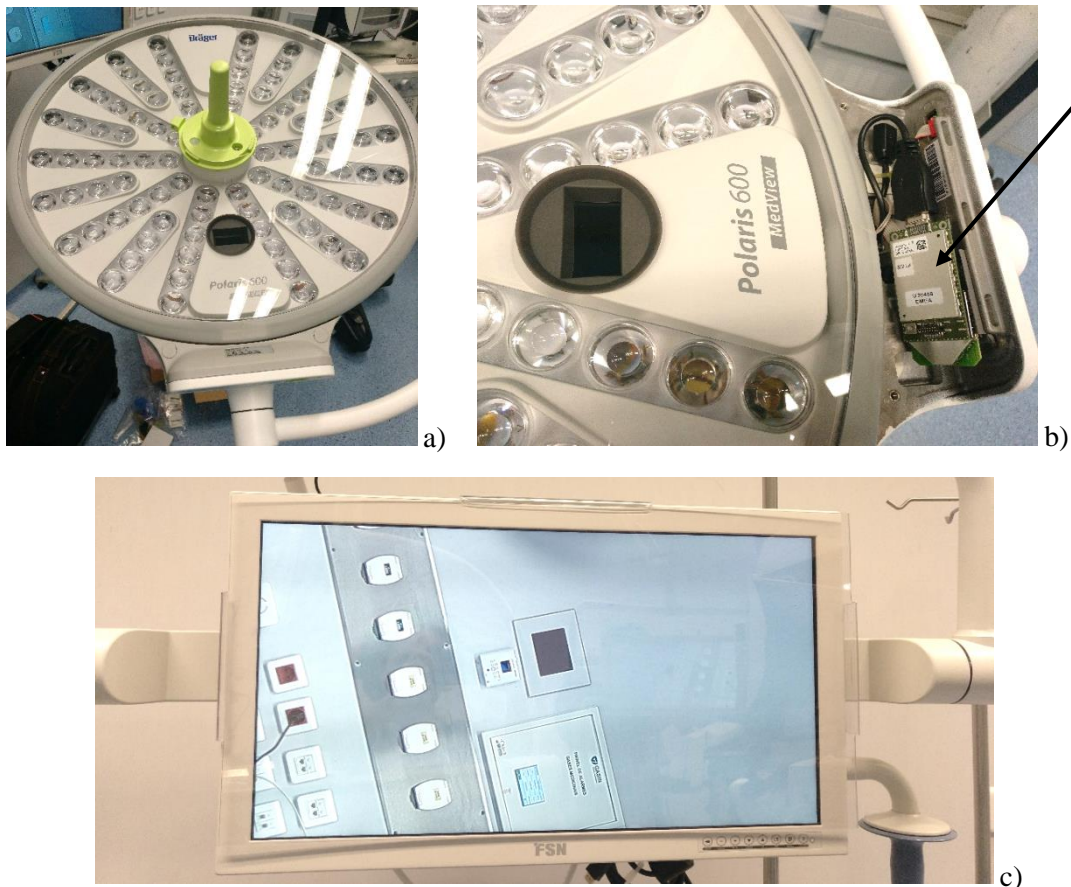


Figura 83 – Polaris 600 e respetiva intervenção.

a) Polaris 600; b) Substituição da placa emissora; c) Monitor com recetor na traseira.

4.7. Atualização (*upgrade*) a pedido do cliente: Perseus A500

O procedimento a seguir relatado é referente a uma atualização pedida pelo cliente. Foi executado nos Hospitais da Universidade de Coimbra, no serviço de bloco operatório das urgências.

No Perseus A500, existe a possibilidade de utilizar nos vaporizadores Dräger Vapor 3000, a opção VaporView. Esta opção melhora a visualização, recorrendo à iluminação do comando do vaporizador. Permite a identificação do tipo de agente anestésico e modelo do vaporizador, admite a leitura da posição do comando de dosagem, a monitorização do nível de enchimento e, com recurso a *software* específico, a previsão da concentração de gás anestésico.

Para além dos LEDs de iluminação, Figura 84 (B), que proporcionam mais segurança na utilização do equipamento em cirurgias com sala escurecida, esta opção inclui também duas pequenas câmaras de vídeo, Figura 84 (A) que, com recurso a um sistema de fibra ótica, obtém uma imagem do interior do vaporizador.

Inicialmente retirámos a tampa traseira do encaixe dos vaporizadores do Perseus. Aqui está situada a PCB *Controller* – Figura 84 c). Cada câmara está instalada numa placa eletrónica – Figura 84 b) – (*Camera Module PCB*) que irá comunicar com a PCB *Controller*.

Foi montada no local designado por detrás do sistema ótico e efetuada a sua ligação elétrica na placa de controlo.

