



Instituto Superior de Engenharia

Politécnico de Coimbra

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA
ELETROTÉCNICA

Manutenção Preventiva e Corretiva de Estações de Anestesia e Incubadoras Dräger

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

Autor

Marco António da Silva Lages

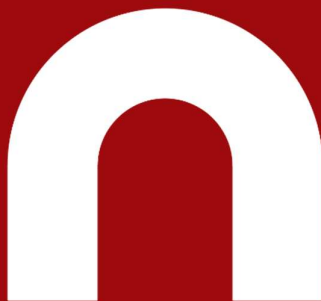
Orientador

Professor Doutor Victor Daniel Neto dos Santos

Supervisor na empresa Dräger Portugal Lda.

Engenheiro Luís Manuel Baptista Lobato

Coimbra, dezembro de 2023



INSTITUTO POLITÉCNICO
DE COIMBRA

INSTITUTO SUPERIOR
DE ENGENHARIA
DE COIMBRA

Resumo

O estágio curricular para obtenção do grau de mestre em Instrumentação Biomédica, efetuado através da empresa Dräger, permitiu obter uma visão geral do funcionamento de uma empresa de equipamentos médicos, bem como, um contacto e participação direta nas manutenções a que os equipamentos são sujeitos constantemente.

O correto funcionamento de qualquer unidade hospitalar encontra-se dependente da viabilidade e do desempenho dos seus equipamentos médicos. O estado destes equipamentos representa um papel fundamental no auxílio ao tratamento de pacientes. Com isto, de modo a garantir a fiabilidade dos equipamentos médicos, surge a necessidade de realizar atividades de manutenção, sejam estas de cariz corretivo ou preventivo. Desta forma, o principal objetivo deste estágio traduz-se principalmente na aquisição de conhecimentos práticos de manutenção de equipamentos hospitalares, assim como da gestão dos mesmos, no que toca a processos administrativos de aquisição de componentes e pedidos de orçamentação.

No decorrer deste relatório são descritas as diferentes áreas médicas de atuação da empresa bem como os mais recentes equipamentos médicos associados a cada uma destas. Por fim, é referido uma vertente importantíssima do estágio que diz respeito ao presenciar de formações acerca do funcionamento de diferentes equipamentos Dräger.

Quaisquer atividades realizadas durante o estágio, especialmente as de manutenção e de gestão, foram realizadas de acordo com a legislação em vigor, nomeadamente normas de gestão hospitalar.

Palavras-chave: Instrumentação Biomédica, Equipamentos Médicos, Manutenção, Estação de Anestesia, Incubadora.

Abstract

The curricular internship for a master's degree in Biomedical Instrumentation, carried out at Dräger, gave me an overview of how a medical equipment company works, as well as direct contact and participation in the maintenance that the equipment is constantly subjected to.

The proper functioning of any hospital unit depends on the viability and performance of its medical equipment. The condition of this equipment plays a fundamental role in helping to treat patients. Therefore, in order to guarantee the reliability of medical equipment, there is a need to carry out maintenance activities, whether corrective or preventive. Thus, the main objective of this internship is to acquire practical knowledge of hospital equipment maintenance, as well as its management, in terms of administrative processes for acquiring components and budget requests.

In the course of this report, the company's different medical areas of activity are described, as well as the latest medical equipment associated with each of them. Finally, a very important aspect of the internship is mentioned, which concerns attending training courses on the operation of different Dräger equipment.

Any activities carried out during the internship, especially maintenance and management, were carried out in accordance with the legislation in force, namely hospital management standards.

Keywords: Biomedical Instrumentation, Medical Equipment's, Maintenance, Anesthesia Workstation, Incubator.

Agradecimentos

Ao Professor Doutor Victor Santos, orientador de estágio, por todo o apoio prestado, a transmissão do conhecimento, a paciência, o tempo despendido, não só ao longo do mestrado, também pela importância das unidades curriculares lecionadas por si, mas em especial durante este estágio e na elaboração deste mesmo relatório.

Ao supervisor Engenheiro Luís Lobato, agradeço todo o apoio diário e a confiança depositada.

À Professora Doutora Fernanda Coutinho, pelo empenho na organização do curso, em particular neste último ano e na ajuda para resolver os problemas de cada aluno.

À Dora, à Anabela, à Pandora, à Ana, à Cristina e à Catarina da Administração de *service* e *back office* que sempre se disponibilizaram para ajudar, incentivar e responder a quaisquer dúvidas.

Ao Rui Pessoa, ao Tiago Alves, ao Ruben Mendes, ao André Cruz, ao Daniel Estima, ao Luís Sanches, ao Henrique Gomes, ao Fernando Folgado, ao Carlos Costa, à Barbara Ribeiro e à Cláudia Ferreira por tudo o que me ensinaram. São, sem dúvida, excelentes profissionais, mas acima disso, são colegas que levarei para vida e que serão sempre uma referência para mim por toda a ajuda, atenção e conhecimento transmitido nesta fase inicial e de tanta importância para a minha carreira profissional.

A todos os meus colegas de curso, em particular, a minha amiga Ana Nogueira, pelo apoio constante manifestado ao longo do curso, por todas as gargalhadas, pelas noites de estudo e por toda a entajuda.

Aos professores que lecionaram as unidades curriculares do curso de Mestrado em Instrumentação Biomédica, pois possibilitaram aos alunos uma formação concisa e adequada de forma a preparar-nos para o mercado de trabalho.

À minha família, em especial, que me permitiu frequentar mais um curso superior, desta vez, deslocado de casa e que sempre me apoiou e incentivou a perseguir os meus sonhos/objetivos.

Finalmente, quero agradecer a todas as pessoas que me acompanharam ao longo destes anos e que, de alguma forma, contribuíram para o meu percurso académico e para a elaboração deste relatório.

Índice

Resumo	i
Abstract.....	iii
Agradecimentos	v
Índice.....	vii
Índice de Figuras	xi
Lista de Acrónimos, Abreviaturas e Siglas	xvii
Lista de Símbolos.....	xix
1 Introdução	1
1.1 Motivação	1
1.2 Enquadramento e Objetivos.....	1
1.3 Empresa.....	3
1.3.1 Caracterização geral e breve história.....	3
1.3.2 Dräger Iberia.....	4
1.3.3 Metodologia	5
1.4 Principais Clientes	7
1.4.1 Hospital da Luz Lisboa.....	7
1.4.2 Hospital CUF Tejo.....	8
1.4.3 Centro Hospitalar Universitário Lisboa Norte, E.P.E.	9
1.4.4 Centro Hospitalar Universitário Lisboa Central, E.P.E.	10
1.4.5 Hospital Lusíadas Lisboa.....	12
1.4.6 Hospital Beatriz Ângelo.....	13
1.5 Organização do Documento.....	14
1.6 Considerações finais.....	15
2 Manutenção	17
2.1 Manutenção de Equipamentos Médicos	17
2.2 Níveis de Manutenção	17
2.3 Tipos de Manutenção	18
2.3.1 Manutenção preventiva.....	18
2.3.2 Manutenção corretiva	21
2.4 Manutenção em Ambiente Hospitalar.....	22
2.4.1 Bloco Operatório.....	22

2.4.2	Unidade de Cuidados Intensivos.....	23
2.5	Normas Relativas à Manutenção Hospitalar.....	24
2.5.1	Norma IEC 60601.....	24
2.5.2	Norma IEC 62353.....	27
2.5.3	Norma ISO 80601-2-12:2020	29
2.5.4	Norma ISO 80601-2-13:2022	29
2.6	Equipamentos de teste utilizados	29
2.6.1	<i>Bender UNIMET 800ST</i>	30
2.6.2	<i>Fluke ProSim 4</i>	31
2.6.3	Oxsim.....	32
2.6.4	Caudalímetro Triplo.....	33
2.6.5	Multímetro.....	33
2.6.6	<i>Druck Digital Pressure Indicator 705 E</i>	34
2.6.7	Higrómetro <i>Sika</i> MH3330	35
2.7	Considerações finais.....	35
3	Ventilação	37
3.1	Conceitos Básicos da Respiração	37
3.2	Fisiologia Respiratória.....	39
3.3	Fundamentos da Ventilação.....	40
3.4	Tipos de Ventilação.....	42
3.4.1	Ventilação Invasiva	42
3.4.2	Ventilação Não Invasiva.....	43
3.5	Modos de Ventilação	45
3.5.1	Ventilação Controlada por Volume	45
3.5.2	Ventilação Controlada por Pressão.....	46
3.5.3	Ventilação Espontânea/ Assistida.....	47
3.6	Parâmetros de configuração.....	47
3.7	Ventilador <i>Dräger Evita V800</i>	49
3.8	Considerações finais.....	57
4	Neonatologia	59
4.1	Prematuridade.....	59
4.2	Termorregulação.....	60
4.3	Parâmetros a avaliar num recém-nascido prematuro.....	60

4.3.1	Temperatura.....	60
4.3.2	Humidade.....	62
4.3.3	Oxigénio.....	62
4.4	Unidade de Cuidados Intensivos Neonatais.....	63
4.4.1	Equipamentos presentes numa UCIN.....	64
4.5	Incubadora.....	67
4.5.1	Incubadora Dräger Babyleo TN500.....	68
4.6	Considerações finais.....	76
5	Ventiladores de Anestesia.....	77
5.1	Princípios de Anestesia.....	77
5.2	Anestésicos Voláteis.....	78
5.3	Estação de Anestesia.....	80
5.4	Atlan A3X0.....	81
5.5	Considerações finais.....	94
6	Monitorização de Sinais Vitais.....	95
6.1	Monitores Multiparâmetros.....	95
6.2	Fundamentos dos módulos sensoriais.....	96
6.2.1	Oximetria de pulso.....	96
6.2.2	Pressão Não Invasiva.....	98
6.2.3	Eletrocardiografia.....	100
6.3	Infinity Acute Care System (IACS).....	103
6.4	Considerações finais.....	108
7	Manutenções realizadas e Formações.....	109
7.1	Manutenção preventiva - Estação de Anestesia Primus.....	109
7.2	TSB – Oxylog 3000 plus.....	116
7.3	Manutenção Corretiva – Estação de anestesia Primus.....	119
7.4	TSB – PGM, Scio.....	122
7.5	Manutenção Preventiva – Estação de Anestesia Perseus A500.....	124
7.6	Manutenção Corretiva – Estação de anestesia Primus.....	129
7.7	Considerações finais.....	133
8	Conclusões.....	135
9	Referências bibliográficas.....	137

Índice de Figuras

Figura 1.1 – Diagrama de <i>Gantt</i> das diferentes fases experienciadas ao longo do estágio.	2
Figura 1.2 – Logotipo e lema da empresa Dräger [3].....	4
Figura 1.3 – Sede da Dräger Portugal em Carnaxide, Lisboa.	4
Figura 1.4 – Hospital da Luz Lisboa [5].	8
Figura 1.5 – Hospital CUF Tejo [6].	9
Figura 1.6 – Hospital de Santa Maria, E.P.E: a) Entrada principal; b) Vista panorâmica [8].....	9
Figura 1.7 – Hospital de Pulido Valente, E.P.E [8].....	10
Figura 1.8 – Centro Hospitalar Universitário Lisboa Central, E.P.E: a) Hospital São José, E.P.E; b) Hospital Santo António dos Capuchos, E.P.E [12].....	11
Figura 1.9 – Hospital Dona Estefânia, E.P.E [12].	11
Figura 1.10 – Hospital Santa Marta, E.P.E [12].....	11
Figura 1.11 – Centro Hospitalar Universitário Lisboa Central, E.P.E: a) Hospital Curry Cabral, E.P.E; b) Maternidade Dr. Alfredo da Costa, E.P.E [12].....	12
Figura 1.12 – Hospital Lusíadas Lisboa [13].....	12
Figura 1.13 – Hospital Beatriz Ângelo [15].....	13
Figura 2.1 – Interface do <i>software</i> CRM.....	18
Figura 2.2 – Emissão da Ordem de Serviço.....	20
Figura 2.3 – Protocolo de Inspeção.	20
Figura 2.4 – Certificado de Revisão.	21
Figura 2.5 – Classificação de equipamentos médicos elétricos em relação à proteção de choques elétricos: a) Símbolo de equipamentos de Classe I; b) Símbolo de equipamentos de Classe II; c) Símbolo de equipamentos de Classe III [28].	25
Figura 2.6 – Símbolo de equipamentos de Tipo B [28].	26
Figura 2.7 – Símbolo de equipamentos de Tipo BF [28].....	26
Figura 2.8 – Símbolo de equipamentos de Tipo CF [28].	27
Figura 2.9 – Teste de medição da resistência do condutor de terra [30].	28
Figura 2.10 – <i>Bender UNIMET 800ST</i>	30
Figura 2.11 – <i>Bender UNIMET 800ST</i> : a) Representação das ligações efetuadas; b) Seleção do tipo de partes aplicadas.	30

Figura 2.12 – <i>Bender UNIMET 800ST</i> : a) Teste da resistência do condutor de terra; b) Teste executado com sucesso das correntes de fuga do equipamento.	31
Figura 2.13 – Medição das correntes de fuga das partes aplicadas ao paciente.....	31
Figura 2.14 – <i>Fluke ProSim 4</i>	32
Figura 2.15 – <i>OxSim OX-1</i>	32
Figura 2.16 – Caudalímetro triplo.....	33
Figura 2.17 – Multímetro.....	34
Figura 2.18 – <i>Digital Pressure Indicator 705 E</i>	34
Figura 2.19 – Higrómetro <i>Sika MH3330</i>	35
Figura 3.1 – Vias respiratórias superiores [34].....	38
Figura 3.2 – Vias respiratórias inferiores [34].....	38
Figura 3.3 – Pressão dos pulmões durante a respiração. a) Inspiração; b) Expiração [34].....	39
Figura 3.4 – Pressão dos pulmões durante a ventilação. a) Inspiração; b) Expiração (*Positive End-Expiratory Pressure (PEEP)) [34].....	41
Figura 3.5 – Interfaces entre o ventilador e o paciente durante a ventilação invasiva. a) Tubo endotraqueal; b) Máscara laríngea [34].....	43
Figura 3.6 – Interfaces entre o ventilador e o paciente durante a ventilação invasiva. a) Tubo de laringe; b) Tubo de traqueostomia [34].....	43
Figura 3.7 – Máscara facial inteira [34].....	44
Figura 3.8 – Máscara oronasal [34].....	44
Figura 3.9 – Máscara nasal [34].....	45
Figura 3.10 – Ventilador <i>Dräger Evita V800</i>	49
Figura 3.11 – Monitor do ventilador <i>Dräger Evita V800</i> [40].....	50
Figura 3.12 – Eletrônica do ventilador <i>Dräger Evita V800</i> [41].	51
Figura 3.13 – Bloco pneumático do ventilador <i>Dräger Evita V800</i> [41].....	52
Figura 3.14 – Principais componentes da opção nebulizador [41].....	53
Figura 3.15 – Principais componentes da unidade de calibração [41].	54
Figura 3.16 – Principais componentes da válvula inspiratória [41].....	54
Figura 3.17 – Principais componentes da válvula expiratória [41].....	55
Figura 3.18 – Esquema pneumático do ventilador <i>Dräger Evita V800</i> [41].....	55
Figura 4.1 – Quatro tipos de perda de calor [45].....	61
Figura 4.2 – Humidificador da incubadora <i>Dräger Isolette 8000 plus</i> [48].	62

Figura 4.3 – Oximetria de pulso num recém-nascido prematuro [49].....	63
Figura 4.4 – Método Canguru, junto da incubadora Dräger Caleo [49].....	64
Figura 4.5 – Equipamentos presentes numa UCIN: a) Incubadora Dräger Isolette C2000; b) Berço aquecido Dräger Babyroo TN300.....	65
Figura 4.6 – Monitor de sinais vitais Dräger Infinity M540.....	65
Figura 4.7 – Equipamentos presentes numa UCIN: a) Bilirrubinómetro Dräger JM-105 [51]; b) Fototerapia Dräger Photo-Therapy 4000.....	66
Figura 4.8 – Ventilador Neonatal Dräger VN600.....	66
Figura 4.9 – Incubadora Dräger Babyleo TN500.....	67
Figura 4.10 – Incubadoras Dräger: a) Isolette 8000 plus; b) Caleo.....	68
Figura 4.11 – Incubadora Dräger Babyleo TN500.....	68
Figura 4.12 – Interface da unidade de controlo da Incubadora Dräger Babyleo TN500 [54].....	69
Figura 4.13 – Opção integrante da Incubadora Dräger Babyleo TN500 – Candeeiro VarioLux [54].....	71
Figura 4.14 – Interface parental da Incubadora Dräger Babyleo TN500 [54].....	72
Figura 4.15 – Incubadora Dräger Babyleo TN500 personalizada com a luz de cor azul [54].....	73
Figura 4.16 – Desmontagem da Incubadora Dräger Babyleo TN500: a) Fase inicial com a campânula levantada (Cuidados abertos); b) Desencaixe das superfícies laterais, frontal e remoção do colchão aquecido.....	73
Figura 4.17 – Desmontagem da Incubadora Dräger Babyleo TN500: a) Remoção da balança e seu respetivo suporte; b) Remoção dos freios do elevador e da armação do ventilador.....	74
Figura 4.18 – Ligação dos sensores de temperatura na Incubadora Dräger Babyleo TN500.....	75
Figura 4.19 – Termografia de um bebé prematuro [48].	75
Figura 5.1 – Agentes anestésicos Dräger: a) Sevoflurano; b) Desflurano.	79
Figura 5.2 – Estações de anestesia Dräger. a) Dräger Fabius; b) Dräger Primus....	80
Figura 5.3 – Estações de anestesia Dräger. a) Dräger Perseus A500; b) Dräger Atlan A350.....	81
Figura 5.4 – Modo de emergência manual presente na estações de anestesia Dräger Atlan.....	82
Figura 5.5 – Quatro modelos existentes da estação de anestesia Dräger Atlan [60].	82

Figura 5.6 – Sistema de ventilação e refrigeração da estação de anestesia Dräger Atlan [60].....	83
Figura 5.7 – Fonte de alimentação M7.3 Plus [60].....	84
Figura 5.8 – Placa omniboard [60].	84
Figura 5.9 – placa processadora M48.1 [60].....	85
Figura 5.10 – Placa de interface da estação de anestesia Dräger Atlan [60].....	85
Figura 5.11 – Vista superior do minimódulo.	86
Figura 5.12 – Componentes do minimódulo [60].	86
Figura 5.13 – Diagrama de blocos do minimódulo [60].....	86
Figura 5.14 – Copo de condensados [60].	87
Figura 5.15 – Design do detetor multicanal ILCA3 Dual [60].	87
Figura 5.16 – Sensor de oxigénio PIA.	88
Figura 5.17 – Orientação das moléculas de oxigénio. A) Com um campo magnético; B) Sem um campo magnético [59].	89
Figura 5.18 – Ecrã do módulo de misturador de gases.	90
Figura 5.19 – Unidade de ventilação [60].	91
Figura 5.20 – Vista superior da cassete de paciente.	91
Figura 5.21 – Placa metálica de aquecimento.....	92
Figura 5.22 – Diagrama simplificado do sistema respiratório [60].....	93
Figura 5.23 – Diafragma inferior.	93
Figura 5.24 – Janela de visualização do movimento do pistão cilíndrico.....	94
Figura 6.1 – Monitor multiparamétrico Dräger Infinity Delta.	95
Figura 6.2 – Sensor de Oximetria Dräger [66].....	97
Figura 6.3 – Sensores de oximetria. a) Representação ilustrativa do uso de um sensor de SpO2 [69]. b) Sensor de oximetria Dräger do tipo mola, onde é possível observar os LEDs e o sensor fotossensível.	98
Figura 6.4 – Diagrama de blocos do funcionamento de uma braçadeira de pressão arterial [74].....	99
Figura 6.5 – Braçadeira de pressão arterial Dräger.....	100
Figura 6.6 – Triângulo de Einthoven (adaptado [79]).....	101
Figura 6.7 – Traçado ECG e respetivas ondas [83].....	102
Figura 6.8 – Componentes do sistema IACS. A) Monitor Infinity C700 ou Infinity C500; B) Fonte de alimentação P2500; C) Monitor Infinity M540; D) Infinity M500 <i>Docking Station</i> [86].....	103

Figura 6.9 –Monitor Infinity M540.....	104
Figura 6.10 –Monitor Infinity C500.....	105
Figura 6.11 –Monitor Infinity C700.....	105
Figura 6.12 – Infinity M500 <i>docking station</i>	106
Figura 6.13 – Fonte de alimentação Infinity P2500.....	106
Figura 6.14 – TofScan.....	107
Figura 6.15 – Infinity BISx SmartPod [88].....	107
Figura 6.16 – Estação de anestesia Perseus A500. A) Monitor Infinity M540; B) Monitor Infinity C500; C) Monitor Infinity C700; D) Infinity M500 Docking Station; E) Fonte de alimentação Infinity P2500; F) TofScan; G) Monitor BIS para conexão Infinity BISx SmartPod.....	108
Figura 7.1 – Itens constituintes do kit de 6 anos.....	110
Figura 7.2 – Substituição de filtros. a) Filtro antipó da fonte de alimentação; b) filtro a substituir do AGS.....	110
Figura 7.3 – Vista traseira da estação de anestesia Primus.....	111
Figura 7.4 – Interior do módulo PGM. A) filtro antipó; B) tubo de nafion.....	111
Figura 7.5 – Substituição dos filtros antipó da unidade de ventilação.....	112
Figura 7.6 – Substituição do filtro da tampa superior.....	112
Figura 7.7 – Substituição dos filtros sinterizados da entrada de gases.....	113
Figura 7.8 – O-rings brancos do encaixe dos vaporizadores.....	113
Figura 7.9 – O-rings no encaixe do copo de condensados (dois de cor preta superiores e um de cor verde inferior).....	114
Figura 7.10 – Substituição do diafragma superior.....	114
Figura 7.11 – Substituição do diafragma inferior.....	115
Figura 7.12 – Montagem do procedimento do TSB.....	116
Figura 7.13 – Finalização do teste ao aparelho com êxito.....	117
Figura 7.14 – Descarga da versão de <i>software</i> do circuito de carga 11.91 bem-sucedida.....	117
Figura 7.15 – Atualização da versão de <i>software</i> do circuito de carga 11.91.....	118
Figura 7.16 – Atualização da versão de <i>software</i> do equipamento 1.09.....	118
Figura 7.17 – Falha na detecção de oxigénio.....	119
Figura 7.18 – Vista traseira da estação de anestesia Primus. A) Misturador.....	120
Figura 7.19 – Vista interior do misturador com a entrada de gases.....	121

Figura 7.20 – Entrada de gases do misturador. A) sensor de pressão; B) regulador de pressão.	121
Figura 7.21 – Bomba de recolha de amostras do PGM.....	123
Figura 7.22 – mPGM IE. A) Bomba de recolha de amostras do PGM.	123
Figura 7.23 – Calibração da nova bomba de recolha de amostras do PGM.....	124
Figura 7.24 – Estação de anestesia Perseus A500.	125
Figura 7.25 – Substituição dos filtros de espuma e da bateria do monitor infinity M540.	126
Figura 7.26 – Fonte de alimentação do sistema de monitorização IACS. a) Vista exterior; b) Vista interior após remoção da tampa.	126
Figura 7.27 – Vista superior da estação de anestesia Perseus A500.....	127
Figura 7.28 – Kit do <i>breathing system</i> da estação de anestesia Perseus A500.	127
Figura 7.29 – Desmontagem do kit do <i>breathing system</i> da estação de anestesia Perseus A500.	128
Figura 7.30 – Limpeza do recipiente da AGSS.....	128
Figura 7.31 – Falha nas válvulas do ventilador.	129
Figura 7.32 – Desmontagem da cassette de paciente. A) <i>Cover</i> ; B) <i>Valve plate</i> ; C) <i>Gas block</i>	130
Figura 7.33 – <i>Valve plate</i>	130
Figura 7.34 – Página referente ao VGC em modo serviço.	131
Figura 7.35 –VGC. A) Válvula MV2.....	132
Figura 7.36 – Válvula MV2.	132
Figura 7.37 – Autoteste da estação de anestesia Primus.....	133

Lista de Acrónimos, Abreviaturas e Siglas

AAP	<i>American Academy of Pediatrics</i>
AGS	<i>Anesthetic Gas Scavenging</i>
AGSS	<i>Anesthetic Gas Scavenging System</i>
ATP	<i>Adenosine Triphosphate</i>
BIS	índice Bispectral
BO	Bloco Operatório
BTPS	<i>Body Temperature Pressure Saturated</i>
CHULC	Centro Hospitalar Universitário de Lisboa Central
CRM	<i>Customer Relationship Management</i>
CST	Centro de Suporte Técnico
ECG	Eletrocardiograma
EEG	Eletroencefalograma
FC	Frequência Cardíaca
FR	Frequência Respiratória
FSS	<i>Field Service Software</i>
HBA	Hospital Beatriz Ângelo
IACS	<i>Infinity Acute Care System</i>
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
MAC	Maternidade Dr. Alfredo da Costa
MAP	<i>Mean Arterial Pressure</i>
MIB	Mestrado em Instrumentação Biomédica
NTPD	<i>Normal Temperature Pressure Dry</i>
NTPS	<i>Normal Temperature Pressure Saturated</i>

OS	Ordem de Serviço
PA	Pressão Arterial
PATO	PAramagneTic O2 sensor (PATO)
PEEP	<i>Positive End-Expiratory Pressure</i>
Pinsp	Pressão de Inspiração
PMS	<i>Planned Maintenance System</i>
PPP	Parceria Público-Privada
SIE	Serviços de Instalações e Equipamentos
SNS	Serviço Nacional de Saúde
SpO ₂	Saturação Periférica de Oxigénio
Tinsp	Tempo de Inspiração
TSB	<i>Technical Service Bulletin</i>
TSM	<i>Technical Support Manager</i>
UCI	Unidade de Cuidados Intensivos
USB	Universal Serial Bus
VM	Volume Minuto
VMER	Viatura Médica de Emergência e Reanimação
VNI	Ventilação Não Invasiva
VT	Volume Tidal
xGM	Exchangeable Gas Module

Lista de Símbolos

C	Compliance
CO ₂	Dióxido de Carbono
FiO ₂	Fração Inspirada de O ₂
H ₂ O	Água
hPa	hectopascal
I:E	Relação do Ciclo Inspiração/Expiração
L	Litro
L/min	Litro por minuto
m	metro
mbar	milibar
mbar/L/s	milibar por litro por segundo
mL/min	mililitro por minuto
mmHg	milímetros de mercúrio
NiMh	Hidreto metálico de níquel
nm	nanómetro
O ₂	Oxigénio
R	Resistência
V	Volt
W	Watt
ΔP	Diferença de pressões
ΔV	Diferença de volumes
\dot{V}	Fluxo

1 Introdução

Este capítulo fornece o contexto deste relatório de estágio. Começa por expor a motivação e os objetivos alcançados. Apresenta-se ainda uma visão geral da estrutura do relatório descrevendo o conteúdo de cada capítulo.

1.1 Motivação

Na área da saúde, a inovação tecnológica decorre principalmente do surgimento de novos equipamentos médicos e técnicas que possibilitam uma melhoria considerável na qualidade do diagnóstico e do tratamento prestados aos pacientes, que se refletem obviamente no seu bem-estar.

Verifica-se, pois, que a atividade médica depende cada vez mais dos equipamentos médicos, sendo validada em função dos resultados que estes apresentam. Deste modo, surge uma preocupação maior com o rigor das ações de manutenção hospitalar. Esta última destaca-se como uma área de grande importância para qualquer unidade de saúde, que, para além de melhorar a qualidade, garante a confiabilidade e aumenta a segurança dos equipamentos. É ainda responsável pela redução dos custos inerentes a um Hospital, o que nos dias que correm, representa um fator de extrema relevância. Torna-se, portanto, essencial, a existência de técnicos especializados nesta área.