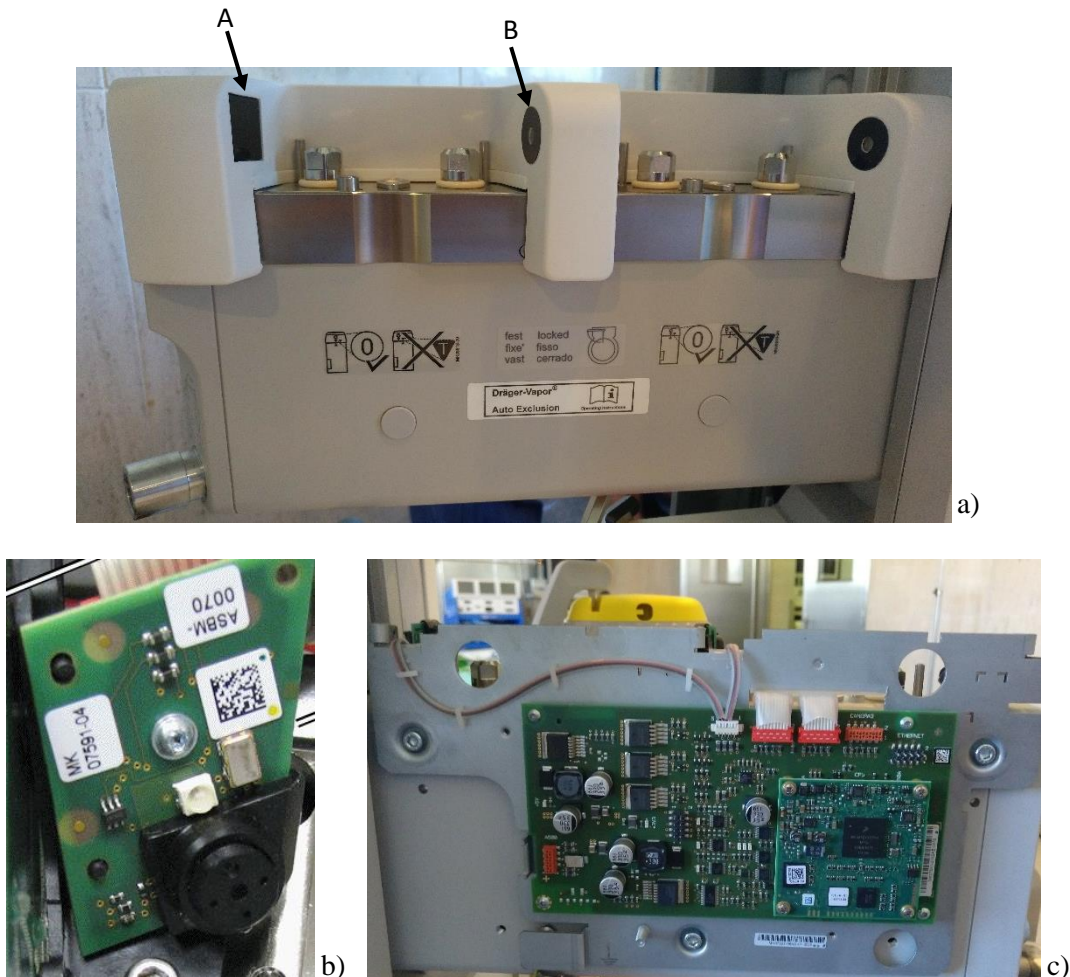


Figura 84 – Encaixe dos vaporizadores do Perseus A500 e respetivos componentes.

a) Suporte dos vaporizadores; b) Placa eletrónica que integra a câmara; c) Placa eletrónica PCB *Controller*.

Para testarmos o funcionamento desta instalação, ligámos o Perseus a um *software* específico, a fim de comprovar o correto funcionamento desta opção. Em modo de assistência remota, é possível visualizar no monitor do Perseus, a imagem proveniente da câmara do VaporView, como ilustrado na Figura 85. Nesta, são apresentadas três diferentes zonas relevantes. A zona delimitada a verde representa o indicador de nível de enchimento do agente anestésico. A zona delimitada a vermelho, através de um *QR Code*, identifica o tipo de anestésico e o modelo do vaporizador e, por último, a zona delimitada a amarelo, através de um código de barras, revela a posição do doseador de anestésico.

Para finalizar, colocámos a tampa na traseira do sistema de vaporizadores, atualizámos o *software* para incorporar o módulo VaporView na interface do Perseus, e realizámos o autoteste do sistema para descartar quaisquer falhas existentes.

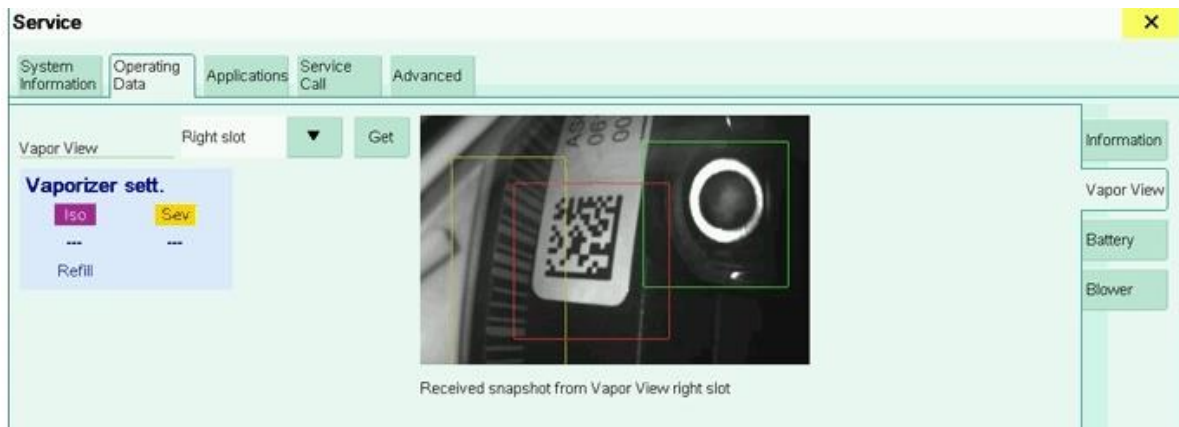


Figura 85 – Interface com imagem proveniente da câmara do VaporView.

4.8. Conclusão de capítulo

Este capítulo teve como objetivo descrever um conjunto de procedimentos executados durante manutenções corretivas e preventivas dos equipamentos Dräger durante o presente estágio curricular. As escolhas dos casos apresentados contêm uma vasta diversidade de trabalhos de campo que se efetuam na empresa. Durante a realização das manutenções procedi à documentação das mesmas por meio de apontamentos relevantes e fotografias, nos quais me baseei para a escrita deste capítulo.

5. CONCLUSÕES

O presente relatório de estágio documenta todas as tarefas realizadas no âmbito do estágio curricular do mestrado em Instrumentação Biomédica ministrado no ISEC. O referido estágio teve lugar na instituição de acolhimento, Dräger Portugal, delegação de Coimbra, tendo início em janeiro de 2018 e com finalização em julho do mesmo ano. Refira-se que em finais de 2017, existiram um conjunto de reuniões para selecionar o candidato a estagiar na empresa para definir o plano de trabalho e as tarefas a realizar durante o estágio.

Durante o decorrer do estágio tive a oportunidade de contactar com diferentes realidades em contexto hospitalar, nas instalações dos clientes da empresa, nas áreas de cuidados médicos e de manutenção. Contactei com equipamentos médicos específicos das unidades de cuidados intensivos e neonatologia bem como do bloco operatório, comercializados pela empresa de acolhimento. No início do estágio, constatei que a realidade de uma empresa era distinta dos conhecimentos que me foram ministrados durante o meu percurso académico. Ao longo dos meses seguintes, e com toda a paciência dos técnicos, tive a oportunidade de aprender e interiorizar novos conceitos teóricos e de observar a sua aplicação prática por parte dos técnicos da empresa.

Posteriormente, foi-me dada também a oportunidade de intervir diretamente nas tarefas de manutenção, auxiliando os técnicos na execução das suas rotinas de trabalho. Com todo o apoio e incentivo por parte da equipa técnica da Dräger, tornei-me mais confiante e foi-me dada a oportunidade de executar, com supervisão, tarefas mais básicas nas intervenções preventivas e corretivas. Já perto do final do estágio, constatei que tinha desenvolvido as minhas capacidades e que estava apta a executar tarefas mais complexas.

A existência deste estágio no meu percurso académico foi fulcral uma vez que potenciou o desenvolvimento de capacidades profissionais. Para além de revelar o funcionamento interno de uma empresa multinacional e a realidade do mundo do trabalho. A realização deste estágio permitiu-me também conhecer, com detalhe, uma área de interesse para prosseguir o meu percurso profissional. Na realização deste relatório, saliento a disponibilidade de toda a equipa Dräger Portugal, designadamente dos técnicos da delegação de Coimbra e do Eng. Luis Lobato (*Regional Manager*) para resolver as minhas dúvidas e por me fornecerem toda a informação e recursos que me possibilitaram a realização deste estágio e respetivo relatório.

5.1. Trabalho futuro

A nível da empresa de acolhimento, pelo que me foi possível observar, apresenta uma boa comunicação internamente na Dräger Portugal e com a Dräger Iberia. Pude observar também o companheirismo entre os profissionais e a disponibilidade para se ajudarem mutuamente.