As principais motivações para a realização deste estágio prendem-se com o desejo e a importância do contacto com uma empresa de comércio, instalação e manutenção de equipamentos médicos de uma marca de referência a nível mundial, permitindo consolidar os conhecimentos teóricos e teórico-práticos adquiridos, ao longo do percurso académico com ênfase no Mestrado em Instrumentação Biomédica (MIB). Este estágio foi uma oportunidade para conhecer vários equipamentos médicos de uma marca de referência mundial, adquirir conhecimentos técnicos sobre os mesmos e perceber como são realizadas e geridas as diferentes modalidades de manutenção.

1.2 Enquadramento e Objetivos

O presente estágio decorreu nas instalações da empresa de acolhimento, Dräger Portugal, e dos seus clientes, na zona de Lisboa e Sul do país. O referido estágio teve início no dia 16 de janeiro e término no dia 11 de agosto de 2023, perfazendo um total de 850 horas de aplicação prática às quais acresce um período dedicado à escrita do relatório de estágio e a reuniões de acompanhamento do mesmo. Durante o período atrás mencionado, o estagiário executou diariamente, as tarefas presentes no plano de estágio, no horário de trabalho protocolado, tendo também participado em

cinco ações de formação disponibilizadas pela empresa, em Espanha. O referido estágio curricular compreendeu três fases distintas, as quais tiveram lugar nos meses presentes no cronograma da Figura 1.1. O principal objetivo deste estágio curricular é o desenvolvimento de competências na área de manutenção de equipamentos médicos, designadamente:

- Tomar conhecimento da organização e funcionamento de uma empresa de equipamentos médicos, dos horários de trabalho, da forma de executar tarefas, mesmo que sejam simples tarefas de apoio;
- Desenvolver competências transversais de trabalho em grupo, de comunicação escrita e oral, e de aprendizagem autónoma;
- Adquirir conhecimentos técnicos referentes aos equipamentos médicos da marca e os princípios de funcionamento dos mesmos que facilitem a identificação das avarias mais comuns;
- Adquirir noções básicas sobre os processos administrativos associados às ações de manutenções efetuadas;
- Efetuar procedimentos de manutenção preventiva e corretiva adequados aos diferentes equipamentos médicos intervencionados;
- Reconhecer a importância da complementaridade das ações de manutenção aplicadas à área da saúde, na perspetiva da garantia da qualidade;
- Interiorizar a importância da Manutenção em equipamentos médicos e o seu impacto nos diagnósticos e tratamentos dos pacientes.

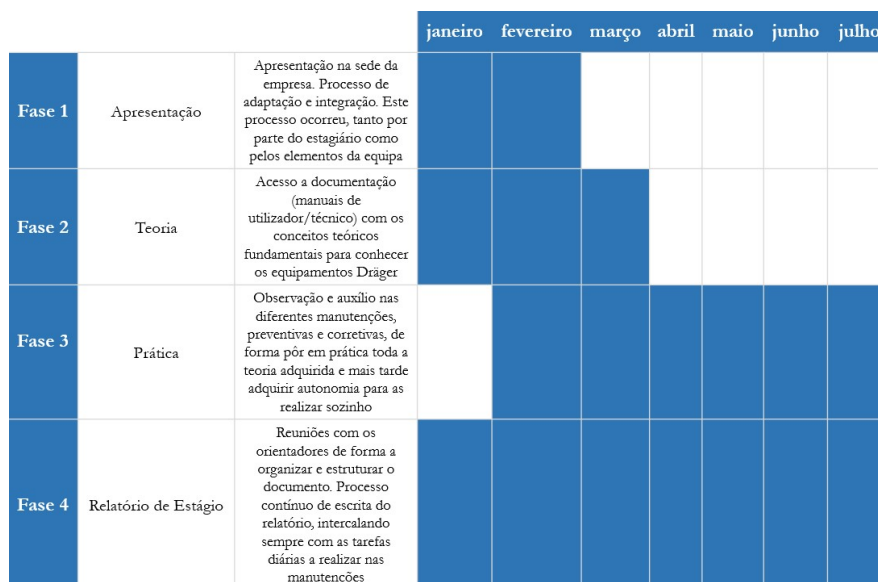


Figura 1.1 – Diagrama de *Gantt* das diferentes fases experienciadas ao longo do estágio.

1.3 Empresa

1.3.1 Caracterização geral e breve história

A empresa Dräger foi inaugurada em 1889 através do senhor Johann Heinrich Dräger na hanseática cidade de Lübeck, localizada no norte da Alemanha. Trata-se de uma empresa familiar que se tem prolongado ao longo de cinco gerações, sendo o seu atual Diretor Executivo o bisneto Stefan Dräger [1].

A Dräger é uma empresa internacional líder nas áreas de *medical technology* e de *safety technology*. A empresa emprega mais de 15.000 pessoas a nível mundial, estando representada em mais de 190 países e possuindo pontos de venda e assistência em perto de 50 países. As suas unidades de desenvolvimento e produção estão localizadas na Alemanha, Grã-Bretanha, Noruega, Suécia, África do Sul, Estados Unidos da América, Chile, República Checa e China [1].

A criação desta empresa surge através da insatisfação de Johann Dräger perante os sistemas de cerveja existentes na altura. A inconsistência do fluxo de cerveja e os equipamentos inadequados despertou um sentido criativo que serviu como ponto de partida para o desenvolvimento da primeira válvula redutora para Dióxido de Carbono – a Válvula Lubeca [1].

Seguidamente, já no início do século XX, Johann Heinrich Dräger e o Dr. Otto Roth dedicaram-se ao desenvolvimento de um novo aparelho anestésico, numa altura em que frequentemente, os pacientes morriam devido à administração de doses imprecisas de gás. Com o objetivo final de controlar a anestesia, surgiu assim o “Roth-Dräger”, uma inovação pioneira que colocou a empresa na vanguarda da área de anestesia [1].

Mais tarde, no decorrer de uma viagem a Inglaterra, Johann Heinrich Dräger ouviu mineiros na cidade de Newcastle a falarem da urgência de adquirirem um aparelho para ressuscitar homens sem consciência provenientes das minas. Pouco depois, com o testemunhar de um afogamento de um jovem e a sua posterior ressuscitação, decidiu criar uma máquina para salvar a vida de uma pessoa, pois assim que esta perca a consciência por falta de oxigénio, deve receber de imediato qualquer tipo de ventilação. Assim que regressou a Lübeck, Johann deu início ao desenvolvimento do *Pulmotor*, o primeiro ventilador de emergências produzido em massa [1].

Já em meados do século XX, surgiu a aposta na área da neonatologia através da primeira incubadora Dräger para bebés prematuros e bebés recém-nascidos. Esta incubadora, de nome II-M-100, tratava-se de um dispositivo robusto com um ambiente fechado e ideal para estes pequenos pacientes, com condições equivalentes às do útero da mãe [1].

Com o lema “Technology for Life” (Figura 1.2), a empresa Dräger ambiciona proteger, apoiar e salvar vidas sendo estes objetivos a principal parte da sua missão [2]. Aos dias de hoje, a empresa produz equipamentos para a área industrial, mineira e médica claro, assim como para atividades de resgate e auxílio ao combate de

incêndios. Os seus clientes são apresentados com uma vasta gama de equipamentos de ventilação, de cuidado neonatal, de monitorização e estações de anestesia. No que se refere à área de *safety*, as soluções passam maioritariamente por instrumentos de proteção individual, sistemas de deteção de gases nocivos para a saúde e equipamentos de deteção de álcool e estupefacientes.



Figura 1.2 – Logotipo e lema da empresa Dräger [3].

1.3.2 Dräger Iberia

A Dräger Iberia divide-se em duas empresas, sendo estas a Dräger Hispania S.A.U e a Dräger Portugal Lda. Em Portugal, a empresa existe desde janeiro de 2009, tendo a sua sede localizada em Lisboa, mais precisamente na Rua de Nossa Sra. da Conceição 3, Carnaxide (Figura 1.3). A Dräger Portugal possui ainda delegações no Porto e em Coimbra.



Figura 1.3 – Sede da Dräger Portugal em Carnaxide, Lisboa.

A empresa está organizada em diferentes departamentos que compreendem a área comercial, de *service*, de marketing e o departamento financeiro. Já em relação à hierarquia da empresa, logo acima dos técnicos (posição do estágio), encontra-se o *Regional Service Manager* Portugal, supervisor do estágio, o Eng. Luís Lobato. Num patamar acima, encontra-se o *Service Manager Iberia*, José Luis López González, responsável pelo departamento de *service* de Portugal e Espanha. Finalmente, no patamar superior desta hierarquia está o *Managing Director*, Dionisio Martinez de Velasco que é responsável por todos os departamentos anteriormente mencionados, em Portugal e Espanha.

Em Espanha, na sede localizada em Madrid, encontra-se um Centro de Suporte Técnico (CST). Este é responsável por facultar formação aos técnicos de Portugal e Espanha e por dar apoio aos técnicos através de diferentes *Technical Support Managers* (TSMs) especializados nas diferentes áreas de *medical technology*.

1.3.3 Metodologia

A empresa proporciona aos seus clientes, nomeadamente entidades hospitalares, diferentes modalidades de contratos de manutenção. De entre elas refira-se o *preventive care*, que inclui apenas mão de obra, deslocação às instalações do cliente e peças, ou seja, os *kits* com os constituintes para as manutenções preventivas periódicas determinadas pelo fabricante. Outra modalidade de contrato designada por *total care*, inclui mão de obra, deslocação às instalações do cliente e peças, tanto para as manutenções preventivas periódicas como para as manutenções corretivas, isto é, a reparação de qualquer tipo de avarias que possam surgir no equipamento.

Para além destas manutenções, o serviço técnico também presta outro tipo de intervenções que compreendem a instalação de novos equipamentos, a qual está incluída aquando da compra dos mesmos à empresa e *Technical Service Bulletins* (TSBs) que consistem em ações de aperfeiçoamento a ser implementadas em todos os equipamentos de um determinado modelo assim que a fábrica detete algum tipo de anomalia. Consoante o grau de risco provocado pela anomalia, as TSBs podem ser facultativas ou obrigatórias e podem ser cobradas ao cliente ou assumidas pela empresa. Desta forma, qualquer cliente que possua um equipamento Dräger, a empresa responsabiliza-se pelo mesmo, desde que, claro, exista qualquer tipo de contrato celebrado com o cliente.

Outra área de negócio relevante para a empresa diz respeito aos concursos públicos, isto é, a aquisição de equipamentos da marca Dräger por parte das administrações hospitalares. Para o efeito, a empresa adota uma posição proactiva, por meio de uma pesquisa diária por parte da administração através da página do diário da república e outras quatro plataformas, sendo a mais comum a VortalGov.

Após se ter identificado um concurso público de aquisição de equipamentos e serviços, dentro do portefólio da empresa, esta apresenta uma proposta de contrato onde são discriminados os valores referente à pretensão do cliente. Adicionalmente, os clientes convidam diretamente a Dräger a apresentar uma proposta, isto é, a efetuar um ajuste direto, desde que o valor da referida aquisição não ultrapasse os cinco mil euros. Acima deste valor, entre cinco mil e trinta mil euros já são contactadas diretamente pelo menos três empresas.

Por vezes, é também elaborado um orçamento de reparação para apresentar ao centro hospitalar, que fica sujeito a aprovação por parte dos Serviços de Instalações e Equipamentos (SIE) em função de critérios de benefício/custo específicos.

No que toca às manutenções preventivas, procede-se à abertura de uma Ordem de Serviço (OS) por parte da administração de *service* com base num mapa de planeamento de manutenções preventivas. Consoante o equipamento, a OS pode ser aberta 6 meses antes, caso se trate de uma manutenção anual ou 3 meses antes no caso de uma manutenção semestral. Para a realização deste processo é utilizado o *software* de logística, o *Customer Relationship Management* (CRM) no qual o técnico prioriza a gestão das ordens de serviço pendentes e das manutenções efetuadas, a encomenda do material necessário para realizar as manutenções e verifica os protocolos de manutenção de cada equipamento, definidos pelo seu fabricante. Este *software* possui os registos de todos os equipamentos, especialmente os que necessitam de manutenção, auxiliando dessa forma a organização das manutenções em contrato, para que, deste modo, o técnico consiga organizar facilmente o seu trabalho. De referir que este *software* foi introduzido na empresa no início do ano de 2023, tendo substituído o *software Field Service Software* (FSS).

Logo que o técnico tenha disponível o material necessário para efetuar a manutenção preventiva, este desloca-se às instalações do cliente e executa-a. Finalmente, após a realização da parte prática da manutenção, o técnico deve preencher a documentação no CRM, nomeadamente a carta de provas, isto é, a *Planned Maintenance System* (PMS), preenchendo para o efeito diversos campos com informação e valores retirados do equipamento que comprovam a segurança e fiabilidade do mesmo. Se todos estes valores se encontrarem em concordância com as normas e intervalos de valores definidos, o técnico fecha o processo, o cliente assina e de seguida, o relatório é lhe enviado por e-mail, de forma a finalizar o processo interno.

Em relação às manutenções corretivas, estas podem estar incluídas ou não no contrato de manutenção. No caso das manutenções corretivas não se encontrarem em contrato, estas só se realizam após orçamento. Inicialmente, o técnico desloca-se ao cliente para diagnosticar a avaria do equipamento. De seguida, o técnico elabora uma estimativa de custos, incluindo o material e o número de horas de trabalho necessárias para a posterior execução da manutenção, incluindo o tempo despendido no diagnóstico efetuado. Após a aceitação deste orçamento por parte do SIE, o técnico desloca-se às instalações do cliente e executa a manutenção corretiva documentando-a com a carta de provas e a OS.

Caso as manutenções corretivas se encontrem em contrato, a empresa é responsável pela resolução da anomalia, desde que se conclua que a avaria no equipamento não resultou de má utilização ou devido a uma queda. Neste ponto, verifica-se se o equipamento necessita de peças para a realização da reparação. Se não forem necessárias peças, o técnico pode reparar a avaria de imediato nas instalações do cliente. Caso sejam necessárias peças para substituição, estas terão de ser, por vezes, orçamentadas dependendo das condições contratuais e depois encomendadas. Após a receção das peças por parte do técnico, este desloca-se novamente às instalações do cliente e executa o procedimento relativo à manutenção corretiva, substituindo assim os itens defeituosos e realizando posteriormente os ensaios descritos na carta de provas. Em conclusão, após fechar a OS e assiná-la, esta é enviada para o cliente e anexada no CRM. Os pedidos para este tipo de manutenções são realizados, ou pelo profissional de saúde que está junto ao equipamento e deteta a avaria ou pelo SIE da entidade hospitalar em questão.

1.4 Principais Clientes

Como referido anteriormente, o estágio decorreu na sede da empresa em Lisboa e, como tal, esta é responsável pelos clientes da zona de Lisboa e de toda a zona sul do país. A zona de Lisboa possui um vasto conjunto de clientes com diferentes modalidades de contratos celebrados com a empresa. De entre eles destacam-se, pela representatividade dos equipamentos da Dräger e pelo volume de ações efetuadas e tempo de estágio despendido, as seguintes unidades hospitalares:

- Hospital da Luz Lisboa;
- Hospital CUF Tejo;
- Centro Hospitalar Lisboa Norte;
- Centro Hospitalar Lisboa Central;
- Hospital Lusíadas Lisboa;
- Hospital Beatriz Ângelo.

1.4.1 Hospital da Luz Lisboa

A Luz Saúde designa um grupo privado de prestação de cuidados de saúde a operar em Portugal através de uma rede de unidades hospitalares e clínicas privadas. O Hospital da Luz Lisboa, representado na Figura 1.4, é a maior unidade do grupo tendo sido inaugurada em 2007. Esta unidade hospitalar dispõe de uma vasta gama de serviços de saúde, incluindo consultas de várias especialidades, cirurgias, exames, tratamentos e tem capacidade para 400 camas nos seus serviços de internamento [4].

O Hospital da Luz Lisboa é reconhecido pela qualidade de atendimento e excelência clínica, contando com uma equipa de profissionais de saúde altamente qualificados e com uma vasta experiência nas suas áreas de especialidade. Além disso, dispõe de tecnologia de ponta para diagnóstico e tratamento de diversas doenças. Em Portugal, representa uma referência na saúde privada, atraindo pacientes de todo o país e de outras partes do mundo em busca de cuidados de saúde de alta qualidade [5]. Trata-se de um grande cliente da empresa de acolhimento, visto que possui mais de 400 equipamentos Dräger.



Figura 1.4 – Hospital da Luz Lisboa [5].

1.4.2 Hospital CUF Tejo

Designa também um hospital privado e refere-se à mais recente unidade CUF da zona de Lisboa, vindo substituir, por sua vez, o mais antigo hospital privado do país, a CUF Infante Santo. Criado para prevenir, diagnosticar e tratar as doenças do futuro, o Hospital CUF Tejo, presente na Figura 1.5 cria condições ímpares para uma abordagem multidisciplinar e integradora, onde o doente e quem o rodeia são o centro de toda a organização [6]. Este disponibiliza aos seus pacientes um vasto leque de cuidados, tendo ao seu dispor 36 especialidades médicas [6]. Apresenta uma gama bastante diversificada de equipamentos Dräger, sendo a Unidade de Cuidados Intensivos (UCI) o serviço que detém o maior número de equipamentos da marca e consequentemente o serviço que necessita de mais assistência técnica.



Figura 1.5 – Hospital CUF Tejo [6].

1.4.3 Centro Hospitalar Universitário Lisboa Norte, E.P.E.

O Centro Hospitalar Universitário Lisboa Norte, E.P.E. foi criado com a natureza de entidade pública empresarial pelo Decreto-Lei n.º 23/2008, de 8 de fevereiro, por fusão do Hospital de Santa Maria, E.P.E., com o Hospital Pulido Valente, E.P.E. [7]. Antes disto, o Hospital de Santa Maria (Figura 1.6) e o Hospital Pulido Valente (Figura 1.7) atuavam como unidades de cuidados de saúde independentes. A criação do Centro Hospitalar surge como um modelo mais adequado à gestão destes dois hospitais de forma a otimizar os recursos existentes, reduzindo os custos de funcionamento, proporcionando dessa forma ganhos de produtividade e de eficiência [7, 8].

A maioria das intervenções efetuadas no decorrer do estágio, foram realizadas no Hospital de Santa Maria, um dos maiores hospitais de Portugal e com um maior número de equipamentos da marca, em contrato, o que equivale a um maior volume de trabalho.



a)



b)

Figura 1.6 – Hospital de Santa Maria, E.P.E: a) Entrada principal; b) Vista panorâmica [8].



Figura 1.7 – Hospital de Pulido Valente, E.P.E [8].

1.4.4 Centro Hospitalar Universitário Lisboa Central, E.P.E.

O Centro Hospitalar de Lisboa Central, E.P.E. foi criado com a natureza de entidade pública empresarial pelo Decreto-Lei n.º 50-A/2007, de 28 de fevereiro, por fusão do Centro Hospitalar de Lisboa (Zona Central), que incluía o Hospital de São José (Figura 1.8 a)) e o Hospital de Santo António dos Capuchos (Figura 1.8 b)) com o Hospital de D. Estefânia (Figura 1.9) e o Hospital de Santa Marta (Figura 1.10) [9].

Posteriormente o Decreto-Lei n.º 44/2012, de 23 de fevereiro, procede à extinção e integração por fusão no Centro Hospitalar de Lisboa Central, E. P. E., do Hospital de Curry Cabral, E. P. E. (Figura 1.11 a)), e da Maternidade Dr. Alfredo da Costa (Figura 1.11 b)) [10]. O artigo 29.º do Decreto-Lei n.º 61/2018, de 3 de agosto veio alterar a denominação da referida instituição para Centro Hospitalar Universitário Lisboa Central, E.P.E. (CHULC) [11].

O CHULC, E.P.E. diz respeito a um hospital central, composto pelos seis hospitais já enunciados acima e com uma lotação média de 1270 camas distribuídas pelos diferentes serviços dos seis hospitais [11]. Trata-se de uma instituição de referência na prestação de cuidados que tem por missão assegurar a cada doente cuidados que correspondam às suas necessidades, de acordo com as melhores práticas clínicas e numa lógica de governação clínica, promovendo uma eficiente utilização dos recursos disponíveis e abrangendo ainda as áreas de investigação, ensino, prevenção e continuidade de cuidados, conforme o primado do doente [11].

O CHULC é um cliente regular da empresa, apresentando um número substancial de equipamentos distribuídos pelas suas instituições. Os principais serviços que detêm equipamentos Dräger são o Bloco Operatório (BO) e a UCI, que dispõe de estações de anestesia, ventiladores e equipamentos de monitorização. No que toca a equipamentos de cuidados neonatais Dräger, designadamente incubadoras, estes encontram-se presentes em elevado número na Maternidade Dr. Alfredo da Costa (MAC) e no Hospital de Dona Estefânia.



a)



b)

Figura 1.8 – Centro Hospitalar Universitário Lisboa Central, E.P.E: a) Hospital São José, E.P.E; b) Hospital Santo António dos Capuchos, E.P.E [12].



Figura 1.9 – Hospital Dona Estefânia, E.P.E [12].



Figura 1.10 – Hospital Santa Marta, E.P.E [12].



a)



b)

Figura 1.11 – Centro Hospitalar Universitário Lisboa Central, E.P.E:
a) Hospital Curry Cabral, E.P.E; b) Maternidade Dr. Alfredo da Costa, E.P.E [12].

1.4.5 Hospital Lusíadas Lisboa

O grupo Lusíadas Saúde, anteriormente designado por HPP Saúde, foi fundado em 1998, tendo como principal visão transformar os cuidados de saúde através de decisões sustentadas em ciência e dados, potenciando desta forma a inovação, a qualidade e a excelência clínica [13]. Dois dos grandes marcos da empresa passaram pela abertura, em 2008, do Hospital Lusíadas Lisboa e pela gestão do Hospital de Cascais, este último em regime de Parceria Público-Privada (PPP) de 2009 até 2022. Em 2014, numa iniciativa de modernização da marca, o grupo HPP Saúde foi alvo de um *rebranding* e passou a designar-se Grupo Lusíadas Saúde [13].

O Hospital Lusíadas Lisboa, ilustrado na Figura 1.12, ocupa uma posição importante no universo hospitalar privado português, dispondo de 127 camas, 7 salas de bloco operatório e 3 salas de partos [13].



Figura 1.12 – Hospital Lusíadas Lisboa [13].

1.4.6 Hospital Beatriz Ângelo

O Hospital Beatriz Ângelo, E.P.E. (HBA) foi criado com a natureza de entidade pública empresarial pelo Decreto-Lei n.º 100-A/2021 de 17 de novembro [14]. Este refere-se ao segundo maior cliente da Dräger na zona sul, no que diz respeito à quantidade de equipamentos da empresa. Refere-se a um hospital multivalente integrado no Serviço Nacional de Saúde (SNS) localizado em Loures, Portugal. Foi inaugurado a 19 de janeiro de 2012, embora o serviço de Urgência Geral só tenha aberto a 27 de fevereiro desse ano, concluindo assim a instalação de todos os serviços. É gerido pelo Hospital de Loures, E.P.E. desde 19 de janeiro de 2022. Entre as suas valências médicas e cirúrgicas, conta com um hospital de dia para a área de oncologia, unidade de dor e unidade diálise, um serviço de urgência geral, de pediatria e de ginecologia-obstetrícia e uma maternidade [15]. Conta ainda com 44 gabinetes de consulta externa, 8 salas de bloco operatório, 5 salas de parto, 3 salas de cesarianas e 64 postos em hospital de dia [15].

O HBA abriu os seus serviços, faseadamente, entre 19 de janeiro e 27 de fevereiro de 2012, com o intuito de colmatar o défice na oferta de cuidados hospitalares nos concelhos de Loures, Mafra, Odivelas e Sobral de Monte Agraço e os seus 286 000 habitantes (Figura 1.13).

O seu nome homenageia a médica e ativista política portuguesa Carolina Beatriz Ângelo, a primeira mulher portuguesa a operar no Hospital de São José e a exercer o direito de voto [15].



Figura 1.13 – Hospital Beatriz Ângelo [15].

1.5 Organização do Documento

Este relatório está dividido em oito capítulos e encontra-se estruturado de modo a permitir ao leitor o conhecimento e compreensão das competências adquiridas assim como o trabalho desenvolvido ao longo do estágio.

Este capítulo apresenta a motivação para a realização deste estágio, o enquadramento e os objetivos a desenvolver. Posteriormente é exibida a estrutura do relatório, bem como, a caracterização da empresa de acolhimento do estágio. Por fim, enumeram-se os principais clientes da empresa Dräger na zona sul do país.

O capítulo 2 aborda o conceito de manutenção de equipamentos médicos, descrevendo e analisando os dois tipos de manutenção associados, mais comuns. Além disso, descreve-se os procedimentos exigidos em ambiente hospitalar com ênfase no bloco operatório e na unidade de cuidados intensivos. Por fim, descrevem-se as normas adotadas pela empresa de acolhimento relacionadas com a manutenção de equipamentos médicos específicos às áreas de atuação da Dräger.

O capítulo 3 detalha o tema da ventilação, onde são descritos os conceitos do ponto de vista anatómico e fisiológico. No final deste capítulo é apresentado o funcionamento e constituição do último modelo de ventilador de cuidados intensivos Dräger, o Evita V800.

O capítulo 4 caracteriza o tópico referente à neonatologia abordando diferentes conceitos como a prematuridade, a termorregulação e a importância dos parâmetros a avaliar num recém-nascido. De seguida é apresentada a incubadora Dräger Babyleo TN500 onde são evidenciadas as suas características inovadoras e diferenciadas.

O capítulo 5 retrata umas das áreas mais importante da empresa, a da anestesia. Neste capítulo é feita uma breve introdução ao tema sendo de seguida apresentado o mais recente modelo de estação de anestesia, o Atlan.

O capítulo 6 descreve a área de monitorização de sinais vitais. É explicado ao detalhe o funcionamento dos módulos sensoriais mais comuns num monitor de sinais vitais. Aborda-se ainda o sistema de monitorização mais comum utilizado pela empresa descrevendo assim os dispositivos integrados no mesmo.

No capítulo 7 são enunciadas de forma sumária algumas manutenções observadas e realizadas durante o estágio. Neste capítulo estão relatadas as etapas principais de cada procedimento de manutenção, seja este preventivo ou corretivo, com fotografias ilustrativas dos pontos e etapas dos procedimentos mais relevantes.

No último capítulo são apresentadas as principais conclusões retiradas deste estágio e são expostas diferentes aprendizagens efetuadas ao longo do período de estágio.

1.6 Considerações finais

A Dräger Portugal Lda. visa ser uma empresa de excelência para a comunidade e uma referência a nível nacional. Esta interessa-se pelas últimas tecnologias assim como pela implementação de melhorias e pela garantia da proatividade e eficiência face ao cliente.

Quanto aos seus serviços de apoio geral, na sede de Lisboa, destaca-se a administração de *service*, onde estão integradas equipas multidisciplinares e a oficina da área de *medical technology* onde foi desenvolvido algum trabalho de manutenção corretiva durante o estágio. A existência de uma oficina deste tipo, nas instalações da empresa, garante um tempo de resposta rápido, permitindo ao cliente um funcionamento quase ininterrupto dos seus equipamentos.

Em conclusão, neste capítulo, abordaram-se a história da empresa de acolhimento, a metodologia utilizada pela empresa, os procedimentos a desenvolver no âmbito de manutenção preventiva e/ou corretiva e as diferentes modalidades de contrato oferecidas pela empresa.

2 Manutenção

Este capítulo tem como objetivo introduzir o conceito de manutenção de equipamentos médicos, desde a sua definição até à descrição dos vários níveis e tipos. Numa empresa de equipamentos médicos, um rigoroso planeamento de intervenções aos equipamentos aliado a boas práticas de organização, tende a assegurar níveis adequados de fiabilidade e qualidade dos mesmos. É também exposta a documentação associada aos processos de manutenção preventiva e corretiva realizados pela empresa Dräger. Por último, é dada ênfase às normas relativas à manutenção dos diferentes equipamentos Dräger. Neste capítulo são ainda abordadas diferentes normas, entre elas as normas IEC 60601 e IEC 62353. Estas normas descrevem os procedimentos e testes que são necessários realizar para reduzir os perigos relacionados com a utilização de equipamentos médicos elétricos, estabelecendo, para o efeito, valores limites para diversos parâmetros.

2.1 Manutenção de Equipamentos Médicos

De acordo com a norma europeia EN 13306:2010, a manutenção é definida como “a combinação de todas as ações técnicas, administrativas e de gestão, durante o ciclo de vida de um bem, destinadas a mantê-lo ou repô-lo num estado em que ele pode desempenhar a função requerida”. Esta definição da manutenção inclui também um outro conceito, o de ciclo de vida de um bem, que é também definido na referida norma como “intervalo de tempo que se inicia com a conceção e termina com a sua eliminação” [16]. Deste modo, considera-se a manutenção, como o conjunto de todas as etapas e intervenções realizadas num equipamento com vista a melhorar e garantir todos os aspetos relacionados com o seu correto funcionamento.

2.2 Níveis de Manutenção

No que diz respeito à manutenção dos equipamentos médicos, um conceito a ter em conta são os seus níveis [17]. Para realizar uma intervenção num dado equipamento, existem três níveis de manutenção, referentes ao nível de especialização necessária:

- Nível 1 – Manutenção de primeira linha, ou seja, cabe ao técnico verificar primeiramente o estado do equipamento, limpar os filtros, verificar os fusíveis e as baterias, tudo isto sem a necessidade de abrir o equipamento;
- Nível 2 – Manutenção preventiva e corretiva do equipamento;
- Nível 3 – Manutenção do equipamento que requer uma maior especialização, nomeadamente intervenções realizadas pela fábrica.

2.3 Tipos de Manutenção

Do ponto de vista de gestão, pode-se optar por diferentes metodologias de manutenção em conformidade com diversos fatores, como produtividade, custos e ocupação. Ainda assim, a manutenção de equipamentos, no que toca às diretrizes da empresa, é dividida em dois grandes grupos, sendo estes a manutenção preventiva e a manutenção corretiva. A manutenção preventiva diz respeito a uma manutenção organizada com antecedência definida pelos planos de manutenção. Quanto à manutenção corretiva, esta traduz-se em ações com um carácter de emergência, no caso de falhas súbitas e imprevisíveis (catastróficas) [18].

2.3.1 Manutenção preventiva

A manutenção preventiva é definida por um conjunto de operações e manobras, efetuadas em intervalos de tempo pré-determinados, com vista à prevenção do estado do equipamento, tendo como finalidade evitar a ocorrência de falhas ou avarias, aumentando a sua resistência à degradação [19]. Esta é realizada com base em estudos relativos a cada equipamento, isto é, informações acerca do seu estado, o local onde se encontra instalado e dados fornecidos pelo fabricante, relativos a ajustes e calibrações, limpeza e periodicidade de substituição de componentes.

Para que a manutenção seja efetuada de acordo com as normas estabelecidas, é essencial a existência do *software* CRM (Figura 2.1) que contenha as ordens de serviço e informações relacionadas com o historial das manutenções realizadas.

The screenshot shows the Dräger CRM65 interface. The main content area displays a table titled "My Non-dispatched Service Orders MP 2023*". The table has the following columns: Service Order, Basic Start Date, Service Noti..., Equipment, Serial No., Barcode..., Custom..., Equipm..., Ship-To-Party, Account..., and Contr. The table contains 13 rows of data, all with a start date of 01/11/2023. The equipment names include Fabius GS, EXPIRATION VALVE, BABYLOG 8000, and Estação de anestesia Pri. The serial numbers range from ARUL-003 to ARYF-012. The ship-to-party is consistently LUSIADAS S.A. and the contract number is 33.

Service Order	Basic Start Date	Service Noti...	Equipment	Serial No.	Barcode...	Custom...	Equipm...	Ship-To-Party	Account...	Contr
	01/11/2023		Fabius GS	ARUL-003				LUSIADAS S.A.		33
	01/11/2023		Fabius GS	ARWB-00				LUSIADAS S.A.		33
	01/11/2023		EXPIRATION VALVE	ARXC-021				LUSIADAS S.A.		33
	01/11/2023		BABYLOG 8000	ARXD-001				LUSIADAS S.A.		33
	01/11/2023		Fabius GS	ARYE-000				LUSIADAS S.A.		33
	01/11/2023		Fabius GS	ARYE-000				LUSIADAS S.A.		33
	01/11/2023		Fabius GS	ARYE-001				LUSIADAS S.A.		33
	01/11/2023		Fabius GS	ARYE-001				LUSIADAS S.A.		33
	01/11/2023		Fabius GS	ARYE-001				LUSIADAS S.A.		33
	01/11/2023		Estação de anestesia Pri	ARYE-003				LUSIADAS S.A.		33
	01/11/2023		Estação de anestesia Pri	ARYE-003				LUSIADAS S.A.		33
	01/11/2023		Veihule espiratorie BL00	ARYF-012				LUSIADAS S.A.		33

Figura 2.1 – Interface do *software* CRM.

Manutenção Preventiva e Corretiva de Estações de Anestesia e Incubadoras Dräger

A elaboração de um relatório do trabalho efetuado, isto é, um documento que comprove o serviço executado pelo técnico, é relevante para a empresa e cliente e designa uma ordem de serviço, presente na Figura 2.2.

Esta contém a descrição do trabalho realizado, das peças substituídas e do tempo despendido no procedimento, bem como, do material utilizado. No final, a OS é assinada, em formato digital pelo técnico e pelo representante do cliente, sendo posteriormente enviada por correio eletrónico para o cliente. Neste email, é ainda anexado um protocolo de inspeção, ilustrado na Figura 2.3, e um certificado de revisão, conforme a Figura 2.4. O primeiro resume os parâmetros medidos pelo técnico no equipamento e regista a listagem dos equipamentos de teste utilizados enquanto o segundo designa uma declaração que confirma o bom desempenho do equipamento, superando os testes realizados segundo os protocolos aprovados pelo fabricante.

Dräger

Emissão

N.º de cliente	Contrato N.º	N.º de Emissão	Data de Fim
			28/08/2023

Cliente da Execução
CENTRO HOSPITALAR DE SETUBAL, E.P.E.
Hospital São Bernardo Armazem
RUA CAMILO CASTELO BRANCO
2910-446 SETÚBAL

Pedido de Cliente
N.º do pedido de compra
Contacto:

Cliente da Faturação
CENTRO HOSPITALAR DE SETUBAL, E.P.E. Hospital São Bernardo Armazem
RUA CAMILO CASTELO BRANCO
2910-446 SETÚBAL

Contacto Comercial
Field Tech. PT MD
Tel:

Comentário

Página 1 / 2

N.º	Quantidade	Referência	Descrição	Lista de Equipamentos N.º
010	6,00 Hour	M001	Mão de obra manutenção	001-006
020	1,00 items	MX08890	Sist. respir. Perseus A500/VBar, 2anos	001
030	2,00 Hour	T032	Tempo de viagem zona 2	002
040	1,00 items	MK08634	Conjunto de baterias	002
050	1,00 items	MX08885	Conjunto assistência Perseus A500,2 anos	002
060	2,00 items	MS15174	Peça mecânica, disco de espuma	003
070	1,00 items	MS29574	E/m sobressal. bateria M540 12C 3.2AH	003
080	2,00 items	2670287	Bateria PKG P2500 (Serviço) 12V/24Wh-cel.	005

Consulte a lista de equipamentos em anexo para obter detalhes do seu equipamento.

Data, Assinatura do Técnico Data, Assinatura do Cliente



Lista de Equipamentos

N.º de cliente	Contrato N.º	N.º de Emissão	Data de Fim	
			28/02/2023	
Página 2 / 2				
N.º	Modelo	N.º de Série Material N.º	N.º de Inventário N.º de OS	Localização Localização 2
001	Atemsystem Perseus A500	ASNC-001 MK08550		CENTRO HOSPITALAR DE SETUBAL HOSPITAL DE SAO BERNARDO
		Mudança de kit de manutenção e Revisão Geral segundo o protocolo do fabricante, garantindo a segurança e conservação do equipamento. Testes funcionais. Equipamento operacional.		
001-1		Quantidade	Referência	Descrição
001-2		1,00 Hour	MD01	Mão de obra manutenção
		1,00 Items	MK08890	Set. respir. Perseus A500VBar, 2anos
002	Perseus A500	ASNC-011 MK06000		CENTRO HOSPITALAR DE SETUBAL, E.P.E. HOSPITAL DE SAO BERNARDO
		Mudança de kit de manutenção e Revisão Geral segundo o protocolo do fabricante, garantindo a segurança e conservação do equipamento. Testes funcionais. Equipamento operacional.		
002-1		Quantidade	Referência	Descrição
002-2		1,00 Hour	MD01	Mão de obra manutenção
002-3		2,00 Hour	T032	Tempo de viagem zona 2
002-4		1,00 Items	MK08634	Conjunto de baterias
		1,00 Items	MK08885	Conjunto assistência Perseus A500, 2 anos
003	M540IACS	5613886 MS20401		CENTRO HOSPITALAR DE SETUBAL, E.P.E. HOSPITAL DE SAO BERNARDO
		Mudança de kit de manutenção e Revisão Geral segundo o protocolo do fabricante, garantindo a segurança e conservação do equipamento. Testes funcionais. Equipamento operacional.		
003-1		Quantidade	Referência	Descrição
003-2		1,00 Hour	MD01	Mão de obra manutenção
003-3		2,00 Items	MS15174	Peça mecânica, disco de espuma
		1,00 Items	MS29574	Elm sobressal. bateria M540 12C 3.2AH
004	INFINITY M500 WITH POWER	56241281 MS20407		CENTRO HOSPITALAR DE SETUBAL HOSPITAL DE SAO BERNARDO
		Mudança de kit de manutenção e Revisão Geral segundo o protocolo do fabricante, garantindo a segurança e conservação do equipamento. Testes funcionais. Equipamento operacional.		
004-1		Quantidade	Referência	Descrição
		1,00 Hour	MD01	Mão de obra manutenção
005	SHP LINT Infinity P2500	LISMJ-021 MS22277		CENTRO HOSPITALAR DE SETUBAL HOSPITAL DE SAO BERNARDO
		Mudança de kit de manutenção e Revisão Geral segundo o protocolo do fabricante, garantindo a segurança e conservação do equipamento. Testes funcionais. Equipamento operacional.		
005-1		Quantidade	Referência	Descrição
005-2		1,00 Hour	MD01	Mão de obra manutenção
		2,00 Items	2670287	Bateria PKG P2500 (Serviço) 12V/24Woh
006	M14.5 FiGen C500 Cockpit	4408470 MK32500		CENTRO HOSPITALAR DE SETUBAL HOSPITAL DE SAO BERNARDO
		Mudança de kit de manutenção e Revisão Geral segundo o protocolo do fabricante, garantindo a segurança e conservação do equipamento. Testes funcionais. Equipamento operacional.		
006-1		Quantidade	Referência	Descrição
		1,00 Hour	MD01	Mão de obra manutenção

Figura 2.2 – Emissão da Ordem de Serviço.

Protocolo de Inspeção



Página: 1 / 1 N.º Ordem de Serviço:

Cliente de execução:	Cliente de faturação:		
HOSPITAL DA LUZ SETUBAL	HOSPITAL DA LUZ SETUBAL		
N.º do pedido de compra:	Data do pedido:		
	21/02/2023		
Descrição:	Vista 120S Nelcor Model A	N.º de código de barras:	
Material N.º:	MS32993	N.º de inventário:	
N.º de Série:	S3294.02	Localização:	

X	Serial number of the monitor, provided it is not documented somewhere else	S3294.02	X	Basic device externally	ok
X	Software Version	3	X	Power-on test	ok
X	Visual inspection		X	Status	ok
X	Maximum measured value of the device with mains supply cable	0.12 Ω	X	Test with test filter	ok
X	Measuring points for protective earth-resistance		X	Test with test filter	ok
X	Test adapters for device leakage current		X	ECG performance test	ok
X	Reference value	120 µA	X	SpO2 performance test	ok
X	Recurent test	111 µA	X	Pneumatic leakage test	ok
X	Reference value SpO2	1201 µA	X	NBP measurement	ok
X	Recurent measurement SpO2	1436 µA	X	TEBP performance test	ok
X	Reference value CO2	1241 µA	X	CO2 performance test	ok
X	Recurent measurement CO2	1231 µA	X	IBP performance test	ok
X	Reference value NBP	1121 µA	X	Test label and device handover	ok
X	Recurent measurement NBP	1391 µA	X	Test equipment subject to mandatory calibration	ok
X	Labels and instructions for use		X	Accessories required for testing Vista 120	ok

Ferramenta de serviço / Gás padrão				
Descrição:	N.º de Série / N.º de Lote	Ferramenta de serviço	Concentração (Gás)	Próxima Calibração / Data de Validade
Analizador de segurança eléctrica	210453	019		19/04/20
Simulador de SpO2	On 107	019		14/05/20
Simulador multiparamétrico de paciente	54150	019		26/04/20

Trabalho realizado
Montagem de cartucho rodado e do monitor instalado. Verificação funcional do equipamento, equipamento operacional.

Data: 21/02/2023 Nome do Técnico:

Este documento foi gerado automaticamente e enviado por via eletrónica e, portanto, é válido sem assinatura manuscrita.

Figura 2.3 – Protocolo de Inspeção.

CERTIFICADO DE REVISÃO

Modelo:	FABIUS TIRO
Nº de serie:	ARYK-0
Cliente / Localização:	CLÍNICA PARQU
Contract no:	

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: 13.05.2022

Dräger Portugal, L.D.A.
Rua Nossa Senhora da Conceição n.º 3 R/C
2790-111 Carnaxide
Tel.: +351 21 155 45 86
Fax: +351 21 155 45 87
clientesportugal@draeger.com
www.draeger.com

Service Engineer Electromedicina

Dräger Portugal, Lda. Rua Nossa Senhora da Conceição n.º 3 R/C 2790-111 Carnaxide
Tel.: +351 21 155 45 86 Fax: +351 21 155 45 87 www.draeger.com

Figura 2.4 – Certificado de Revisão.

A manutenção preventiva é geralmente definida por um cariz sistemático, quando a intervenção obedece a um plano que se destina a ser executado periodicamente [20].

Por outro lado, a manutenção preventiva pode ser realizada de forma condicionada, sendo a intervenção de manutenção efetuada somente quando surgem evidências de degradação ou de defeito iminente. A manutenção preventiva condicionada inclui o conjunto de atividades de monitorização das condições de funcionamento de equipamentos, tendo em consideração dados relativos ao seu desgaste ou processo de degradação, sendo possível antecipar falhas no equipamento [20]. Este tipo de manutenção compreende uma inspeção sistemática da condição dos equipamentos, tornando-se possível antecipar a ocorrência de eventuais falhas. Esta técnica de manutenção pode ser executada também com base na análise do próprio equipamento, ou seja, sinais que o profissional de saúde detete, tais como análise de vibrações e ruídos, análise da lubrificação, pressão ou temperatura, podendo existir outros fatores, consoante o tipo de equipamento em questão [20].

2.3.2 Manutenção corretiva

A manutenção corretiva é o conjunto de ações que se realizam após a ocorrência de uma avaria, que impede o correto funcionamento de um equipamento. Usualmente é um modo de manutenção não planeado que implica mais custos, uma vez que geralmente é necessária a substituição e aplicação de componentes no equipamento [20].

Em contraste com a manutenção preventiva, este tipo de manutenção não apresenta vantagens diretas para o equipamento, no entanto, existem algumas desvantagens, nomeadamente:

- Diminuição da vida útil do equipamento;
- Redução no tempo de utilização do equipamento, já que uma manutenção deste tipo acarreta períodos temporais de inatividade associados à aquisição de material necessário à reparação.

2.4 Manutenção em Ambiente Hospitalar

O meio hospitalar é uma estrutura organizacional complexa com características muito específicas, com um grande número de profissionais de diversas áreas e funções. Ainda que um *field service engineer* não lide com os pacientes do mesmo modo que profissionais de saúde, tais como médicos e enfermeiros, na prestação de cuidados de saúde, os riscos biológicos ou químicos subjacentes continuam presentes [21]. Devidos a estes riscos e sabendo que, por vezes, as manutenções a realizar por parte de um técnico são executadas na presença de pacientes, é primordial que este adote um cuidado redobrado e que tenha o seu foco total no equipamento. Assim, os técnicos devem seguir princípios de segurança, higiene e saúde no trabalho específicos e ter conhecimento das boas práticas adequadas a certos serviços hospitalares [22]. De entre os serviços, onde ocorreram mais intervenções durante o estágio refira-se a UCI e o bloco operatório.

2.4.1 Bloco Operatório

O serviço de bloco operatório é um serviço de grande diferenciação e de utilização transversal pelas diversas especialidades cirúrgicas. Neste, podem realizar-se intervenções cirúrgicas programadas ou urgentes, bem como exames que requeiram um elevado nível de cuidados. Dentro de um bloco operatório, existe ainda um espaço fundamental, designado de recobro, com a finalidade de vigiar o despertar pós anestésico do paciente, o seu restabelecimento hemodinâmico e evitar ou corrigir o aparecimento de complicações no período pós-operatório [23]. Trata-se de um serviço dinâmico onde nem sempre há disponibilidade dos equipamentos para o técnico exercer a sua função. No que toca a manutenções preventivas, é necessário agendar, geralmente com a enfermeira chefe do serviço, para assegurar que o equipamento está disponível no horário definido. No caso de manutenções corretivas, o processo é mais simples, uma vez que o equipamento não se encontrando funcional, logo está parado.

Um bloco operatório é um serviço com grandes exigências técnicas, tanto a nível de procedimentos, uma vez que é um local com regras de higiene muito restritivas, no que concerne às instalações e aos equipamentos presentes. Este é constituído essencialmente por três diferentes zonas:

- Zona livre: Circulação permitida a pessoas com roupa exterior. Nesta zona encontra-se um local muito específico, o *transfer*, onde se realizam diferentes transferências, sendo estas de doentes, material esterilizado e saída de sujos;
- Zona semi-restrita: Vestiário para os profissionais se equiparem devidamente com o intuito de proteger a sua condição física. Nesta zona, encontra-se geralmente diferentes equipamentos de proteção necessários para a entrada em sala, tais como, luvas, máscaras, barretes e protetores de sapatos;
- Zona restrita: Circulação permitida apenas a profissionais de saúde e pessoas autorizadas, sempre devidamente equipadas [23].

Assim que um técnico chega ao BO e informa um enfermeiro/a ou auxiliar da sua chegada, estes últimos devem avisar o enfermeiro/a chefe da chegada do mesmo. Posteriormente, o técnico entrega a mala de ferramentas a um auxiliar para que esta possa ser desinfetada antes de entrar no BO. De seguida, o técnico dirige-se à zona semi-restrita, isto é, ao vestuário onde se encontra fardamento adequado a esse serviço, assim como equipamentos de proteção individual já mencionados acima. Finalmente, após estar devidamente equipado, o técnico é encaminhado ao local onde efetuará a manutenção.

Como já referido, com a entrada do técnico no bloco operatório, este deve assumir um comportamento adequado e respeitar algumas regras básicas como o redobrar da sua atenção, a desinfeção das mãos regularmente, o uso de luvas de proteção e ainda, aquando da manipulação de equipamentos médicos, em caso de qualquer dúvida acerca destes (exemplo: não saber se o equipamento está desinfetado ou não), não hesitar em informar-se junto de um profissional de saúde [24].

2.4.2 Unidade de Cuidados Intensivos

Numa unidade de cuidados intensivos, é imperial que o técnico mantenha um tom de voz baixo de maneira a não perturbar, nem os profissionais de saúde, nem os doentes presentes. Na UCI, o técnico deve entrar em contacto com o profissional de saúde responsável naquele horário, de forma a obter todas as informações necessárias, principalmente o local onde se encontra o equipamento que será alvo de manutenção e se este se encontra junto a um paciente. Na maior parte dos casos, isto verifica-se e, portanto, como já referido na secção 2.4.1., o técnico deve desinfetar as mãos regularmente e usar luvas. Muitas vezes, o técnico deve ainda colocar uma bata de proteção individual, recomendada por parte dos profissionais de saúde. Esporadicamente, poderá ser impedida a entrada do técnico devido à presença de algum doente de risco ou doentes infecciosos ou simplesmente, por não se encontrarem reunidas as devidas condições de segurança.

Após a conclusão do processo de manutenção, por parte do técnico, este deve sempre informar o responsável presente, do estado do equipamento e solicitar a desinfeção do mesmo, independentemente do serviço que este se encontre. À saída, uma vez mais, o técnico deve proceder à desinfeção das mãos.

2.5 Normas Relativas à Manutenção Hospitalar

A área da manutenção dos equipamentos médicos está interligada com diversas organizações/instituições internacionais que redigem normas, com o objetivo de definir disposições, requisitos e, por vezes, características de equipamentos, assegurando a segurança para a utilização comum, tanto do profissional de saúde como do paciente, promovendo a qualidade dos produtos e serviços [25]. De entre estas instituições internacionais, destacam-se duas, sendo a primeira a *International Electrotechnical Commission* (IEC) que diz respeito à primeira organização de padronização internacional que visa publicar normas internacionais nas áreas da eletricidade, eletrónica e tecnologias relacionadas [26]. O IEC tem desta forma um processo de desenvolvimento de padrões claro e estritamente controlado, garantindo a confiabilidade do funcionamento do equipamento como ferramenta necessária para a manutenção da sua vida útil. A segunda denomina-se *International Organization for Standardization* (ISO) que se traduz numa organização internacional independente que fornece especificações para produtos, serviços e sistemas, com a finalidade de melhorar e garantir a qualidade e segurança destes [27]. A ISO está associada a mais de 165 organismos de normalização nacionais, sendo que os membros residentes as organizações de padronização mais importantes em cada país.

2.5.1 Norma IEC 60601

A norma IEC 60601-1 intitula-se como “*Medical Electrical Equipment – Part 1: General Requirements for Basic Safety and Essential Performance*” e engloba um vasto conjunto de normas técnicas para a segurança básica e o desempenho essencial de um equipamento ou sistema médico elétrico, definindo igualmente terminologias e classificações [28]. Esta norma é constituída por 3 diferentes categorias, pelas normas colaterais IEC 60601-1-xx, em que x representa o número da norma colateral entre 1 e 11, pelas normas particulares IEC 60601-2-yy, em que y representa um número da norma entre 1 e 83 e pelas normas de desempenho IEC 60601-3-ww. As normas colaterais referem-se a sub-normas diretamente relacionadas com a segurança de equipamentos médicos elétricos enquanto as normas particulares retratam requisitos e padrões gerais específicos para os diferentes tipos de equipamentos médicos elétricos existentes, aumentando assim a especificidade das normas gerais [29]. Deste modo, as normas particulares podem conter:

- Requisitos que resultam no aumento da segurança básica e desempenho essencial;
- Requisitos que sejam menos restritos do que os da norma geral;
- Requisitos em relação ao desempenho, segurança, interface, entre outros;
- Exatidão dos dados de trabalho;
- Extensões e limitações sobre as condições envolventes [29].

Em relação às normas de desempenho, estas correspondem a informações adicionais e prescrições essenciais para os padrões de desempenho dos equipamentos.

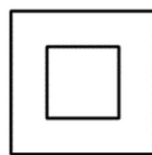
A norma IEC 60601-1 estabelece ainda duas grandes classificações relativamente à proteção contra choques elétricos e às partes aplicadas dos equipamentos de eletromedicina. No que toca à proteção contra os choques elétricos, os equipamentos médicos elétricos podem ser classificados como:

- Classe 0 – A proteção contra os choques elétricos é garantida apenas pelo isolamento principal do equipamento;
- Classe I – A proteção contra os choques elétricos não é garantida apenas pelo isolamento principal do equipamento. É prevista uma medida de segurança complementar, ou seja, um isolamento básico através da ligação das partes acessíveis a um condutor de proteção ligado à terra. Em caso de falha, a tensão gerada ficará limitada a valores que não são perigosos para o utilizador. Na Figura 2.5 a) encontra-se o símbolo referente a equipamentos de Classe I;
- Classe II – A proteção contra os choques elétricos não é garantida apenas pelo isolamento principal do equipamento, estando previstas medidas complementares de segurança, tais como o duplo isolamento, isolamento reforçado ou ainda transformador de isolamento e isolamento ótico. Na Figura 2.5 b) ilustra-se o símbolo de equipamentos de Classe II;
- Classe III – A proteção contra os choques elétricos é garantida através de uma alimentação à Tensão Reduzida de Segurança (TRS) ou à Tensão Reduzida de Proteção (TRP). Esta classe refere-se a equipamentos alimentados a uma tensão muito baixa. Desta forma, o utilizador pode entrar em contacto com uma parte deste equipamento sob tensão, sem perigo de choques elétricos. Na Figura 2.5 c) está representado o símbolo de equipamentos de Classe III [29].



CLASSE I

a)



CLASSE II

b)



CLASSE III

c)

Figura 2.5 – Classificação de equipamentos médicos elétricos em relação à proteção de choques elétricos: a) Símbolo de equipamentos de Classe I; b) Símbolo de equipamentos de Classe II; c) Símbolo de equipamentos de Classe III [28].

No que concerne à proteção do paciente em função das partes aplicadas, os equipamentos médicos elétricos são classificados como:

- Tipo B – Fornece o menor grau de proteção contra os choques elétricos, não apresentando nenhum sistema de isolamento elétrico entre a(s) parte(s) aplicada(s) e a rede elétrica. Desta forma, estes tipos de equipamento não são apropriados para aplicações cardíacas diretas. A Figura 2.6 mostra o símbolo de equipamentos tipo B;



Figura 2.6 – Símbolo de equipamentos de Tipo B [28].

- Tipo BF – Isolamento entre a(s) parte(s) aplicada(s), rede elétrica, outras partes aterradas ou acessíveis do equipamento, não sendo, no entanto, apropriado para aplicações cardíacas diretas. Neste caso, as partes aplicadas são colocadas na superfície da pele do paciente, havendo resistência de contacto. A Figura 2.7 mostra o símbolo para os equipamentos do tipo BF;



Figura 2.7 – Símbolo de equipamentos de Tipo BF [28].

- Tipo CF – Fornece o maior grau de proteção ao paciente em relação a choques elétricos, pelo alto nível de isolamento das partes aterradas ou acessíveis do equipamento, sendo este tipo de equipamentos o mais apropriado para aplicações cardíacas diretas. A Figura 2.8 mostra o símbolo para os equipamentos do tipo CF [28], [29].



Figura 2.8 – Símbolo de equipamentos de Tipo CF [28].

2.5.2 Norma IEC 62353

A norma IEC 62353 intitula-se como “*Medical electrical equipment – Recurrent test and test after repair of medical electrical equipment*” e tem como principal função regulamentar testes de equipamentos médicos elétricos que estão de acordo com a norma anteriormente enunciada [30]. Esta define requisitos que garantem a segurança elétrica do equipamento e dos sistemas antes de serem colocados em serviço, isto é, antes de serem utilizados no paciente, durante manutenções preventivas e depois de uma manutenção corretiva. Por outro lado, para os equipamentos ou sistemas que não estejam de acordo com a norma IEC 60601-1, uma vez que esta surgiu para produção industrial, é aplicada a norma IEC 62353 tendo em conta as normas de segurança do projeto e as informações contidas no manual de utilização do equipamento ou sistema [30].