De um ponto de vista não crítico, penso que a empresa deveria criar um *stock* com todos os componentes existentes nas delegações. Material esse, muitas vezes pedido pelos técnicos com o objetivo de dar uma resposta mais rápida ao cliente. Desta forma, também seria mais

fácil para conhecimento regional e para dar conhecimentos às outras delegações, facilitando a entreaajuda.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] “About Dräger - Technology for Life,” [Online]. Available: https://www.draeger.com/en_corp/About-Draeger/Technology-For-Life.
- [2] Dräger, *Technology for Life since 1889*, 2014.
- [3] “Centro Hospitalar Tondela Viseu, EPE,” [Online]. Available: <https://www.sns.gov.pt/entidades-de-saude/centro-hospitalar-tondela-viseu-epe/>.
- [4] “Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra, EPE,” [Online]. Available: <https://www.sns.gov.pt/entidades-de-saude/centro-hospitalar-e-universitario-de-coimbra-epe/>.
- [5] “Hospital Pêro da Covilhã,” [Online]. Available: <http://www.chcbeira.pt/?cix=584&ixf=seccao&lang=1>.
- [6] Saúde CUF, “Hospital CUF - Apresentação,” [Online]. Available: <https://www.saudecuf.pt/unidades/viseu/o-hospital/apresentacao>.
- [7] Neonatologia, Sociedade Portuguesa de, *Nascer Prematuro em Portugal*, 2016.
- [8] Prematuro, Associação Portuguesa de Apoio ao Bebê, “O que é um bebê prematuro?,” 2014. [Online]. Available: <http://www.xxs-prematuros.com/>. [Acedido em março 2018].
- [9] Secção de Neonatologia, *Consenso Clínico: Limite da Viabilidade*, 2014.
- [10] Dräger, “Neonatology,” *Dräger Review*, pp. 26-31, 2014.
- [11] J. E. Hall e A. C. Guyton, *Tratado de Fisiologia Médica*, 12ª ed., Elsevier, 2011.
- [12] Serviço Nacional de Saúde, *Febre na Criança e no Adolescente - Definição, Medição e Ensino aos Familiares/Cuidadores*, 2017.
- [13] PennState Hershey - Milton S. Hershey Medical Center, “Body Temperature Norms,” [Online]. Available: <http://pennstatehershey.adam.com/content.aspx?productId=117&pid=1&gid=001982>.
- [14] A. Lyon e P. Püschner, *ThermoMonitoring: A step forward in neonatal intensive care*, 2015.
- [15] Ministério da Saúde, *Cuidado com o Recém-nascido Pré-termo*, 2011.
- [16] E. J. L. Costa, “Análise Crítica de Incubadoras Neonatais a partir de Medições e Parâmetros dos Ambientes Interno e Externo,” 2009.
- [17] Dräger, *Heat Balance: Strategic Business Field "Neonatal Care & Thermoregulation"*, 2010.
- [18] Projeto FEUP, “Conceito de Conforto Térmico Humano,” 2014/2015.
- [19] “Beyond the classic thermoneutral zone: Including thermal comfort,” *Landes Bioscience*, pp. 142-149, July/August/September 2014.
- [20] *Consenso Clínico: Cuidados Cutâneos no Recém-nascido*, 2014.

- [21] K. Rolim, A. F. Araújo, N. Campos, S. Lopes, E. Gurgel e A. Campos, “Care in Thermoregulation of the Preterm Infant: The Nurse's View,” 2010.
- [22] Ashford and St. Peter's Hospitals, “Incubator Humidity for Premature Neonates,” *Neonatal Intensive Care Unit Clinical Guideline*, janeiro 2014.
- [23] I. Macedo, J. Peixoto, M. Rodrigues e B. Guedes, *Cuidados Cutâneos no Recém-nascido*, 2015.
- [24] The Royal Children's Hospital Melbourne, “Clinical Guidelines (Nursing): Environmental humidity for premature neonates,” [Online]. Available: https://www.rch.org.au/rchcpg/hospital_clinical_guideline_index/Environmental_Humidity_for_Premature_Neonates/
- [25] World Health Organization, “Oxygen Therapy for Children,” 2016. [Online]. Available: 28. apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/204584/9789241549554_eng.pdf;jsessionid=6F53CD4B7EAF4809722B31513F5C8C6C?sequence=1 .
- [26] PennState Hershey - Milton S. Hershey Medical Center, “Oxygen Therapy - Infants,” [Online]. Available: <http://pennstatehershey.adam.com/content.aspx?productId=117&pid=1&gid=007242>.
- [27] Secção de Neonatologia, *Consenso Clínico: Retinopatia da Prematuridade*, 2014.
- [28] Dräger, “Dräger,” [Online]. Available: https://www.draeger.com/pt-br_br/Home.
- [29] Dräger, *Incubadora Neonatal: Instruções de Serviço*, 2015.
- [30] Dräger, *Documentación Técnica Caleo®: Incubadora para lactantes*, 2015.
- [31] Dräger, *Caleo®*, 2012.
- [32] Dräger, *Perinatal Care: Caleo®*, 2012.
- [33] <https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=aparatorrespiratorioenlosbebs-90-P05517>
- [34] Dräger, *Anatomía y Fisiología de la Respiración*, 2015.
- [35] Dräger, *Conocimiento Anatómico & Fisiológico: Capítulo 1 - Fisiología de la Respiración*, 2011.
- [36] Elsevier, “Neonatal Pulmonary Physiology,” *Seminars in Pediatric Surgery*, pp. 179-184, 2013.
- [37] Secção de Neonatologia, *Consenso Clínico: Ventilação Mecânica Convencional no Recém-nascido*, 2014.
- [38] Revista Universo, “Ventilação com Volume Garantido em Neonatologia,” 2017. [Online]. Available: 37. <http://www.revista.universo.edu.br/index.php?journal=3universobelohorizonte3&page=article&op=view&path%5B%5D=3870>.
- [39] D. Araújo, B. Leão e R. Ferreira, “Volume x Pressão. Qual escolher?,” pp. 49-55, 2014.
- [40] Secção de Neonatologia, *Consenso Clínico: Ventilação Não Invasiva*, 2014.

-
- [41] F. Rittner e M. Döring, *Curvas y Bucles en la Ventilación Mecánica*, 2007.
- [42] Secção de Neonatologia, *Consensos Nacionais em Neonatologia*, 2004.
- [43] Dräger, *Modos de Ventilación de Cuidados Intensivos*, 2015.
- [44] J. Ahluwalia, C. Morley e H. G. Wahle, *Garantía de Volumen: Nuevos Enfoques em la Ventilación Controlada por Volumen para Neonatos*, 2015.
- [45] Dräger, *La Clave para la Armonía en la Respiración: Babylog 8000 Plus*, 2010.
- [46] DrägerMedical, *Technical Service Manual: Babylog 8000 Plus: Intensive Care Ventilator*, 2005.
- [47] DrägerMedical, *Babylog 8000 Plus: Ventilador de Cuidados Intensivos de Neonatos: Instrucciones de uso*, 2006.
- [48] Dräger, *Babylog 8000 Plus - Para Técnicos*, 2009.
- [49] DrägerMedical, *Base of Inhalation Anaesthesia*, 2002.
- [50] I. Donato, *Anestesia Geral - Anestesiologia*, 2017.
- [51] J. Stone e W. Fawcett, *Anaesthesia at a Glance*, 2013.
- [52] N. M. Fonseca, *Conceitos Fundamentais do Aparelho de Anestesia*, 2006, pp. 238-251.
- [53] Dräger, *Instruções de Utilização : Perseus A500*, 2017.
- [54] DrägerMedical, *Influencia del tipo de gas y de la composición del gas*.
- [55] DrägerMedical, *Ajustes de la rueda de ajuste*.
- [56] Dräger, “Perseus A500 Trainer: Anesthesia Workstation,” [Online]. Available: https://static.draeger.com/trainer/Perseus_A500_trainer_en/Perseus_A500_Trainer/index.html. [Acedido em junho 2018].
- [57] DrägerMedical, *AutoFlow: 20 Questions - 20 Answers*, 2005.
- [58] Dräger, *TOFscan: Neuromuscular Transmission Monitor*, 2017.
- [59] S. D. Kelley, *Using the Bispectral Index During Anesthesia*, 2ª ed., 2007.
- [60] N. Lourenço, *Manutenção de equipamentos de eletromedicina : estágio na Dräger*, 2017.
- [61] J. S. Cabral, *Conceitos Básicos de Manutenção*, 2016.
- [62] P. M. d. S. Pereira, “Planos de Manutenção Preventiva: Manutenção de Equipamentos Variáveis na BA Vidro, SA,” FEUP, 2009.
- [63] Administração Central do Sistema de Saúde, *Recomendações Técnicas para Bloco Operatório*, 2011.
- [64] IEC, *IEC 60601-1: Medical Electrical Equipment*, 3ª ed., 2005.
- [65] I. Fonseca, *Manutenção de Equipamentos e Instalações: Manutenção Hospitalar*, 2015.
-


- [66] Siemens, *Proteção Elétrica*.
- [67] Fluke Biomedical, *Introdução aos Testes de Segurança Elétrica: Parte I*, 2014
- [68] Dräger, *Instrucciones de Uso: Primus*, 2014.
- [69] Bender, “UNIMET 800 ST,” [Online]. Available: https://www.bender.de/en/products/test-engineering/unimet_800st.
- [70] GE Measurement & Control, “DPI 705 Series - Druck Handheld Pressure Indicators,” [Online]. Available: https://www.gemeasurement.com/sites/gemc.dev/files/dpi_705_datasheet_english.pdf.