A norma IEC 62353 teve a sua última edição no ano de 2014 e descreve assim os procedimentos de testes básicos de segurança elétrica e indica quais os intervalos de valores que se devem obter de forma a verificar o bom funcionamento do equipamento. Entre estes incluem-se:

- Inspeção visual – Procedimento que é desempenhado para garantir que o equipamento elétrico médico em uso ainda está em conformidade com as especificações divulgadas pelo fabricante e não sofreu nenhum dano externo ou contaminação. Nesta é confirmado se o exterior do equipamento médico elétrico e os seus acessórios estão em condições ou se apresentam sinais de avaria. De um modo geral é verificado o estado, do chassis, no qual se procura por qualquer dano ou rachadura, do cabo de alimentação e da indicação de ligação à bateria no equipamento, dos cabos e conectores presentes, onde se verifica a existência de qualquer corte e conexões erradas;
- Medição da resistência do condutor de terra – Os condutores de proteção à terra são projetados de forma a permitir um caminho de resistência reduzida para as correntes elétricas de defeito e fuga fluírem. Esta ligação caracteriza-se como um processo importante para reduzir o risco de choques elétricos. Aquando da presença de equipamentos médicos elétricos de Classe I, a resistência do condutor de terra deve ser de valor suficientemente baixo de modo a prevenir que a tensão das partes externas chegue a um nível em que

a diferença de potencial represente um perigo para a vida. Para que isto não aconteça, este tipo de equipamentos requer múltiplos testes de ligação à terra por forma a validar as conexões de partes aplicadas ao chassis do equipamento [31]. Um teste de medição da resistência do condutor de terra é efetuado através da ligação entre o pino de terra e o chassis do equipamento conforme representado no esquema da Figura 2.9.

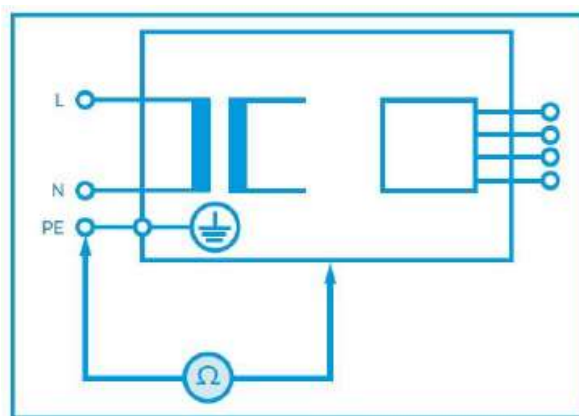


Figura 2.9 – Teste de medição da resistência do condutor de terra [30].

Segundo esta norma, o valor limite do teste de ligação à terra em equipamentos médico elétrico de Classe I é igual a $300 \text{ m}\Omega$, incluindo a resistência do condutor de terra do cabo de alimentação;

- Medição das correntes de fuga do equipamento em teste e das partes aplicadas ao paciente – Técnica que se revela fundamental no decorrer de um teste de segurança elétrica, uma vez que certas correntes de fuga podem não ser detetáveis durante a normal utilização do equipamento. No entanto, podem ter um impacto significativo na segurança do utilizador do equipamento e do paciente. Uma corrente de fuga dos equipamentos médicos elétricos deriva da fonte de alimentação deste para a terra através do chassis enquanto uma corrente de fuga das partes aplicadas do equipamento flui de uma parte aplicada para a terra ou para o chassis do equipamento.

Um exemplo prático da realização de um teste de segurança elétrica conforme a norma IEC 62353 é descrito no capítulo seguinte, nomeadamente no subcapítulo 2.6.1, onde é apresentado o equipamento de teste Bender UNIMET 800ST [29].

2.5.3 Norma ISO 80601-2-12:2020

O documento referente à norma ISO 80601-2-12, denominada “*Medical electrical equipment — Part 2-12: Particular requirements for basic safety and essential performance of critical care ventilators*” expõe os requisitos para a segurança básica e o desempenho essencial de um ventilador de cuidados intensivos tendo também em conta os acessórios constituintes, uma vez que estes podem ter um impacto significativo na segurança básica ou no desempenho do ventilador. Este tipo de ventiladores é, geralmente, concebido para ser utilizado num ambiente que presta cuidados de saúde especializados a doentes cujas condições podem ser fatais, requerendo diferentes níveis de suporte de ventilação, e exigindo cuidados intensivos e monitorização constante numa unidade de cuidados de saúde profissional [32].

2.5.4 Norma ISO 80601-2-13:2022

A norma ISO 80601-2-13:2022 – *Medical electrical equipment – Part 2-13: Particular requirements for the basic safety and essential performance of an anaesthetic workstation*, é destinada a estações de anestesia e define requisitos para a segurança básica e desempenho essencial de uma estação de anestesia para administração de anestesia inalatória [33].

2.6 Equipamentos de teste utilizados

De modo a assegurar boas práticas de manutenção de equipamentos hospitalares, é necessário recorrer a equipamentos de teste e ensaio específicos, que garantam a qualidade do serviço prestado. Estes têm a capacidade de testar o equipamento médico sem ser necessário um paciente, por meio de simuladores e de confirmar que os valores medidos correspondem aos valores corretos. Ainda assim, é admitida uma margem de erro em cada um dos simuladores de teste. Este intervalo pode ser, por vezes, distinto de equipamento para equipamento, estando toda esta informação normalmente indicada nas normas respetivas do equipamento em questão.

Neste contexto, enumeram-se diversos equipamentos de apoio utilizados aquando da realização do processo de manutenção. De referir que cada um dos simuladores é alvo de manutenção e calibração efetuadas por uma empresa externa devidamente certificada, a Trecal. Nas secções seguintes são descritos os principais equipamentos de teste utilizados na manutenção de equipamentos da Dräger.

2.6.1 Bender UNIMET 800ST

O equipamento de teste *Bender UNIMET 800ST*, representado na Figura 2.10, tem como principal objetivo averiguar o cumprimento das normas de segurança elétrica IEC 60601 e IEC 62353 de um dado equipamento médico elétrico, de forma a garantir a segurança elétrica, tanto dos pacientes como dos seus operadores, profissionais de saúde.

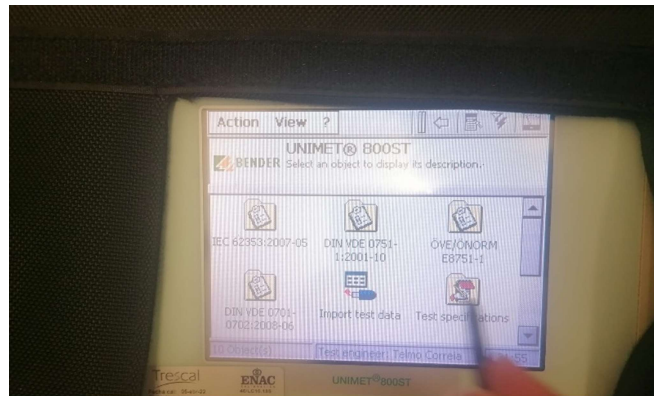
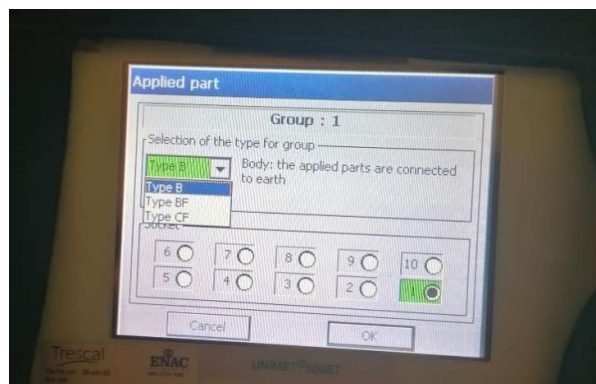


Figura 2.10 – *Bender UNIMET 800ST*.

Este simulador mede o valor de diferentes grandezas, designadamente da resistência do condutor de terra e das correntes de fuga pelas partes aplicadas, bem como pelo chassi do próprio equipamento. As figuras seguintes apresentam diferentes ecrãs de configuração do teste a realizar e dos resultados obtidos, os quais podem ser mostrados no ecrã ou guardados no referido equipamento de teste.



a)



b)

Figura 2.11 – *Bender UNIMET 800ST*: a) Representação das ligações efetuadas; b) Seleção do tipo de partes aplicadas.

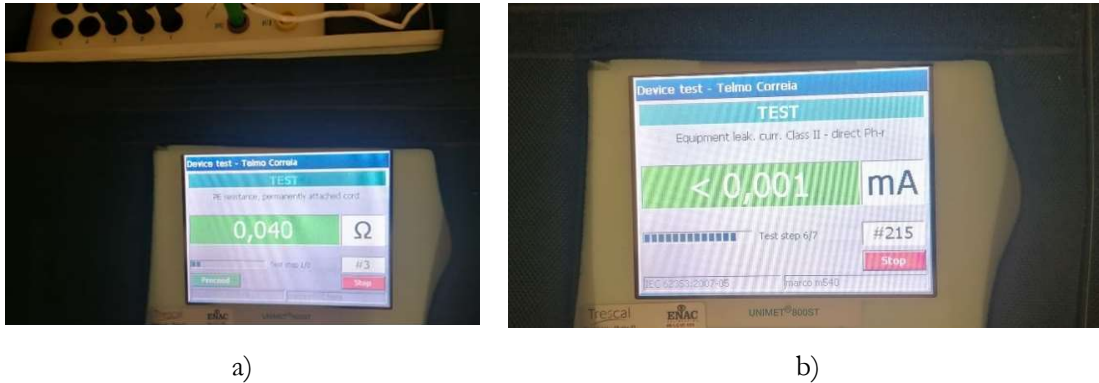


Figura 2.12 – Bender UNIMET 800ST: a) Teste da resistência do condutor de terra; b) Teste executado com sucesso das correntes de fuga do equipamento.



Figura 2.13 – Medição das correntes de fuga das partes aplicadas ao paciente.

2.6.2 Fluke ProSim 4

O simulador de sinais vitais *Fluke ProSim 4* é um instrumento de teste polivalente, portátil, leve e de alto desempenho para utilização em monitores de sinais vitais. Este equipamento permite fazer simulações dinâmicas de pressão arterial, calibração, testes automáticos de fugas e testes de válvulas de alívio de pressão. O equipamento apresenta modos predefinidos para a simulação da maioria das condições do paciente, permitindo ainda que o utilizador defina outros programas. Durante as simulações efetuadas são utilizados os acessórios do equipamento em teste, ou seja, o cabo de ECG e os tubos e a braçadeira de pressão arterial. A braçadeira é colocada num objeto de madeira que faz alusão ao braço do paciente e conectada ao simulador e ao monitor, conforme ilustrado na Figura 2.14.

O *Fluke ProSim 4* permite ainda testar as funções de Eletrocardiograma (ECG). Este simula vários perfis que consistem na combinação de parâmetros predefinidos de ECG, frequência respiratória, pressão arterial, temperatura e débito cardíaco. Tem a possibilidade de testar equipamentos com até dez derivações de ECG.



Figura 2.14 – Fluke ProSim 4.

2.6.3 Oxsim

O simulador de Saturação Periférica de Oxigênio (SpO_2) *OxSim*, presente na Figura 2.15, permite testar sensores e equipamentos de oximetria, como oxímetros e monitores de sinais vitais. O equipamento de teste funciona com qualquer oxímetro de pulso e permite também testar a avaliação da frequência cardíaca.



Figura 2.15 – *OxSim OX-1*.

Este simulador possui um “dedo” artificial que tem a capacidade de simular qualquer condição do paciente. Este “dedo” possui um sensor de luz, que deteta a luz emitida pelo sensor de oximetria, e um LED no lado oposto que transmite a luz ao recetor do sensor. O parâmetro de SpO_2 varia entre 35 % e 100 %, e o valor da frequência cardíaca entre 30 bpm e 250 bpm. O equipamento dispõe ainda de simulações predeterminadas, com as combinações de SpO_2 e frequência cardíaca mais comuns, por exemplo 80 bpm e 98 % SpO_2 .

2.6.4 Caudalímetro Triplo

O caudalímetro triplo, representado na Figura 2.16, designa um medidor de fluxo que tem como principal objetivo a medição precisa de um caudal de gás através de um mecanismo físico com a deslocação de um objeto “boia” flutuante, calibrado até ao valor exato da escala existente.



Figura 2.16 – Caudalímetro triplo.

2.6.5 Multímetro

Para a realização de testes aos equipamentos médicos da empresa é utilizado muitas vezes um multímetro digital, neste caso o *Fluke Corporation True RMS Multimeters*, presente na Figura 2.17. Este equipamento eletrónico tem como função medir e avaliar algumas grandezas elétricas como, a corrente elétrica (amperímetro, A), tensão DC ou AC (voltímetro, V) e a resistência elétrica (ohmímetro, Ω). O equipamento de apoio é normalmente manuseado para verificar se existem anomalias nas unidades de grandeza referidas nos equipamentos em teste. Este equipamento é especialmente usado em diversas intervenções de manutenção preventiva.



Figura 2.17 – Multímetro.

2.6.6 *Druck Digital Pressure Indicator 705 E*

O *Druck Digital Pressure Indicator 705 E*, representado na Figura 2.18, é um indicador de pressão digital portátil que permite efetuar a calibração e auxiliar na resolução de problemas dado que oferece uma medição de pressão precisa. Este equipamento tem uma organização de menus simples e intuitiva, que permitem a medição de pressão confiável na faixa de medição de 0 a 20 mbar, com uma precisão de $\pm 0,1$ % de fundo de escala, permitindo ainda testes de fuga e o registo de calibração.



Figura 2.18 – *Digital Pressure Indicator 705 E*.

2.6.7 Higrómetro Sika MH3330

O Sika MH3330, ilustrado na Figura 2.19, designa um higrómetro que, por definição, se refere a um equipamento para medir e registar a humidade e a temperatura. Trata-se, portanto, de um excelente auxiliar durante a manutenção preventiva e resolução de problemas no que toca às incubadoras e berços aquecidos Dräger, oferecendo assim uma medição precisa destes parâmetros essenciais para o recém-nascido.



Figura 2.19 – Higrómetro *Sika* MH3330.

2.7 Considerações finais

A manutenção é definida como o conjunto de atividades cujo objetivo é restaurar e repor o funcionamento de um dado equipamento. É possível dividir a manutenção de equipamentos em manutenção preventiva e manutenção corretiva. A manutenção preventiva é periódica, acontece antes do equipamento falhar e tem por objetivo manter o equipamento funcional e evitar a falha. A manutenção corretiva é uma manutenção de emergência, realizada depois do equipamento falhar e tem por objetivo repor o seu adequado funcionamento.

O conjunto de práticas de manutenção direcionada a equipamentos médicos assume um papel crucial na prevenção da degradação dos mesmos. Todo o tipo de manutenção visa contribuir para o aumento da vida útil de cada equipamento, articulando-se este processo com a gestão de custos inerentes à atividade. A prática de manutenção segue um conjunto de normas com vista à uniformização das intervenções e testes a realizar em cada equipamento.

O bom desempenho deste setor da manutenção por parte da equipa garante que os profissionais da área da saúde tenham à sua disposição equipamentos fiáveis, de forma a prestar um melhor serviço de assistência aos seus utentes.

3 Ventilação

No decorrer deste capítulo são abordados diversos tópicos relativos à ventilação, sendo apresentados diferentes tipos e modos de ventilação implementados nos ventiladores Dräger. Por último, é descrito o equipamento da marca mais recente associado à área de ventilação: Dräger Evita V800.

3.1 Conceitos Básicos da Respiração

A respiração representa dois conceitos distintos, sendo estes a respiração pulmonar e a respiração celular, embora ambos estejam interligados. A respiração pulmonar refere-se ao movimento de expirar/inspirar enquanto que a respiração interna é o processo de troca de gases entre o sangue e os tecidos, fornecendo oxigénio às células (O_2) e removendo o dióxido de carbono (CO_2). Este processo divide-se assim em respiração interna e externa.

O processo externo compreende as trocas gasosas entre o ar ambiente e o sangue. Este consiste mais precisamente na absorção do O_2 presente nos alvéolos pelo sangue e no seu transporte para as células dos tecidos, assim como, na libertação de CO_2 do sangue para os alvéolos. As principais funções que suportam este processo são a inalação e a expiração, sendo a hemoglobina o meio de transporte do O_2 e CO_2 .

O processo de respiração interna é um processo químico que compreende a criação de adenosina trifosfato (ATP), uma fonte química de energia para a célula. Este envolve o metabolismo dos hidratos de carbono, com o conseqüente consumo de oxigénio para a produção de energia e, como metabolito residual, a produção de CO_2 e água (H_2O). Um adulto saudável utiliza aproximadamente 300 mL/min de oxigénio produzindo em simultâneo 250 mL/min de dióxido de carbono [34].

As vias respiratórias superiores são compostas pelo nariz, sendo este constituído por duas cavidades nasais adjacentes, visíveis na Figura 3.1, pela nasofaringe, a orofaringe e a laringofaringe. O nariz é o órgão que aquece, humedece e filtra o ar, antes dele entrar nos pulmões. É o local onde o ar é inalado e exalado. Tem como função a olfação, respiração, filtração de impurezas e humidificação do ar inspirado, além de receção e eliminação de secreções dos seios paranasais e ductos lacrimonasais [34].

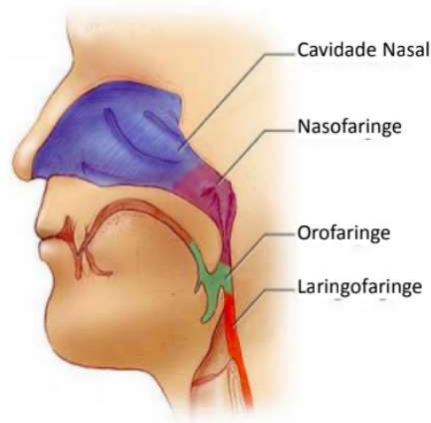


Figura 3.1 – Vias respiratórias superiores [34].

As vias respiratórias inferiores são compostas pela traqueia, pulmões, brônquios, bronquíolos e alvéolos. Os alvéolos, presentes no canto inferior direito da Figura 3.2, retratam pequenas cavidades ocas localizadas no fim dos bronquíolos. Cada pulmão contém cerca de 300 a 750 milhões de alvéolos.

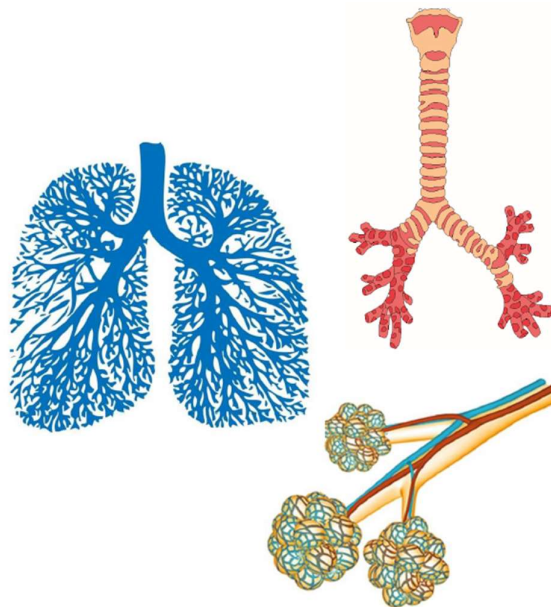


Figura 3.2 – Vias respiratórias inferiores [34].

A ventilação descreve um conjunto de fenômenos, físicos, mecânicos e fisiológicos, que possibilitam as trocas gasosas ao nível alveolar (a ventilação dos pulmões), mais especificamente o transporte dos gases respiratórios entre a atmosfera e os alvéolos. As trocas gasosas ocorrem apenas na unidade mais pequena do pulmão, neste caso, os alvéolos. Através da membrana semipermeável (septo dos alvéolos) e do efeito físico da difusão, as moléculas de oxigénio passam através desta membrana para o sangue enquanto o dióxido de carbono passa, através da membrana, do sangue para os alvéolos [34].

O valor da pressão atmosférica influencia a ventilação dos pacientes, tendo em conta que o valor da concentração de um gás e a pressão ambiente estão intimamente relacionadas. Ao nível do mar, a pressão atmosférica é igual a 1013 hPa (hectopascal), o que corresponde a 760 mmHg (milímetros de mercúrio). Com um aumento da altitude, a pressão atmosférica diminui, por cada 100 m de altitude, o resultado é de cerca de menos 10 mbar. Um aumento da altitude traz diferentes consequências para o indivíduo, como [35]:

- Dores de cabeça, palpitações e náuseas;
- Aumento da Frequência Respiratória (FR);
- Aumento dos glóbulos vermelhos.

Uma característica notável que os ventiladores Dräger possuem e que se traduz numa vantagem em relação aos demais refere-se à incorporação de um sensor de pressão atmosférica que automaticamente compensa o volume de acordo com a relação mencionada. Desta feita, os médicos não precisam de compensar o volume tendo em conta as variações da pressão atmosférica [35].

3.2 Fisiologia Respiratória

A troca entre o ar exterior e os pulmões ocorre em duas fases distintas, a inspiração e a expiração. Uma condição necessária para essa troca é a existência de uma diferença de pressão entre o ar contido nos alvéolos e o exterior, que é conseguida graças à expansão e à contração do espaço torácico. Este gradiente de pressão, ilustrado na Figura 3.3, entre o interior dos pulmões, o diafragma e a pressão atmosférica é conhecido como pressão intrapulmonar sendo a força ativa responsável pelo fluxo de ar [34].

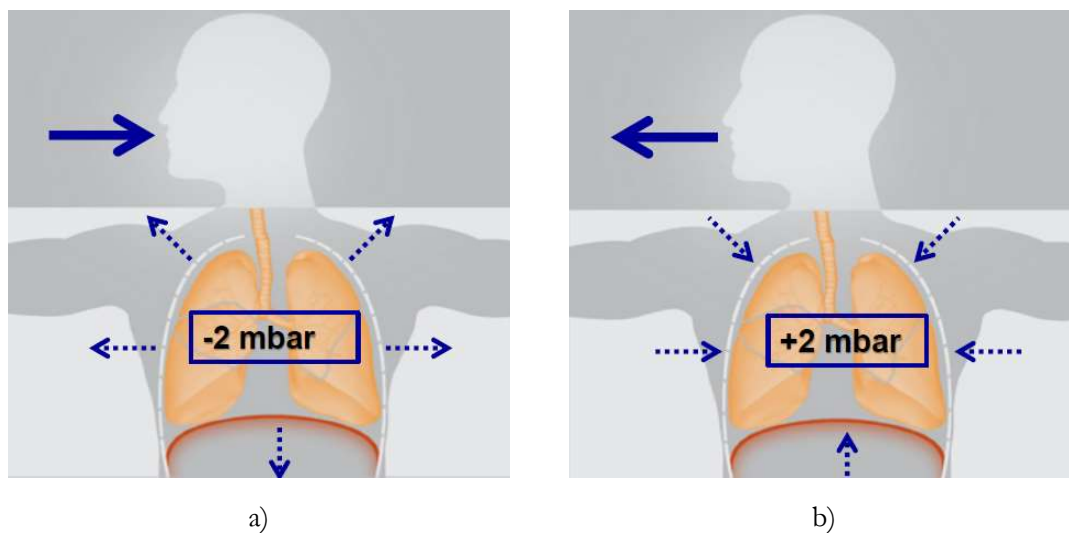


Figura 3.3 – Pressão dos pulmões durante a respiração. a) Inspiração; b) Expiração [34].

De entre os diferentes volumes respiratórios definidos o Volume Tidal (VT), que representa o volume de ar que é inspirado e expirado durante a respiração em repouso, é o único relevante no contexto deste relatório, pois refere-se ao volume que o ventilador tem de administrar ao paciente em cada ciclo respiratório.

3.3 Fundamentos da Ventilação

Por resistência (R) ao fluxo de ar, no presente contexto, entende-se a relação entre a diferença de pressão entre a atmosfera e os alvéolos e um determinado fluxo de ar, como ilustrado na seguinte equação [36]:

$$R = \frac{\Delta P}{\dot{V}}$$

Na fórmula representada acima, a variável R representa a resistência ao fluxo do ar, ΔP representa a diferença de pressões existente entre a atmosfera e os alvéolos e \dot{V} representa o fluxo de ar. O valor desta grandeza é expresso em mbar/L/s.

Para entender melhor esta fórmula, deve-se ter em conta a lei de *Hagen-Poiseuille* simplificada, que se traduz na seguinte equação [36]:

$$R \sim \frac{1}{r^4}$$

Esta refere que a resistência ao fluxo é inversamente proporcional ao valor do raio das vias aéreas (r^4). Posto isto, podemos entender diferentes conclusões [36]:

- O valor do fluxo é diretamente proporcional à diferença de pressão;
- O valor do fluxo é inversamente proporcional às dimensões das vias aéreas;
- Quanto maior for o comprimento das vias aéreas, menor é o valor do fluxo e, conseqüentemente, maior será o valor da resistência;
- Quanto maior for o valor do raio do tubo, maior é o valor do fluxo.

Assim, através desta fórmula, por exemplo, se reduzirmos o diâmetro das vias aéreas para metade, a resistência ao fluxo aumentará 16 vezes.

A *compliance* (C), também designada por elasticidade pulmonar, é definida como a relação entre a variação do volume de gás intrapulmonar e o aumento de pressão necessário para produzir essa mesma variação de volume [36].

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} = \frac{[ml]}{[mbar]}$$

Na equação acima, a variável *C* representa a *compliance* enquanto ΔV representa a diferença de volume e ΔP representa a diferença de pressões existente entre a atmosfera e os alvéolos.

Como o sistema respiratório é constituído por duas estruturas colocadas em série, o pulmão e a caixa torácica, qualquer variação num ou noutra resultam em alterações da *compliance* total do sistema. A elasticidade de todo o sistema respiratório será dada pela relação entre o aumento de volume e a alteração da pressão no volume e a alteração da pressão nas vias aéreas, elasticidade pulmonar e *compliance* da parede torácica. Uma baixa *compliance* significa um esforço elevado na respiração do paciente [36].

Na Figura 3.4 é possível perceber a pressão dos pulmões durante as fases de inspiração e expiração, aquando da ventilação.

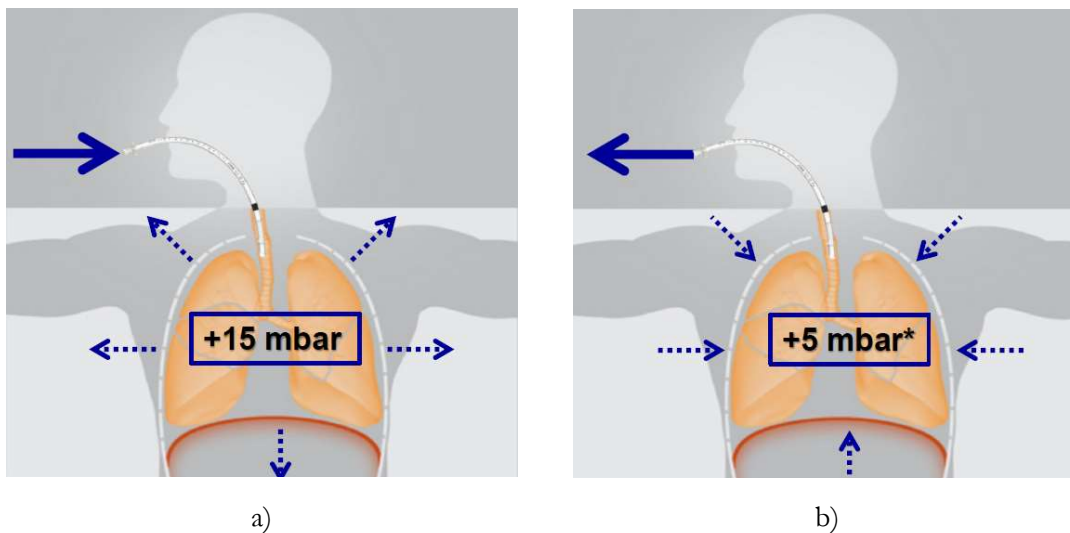


Figura 3.4 – Pressão dos pulmões durante a ventilação. a) Inspiração; b) Expiração (*Positive End-Expiratory Pressure (PEEP)) [34].

Por último, outro fator considerável são as condições de medição dos gases durante a ventilação. Deve-se ter em conta, em contexto de ventilação, as três diferentes siglas [35]:

- *Body Temperature Pressure Saturated* (BTPS) refere-se às condições no pulmão do paciente, sendo estas a temperatura a 37 °C e a humidade a 100 %.
- *Normal Temperature Pressure Dry* (NTPD) diz respeito às condições entregues pelo ventilador, sendo estas a temperatura a 20 °C (temperatura ambiente de referência) e a humidade a 0 %.
- *Normal Temperature Pressure Saturated* (NTPS) designa as condições à saída da válvula expiratória, sendo estas a temperatura a 20 °C e a humidade a 100 %.

Se aquecermos um certo volume de gás, o volume inicial aumenta. Vejamos por exemplo, 1 L de gás a 20 °C aumenta para 1,058 L a 37 °C enquanto a pressão permanece a mesma. Por outro lado, se humidificarmos um gás seco, o volume inicial do gás aumenta até ao ponto de saturação da água. 1L de gás seco a 20 °C aumenta para 1,023 L se humidificarmos a 100 %, sendo 2,3 % da mistura vapor de água. Por fim, no que toca à pressão, se aumentarmos a pressão de um gás, o volume inicial do gás agora diminui proporcionalmente à pressão aplicada. 1L de gás a 1013 mbar diminuirá para 980 mL se for aplicada uma pressão adicional de 20 mbar [35].

3.4 Tipos de Ventilação

A ventilação pode ser classificada em ventilação invasiva e ventilação não invasiva (VNI), dependendo do dispositivo de ligação entre o equipamento médico e o paciente. Caso estejamos perante uma intubação endotraqueal, o tipo de ventilação designa-se por invasiva. Se ao invés de uma intubação endotraqueal utilizarmos uma máscara, então a ventilação designa-se por não invasiva.

3.4.1 Ventilação Invasiva

Na ventilação invasiva utilizam-se diferentes interfaces entre o ventilador e o paciente, sendo as mais comuns, um tubo endotraqueal, uma máscara laríngea, um tubo de laringe e ainda, em pacientes que requerem um longo tratamento, um tubo de traqueostomia, conforme as Figuras 3.5 e 3.6, respetivamente.

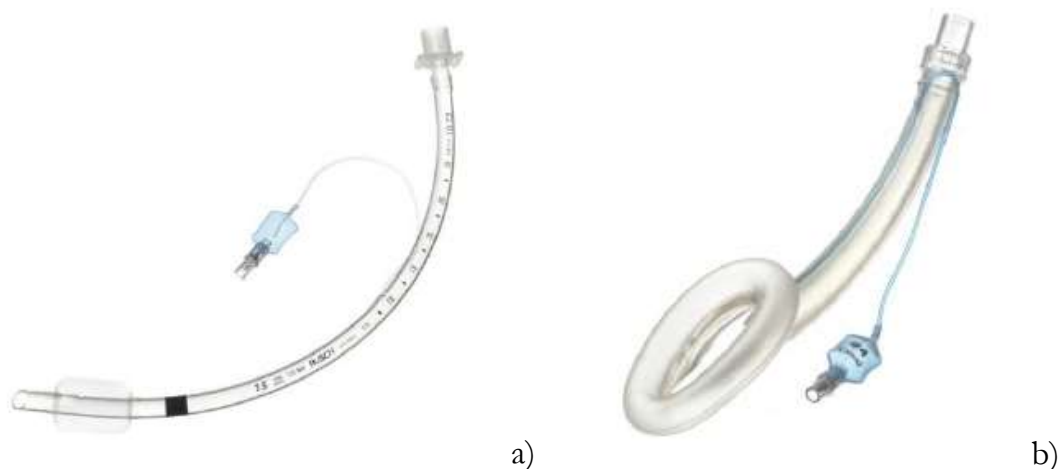


Figura 3.5 – Interfaces entre o ventilador e o paciente durante a ventilação invasiva. a) Tubo endotraqueal; b) Máscara laríngea [34].

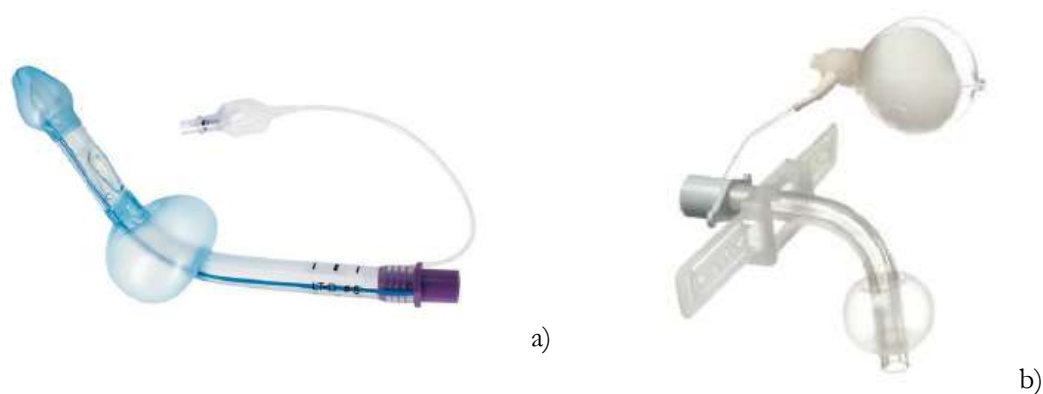


Figura 3.6 – Interfaces entre o ventilador e o paciente durante a ventilação invasiva. a) Tubo de laringe; b) Tubo de traqueostomia [34].

3.4.2 Ventilação Não Invasiva

Em relação à VNI, esta refere-se ao suporte ventilatório dado aos doentes sem recurso a métodos invasivos da via aérea, isto é, sem a utilização de um tubo endotraqueal. A utilização da VNI tem aumentado significativamente, em particular nos serviços de UCI. Na Figura 3.7, Figura 3.8, Figura 3.9 é possível vermos as diferentes máscaras utilizadas na VNI.

A adoção do uso deste tipo de ventilação traz inúmeros benefícios, tais como:

- Permite evitar as potenciais complicações da ventilação invasiva e reduzir os erros de tratamento em cerca de 50%;
- Ajuda a proporcionar uma terapia benéfica com uma diminuição do tempo de permanência na UCI, reduzindo o tempo de internamento hospitalar em uma média de três dias e uma maior probabilidade de sobrevivência;
- É utilizada em doentes com insuficiência respiratória aguda e crônica e também para apoiar a terapia de desmame. A VNI traduz um aumento da qualidade de vida do paciente;
- Reduz o risco de infecção. O uso de VNI ao invés de uma ventilação invasiva está associada a um menor risco de infecções nosocomiais.



Figura 3.7 – Máscara facial inteira [34].



Figura 3.8 – Máscara oronasal [34].



Figura 3.9 – Máscara nasal [34].

3.5 Modos de Ventilação

3.5.1 Ventilação Controlada por Volume

Durante uma ventilação controlada por volume, o Volume Tidal (V_T) é definido pelo utilizador e, conseqüentemente, fornecido pelo ventilador a um fluxo constante. A pressão inspiratória é a variável resultante e muda consoante a alteração da mecânica pulmonar. O Volume Minuto (VM) caracteriza o volume de ar entregue ao doente durante um minuto e permanece constante ao longo do tempo. Este valor é conseguido através do produto entre a frequência respiratória e o volume tidal. A velocidade a que o V_T é aplicado é ajustada pelo fluxo inspiratório.

Como referido anteriormente, a respiração pode ser dividida numa fase inspiratória e numa fase expiratória. A duração da fase inspiratória é definida pelo tempo de inspiração (T_{insp}). Se o fluxo inspiratório for tão elevado que o volume tidal definido for atingido antes de o tempo inspiratório definido ter passado, haverá uma pausa na inspiração.

Como as pressões no pulmão podem variar na ventilação controlada por volume com a alteração de uma das propriedades do pulmão (resistência e/ou *compliance*), é importante definir os limites de alarme com base na condição do paciente [37].

Os ventiladores Dräger possuem uma opção, que pode ser ativada no modo de ventilação controlada por volume, designada por *AutoFlow*, que garante uma respiração sem esforço durante todo o ciclo respiratório, aumentando assim o conforto do paciente. Este refere-se a uma configuração da ventilação mais alargada para todos os modos de ventilação com controlo de volume.

O *AutoFlow* assegura que o VT definido é aplicado com a pressão mínima necessária para todas as respirações obrigatórias. Se a resistência ou a *compliance* se alterarem, a pressão adapta-se gradualmente para administrar o VT definido. Isto significa que tanto a pressão como o fluxo são ajustados automaticamente durante todo o ciclo respiratório, permitindo que o paciente possa respirar espontaneamente.

Por último, os modos de ventilação controlados por volume não são geralmente utilizados na categoria de pacientes neonatais [37].

3.5.2 Ventilação Controlada por Pressão

Durante a ventilação controlada por pressão, dois níveis de pressão são mantidos constantes, sendo estes a *Positive End-Expiratory Pressure* (PEEP) e a pressão inspiratória (P_{insp}), isto é, um nível de pressão inferior e um nível de pressão superior, respetivamente. O volume e o fluxo de desaceleração são as variáveis resultantes e podem variar em função de alterações na mecânica pulmonar.

O valor controlado e mantido pelo equipamento é a pressão inspiratória. A PEEP, a P_{insp} e a frequência respiratória podem ser ajustadas. A diferença entre os dois níveis de pressão, PEEP e P_{insp}, o esforço respiratório do doente e a mecânica pulmonar determinam o VT fornecido. Durante a ventilação neonatal, o ajuste do fluxo é frequentemente utilizado para determinar o aumento de pressão. Ambos os ajustes definem a duração do aumento de pressão do nível de pressão inferior (PEEP) para o nível de pressão superior (P_{insp}) [37].

Durante a ventilação controlada por pressão, a pressão inspiratória é mantida durante o tempo de inspiração (T_{insp}). O tempo para a próxima respiração obrigatória resulta do número de respirações obrigatórias por minuto (FR) e do tempo inspiratório.

Caso a resistência e a *compliance* do doente variarem durante o tratamento, isto apenas influencia o VT aplicado, as pressões mantêm-se inalteradas. Outra vantagem dos ventiladores Dräger, muito importante, refere-se à manutenção de todas as pressões mesmo que exista alguma fuga no ventilador ou nos seus acessórios.

Assim como a opção *AutoFlow* existe para a ventilação controlada por volume, outra opção semelhante surge para a ventilação controlada por pressão, desta feita o Volume Garantido. O Volume Garantido é uma configuração de ventilação alargada para os variados modos de ventilação controlados por pressão. Esta assegura que, para todas as respirações obrigatórias, o VT definido é aplicado com a pressão mínima necessária. Se o valor da resistência ou da *compliance* se alterarem, a pressão adapta-se gradualmente de modo a administrar o volume tidal definido. A respiração espontânea é possível a qualquer altura, durante todo o ciclo respiratório [37].

3.5.3 Ventilação Espontânea/Assistida

Durante a ventilação espontânea, em contraste com os modos ventilatórios anteriores, o doente efetua a maior parte do esforço respiratório. O nível de pressão a que a respiração espontânea acontece, pode ser ajustado, sendo este parâmetro configurável no ventilador, a PEEP. Em todos os modos de ventilação espontânea, as respirações espontâneas podem ser apoiadas mecanicamente [37].

Para se adaptar à respetiva mecânica pulmonar, a velocidade do aumento da pressão para um, ou suporte de pressão ou suporte de volume, pode ser definida através do ajuste do declive e do fluxo. Ambos os ajustes, declive e fluxo, definem assim a duração do aumento de pressão do nível de pressão mais baixo para o mais alto. Com o ajuste do declive, o tempo é definido em segundos, com o ajuste do fluxo, o fluxo de gás é definido em L/min [37].

3.6 Parâmetros de configuração

A ventilação mecânica pressupõe o devido controlo e monitorização dos valores dos parâmetros ventilatórios e da sua evolução. Dada a sua diversidade, é imprescindível definir estes parâmetros conforme o tipo de paciente, o tipo de ventilação, a idade e a doença em questão. Para uma melhor compreensão das configurações relacionadas com a ventilação, são descritos os principais parâmetros ventilatórios presentes nos ventiladores Dräger [36]:

- Modo Ventilatório – Trata-se do primeiro parâmetro do ventilador a ser configurado, antes de iniciar a ventilação;
- Concentração de Oxigénio (F_iO_2) – Um parâmetro presente em todos os modos de ventilação é a fração inspirada de O_2 , daí o seu nome (F_iO_2), presente na mistura administrada ao paciente. Inicialmente, este parâmetro deve ser alto, mas depois deve ser ajustado gradualmente consoante o quadro clínico do doente. A concentração de O_2 é ajustada em incrementos de percentagem e vai desde os 21% até aos 100%;
- Fluxo – A configuração deste parâmetro está somente disponível nos modos de ventilação controlados por volume e pode ser ajustado em L/min. A alteração deste parâmetro vai afetar a velocidade do fluxo inspiratório. Assim, o fluxo define a velocidade com que é entregue o volume corrente. Quanto maior o fluxo inspiratório, mais rápido o volume é administrado;
- Frequência Respiratória – A frequência respiratória pode ser ajustada em ambos os modos de ventilação, tanto na ventilação controlada por volume como na ventilação controlada por pressão. Esta define o número de ciclos respiratórios que o indivíduo realiza por minuto. O valor típico por defeito, num adulto normal, é aproximadamente de 10 a 15 por minuto. Em relação aos recém-nascidos e às crianças, o valor típico utilizado está no intervalo de

30 a 40 por minuto. Uma mudança neste parâmetro afeta os valores do volume por minuto independentemente do modo de ventilação utilizado. O aumento da frequência leva a uma maior ventilação, sendo exaladas maiores quantidades de dióxido de carbono;

- Relação do Ciclo Inspiração/Expiração (I:E) – Relação entre a parte do ciclo dedicada à inspiração e a dedicada à expiração. A configuração mais comum é geralmente o ajuste de 1:2, que estabelece que o tempo expiratório é o dobro do tempo inspiratório;
- Volume Tidal – Em qualquer modo de ventilação controlado por volume é possível configurar o volume tidal, sendo este o principal parâmetro aquando do uso da ventilação controlada por volume. O VT define o volume que deve ser administrado ao paciente em cada ciclo respiratório. Neste, os valores admissíveis rondam os 5-8 mL/kg, considerando sempre um adulto normal e o seu peso corporal ideal;
- Tempo de Inspiração – Utilizado nos diferentes modos de ventilação, o tempo de inspiração é definido pelo intervalo de tempo desde o início da inspiração até ao final da pausa inspiratória;
- Pressão Inspiratória – Está presente em todos os modos de ventilação controlados por pressão e denomina a pressão que deve ser exercida na caixa torácica nos modos ventilatórios por pressão;
- Pressão positiva no fim da expiração – Esta provém do inglês “*Positive End-Expiratory Pressure*” e refere-se à pressão expiratória residual, isto é, a pressão que subsiste nos pulmões mesmo durante a fase expiratória, aumentando o volume pulmonar no fim da expiração. A PEEP aplica-se em qualquer modo ventilatório e ajusta-se conforme a patologia e o estado do paciente pois esta impede o colapso dos alvéolos no final da expiração;
- *Trigger* – Nível de pressão ou fluxo a partir do qual o equipamento deteta um esforço respiratório do paciente para ativar o modo de ventilação espontânea.
- Declive – Disponível nos modos de ventilação controlados por pressão e modos de ventilação espontânea, indica a medida do gradiente do aumento de pressão. A unidade de medida é o hPa e define a quantidade de tempo necessária para se alcançar a pressão inspiratória previamente definida. De maneira a garantir que essa pressão se encontra disponível rapidamente, o seu valor típico é de 0.2 s. Valores muito altos ou muito baixos afetam o conforto da respiração do paciente e podem causar stress [38].

3.7 Ventilador Dräger Evita V800

O ventilador Dräger Evita V800 destina-se à ventilação de adultos e pacientes pediátricos, sendo a ventilação de neonatos restringida ao modelo Evita VN800. O ventilador Dräger Evita V800, presente na Figura 3.10, proporciona diversificados modos de ventilação mandatória e assistida para os três diferentes modos ventilatórios detalhados anteriormente. Estes modos de ventilação servem de suporte à respiração espontânea e monitorização das vias respiratórias. A unidade de ventilação Evita V800 é utilizada com a série de monitores Medical Cockpits da Dräger e pode ser utilizada em diferentes áreas de cuidados de saúde.

Assim, cabe ao utilizador do ventilador, médico/a ou enfermeiro/a, seleccionar o modo ventilatório mais adequado para a doença em causa do paciente. Para todas as definições do ventilador, o utilizador necessita de ter em atenção, para além da questão da doença já mencionada, considerar o estado respiratório e o estado geral de saúde do paciente, de forma a adaptar perfeitamente os parâmetros de configuração apresentados previamente à condição do paciente. Qualquer alteração no estado de saúde do doente deve ser imediatamente visualizada, daí a importância de uma monitorização contínua [39].



Figura 3.10 – Ventilador Dräger Evita V800.

Em relação ao monitor, observável em utilização clínica na Figura 3.11, este surge como a interface entre o utilizador e a unidade de ventilação.

Para a configuração e introdução de dados, existe um ecrã tátil com uma tecnologia de toque sensível e um botão rotativo. Os parâmetros de configuração definidos e os valores medidos são apresentados nesse mesmo ecrã. Além disso, o monitor contém uma barra de alarme acima do ecrã e dois LEDs, um para indicar o estado da alimentação elétrica e outro para indicar a retroiluminação do botão rotativo. Por fim, o painel frontal do monitor possui ainda a tecla de ligar/desligar e a tecla de silenciar o alarme [40].

Todas estas combinações proporcionam um monitor que promove uma utilização bastante intuitiva, rápida e segura, mesmo nas situações de maior stress, devido ao acesso a configurações e dados clínicos no menu. Todos os dados do paciente, os alarmes e as tendências são integralmente registados, onde a exportação dos mesmos torna-se muito cómoda através da interface Universal Serial Bus (USB).



Figura 3.11 – Monitor do ventilador Dräger Evita V800 [40].

No que toca à unidade de ventilação, este bloco é dividido ao meio através de juntas, separando assim a eletrónica da parte pneumática. Isto evita a fuga de oxigénio para a secção eletrónica, onde as faíscas podem causar um incêndio no interior do dispositivo. A eletrónica é composta por diferentes placas e conexões ilustradas na Figura 3.12.

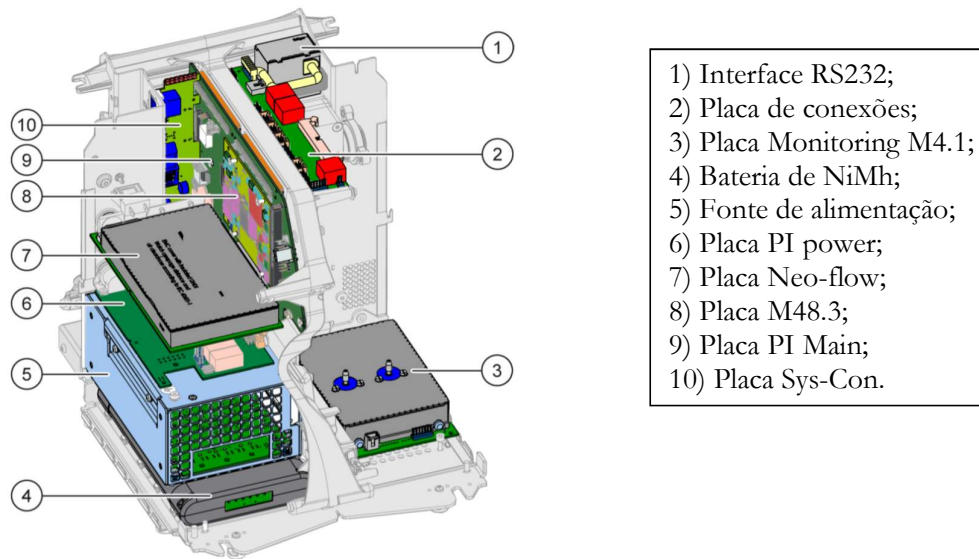


Figura 3.12 – Eletrônica do ventilador Dräger Evita V800 [41].

A interface RS232 só é instalada se o aparelho estiver equipado com a opção GS500, uma unidade de fornecimento de gases, cuja opção não existe até ao momento em Portugal. A placa de conexões surge como interface/ligação entre o sistema pneumático e o sistema eletrónico. Nesta estão ligados em sequência os tubos dos atuadores e dos módulos pneumáticos. A Placa *Monitoring* M4.1 monitoriza e transmite a pressão, o volume e a temperatura à placa *PI Main*, designadamente [41]:

- Pressão inspiratória e expiratória das vias respiratórias;
- Fluxo expiratório;
- Temperatura do gás do paciente;
- Tensão de alimentação.

A Bateria de NiMh recarregável fornece energia ao dispositivo durante uma falha na alimentação elétrica ou quando o doente é transferido. A fonte de alimentação M7.3 *plus* fornece uma tensão de 24 V com um máximo de 250 W e carrega as baterias recarregáveis. A placa *PI power* surge de forma a dispor de mais espaço na placa *PI Main*, sendo que alguns dos componentes da fonte de alimentação desta última estão localizados na placa *PI power*. São assim geradas algumas tensões na placa de *PI power*, onde o funcionamento operacional é indicado por LEDs verdes.

A placa *Neo-flow*, juntamente com o respetivo sensor *Neo-flow* colocado na peça em Y, transmite os valores de fluxo inspiratório e expiratório ao sistema de controlo eletrónico da unidade de ventilação. Esta placa é isolada eletricamente do resto do equipamento. A placa M48.3 é uma placa utilizada como unidade de processamento central com 2 microprocessadores para controlar e monitorizar dispositivos médicos, neste caso, o ventilador Evita V800 [41].

A placa *PI Main* designa a peça central do sistema eletrónico uma vez que fornece todas as funções elétricas necessárias que não são abrangidas pelos módulos periféricos, tais como:

- Reconhecimento de ligar/desligar;
- Controlo/monitorização do alarme piezoelétrico;
- Análise/processamento adicional dos sinais dos sensores;
- Acionamento do atuador da válvula expiratória;
- Interfaces para módulos e componentes da integração do produto;
- Monitorização das tensões para os módulos individuais;
- Medição da pressão ambiental [41].

Por último, a placa *Sys-Con* é utilizada para estabelecer a ligação entre a placa *PI Main* e as interfaces de utilizador/*display*.

No que diz respeito à parte pneumática, os componentes desta são ativados pelo sistema eletrónico. Controlam a pressão de ventilação e o fluxo de ventilação para o doente [41]. A conceção e o funcionamento do sistema pneumático são descritos e representados na Figura 3.13.

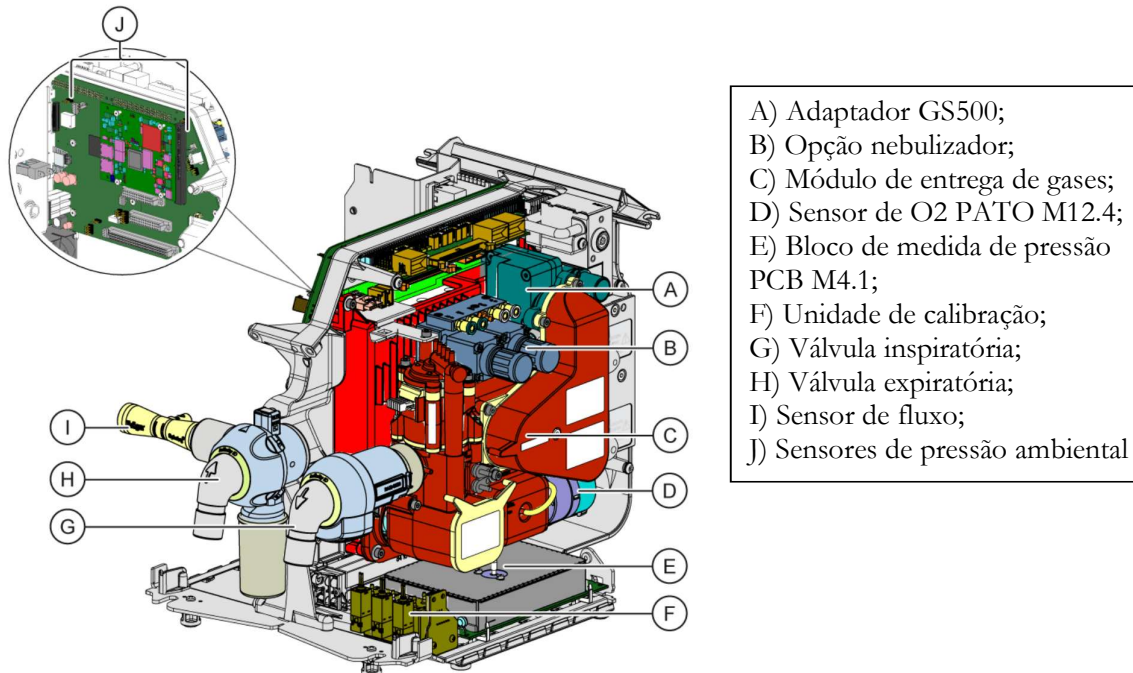


Figura 3.13 – Bloco pneumático do ventilador Dräger Evita V800 [41].

O adaptador GS500 refere-se a um misturador que só é instalado se o aparelho estiver equipado com a opção de unidade de fornecimento de gás. Este liga a unidade de fornecimento de gás GS500 à unidade de ventilação e impede que o gás respiratório enriquecido com O₂ flua do tanque de mistura do módulo de fornecimento de gás para a unidade de ventilação na unidade de fornecimento de gás GS500. A opção de nebulizador, representada na Figura 3.14, controla as válvulas (V9, V10 e V12) e os reguladores de pressão (PR1 e PR2), de forma a monitorizar pneumaticamente o nebulizador de medicamentos [41].

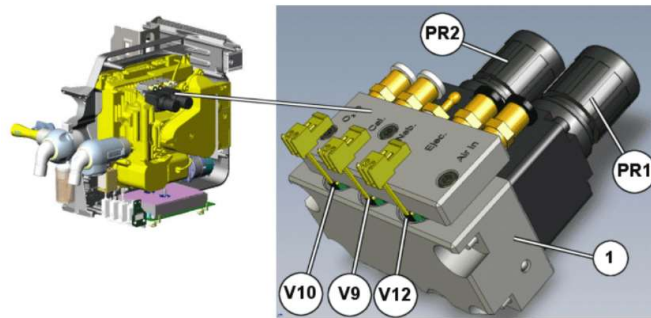


Figura 3.14 – Principais componentes da opção nebulizador [41].

O módulo de entrega de gases M1.3 traduz-se num conjunto de fornecimento de gás que fornece um fluxo de mistura de gás com proporções ajustáveis de O₂ e ar. O tempo de fornecimento do fluxo pode ser modificado. Este módulo possui os seguintes componentes:

- Atuador de válvula M15.1;
- Caixa de entrada de gás;
- Válvulas proporcionais de ar e O₂;
- Sensor de fluxo de ar e O₂;
- Reservatório de mistura com tampa.