ANEXOS

Anexo I

Neste anexo encontram-se publicadas as figuras da documentação final de cada manutenção da empresa de acolhimento, abordada na secção 1.4.3.1.:

- Ordem de serviço:

Ordem de Serviço 

Nº de Cliente: [REDACTED] Contrato: 400001700 INTEGRAL Nº Expedição / O.S.: 400001700 Fechado: 30-07-2018

Técnico / Assinatura: Telmo Correia (805) [1]

Lugar de trabalho: [REDACTED] Direcção de Facturação: [REDACTED]

Data Inicio/Conforme a Assinatura do Cliente: 12-07-2018

Descrição da Intervenção:

Contacto / Nº Telefone: GRUPO 1 202420000

Equipamento verificado por Dräger com sensores originais. Aviso: O uso de sensores não Dräger podem gerar medições incorrectas dos parâmetros do paciente. Dräger nao se responsabiliza pelo mau funcionamento dos seus equipamentos aquando do uso de material não Dräger.

Página 1 / 2

Pos.	Quantidade	Referência:	Descrição:	€/ Ud.	Descontc
0010			NºO.S. 400001700-100 Estação de anestesia Pri NºId. [REDACTED] NºSerie. [REDACTED] Tipo de Contrato: INTEGRAL Localização: Sala 7 Descrição da Intervenção:		
			Trabalhos Realizados: Manutenção preventiva. Equipamento operacional.		
0020	1,00 uds	MX08467	JGO. MMT0. PRIMUS 2 ANOS	0,00	
0030	1,00 uds	8608933	CONV. KIT PEEP VALVE PRIMUS	0,00	
0040	1,00 uds	M33294	FILTRO DE PARTICULAS	0,00	
				Total Líquido:	0,00
				IVA-IGIC-APIC: 0,00%	0,00
				TOTAL	0,00

Dräger Portugal, Lda.
Av. do Forte, 9-6A
2790-072 Carnaxide
Tel.: +351 21 155 45 86
Fax: +351 21 155 45 87
clientesdraegerportugal@draeger.com
www.draeger.com





Figura 86 – Ordem de serviço.

▪ Protocolo de Revisão:



Protocolo de Revisão

Data: 30-Jul-18

Producto: Estação de anestesia Pri
Nº Serie: [REDACTED]
Versão-Software: 2.03
Nº Expedição / O.S.: [REDACTED]
Nº Pedido Cliente:
Trabalhos Realizados:
Descrição da Intervenção: Sala 7

OK	Passo de prova	Descrição:	Resultado
<input checked="" type="checkbox"/>	1. 1. 1	Breathing system cover	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	1. 1. 4	Valve plate (with abatement): Part number	8603807
<input checked="" type="checkbox"/>	1. 1. 5	Valve plate (with abatement): Serial no.	[REDACTED]
<input checked="" type="checkbox"/>	1. 1. 6	Respiratory gas block (8602804)	[REDACTED]
<input checked="" type="checkbox"/>	2. 2. 2. 2	Part number of the valve plate:	-
<input checked="" type="checkbox"/>	2. 2. 2. 3	Serial number of the valve plate:	-
<input checked="" type="checkbox"/>	2. 2. 3	Primus breathing syst. ServSet 2Y (new)	30-07-2020
<input checked="" type="checkbox"/>	3. 1. 1	Visual inspection	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	3. 1. 2. 1	Maximum measured value.	0,11 Ohm
<input checked="" type="checkbox"/>	3. 1. 3	Protective earth resistance measuring points	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	3. 1. 4	Application component for device leakage current	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	3. 1. 5. 1	Reference value	20 µA
<input checked="" type="checkbox"/>	3. 1. 5. 2	Recurrent test	20 µA
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 1. 1	Accompanying documents	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 1. 2	Housing, tubing, connections, water trap	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 1. 3	Breathing system	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 1. 5	Vapor plug-in system and AGS system	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 2. 1	UPS function	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 3. 1. 1	Monitor control panel "MoBi"	2.03.04
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 3. 1. 2	"Mixer MA"	2.03
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 3. 1. 3	Ventilator "VGC MA"	2.03
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 3. 1. 4	"PGM" patient gas module	1.36
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 3. 1. 5	"Power supply"	2.05
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 4. 1. 2	Operating hours (current counter reading + cc	55769 h
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 4. 2. 2	Operating hours (current counter reading + cc	10630 h
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 4. 3	Motor revolutions	18396
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 4. 4. 2	Operating hours (current counter reading + cc	63387 h
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 4. 5. 2	Operating hours (current counter reading + cc	153 Ah
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 5. 1	Calibration of flow sensors Pinsp, Pexp	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 5. 2. 1	Value of PZ Master (Pz MA)	47,9 hPa
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 5. 2. 2	Value of PZ Supervisor (Pz SV)	48,3 hPa
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 5. 2. 3	Value of Pe Master (Pe MA)	47,6 hPa
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 5. 2. 4	Value of Pe Supervisor (Pe SV)	47,9 hPa
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 5. 2. 5	Value of Pu Master (Pu MA)	42 hPa
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 5. 3	Breathing system heating	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 5. 4	Temperature of Analog PCB / Power PCB	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 6. 1	Self-test, display, keypad, and LEDs	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 6. 2	Screen brightness, alarm tone/ventilation tone v.	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 7. 1	Voltages	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 7. 2	Temperatures	ok