O sensor PAramagneTic O₂ (PATO) M12.4 é ligado pneumaticamente à unidade de calibração (F) e mede a concentração de oxigénio do gás misturado que passa por este mesmo sensor. O bloco de medida de pressão PCB M4.1, já mencionado anteriormente, uma vez que se trata de um componente eletrónico, mas que está inserido no bloco pneumático, transmite os valores de pressão, fluxo e temperatura à unidade de controlo do dispositivo. A unidade de calibração, conforme a Figura 3.15, controla as válvulas (V6, V8 e V15) para a calibração do sensor de pressão P_{insp} e do sensor de pressão P_{exp}, bem como do sensor de pressão (S2). Os seis conectores presentes são utilizados para ligar a unidade de calibração aos sensores [41].

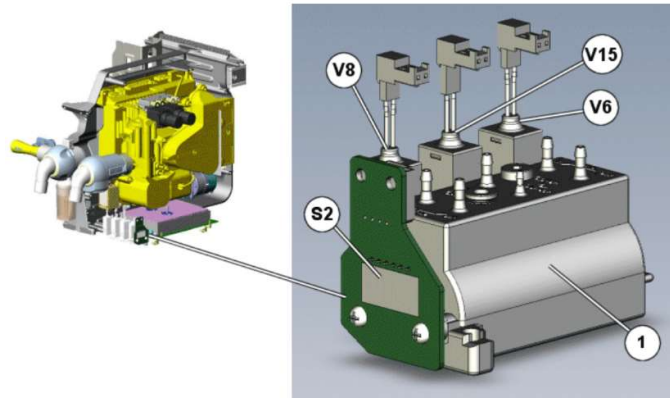


Figura 3.15 – Principais componentes da unidade de calibração [41].

A válvula inspiratória, ilustrada na Figura 3.16, controla as válvulas (SV2, SV3) e a válvula de segurança (V5). O tubo inspiratório para o doente é ligado a esta unidade.

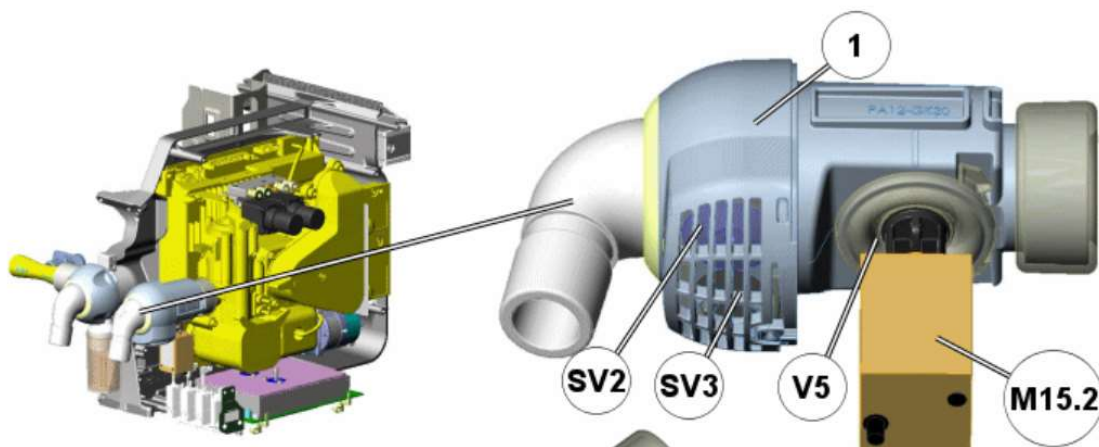


Figura 3.16 – Principais componentes da válvula inspiratória [41].

A válvula expiratória, presente na Figura 3.17, aloca o sensor de fluxo expiratório (S4), a válvula (V16), a válvula antirretorno (CV5), o filtro (F8) e o coletor de água (W2). O tubo expiratório do doente é ligado a esta unidade.

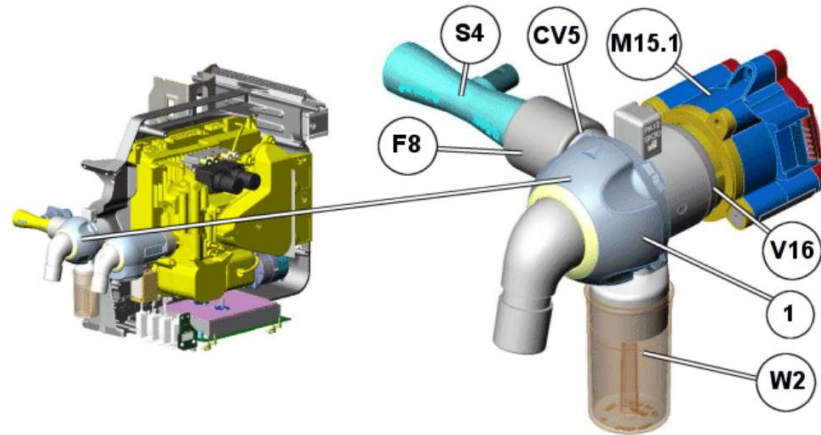


Figura 3.17 – Principais componentes da válvula expiratória [41].

Por fim, o sensor de fluxo mede o fluxo durante a fase expiratória. O sensor de fluxo (S4) está ligado eletricamente à placa *Monitoring* M4.1, que transmite os resultados da medição à unidade de controlo da unidade de ventilação. De seguida é apresentado e aprofundado o esquema pneumático observável na Figura 3.18.

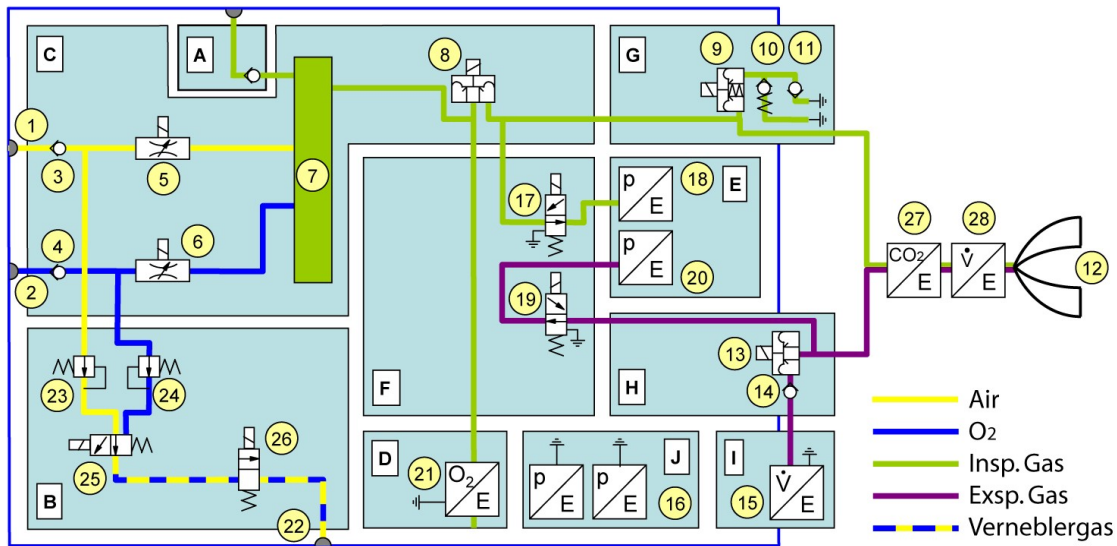


Figura 3.18 – Esquema pneumático do ventilador Dräger Evita V800 [41].

O conjunto do módulo de fornecimento de gás (C) fornece um fluxo de mistura de gás com proporções ajustáveis de O₂ e ar. O gás proveniente da alimentação de gás (central/rampa de gases) entra no aparelho através do conector de entrada de gás para o oxigénio e para o ar (1, 2). As duas válvulas antirretorno (3, 4) impedem que o gás volte a fluir para a linha de fornecimento do respetivo gás. Os gases são misturados no interior do depósito (7). Este procedimento é efetuado por duas válvulas de controlo (5, 6). Uma terceira válvula controladora (8) é utilizada para administrar a saída do fluxo inspiratório. Em alternativa, o ar respirável da área em redor do dispositivo pode ser comprimido pelo GS500 e introduzido no reservatório utilizando um adaptador (A) [41].

O conjunto da válvula inspiratória (G) é constituído pela válvula de segurança (9) e por duas válvulas antirretorno (10, 11). A válvula de segurança está fechada em funcionamento normal, para que o fluxo inspiratório do conjunto de mistura de gás e do fornecimento de gás chegue ao doente (12). A válvula de segurança está aberta em todos os outros modos de funcionamento, por exemplo, se o dispositivo estiver em modo de espera ou em caso de falha do dispositivo, e permite que o doente respire espontaneamente através da válvula respiratória de emergência (11). A válvula de exalação de emergência (10) é um canal redundante para a expiração espontânea, para o caso de o ramo de expiração estar obstruído [41].

O conjunto da válvula expiratória (H) é constituído pela válvula expiratória (13) e por uma válvula antirretorno (14). A válvula expiratória é uma válvula proporcional que é utilizada para ajustar a pressão no interior do sistema respiratório. Em combinação com a válvula da saída de emergência (10), a válvula antirretorno (14) impede a respiração pendular durante os períodos de respiração espontânea. O sensor de fluxo expiratório (I, 15) utiliza o princípio de medição da anemometria de fio quente para medir o fluxo expiratório.

Como já referido no subcapítulo 3.3, para o ventilador reconhecer as características do pulmão do paciente (BTPS), o dispositivo necessita de conhecer a pressão ambiente. A pressão ambiente é medida pelos sensores de pressão barométrica (J, 16) [41].

A pressão no interior do sistema respiratório é medida por dois sensores de pressão independentes (18, 20). Estes dois sensores constituem o conjunto de medição da pressão (E). Os sensores de pressão são calibrados em intervalos regulares. Para o efeito, os sensores de pressão são ventilados para o ar ambiente através das duas válvulas de calibração (17, 19) situadas no lado oposto. Juntamente com outra válvula de calibração para o sensor de O₂ (21), estas válvulas de calibração constituem o conjunto da unidade de calibração (F).

O sensor de O₂ (D, 21) utiliza um princípio de medição de fluxo lateral para medir a concentração inspiratória de oxigénio. O gás de medição resultante deste processo é expelido para o ar ambiente e, por conseguinte, não chega ao doente. O utilizador pode lavar o sensor de O₂ com O₂ puro (com o sensor PATO integrado) ou ar ambiente (com o sensor de O₂ PIA integrado) do depósito (7) na verificação do dispositivo para fins de alinhamento [41].

Um nebulizador pneumático de medicamentos está ligado à saída de gás do nebulizador (22) para nebulizar o medicamento. A unidade de ventilação fornece um fluxo de gás intermitente constituído por O₂ e ar para o funcionamento do nebulizador. O fornecimento intermitente destes dois gases garante que os desvios da concentração de oxigénio regulada no aparelho se mantêm dentro dos limites especificados. Para o efeito, o gás proveniente dos dois conectores de entrada de gás (1, 2) é reduzido pelos redutores de pressão (23, 24). A válvula misturadora do nebulizador (25) é utilizada para administrar os gases em intervalos precisos. A válvula *on-off* do nebulizador (26) fecha a saída de gás do nebulizador quando a

função de nebulização não está ligada. A válvula misturadora de nebulização, a válvula *on-off* de nebulização e os dois redutores de pressão constituem o conjunto da opção de nebulizador (B) [41].

Por último, o sensor de CO₂ opcional *MCable Mainstream* (27) é utilizado para medir a concentração de dióxido de carbono no gás respiratório. O processo de medição do CO₂ no *Mainstream* segue um princípio de medição ótico [41].

3.8 Considerações finais

A ventilação constitui um processo muito importante, garantindo o suporte a pacientes com insuficiência respiratória, sendo nestes casos, o ventilador mecânico responsável por assegurar em parte, ou até mesmo a totalidade da ventilação do paciente. De entre os modos ventilatórios mencionados salienta-se a ventilação controlada por volume (a cada ciclo respiratório o ventilador entrega ao paciente um determinado VT definido) e por pressão (a cada ciclo respiratório o ventilador entrega um determinado volume de ar até atingir determinada pressão nas vias respiratórias). Para cada um dos modos ventilatórios existentes se adequar da melhor forma ao doente é de extrema importância a correta configuração dos parâmetros presentes. O ventilador Dräger Evita V800 é o último modelo lançado pela empresa no que toca a ventiladores de cuidados intensivos.

4 Neonatologia

Ao longo deste capítulo são apresentados diversos tópicos relativos à área da neonatologia, sendo abordadas as funções de regulação nos recém-nascidos e o mecanismo de transferência de calor nas incubadoras. São ainda apresentados os parâmetros a avaliar no controlo de um bebé prematuro assim como os principais equipamentos médicos presentes numa Unidade de Cuidados Intensivos Neonatais (UCIN), unidade presente no serviço de neonatologia. Finalmente, é analisada a mais recente incubadora Dräger Babyleo TN500 que fornece um ambiente controlado próximo ao ideal necessário ao desenvolvimento do bebé.

4.1 Prematuridade

Um bebé é considerado prematuro se nascer antes de um período de gestação de 37 semanas. O bebé prematuro tem várias desvantagens em termos de regulação térmica. Os recém-nascidos prematuros necessitam frequentemente de cuidados especiais, porque alguns órgãos vitais e/ou sistemas bioquímicos/enzimáticos podem não se ter desenvolvido adequadamente, ou porque o crescimento do feto pode ter sido perturbado, pelo que é pouco provável que o bebé sobreviva sem danos, se não obtiver uma proteção especial.

Dependendo da cultura em que se encontra e da localização geográfica, o contacto térmico com a mãe ou o isolamento térmico têm sido uma das principais formas de proteção dos recém-nascidos prematuros durante muitos séculos, pois estes apresentam um metabolismo bastante limitado e têm dificuldade em fazer o controlo de temperatura corporal. Desta forma, os bebés prematuros encontram-se mais vulneráveis a desenvolver certas doenças [42].

Um bebé tem uma área de superfície relativamente grande, um isolamento térmico deficiente e uma pequena quantidade de massa para atuar como dissipador de calor. Este tem ainda pouca capacidade de conservar o calor mudando de postura e não tem capacidade para ajustar as necessidades de vestuário em resposta ao stress térmico. As respostas podem também ser dificultadas por doenças ou condições adversas como a hipoxia¹. Assim, percebe-se a necessidade de cuidados redobrados que um bebé prematuro exige para a sua sobrevivência e desenvolvimento regular.

¹ Níveis de concentração de oxigénio abaixo do normal.

4.2 Termorregulação

A termorregulação é a capacidade de manter a temperatura corporal normal sob condições ambientais e temperaturas variáveis. A temperatura corporal é uma variável fisiológica que é precisamente controlada por processos metabólicos complexos. Da mesma forma que um fornecimento adequado de oxigénio é essencial para as atividades celulares, um controlo de temperatura adequado é crítico para os sistemas enzimáticos que regulam as funções celulares.

A regulação térmica na incubadora depende de fatores relacionados com o bebé e com a incubadora. Os parâmetros relacionados com o bebé que influenciam a regulação térmica incluem: o tamanho, a constituição física, a relação superfície-volume, a espessura da pele, a taxa metabólica e o nível de maturidade. Em relação à incubadora, há que ter em conta contribuições de ar, níveis de humidade, temperatura e fatores estruturais como a espessura da parede, o tipo de material, a geometria da incubadora e mecanismos de controlo [43].

Uma temperatura corporal normal de 37°C é a condição térmica ideal necessária para apoiar as funções internas do organismo. As respostas termorreguladoras equilibram a produção e a perda de calor para manter esta normalidade. O calor corporal produzido através do metabolismo é precisamente equilibrado com o calor perdido por convecção, condução, radiação e evaporação. A manutenção deste ponto de ajuste central de temperatura permite ao organismo maximizar o metabolismo e eficiência enzimática, minimizando o consumo de oxigénio e o gasto calórico [44].

4.3 Parâmetros a avaliar num recém-nascido prematuro

Atualmente, uma incubadora deve ser mais do que uma simples “caixa quente”. Características como a humidade e o controlo do oxigénio têm vindo a ser integradas e têm sido o padrão durante muitos anos.

4.3.1 Temperatura

Um dos elementos mais importantes no que concerne à sobrevivência de um recém-nascido é a regulação da temperatura do bebé. O ser humano tem a vantagem de ser homeotérmico, o que significa que é capaz de produzir calor, permitindo a manutenção de uma temperatura corporal constante. A troca de calor entre o ambiente e o bebé é semelhante à de qualquer objeto físico e o seu ambiente. O calor é comutado por condução, convecção, evaporação e radiação.

Para melhor compreender como isto pode ser conseguido, cada um dos métodos de perda de calor é descrito a seguir bem como ilustrados na Figura 4.1.

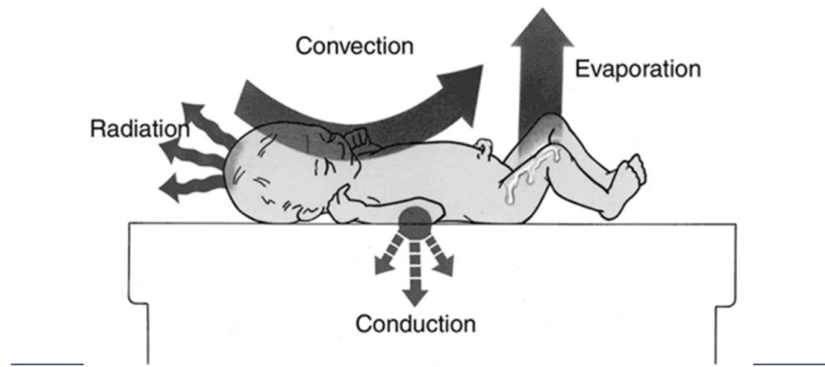


Figura 4.1 – Quatro tipos de perda de calor [45].

Durante os cuidados com o bebê, há quatro tipos de perda de calor que devem ser minimizados:

- **Condução** - Transferência de calor do corpo do bebê para a superfície com que está em contacto. A transferência de calor por condução é relativamente pequena. A condução depende da condutividade térmica da substância em contacto com o corpo. Os bebês são normalmente deitados num colchão isolado, ou, num colchão aquecido como se verifica na nova incubadora Dräger Babyleo TN500. Sendo o colchão a substância em contacto com o corpo, normalmente composto por material com baixa condutividade térmica, a perda de calor do bebê para o colchão é relativamente pequena;
- **Convecção** - O movimento do ar à volta do bebê provoca perda de calor sempre que a temperatura do ar for inferior à temperatura do bebê. A perda de calor do bebê por convecção depende da velocidade e da temperatura do ar. O ar é aquecido pelo aquecimento interno. Quando as portas são abertas, o fluxo de ar aumenta automaticamente formando correntes de convecção e o calor é libertado para este ar em movimento;
- **Evaporação** - Sempre que o bebê perde água através da transpiração e a humidade da pele se evapora, há perda de calor devido ao calor da evaporação. Esta é a forma mais comum de perder calor num recém-nascido. A perda por evaporação depende da velocidade do ar e da humidade absoluta do ar. A humidificação ativa reduz a perda de temperatura por evaporação. O ar saturado de humidade evita novas perdas de temperatura;
- **Radiação** - Transferência de calor de uma parte quente para uma parte fria. A transferência de calor por radiação é produzida por ondas eletromagnéticas infravermelhas entre superfícies sólidas que não estão em contacto. Se o bebê estiver rodeado de superfícies quentes, esta perda de energia é reduzida. Durante os cuidados abertos, dois aquecedores estão a fornecer calor ao recém-nascido. Na função de incubadora, os aquecedores permanecem ligados para manter a temperatura da campânula [46].

4.3.2 Humidade

Um dos parâmetros imprescindível a avaliar num recém-nascido prematuro é a humidade. O controlo de humidade na incubadora leva a uma diminuição das perdas de calor por evaporação, auxiliando assim a regulação da temperatura. Sendo a incubadora humidificada, devido à presença de um recipiente com água para humedecer (Figura 4.2), a maioria das perdas por calor é eliminada, exceto, claro, as perdas por radiação. Em situações em que a humidade é relativamente baixa, a temperatura terá de ser aumentada de forma a garantir a estabilidade térmica do recém-nascido.

O parâmetro da humidade, definido em percentagem, deve ser rigorosamente monitorizado e gradualmente reduzido durante um período de duas semanas, uma vez que a epiderme sofre um desenvolvimento rápido, o que leva a um aumento de espessura. Nos primeiros 7 dias de vida, a percentagem de humidade deve ser cerca de 80%. Após esta fase, deve existir uma redução gradual da percentagem de humidade de 5% por dia até ao 15º dia. Todo este processo de humidificação termina ao atingir uma percentagem de 40% de humidade [47].



Figura 4.2 – Humidificador da incubadora Dräger Isolette 8000 plus [48].

4.3.3 Oxigénio

O oxigénio é reconhecido como um dos elementos de terapia mais utilizados em procedimentos médicos, especialmente no que toca ao suporte respiratório. Contudo se a concentração de oxigénio dentro de uma incubadora for inadequada, existe um elevado risco de toxicidade. Posto isto, trata-se, uma vez mais, de um parâmetro que requer uma monitorização constante.

Enriquecer a atmosfera da incubadora com oxigénio, tem dois principais objetivos, sendo estes o aumento da saturação no sangue do recém-nascido prematuro, por forma a facilitar as trocas gasosas, e permitir ao bebé um menor esforço na realização

das mesmas. O fornecimento adequado de oxigênio é essencial para as atividades celulares do recém-nascido. Para a sua monitorização é utilizado um oxímetro de pulso, no caso de recém-nascidos, usualmente colocado no pé (Figura 4.3).

O valor de SpO₂ deve ser mantido acima dos 88 % e abaixo dos 95 % para prevenir problemas oculares, uma vez que diferentes estudos afirmam que um valor de SpO₂ de 100 % em recém-nascidos prematuros leva a uma redução no desenvolvimento da vascularização interna da retina, o que pode provocar cegueira [49].



Figura 4.3 – Oximetria de pulso num recém-nascido prematuro [49].

4.4 Unidade de Cuidados Intensivos Neonatais

A unidade de cuidados intensivos neonatais é uma unidade integrante do serviço de Neonatologia e que tem como principal objetivo ajudar o recém-nascido a crescer e a desenvolver os seus órgãos num meio externo e diferente daquele que seria o natural. Nesta, encontra-se uma equipa especializada para prestar os cuidados de saúde necessários, assim como um conjunto de equipamentos médicos, de alta tecnologia, fundamentais para prestar cuidados de excelência aos recém-nascidos prematuros.

Um dos elementos fundamentais nesta etapa, são os pais. O nascimento do prematuro ocorre, na maioria das vezes sem um aviso prévio sendo, portanto, um acontecimento inesperado. Neste contexto, uma forma de manter um contacto entre pais e filho é através do Método Canguru, exemplificado na Figura 4.4.

Neste método, o bebé prematuro é colocado em contacto direto com um dos progenitores (mãe ou pai). Desta forma, o contacto é feito pele com pele e o bebé é aconchegado através de um cobertor no peito do progenitor. Este método, que é possível adotar utilizando as incubadoras Dräger Caleo e Dräger Babyleo TN500, tem revelado resultados bastante positivos na criação deste vínculo, onde se verifica uma diminuição da taxa de infeções, melhoria na regulação térmica do prematuro e

a diminuição do tempo de internamento [50]. Outro fator a ter em conta, no que toca a esta ligação mãe e filho, diz respeito à 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 a condição de prematuridade do bebé, é crucial que a mãe realize este ato [50].



Figura 4.4 – Método Canguru, junto da incubadora Dräger Caleo [49].

4.4.1 Equipamentos presentes numa UCIN

Como anteriormente, a UCIN detém equipamentos médicos de elevada tecnologia capazes de atender às necessidades dos recém-nascidos prematuros. Estas unidades estão equipadas com diferentes dispositivos que permitem fazer a vigilância do estado dos bebés prematuros (Figura 4.5 a Figura 4.8). Na UCIN, os bebés encontram-se dentro, ou de uma incubadora, ou de um berço aquecido, de maneira que a humidade do ambiente e a temperatura sejam controladas. Para a monitorização dos sinais vitais do recém-nascido, existem diversos monitores de sinais vitais que vigiam a frequência cardíaca e respiratória, bem como os valores de tensão arterial, níveis de oxigénio e temperatura. Algumas incubadoras incorporam uma balança que ajuda na avaliação da evolução do peso dos recém-nascidos.

Outro equipamento a ter em conta numa unidade de cuidados intensivos neonatais é o bilirrubinómetro que permite medir, de uma forma não invasiva, a concentração de bilirrubina no sangue do bebé prematuro. Posto isto, poderão existir equipamentos de fototerapia, de forma a tratar os recém-nascidos com icterícia, ou seja, uma cor amarelada na pele produzida pelo aumento de bilirrubina no sangue. Por fim, para bebés que não têm a capacidade de respirar sozinhos, é necessária a ligação a ventiladores pulmonares de forma a realizarem as trocas gasosas [50].



Figura 4.5 – Equipamentos presentes numa UCIN: a) Incubadora Dräger Isolette C2000; b) Berço aquecido Dräger Babyroo TN300.



Figura 4.6 – Monitor de sinais vitais Dräger Infinity M540.



a)



b)

Figura 4.7 – Equipamentos presentes numa UCIN: a) Bilirrubinómetro Dräger JM-105 [51]; b) Fototerapia Dräger Photo-Therapy 4000.



Figura 4.8 – Ventilador Neonatal Dräger VN600.

4.5 Incubadora

A incubadora é um dos mais antigos dispositivos médicos utilizados para fornecer um ambiente controlado aos bebês prematuros. Estas podem ser do tipo móveis, de maneira a operar em ambientes fechados e com temperatura controlada, do tipo transporte, concebidas para funcionar com temperaturas variáveis e do tipo abertas (radiantes), que se denominam geralmente por berço aquecido, constituídas por resistências que geram calor por irradiação infravermelha.

Uma incubadora neonatal é, normalmente, uma pequena “caixa” de dimensões reduzidas e paredes transparentes para que o bebê possa ser facilmente observado. No interior da incubadora é mantido um clima artificial, que normalmente difere do ambiente local, no que diz respeito aos seguintes parâmetros: temperatura, humidade e concentração de oxigénio [52]. Este equipamento médico pode incluir um aquecedor alimentado por corrente alternada, um ventilador para fazer circular o ar aquecido, um recipiente com água para adicionar humidade, uma válvula de controlo através da qual se pode adicionar oxigénio e portas de acesso para cuidados de enfermagem. Aos dias de hoje, as incubadoras utilizam sistemas de controlo compostos por microprocessadores, de modo a criar e manter o microclima ideal para o recém-nascido prematuro [53].

Nos Estados Unidos da América, a incubadora é reconhecida como “isolette”, daí um dos modelos mais antigos das incubadoras Dräger se denominar Dräger Isolette C2000. 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, que aos dias de hoje já não é comercializada pela empresa. Neste relatório será feita uma abordagem descritiva da mais recente incubadora Dräger, o modelo Babyleo TN500. Estas três incubadoras encontram-se representadas na Figura 4.9 e na Figura 4.10 a) e b).



Figura 4.9 – Incubadora Dräger Babyleo TN500.