OK	Passo de prova	Descrição:	Resultado
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 7. 3	Alarm tone in case of mains power failure	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 7. 4	On/Off switch status	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 8. 1	Anaesthetic gas measurement sensor type	ILCA2
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 8. 2	Leak test	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 8. 3	Pressure drop in zeroing branch	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 8. 4	Leak test	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 8. 5	Valve switching function when zeroing	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 8. 6	Pump measurement PGM	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 8. 7	Accuracy of the gas measurement in room air ar	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 8. 8	Accuracy of gas measurement with test gas	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 1	Pipeline supply test	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 2	Pipeline supply leak test	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 3	Mixer and non-return valves leak test (yearly)	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 4. 1	"Ambient pressure" readout	955 mbar
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 4. 2	Pressure readout "PTANK"	944 mbar
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 4. 3	Pressure readout "PRP"	944 mbar
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 4. 4	Pressure readout PSYS	953 mbar
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 4. 5	Calculated differential pressure value "PTANK"	0 mbar
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 4. 6	The pressure difference is within tolerance.	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 5	Service tests (yearly)	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 6	LEDs of the cylinder supply (yearly)	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 7	Temperature sensor plausibility test TMGS (yearly)	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 8	Fresh gas flow VMGS	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 9	Safety flow control (emergency O2 delivery) (anr	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 10	O2 Flush flow and button mechanism (yearly)	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 11	Leakage test on Drägersorb Clic (if fitted)	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 12	APL valve linearity test (yearly)	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 13	A-cone (if present) (yearly)	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 14	Leak test of the fresh gas branch (without vapor)	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 15	Offset of PEEP valve VGC (yearly)	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 9. 16	Final test	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 10. 1	Manual ventilation	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 10. 2	Spontaneous breathing	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 10. 3	Pressure controlled ventilation (Pressure Mode)	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 10. 4	Volume-controlled ventilation (Volume mode)	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 10. 5	Audible and visual alarms	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 18. 1	Pipeline supply gas type test	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	4. 19. 1	Test label and device handover	ok
<input checked="" type="checkbox"/>	5. 1. 1	Test equipment subject to mandatory calibration	ok



12

Figura 87 – Protocolo de revisão.

Product: Estação de anestesia Pri
 N° Serie: A [REDACTED]
 N° Expedição / O.S. 4000123

Servicing parts

cos ???	Referência	Nome	Quanti	???
<input checked="" type="checkbox"/>	MX08467	JGO. MMT0. PRIMUS	1	
<input checked="" type="checkbox"/>	8608933	CONV. KIT PEEP VAL	1	

cost ???	Referência	Nome	Quanti	???
<input checked="" type="checkbox"/>	M33294	FILTRO DE PARTICUI	1	


Descrição da Intervenção:
 Manutenção preventiva. Equipamento operacional.

TOTAL

No.	Description	Value
100181951	Caudalim	31-10-2019
70549550	Manómetr	30/11/2018
15800419	Multimet	26/03/2019
1004024503	Anelizad	04-04-2019
309373	Medidor	04-01-2088

No.	Description	Value
70569838	Manómetr	29-04-2019
70570816	Manómetr	26-04-2019
67786	Barómetr	27-04-2019
242663933/	Caudalim	06-05-2019

Data	30-07-2018
Contacto Técnico	Telmo Correia - #ID 805



2 2

Figura 88 – Protocolo de revisão (continuação).

▪ Certificado de Revisão:

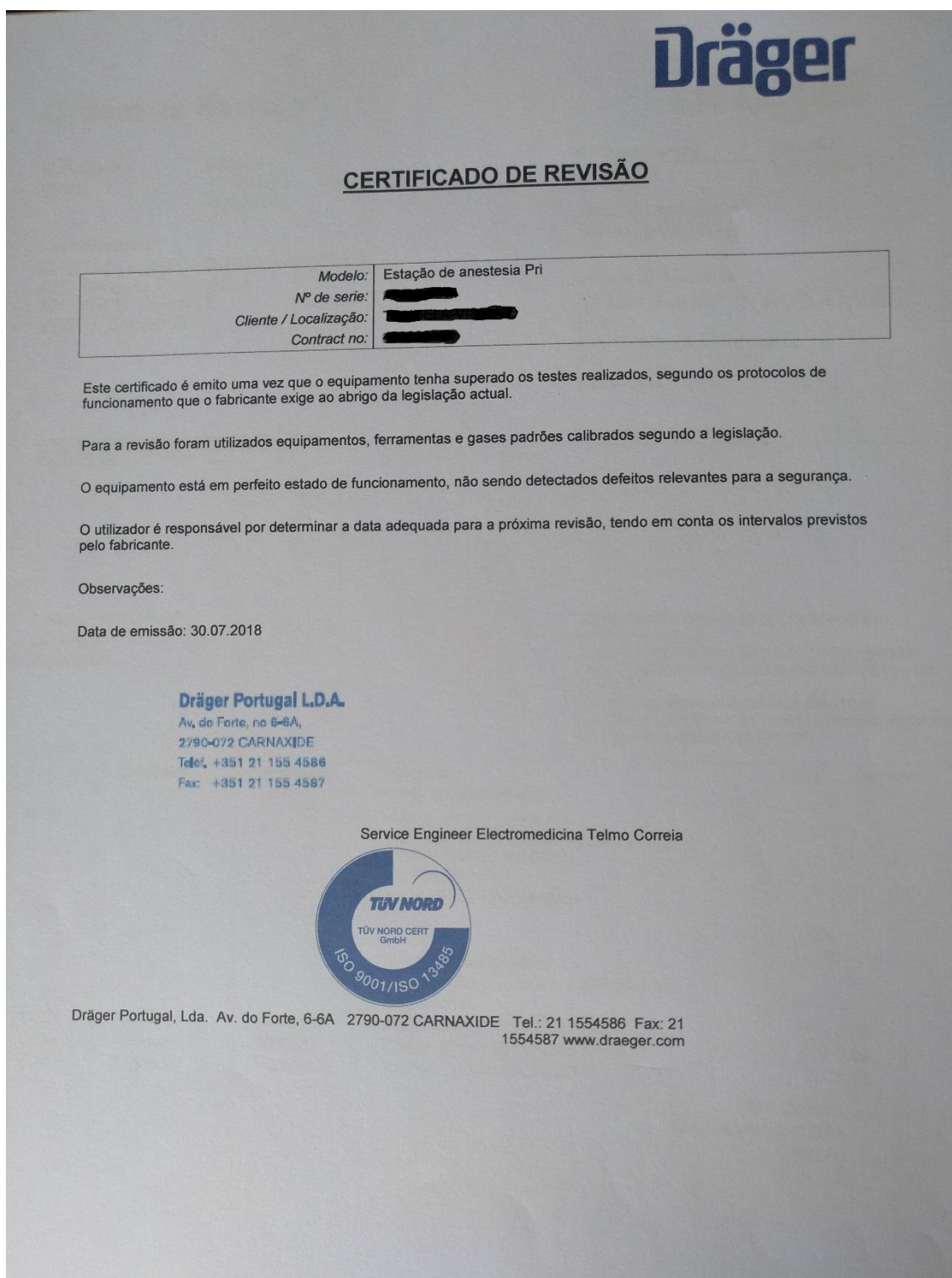


Figura 89 – Certificado de revisão.

Anexo II

Neste anexo encontram-se alguns dos equipamentos de apoio à manutenção utilizados nos procedimentos de teste de segurança, calibrações e simulações:

- Bender UNIMET 800 ST:

Como descrito e ilustrado na secção 3.3.2, o *Bender*, é um equipamento de teste de segurança elétrica para equipamento médico elétrico. Este vem na sequência da aplicação da norma IEC 62353 e fornece resultados de medição da resistência do condutor de terra, correntes de fuga tanto do equipamento como das partes aplicadas ao paciente e consumos de energia, por exemplo. É um equipamento que possui um conjunto de testes de inspeção visual, testes de verificação das funções e testes elétricos. Os resultados dos testes são mostrados no ecrã do *Bender* no final de todos os testes [69].



Figura 90 – *Bender* UNIMET 800 ST [69].

- Digital Pressure Indicator (DPI):

Este equipamento de calibração portátil é um dos grandes auxiliares durante as manutenções e resolução de problemas oferecendo uma medição de pressão precisa. Um equipamento desenhado para monitorizar periodicamente a pressão de trabalho de equipamentos eletrónicos e pneumáticos [70].



Figura 91 – Digital Pressure Indicator (DPI) [70].

▪ Fluke Prosim 4 Vital Signs Simulator:

É um equipamento portátil que permite simular a monitorização de sinais vitais, verificando o bom funcionamento dos equipamentos de monitorização do paciente. Apresenta simulações elétricas de parâmetros como pressão sanguínea invasiva (*Invasive Blood Pressure – IBP*), eletrocardiograma (ECG) e frequência respiratória; executa simulações pneumáticas de parâmetros como a pressão sanguínea não invasiva (*Non-Invasive Blood Pressure – NIBP*) [67].



Figura 92 – Fluke Prosim 4 Vital Signs Simulator [67].

- Caudalímetro:

É um equipamento de medição de fluxo, com o objetivo de medir com precisão um caudal de gás através de um mecanismo físico com deslocação de um objeto flutuante calibrado até ao valor exato da escala existente.



Figura 93 – Caudalímetro.