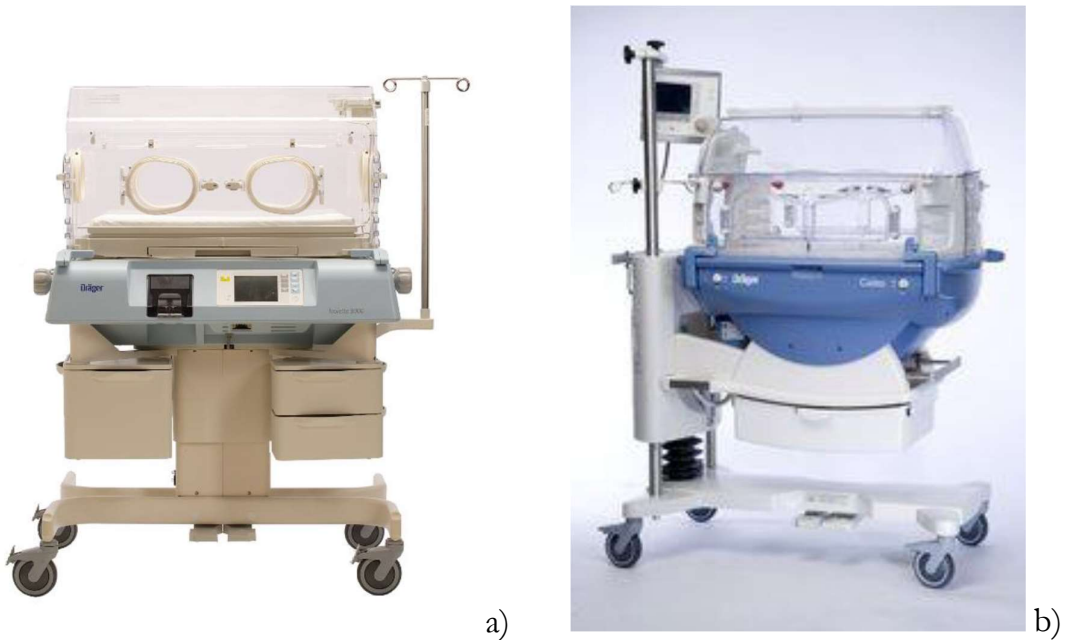


Figura 4.10 – Incubadoras Dräger: a) Isolette 8000 plus; b) Caleo.

4.5.1 Incubadora Dräger Babyleo TN500

A incubadora Dräger Babyleo TN500, presente na Figura 4.11, é a primeira incubadora híbrida que oferece termorregulação ideal para recém-nascidos em cuidados abertos, fechados e também durante a transição. Esta beneficia de um conceito recente que combina as vantagens das incubadoras com unidades de cuidados abertas, designadas de berços aquecidos. Este conceito permite uma maior eficiência e melhor ergonomia [54].



Figura 4.11 – Incubadora Dräger Babyleo TN500.

Com a combinação de três fontes de calor, este equipamento protege os pequenos pacientes para que possam crescer, enquanto facilita o fluxo de trabalho com um acesso rápido e confortável ao bebé.

A Babyleo proporciona um aquecimento ideal como incubadora, como berço aquecido e durante a transição entre os cuidados fechados e abertos. O calor por convecção, proveniente do aquecedor radiante duplo e do colchão aquecido operam em sintonia para que a temperatura permaneça estável, evitando assim perdas de calor e sobreaquecimento. O aquecedor por convecção é ativado em baixa intensidade mesmo quando o berço aquecido está em uso. Desta forma, sempre que o utilizador decidir alterar o modo de funcionamento, a transição ocorrerá imediatamente, sem consentir qualquer perda de calor [54].

A incubadora possui um sistema de humidificação totalmente fechado que permite definir até 99 % de humidade relativa no modo manual, oferecendo ainda a opção de modo automático. A humidificação é realizada através de vapor de água o que elimina o risco de entrada de germes. O modo automático de limpeza do humidificador permite o aquecimento da restante água no reservatório até que este esteja finalmente limpo e vazio. Este modo acontece aquando da não utilização do equipamento.

Com um design inovador, a campânula pode ser aberta com apenas um dedo, permitindo o acesso de forma excepcionalmente rápida e fácil. As pequenas portas permitem o alcance em toda a área de trabalho do utilizador. Os ajustes de altura variáveis garantem um local de trabalho confortável e permitem que as mães se aproximem mais dos seus bebés, mesmo sentadas em poltronas junto à incubadora [54].

O utilizador pode navegar intuitivamente através da interface *user-friendly* (Figura 4.12) e da tecnologia operacional da Dräger, isto é, a facilidade em selecionar a opção pretendida através da tela táctil, girar o botão rotatório e confirmar a opção escolhida. Os diferentes modos automáticos permitem que o utilizador tenha mais tempo para se concentrar no bebé e não tanto no equipamento.

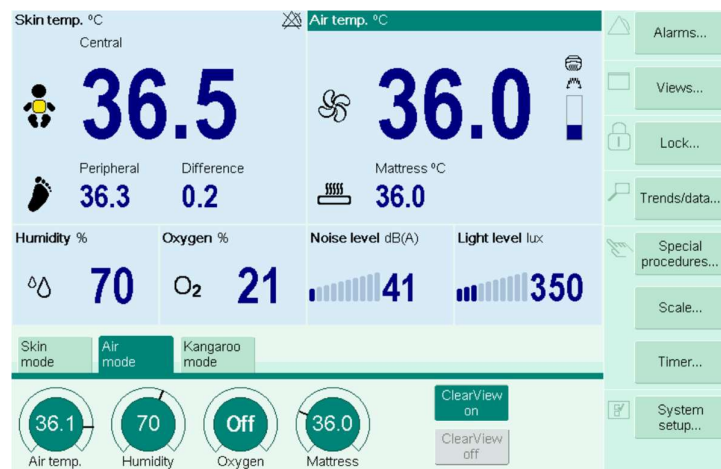


Figura 4.12 – Interface da unidade de controlo da Incubadora Dräger Babyleo TN500 [54].

Sempre com o bebê em mente, a projeção da incubadora Babyleo teve em conta um nível de ruído operacional extremamente baixo. As consequências clínicas do ruído são as seguintes:

- Apneia;
- Hipoxemia;
- Alterações da saturação de O₂;
- Aumento do consumo de O₂;
- Aumento da frequência de pulso e da respiração, diminuindo assim a quantidade de calorías disponíveis para o crescimento;
- Distúrbios auditivos diagnosticados em 2 a cada 10 % dos bebês prematuros contra os 0,1 % na população pediátrica [54].

A *American Academy of Pediatrics* (AAP) apela a uma redução dos níveis de ruído para 45 dBA. A investigação efetuada sugere a medição constante do ruído, tanto na UCIN como no interior da incubadora [55].

O habitáculo do recém-nascido possui também uma monitorização contínua de luz, outro fator importante a ter em conta nos cuidados dos recém-nascidos (Figura 4.13). Enumeram-se as consequências clínicas da luz:

- Desenvolvimento deficiente do cérebro acompanhado de incapacidade;
- Lesões do nervo ótico, uma vez que os bebês prematuros não têm reflexo pupilar;
- sono agitado, o que aumenta o consumo metabólico.

A AAP apela à:

- A luz deve ser regulada entre 10 e 600 Lux;
- Colocar projetores em cada quarto de doente para uma iluminação seletiva;
- Possibilidade de escurecer o quarto do paciente [55].

A introdução de ciclos de luz permite também melhorar a duração do sono, estimular a libertação de hormonas de crescimento e promover o desenvolvimento precoce de um ritmo diário de sono [55].



Figura 4.13 – Opção integrante da Incubadora Dräger Babyleo TN500 – Candeeiro VarioLux [54].

Desta forma, os enfermeiros e os médicos ficam cientes da exposição do bebé a estímulos potencialmente nocivos e consoante estes dados, atuam sobre o paciente, de forma a reduzir esses fatores de stress.

Outra característica inovadora da Babyleo diz respeito a uma função de estimulação de áudio seguramente integrada que oferece a oportunidade de reproduzir o batimento cardíaco do bebé ou a voz da própria mãe para acalmar e estabilizar o recém-nascido. A incubadora permite assim reproduzir ficheiros áudio a partir de um leitor de MP3 externo ou de telemóveis, onde o volume no interior da incubadora é limitado a um máximo de 55 dB, independentemente da regulação do volume do telemóvel ou do leitor de MP3 [54].

A música começa hoje em dia a ser utilizada como terapia, através da prática de diferentes métodos, alguns ainda sob investigação:

- Música gravada pelos pais ou profissionais, utilizando a voz da mãe e um instrumento de acompanhamento, usualmente um instrumento de cordas, sendo a harpa o mais comum;
- Música gravada, nomeadamente canções de embalar;

A investigação por parte da AAP mostrou vários efeitos, tais como:

- Redução do ritmo cardíaco;
- Sono profundo;
- Redução do gasto energético em repouso;
- Aumento da saturação de O₂;
- Melhoria do ganho de peso [55].

A interface da incubadora possui uma vista apenas dedicada à família, podendo esta ser personalizada. A vista da família surge para ajudar a integrar ao máximo os pais no processo de cuidados e mostra claramente o estado e o progresso da terapia do bebé para um rápido e fácil entendimento. Esta tem a possibilidade de colocar o nome do doente e um símbolo personalizado, conforme é possível verificar na Figura 4.14 [54].

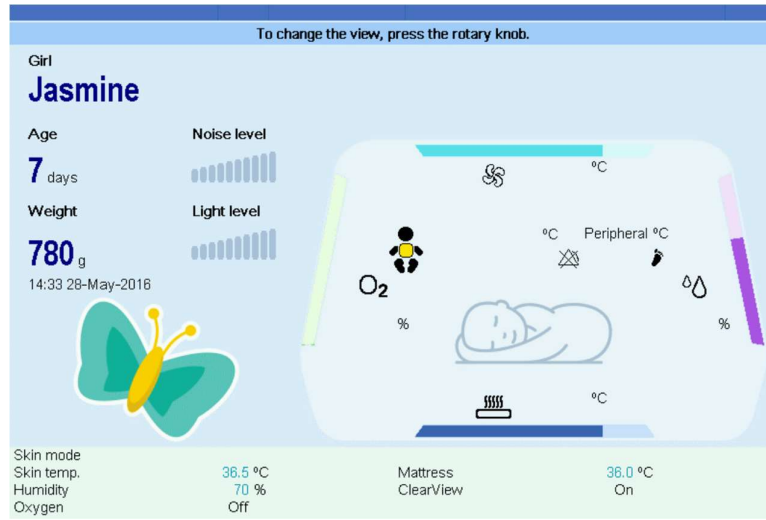


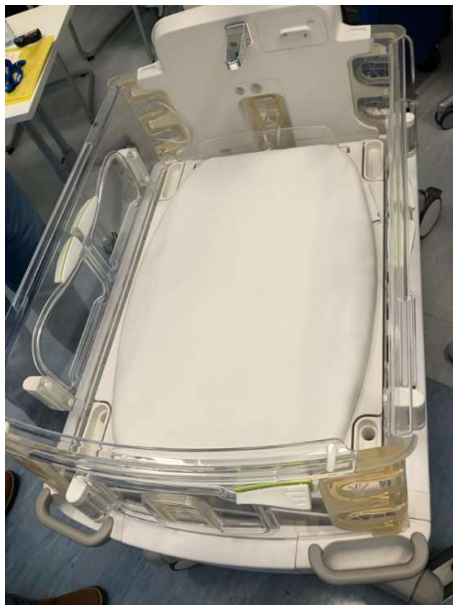
Figura 4.14 – Interface parental da Incubadora Dräger Babyleo TN500 [54].

A Babyleo oferece uma luz ambiente em sete cores diferentes. Esta surge para criar um ambiente mais confortável para os pais e prestadores de cuidados, para oferecer aos pais a opção de personalizar a primeira casa do seu bebé e também para utilizar como "comunicação", tanto para com o utilizador como para com os pais (Figura 4.15). Veja-se o exemplo de uma UCIN escura, repleta de diferentes incubadoras Dräger Babyleo TN500 onde a cor escolhida em cada uma destas serve como luz orientadora e uma certeza de que aquela incubadora pertence aquele bebé em específico [54].



Figura 4.15 – Incubadora Dräger Babyleo TN500 personalizada com a luz de cor azul [54].

As superfícies lisas do equipamento e o número limitado de peças para desmontagem tornam a limpeza desta rápida e fácil. De seguida, através da Figura 4.16 e Figura 4.17, é ilustrado como o utilizador procede à desmontagem da unidade do paciente de forma *à posteriori* prosseguir com a desinfeção do equipamento.



a)



b)

Figura 4.16 – Desmontagem da Incubadora Dräger Babyleo TN500: a) Fase inicial com a campânula levantada (Cuidados abertos); b) Desencaixe das superfícies laterais, frontal e remoção do colchão aquecido.

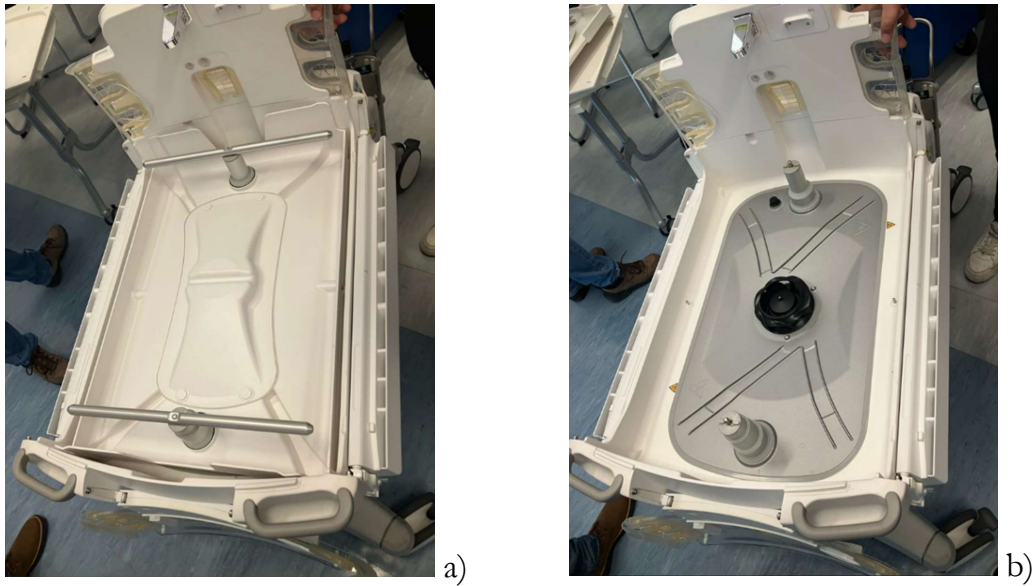


Figura 4.17 – Desmontagem da Incubadora Dräger Babyleo TN500: a) Remoção da balança e seu respectivo suporte; b) Remoção dos freios do elevador e da armação do ventilador.

Um conceito a ter em conta em relação à incubadora Babyleo TN500 é a “termo monitorização” que concerne a uma monitorização da temperatura central e periférica do recém-nascido. Com base nesta monitorização, cria-se um ambiente confortável para o cuidado do recém-nascido, evitando o stress causado pelo excesso de calor ou de frio no ambiente do bebé [48].

Utilizam-se assim dois sensores de temperatura, sendo estes um amarelo e outro branco. O sensor de temperatura amarelo permite a medição da temperatura central neonatal. Esta medição é utilizada para o controlo da temperatura da pele e, conseqüente, termo monitorização. O sensor de temperatura branco refere-se à medição periférica da temperatura neonatal. Este encontra-se normalmente ligado ao pé e é utilizado apenas para monitorização [48]. O local de ligação dos mesmos na incubadora é refletido na Figura 4.18, onde é perceptível a diferença entre os dois sensores através dos pequenos desenhos. O primeiro com o centro do bebé tingido a amarelo representativo do sensor amarelo e o segundo com um pé que simboliza a temperatura periférica, já mencionado acima.



Figura 4.18 – Ligação dos sensores de temperatura na Incubadora Dräger BabyLeo TN500.

A Figura 4.19, mostra que existe uma grande variação de temperatura em todo o corpo. A referida temperatura central não é constante em todos os tecidos e órgãos, sendo que o cérebro tem provavelmente a temperatura mais elevada.

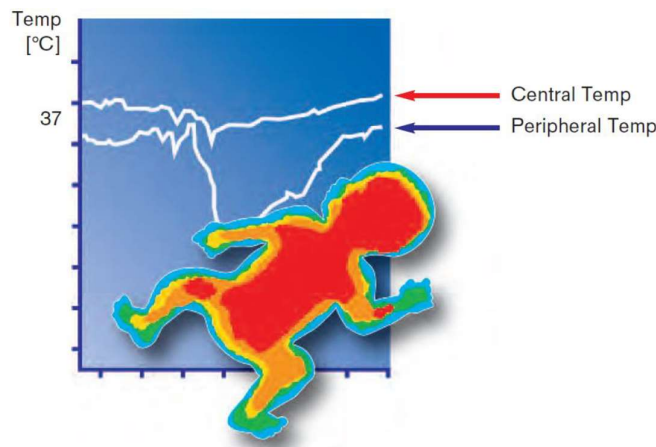


Figura 4.19 – Termografia de um bebé prematuro [48].

Ao comparar estas diferentes medições de temperatura, é possível detetar diferentes problemas no recém-nascido, como o stress térmico (calor ou frio) ou infeções, de uma forma mais rápida e fácil. Consoante as medições das duas temperaturas, surge uma ação de enfermagem rápida para resolver estes problemas [48].

O stress térmico por frio refere-se a uma perda de calor muito grande do recém-nascido, o que leva à atuação de mecanismos termorreguladores para aumentar a sua produção de calor. Isto provoca um aumento da atividade metabólica que pode ter efeitos adversos no neonato. Durante este tipo de stress, ocorre vasoconstrição das

extremidades. Tal como nos adultos, as mãos e os pés são os primeiros a arrefecer pois o corpo está sempre a tentar manter uma temperatura constante [48].

O stress térmico por calor acontece se a temperatura ambiente for demasiado elevada. Isto ocorre quando as temperaturas central e periférica aumentam, sendo a alteração da temperatura periférica visível primeiro.

No que diz respeito às infeções, estas podem provocar febre no recém-nascido. Estas são reconhecidas a partir de um aumento da temperatura central. Um efeito secundário muito comum das infeções é a vasoconstrição, que leva a uma redução da temperatura nas extremidades. É de fácil reconhecimento a situação em que se encontra o bebé, isto é, se o recém-nascido sofre de stress térmico ou de uma infeção [48].

4.6 Considerações finais

Os bebés prematuros apresentam algumas fragilidades quando comparados a outros. Isto traduz-se na necessidade da criação de um ambiente próprio para estes, com condições adequadas às suas necessidades. O fator indispensável no que toca a cuidados de recém-nascidos é a regulação de temperatura, de seu nome “Termomonitorização”, devidos às quatro perdas de calor existentes, referindo-se convecção, radiação, evaporação e condução. Através de várias análises aos estudos realizados pela AAP, assimila-se as graves consequências do mau uso clínico da luz e do ruído bem como as reais vantagens do uso da música como terapia para o bebé.

Do ponto de vista de equipamentos Dräger abordados nesta área, caracterizou-se a incubadora Dräger Babyleo TN500, a última incubadora lançada pela empresa e uma das incubadoras mais completas na atualidade ao nível de cuidados de recém-nascidos prematuros.

5 Ventiladores de Anestesia

5.1 Princípios de Anestesia

A anestesia, por definição, designa a prática de administrar medicamentos através de uma inalação ou uma injeção para o alívio da dor e eliminação total de sensações na área pretendida. Um termo diferente e, muitas vezes confundido com a definição de anestesia em si, é a analgesia, que se refere à eliminação de toda a dor do paciente.

A utilização da anestesia veio proporcionar um cuidado total dos pacientes antes, durante e após a cirurgia, o que se traduz numa cirurgia mais cómoda e segura tanto para o doente como para a equipa médica. Revela-se um processo reversível onde o paciente recebe um tratamento cirúrgico sem sofrimento, permitindo assim ao cirurgião realizar todo o processo de maneira segura e prática. Nos últimos 30 anos, através da pesquisa e desenvolvimento de novos procedimentos, tem existido uma diminuição significativa nas mortes relacionadas com a prática da anestesia [56].

O doente pode ser sujeito a diferentes tipos de procedimentos cirúrgicos, desde cirurgias de curta duração e relativamente simples, a cirurgias mais longas que requerem um procedimento mais complexo. Assim, diferentes tipos de cirurgias traduzem-se em diferentes tipos de anestesia:

- Anestesia Geral – Concerne um processo que combina diferentes substâncias, capazes de retirarem temporariamente a consciência do paciente, a sua dor e provocar um relaxamento muscular e um bloqueio de reflexos. Este tipo de anestesia pode ser induzido via intravenosa ou através da inalação de gases anestésicos ou ainda, a combinação destas duas, referindo-se assim a uma anestesia balanceada. Geralmente, a anestesia é administrada via intravenosa, sendo o efeito dos agentes praticamente imediata, enquanto a inalação de anestésicos é utilizada maioritariamente para realizar a manutenção durante toda a cirurgia.
- Anestesia Local – Trata-se da injeção de fármacos no local ou tecido em particular sujeito ao procedimento cirúrgico, mantendo a integridade da consciência do paciente. Geralmente, este tipo de anestesia é somente aplicado em cirurgias pequenas e de baixo risco;
- Anestesia Regional – Refere-se à injeção do anestésico no local pretendido, bem como nas áreas circundantes do mesmo, num conjunto de nervos, de forma a adormecer essa mesma região. Este tipo de anestesia pode ser realizado com o auxílio de sedativos, de forma que o doente não sinta dor [57].

O conceito geral de anestesia assenta em três princípios diferentes, sendo estes a analgesia, a hipnose e o relaxamento muscular. A analgesia caracteriza o processo de administração de fármacos que eliminam a dor do paciente durante a cirurgia. Um exemplo de fármaco mais comum é a morfina [57].

Em relação à hipnose, esta indica um estado em que o paciente se encontra totalmente inconsciente e num sono profundo. O efeito de hipnose é rapidamente provocado por anestésicos intravenosos que, induzem um estado de inconsciência. Os anestésicos voláteis por inalação têm alta capacidade de provocar esse mesmo estado de sono profundo do paciente. Finalmente, o relaxamento muscular indica a perda dos movimentos, ou seja, é induzida paralisia muscular através de bloqueadores neuromusculares, de modo a facilitar inicialmente a intubação e, depois o relaxamento dos músculos assim como o controlo dos reflexos [57].

Todo o processo inerente à anestesia requer um anestesista responsável para que esta seja administrada de forma íntegra e segura. Para que tudo corra da melhor maneira durante a cirurgia, é imprescindível uma monitorização total do paciente, sendo os seguintes parâmetros analisados:

- Oximetria de pulso;
- Eletrocardiograma;
- Pressão arterial não-invasiva;
- Temperatura;
- Capnografia;
- Bloqueio neuromuscular.

5.2 Anestésicos Voláteis

Os anestésicos voláteis, também designados halogenados, encontram-se em estado líquido e permitem a realização da anestesia ao longo a cirurgia. Estes possuem um alto efeito hipnótico, mas, em contrapartida, um baixo efeito analgésico. Após passarem pelos vaporizadores (Figura 5.1), passam ao estado gasoso e são inalados pelo paciente de forma controlada através de uma máscara. Pontualmente, estes gases podem ser utilizados para induzir a anestesia, em casos específicos como uma intubação que se vê difícil ou em crianças, por exemplo.

Aos dias de hoje, os principais agentes anestésicos conhecidos são o sevoflurano, o desflurano 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 destes gases anestésicos tem por base as características de cada um, assim como, a situação clínica do doente [58]:

- Sevoflurano – Halogenado unicamente com flúor, não gera irritações a nível respiratório e, logo, pode ser utilizado para a indução de anestesia. O sevoflurano causa ainda bradicardia, isto é, uma baixa frequência cardíaca, ainda que o débito cardíaco seja mantido. Comparando com o isoflurano, apresenta induções e recuperações mais rápidas;
- Desflurano – Halogenado unicamente com fluoretação, este não pode ser utilizado na indução de anestesia uma vez que provoca irritações respiratórias. É o único conectado à corrente elétrica uma vez que 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 – Halogenado com flúor e cloro, origina uma queda na pressão arterial e motiva uma maior depressão respiratória. Este possibilita uma indução rápida da anestesia e também um acordar e uma recuperação relativamente rápidos. Ainda que considerado o agente anestésico menos tóxico, é atualmente o menos utilizado [58].



a)



b)

Figura 5.1 – Agentes anestésicos Dräger: a) Sevoflurano; b) Desflurano.

O desempenho dos anestésicos voláteis depende de dois fatores importantes, o coeficiente de solubilidade do gás e a concentração alveolar mínima.

O coeficiente de solubilidade do gás descreve a capacidade de solubilidade para dissolver o agente no sangue e a rapidez com que é atingida a anestesia. Os fármacos com baixa solubilidade, como é o caso do sevoflurano (0,60) e do desflurano (0,42), têm um coeficiente baixo, o que ocasiona induções e recuperações rápidas. As oscilações da profundidade anestésica pela modificação do débito do fluxómetro e/ou concentração anestésica no vaporizador são bastante rápidas [58].

A concentração alveolar mínima, expressa em percentagem, define-se pela percentagem de agente anestésico necessária para inibir uma resposta motora em 50 % dos doentes sujeitos a um estímulo doloroso na cirurgia. Deste modo, a concentração alveolar mínima é inversamente proporcional à potência do halogenado. Agentes com uma concentração mais baixa revelam-se assim mais potentes. Existem diversos fatores que influenciam a concentração alveolar mínima, sendo o mais relevante a administração conjunta de outros fármacos, como por exemplo, os analgésicos que se administram na pré-medicação anestésica. Dos três agentes referenciados, o que tem o valor de concentração alveolar mínima mais baixo é o Isoflurano, com um valor de 1,15 %. O sevoflurano apresenta um valor de 2 % enquanto o desflurano revela o valor mais alto, 6,35 % [58].

5.3 Estação de Anestesia

Um aparelho de anestesia é formado por diferentes componentes interligados entre si com a função de ventilar o paciente com gases para um procedimento inalatório de anestesia. Usualmente, faz parte de um equipamento de anestesia o ventilador, um sistema de fornecimento de gases, os vaporizadores já referidos, um sistema de antipoluição e diversos equipamentos de monitorização que permitem o acompanhar das funções fisiológicas do paciente durante a cirurgia. Esta interligação permite um controlo completo de todo o processo anestésico e uma maior segurança e vigilância na sala de bloco operatório [57].

A Figura 5.2 e a Figura 5.3 apresentam, num modo geral, os quatro modelos distintos de estações de anestesia da marca Dräger.



a)



b)

Figura 5.2 – Estações de anestesia Dräger. a) Dräger Fabius; b) Dräger Primus.



a)

b)

Figura 5.3 – Estações de anestesia Dräger. a) Dräger Perseus A500; b) Dräger Atlan A350.

5.4 Atlan A3X0

A origem do nome Atlan provém de uma referência à mitologia grega, Atlas, que era um jovem titã condenado por Zeus (referência a outro equipamento de anestesia, nomeadamente o Dräger Zeus) a carregar nos seus ombros os pilares que mantinham a Terra separada dos céus. Assim, a junção de ATLAS com ANestesia, deu origem ao mais recente modelo de estação de anestesia Dräger, o Atlan A3X0 [59].

Esta estação de anestesia de última geração utiliza um sistema circular semifechado, com baixos fluxos de gás fresco e dispõe de um misturador eletrónico de gás. Permite a ventilação automática, a ventilação manual e a respiração espontânea, graças ao sistema melhorado do pistão eletrónico. Utiliza a tecnologia convencional de administração de anestésicos, mas com controlo inteligente.

Possui ainda um ecrã tátil de 15 polegadas, com uma interface semelhante à do modelo Perseus A500. Dispõe ainda de um modo de emergência manual, presente na Figura 5.4, que permite uma mudança direta para a ventilação manual em caso de emergência, de forma a continuar a cirurgia/terapia [60].



Figura 5.4 – Modo de emergência manual presente na estações de anestesia Dräger Atlan.

Existem quatro modelos distintos da estação de anestesia Atlan conforme ilustrado na Figura 5.5. Nestes, é necessário ter em conta três características distintas:

- O modelo A300 distingue-se pelo misturador mecânico;
- Os modelos A3XX XL distinguem-se pela presença de um *trolley* maior, criando um espaço de trabalho de maiores dimensões para o utilizador;
- O modelo A350 distingue-se pelo misturador eletrónico [59].



Figura 5.5 – Quatro modelos existentes da estação de anestesia Dräger Atlan [60].

A estação de anestesia Atlan possui um sistema de ventilação e refrigeração composto por cinco entradas de ar e ventiladores diferentes, visíveis na Figura 5.6, com um propósito de arrefecimento e segurança.

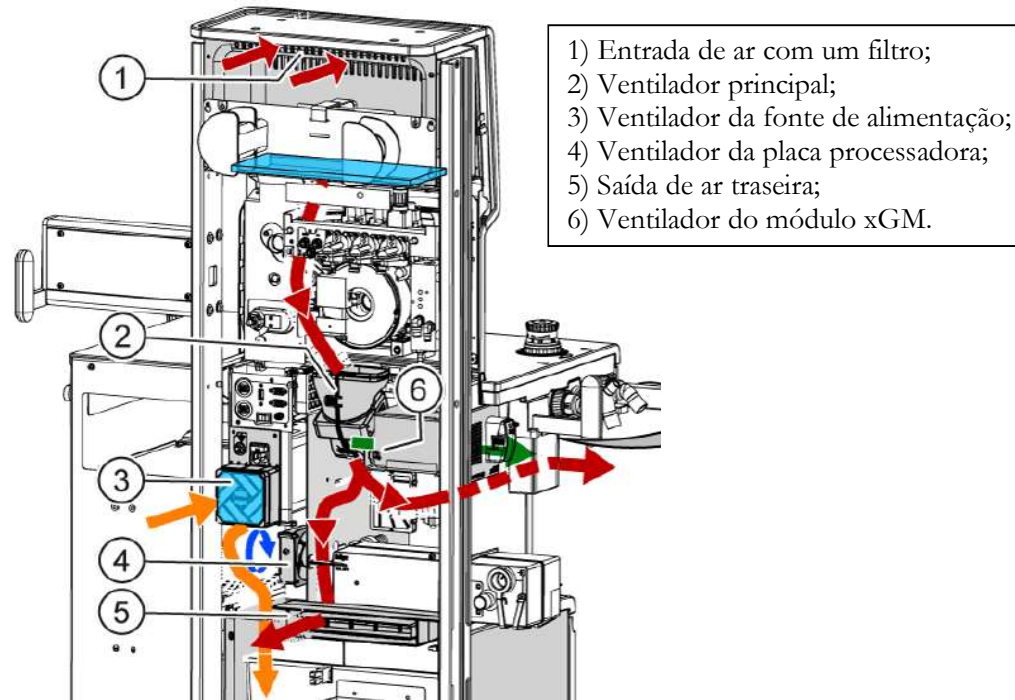


Figura 5.6 – Sistema de ventilação e refrigeração da estação de anestesia Dräger Atlan [60].

Em termos de eletrónica, esta área de controlo do sistema é separada da área de ventilação, possuindo os seguintes componentes:

- Fonte de alimentação M7.3 Plus;
- Placa Omniboard;
- Placa processadora M48.1;
- Placa de conexões.

A fonte de alimentação M7.3 Plus, presente na Figura 5.7, permite a gestão da carga das baterias, o controlo dos ventiladores e a monitorização da bateria. Esta fonte realiza a comutação da tensão de saída para a tensão da bateria em caso de falha da alimentação de tensão de Corrente Alternada (CA) e o armazenamento de dados e estatísticas da bateria [60].



Figura 5.7 – Fonte de alimentação M7.3 Plus [60].

A placa omniboard, agora presente na Figura 5.8, recebe a tensão de alimentação da fonte de alimentação e regula as tensões para todos os blocos de funções anexados. Qualquer periférico ligado comunica com a placa processadora M48.1 através da placa omniboard.

A placa omniboard contém quase toda a eletrônica do Atlan A3X0. Esta inclui os conversores de tensão para as tensões de alimentação de 12V, 5V e 3.3V dos periféricos conectados, os conversores A/D e as interfaces de comunicação para a placa processadora M48.1 e a placa de conexões TCI. A tensão é fornecida pela fonte de alimentação M7.3 plus [60].

As configurações introduzidas na unidade de visualização são transmitidas à placa processadora M48.1 através da placa omniboard. O controlador da placa processadora M48.1 regula a unidade do pistão cilíndrico e as válvulas, uma vez mais, através da placa omniboard e também da placa de conexões TCI.

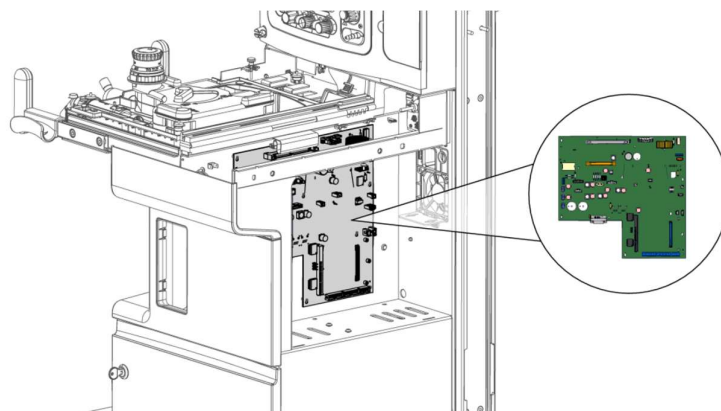


Figura 5.8 – Placa omniboard [60].

A placa processadora M48.1, presente na Figura 5.9, refere-se a uma placa eletrônica que é utilizada como unidade de processamento central com 2 microprocessadores para controlar e monitorizar dispositivos médicos. O sistema de microprocessador flexível da placa M48.1 pode ser configurado e utilizado de acordo com o produto em utilização, neste caso a estação de anestesia Atlan [60].

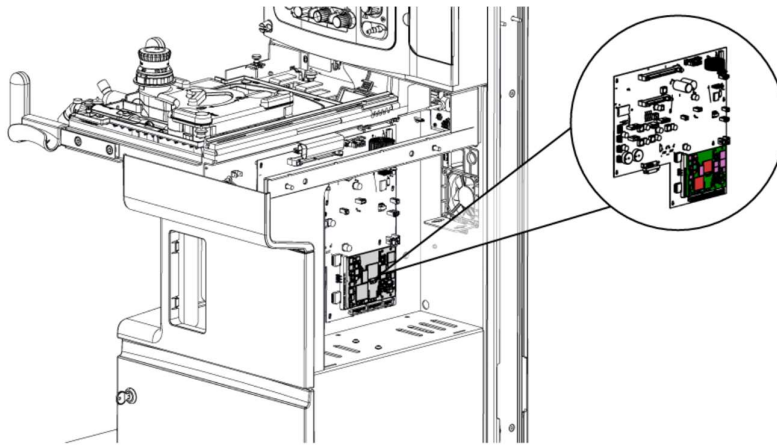


Figura 5.9 – placa processadora M48.1 [60].

De seguida, na Figura 5.10, é apresentada a placa de interface situada na parte de trás do equipamento.

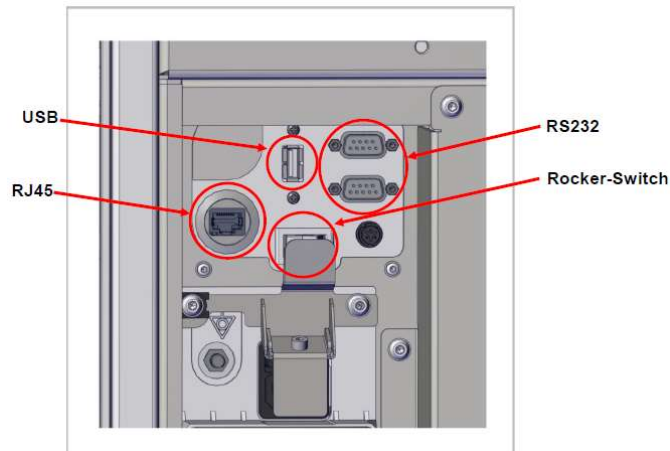


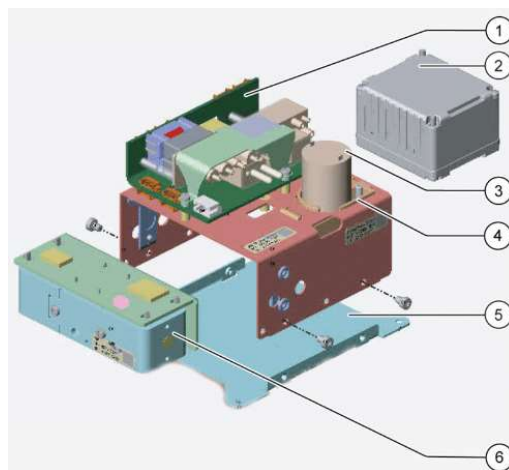
Figura 5.10 – Placa de interface da estação de anestesia Dräger Atlan [60].

No que toca ao sistema de análise e medição dos gases, a estação de anestesia Atlan possui um *exchangeable Gas Module* (xGM). Este módulo contém dentro de si um minimódulo, presente na Figura 5.11, que permite a medição de gases e oxigénio e contém os diferentes componentes (Figura 5.12):

- ILCA3 Dual – Medição de agentes anestésicos, N₂O e CO₂;
- PIA – Medição da concentração de O₂;
- *Flow Power* – Controlo pneumático de válvulas, da bomba, de sensores de pressão, entre outros;
- Bomba.



Figura 5.11 – Vista superior do minimódulo.



- 1) Flow Power;
- 2) ILCA3 dual;
- 3) Bomba;
- 4) Suporte da bomba;
- 5) Placa de fixação;
- 6) PIA.

Figura 5.12 – Componentes do minimódulo [60].

O diagrama de blocos do funcionamento deste minimódulo encontra-se ilustrado na Figura 5.13.

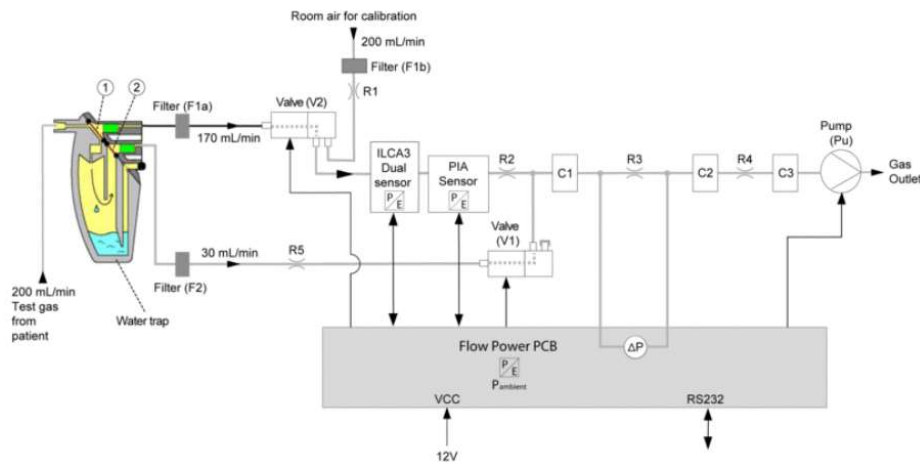


Figura 5.13 – Diagrama de blocos do minimódulo [60].

Neste diagrama observam-se os principais componentes que constituem o xGM e o minimódulo. Inicialmente é recolhida uma amostra de 200 mL/min por parte da bomba do xGM que atravessa o chamado copo de condensados (*Water Trap*), presente na Figura 5.14.



Figura 5.14 – Copo de condensados [60].

O copo de condensados apresenta dois orifícios desnivelados por onde passam parcelas de amostra diferentes, sendo estas de 170 mL/min e de 30 mL/min. A parcela de menor quantidade surge para detetar se a capacidade máxima do copo foi atingida. Se sim, o sensor de pressão ambiental deteta que o orifício está obstruído e, desta forma, a *Flow Power* faz atuar a válvula de controlo (V1), não permitindo a recolha de mais amostra. A porção de maior quantidade (170 mL/min) circula por uma válvula de calibração (V2) que coloca periodicamente os dois sensores (ILCA3 Dual e PIA) expostos ao ar ambiente. O sensor ILCA3 Dual é calibrado a “0” enquanto que o sensor PIA é calibrado a 21% [59].

A amostra de 170 mL/min atravessa assim os sensores de medição de gases. O sensor ILCA 3 Dual, conforme mencionado, permite a medição de protóxido de azoto, dióxido de carbono e halogenados. Todos estes gases são detetados e identificados através de um sistema que assenta no princípio de absorção da luz infravermelha. As duas fontes de infravermelhos emitem um amplo espectro de luz infravermelha. Os feixes de luz atravessam uma cuvette (Figura 5.15) [59].

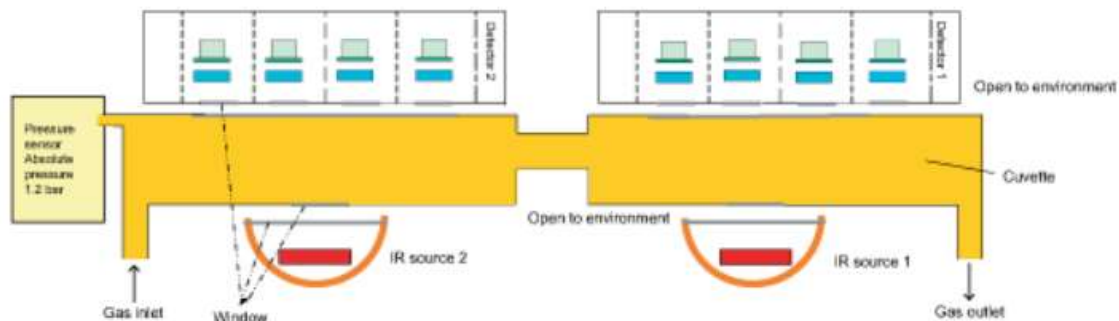


Figura 5.15 – Design do detetor multicanal ILCA3 Dual [60].

Atrás desta cuvete encontram-se também dois detetores multicanais com filtros óticos (daí o sensor ILCA3 se designar por dual). Estes são dimensionados para os comprimentos de onda que correspondem a cada tipo de gás. Se um gás estiver presente, a luz é absorvida. Quanto maior for a pressão parcial do gás, maior será a absorção da luz e menor será o sinal do sensor. O ILCA3 contém, portanto, um sensor de pressão para medir a pressão da cuvete, que é utilizada para calcular e corrigir os valores medidos. Desta forma, é possível quantificar e identificar cada um deles [59].

A existência do sensor PIA, ilustrado na Figura 5.16, 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. Este sensor utiliza assim o facto de as moléculas de oxigénio terem uma característica paramagnética (atração por um campo magnético) mais forte do que as moléculas de outros gases [59].



Figura 5.16 – Sensor de oxigénio PIA.

O princípio de funcionamento deste sensor baseia-se na colocação da amostra num campo magnético em constante mudança. As moléculas de oxigénio alinham-se com o campo magnético (Figura 5.17), reduzindo assim a condutividade térmica da mistura de gases. A alteração da temperatura associada é utilizada para determinar a percentagem de oxigénio [59].

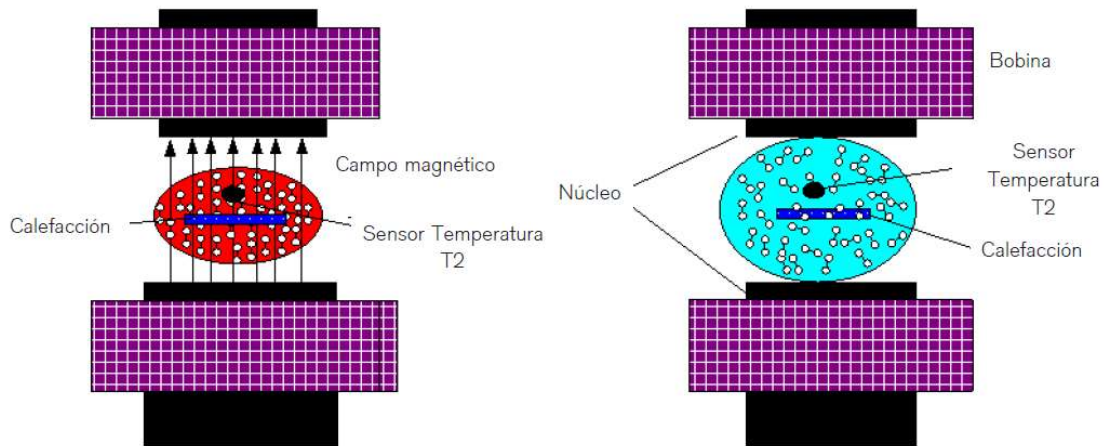


Figura 5.17 – Orientação das moléculas de oxigênio. A) Com um campo magnético; B) Sem um campo magnético [59].

A determinação do teor de oxigênio é realizada com base na condutividade térmica. Para determinar a condutividade térmica do gás, um chip na cuvette aquece a mistura gasosa. Diretamente ao lado do chip, um sensor de temperatura mede a temperatura da mistura de gás. Uma vez que a concentração de oxigênio aumenta (menor condutividade térmica), a temperatura medida pelo sensor de temperatura diminui. À medida que a concentração de oxigênio diminui, a temperatura medida aumenta. A alteração da temperatura é diretamente proporcional à percentagem de oxigênio da mistura de gases [59].

No entanto, a alteração da temperatura também depende da pressão da cuvette e da humidade do gás. O sensor de O₂ PIA possui também ele sensores adicionais para determinar a pressão da cuvette e a humidade da mistura de gás.

Após todo este processo, o fluxo da amostra atravessa a bomba, que encaminhará esse fluxo para a saída do xGM, retornando ao circuito do paciente por forma a não alterar as medições de fluxo [59].

Em relação ao misturador de gases, o Atlan possui um sistema que pode ser controlado de forma mecânica ou eletrónica. Sendo o modelo Atlan A350 o mais intervencionado durante o estágio, será descrito o funcionamento do misturador controlado eletronicamente, misturador presente no modelo referido. Este misturador de gases é alimentado com ar, oxigênio e protóxido de azoto a partir de garrafas de gás externas ou da alimentação central das rampas de gases. Os reguladores de pressão na área de entrada de gás reduzem a pressão para um valor de referência constante, geralmente cerca de 2 bar. O misturador de gás gera o gás fresco desejado a partir do fornecimento dos gases referidos. A proporção dos gases é definida através das válvulas controladas eletronicamente. O gás fresco é conduzido para o sistema de respiração através de um vaporizador e através da saída interna de gás fresco [60]. Uma saída externa de gás fresco, está disponível como um bloco de interface opcional.

O misturador possui ainda uma barreira de O₂ que serve para orientar algum oxigénio que poderia escapar em caso de fuga dos componentes eletrónicos ou das placas integrantes do misturador de gás e para reduzir o risco de incêndio por oxigénio.

No que toca à interface do misturador com o utilizador, este apresenta um ecrã pequeno, visível Figura 5.18, que exhibe a disponibilidade dos gases nas rampas, o fornecimento de alimentação elétrica, uma escala de pressão nas vias aéreas e um relógio. Nesta unidade existe ainda uma válvula de fluxo independente que permite a entrega de 100% de oxigénio ao paciente [60]. Esta válvula, ao fornecer O₂ puro com alto fluxo, é capaz de preencher rapidamente o sistema respiratório em casos emergentes, devido ao alto volume corrente que fornece. Muitas vezes, a válvula é utilizada para limpar restos de gás anestésico presente no circuito no final das cirurgias. Existe ainda um sistema de entrega adicional de oxigénio com um debitómetro de forma a controlar os fluxos de oxigénio. Este sistema vai permitir ainda a utilização de mecanismos externos de ventilação manual [60].



Figura 5.18 – Ecrã do módulo de misturador de gases.

Por último, a ventilação da estação de anestesia Atlan é composta geralmente por três componentes:

- Unidade de ventilação (cassete de paciente);
- Ventilador;
- Sistema de antipoluição *Anesthetic Gas Scavenging* (AGS).

A unidade de ventilação, presente na Figura 5.19, contém os principais componentes da área de ventilação.

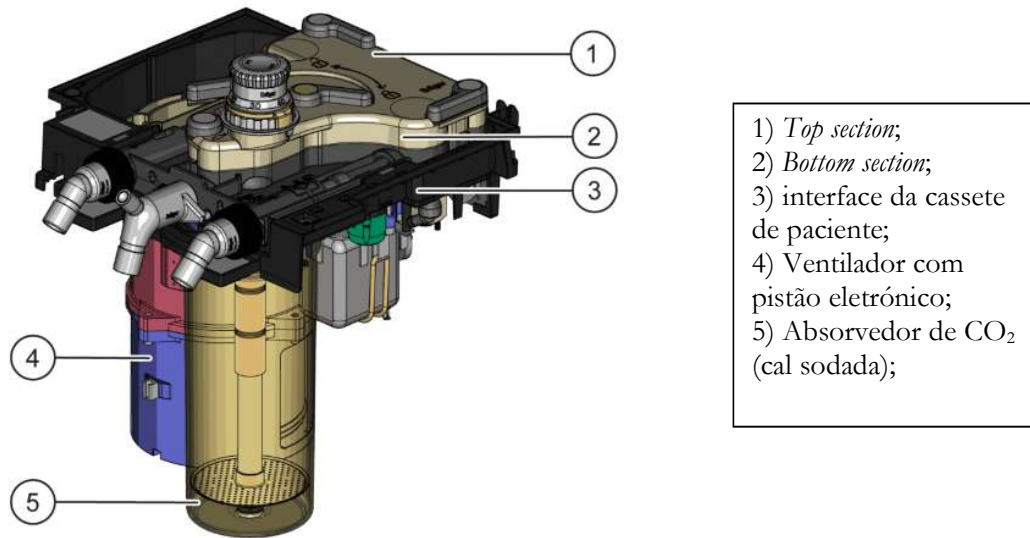


Figura 5.19 – Unidade de ventilação [60].

A cassette de paciente, ilustrada na Figura 5.20, está situada diretamente acima da interface pneumático-elétrica. Entre outras coisas, a interface liga o sistema de respiração aos sensores e válvulas, à entrada de gás fresco e ao sistema de AGS. O ventilador está ligado à interface.



Figura 5.20 – Vista superior da cassette de paciente.

O circuito do paciente é composto pelas traqueias e pelos sensores de fluxo (inspiratório e expiratório) inseridos na 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 uma ventilação manual [60].

O Atlan A3X0 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 metálica de aquecimento, presente na Figura 5.21, no interior da cassette, que não só aquece o fluxo de gás como também reduz a condensação de água no sistema [60].

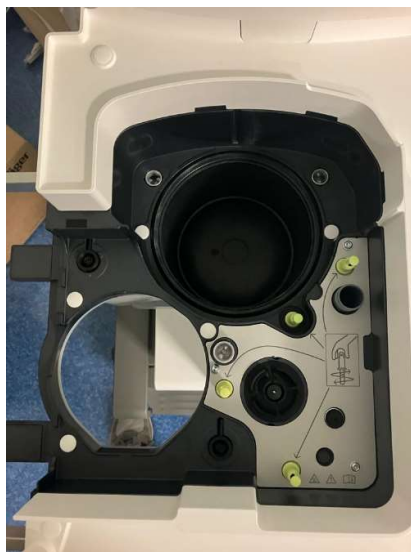


Figura 5.21 – Placa metálica de aquecimento.

A parte que não volta a ser inalada é encaminhada para o sistema de exaustão de gases. Este sistema recolhe e elimina os gases não utilizados pelo paciente de forma a impedir a sua libertação para o ar ambiente.

Durante a fase inspiratória, o gás fresco é introduzido na entrada de gás fresco (INT FG IN). O ventilador transporta o gás do saco de respiração (BAG) através do absorvedor de CO₂ (ABS) e da válvula de inspiração (V_i) para o pulmão do doente (Patient). A pressão inspiratória é gerada pelo ventilador. Já na fase expiratória, a válvula de PEEP (PEEP) abre-se quando a expiração começa. O gás flui do pulmão do doente através da válvula de expiração (V_e) de volta para o saco de respiração e o excesso de gás flui para o sistema de AGS. O diagrama a seguir representado na Figura 5.22 exemplifica os conceitos mencionados em cada uma das fases descritas [60].

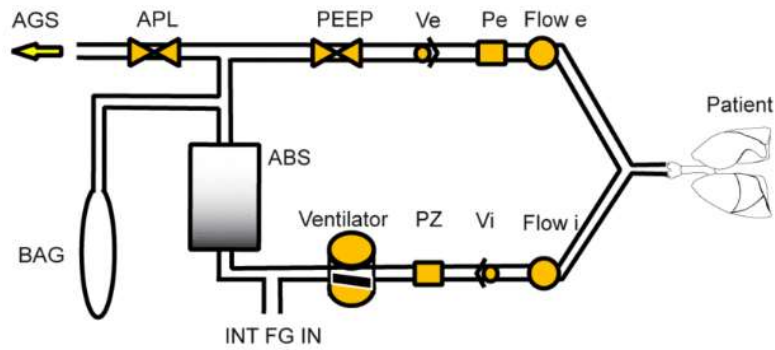


Figura 5.22 – Diagrama simplificado do sistema respiratório [60].

Em relação ao ventilador, este é composto por um pistão cilíndrico com 2 “gorros” isto é, dois diafragmas, um superior e um inferior, este último exposto por si só na Figura 5.23, uma vez que se trata de um material pertencente a um kit de manutenção preventiva, nomeadamente o de 3 anos.



Figura 5.23 – Diafragma inferior.

O ventilador está ligado diretamente ao sistema respiratório. O motor do pistão, através de uma porca de eixo rotativa, move um pistão, que por sua vez transporta o gás fresco para o doente [59]. O utilizador pode verificar se o pistão se move através de uma pequena janela de visualização, presente na Figura 5.24.



Figura 5.24 – Janela de visualização do movimento do pistão cilíndrico.

Durante a inspiração, o ventilador fornece volumes definidos de gás a uma pressão definida e a uma frequência definida, de acordo com os valores que foram definidos na unidade de visualização. O motor do pistão funciona com uma tensão contínua e é controlado através da placa omniboard [59].

5.5 Considerações finais

Existem 3 diferentes técnicas anestésicas, sendo estas a anestesia geral, local e regional. No que concerne a anestesia geral, esta assenta também em três pilares fundamentais. Hipnose e amnésia que se refere à ausência de consciência e memória. Analgesia que significa ausência de dor e respostas autonómicas e somáticas ao estímulo cirúrgico. Por último, o relaxamento muscular que indica a ausência de reflexos. Aos dias de hoje são utilizados agentes anestésicos adequados a cada paciente, bem como a possibilidade de reutilização de parte desses mesmos agentes.

As estações de anestesia Dräger permitem uma monitorização completa do estado do paciente e uma maior segurança, através da integração de diferentes dispositivos altamente qualificados desenvolvidos nesse sentido.

Em conclusão, descreveu-se os módulos constituintes da workstation Atlan A3X0, bem como as suas principais funcionalidades.

6 Monitorização de Sinais Vitais

A monitorização de sinais vitais diz respeito a um conjunto de ações que têm como objetivo a monitorização da condição clínica do paciente, constituindo assim, uma área imprescindível a todas as áreas de cuidados de saúde, pois permite aferir em tempo real o estado clínico do paciente através da medição de vários parâmetros indissociáveis na garantia do seu bem-estar [61].

Neste capítulo é realizada uma extensa explicação dos princípios de funcionamento dos parâmetros vitais analisados nos monitores multiparâmetros intervencionados durante o estágio e é apresentado o sistema mais completo de monitorização Dräger.

6.1 Monitores Multiparâmetros

O monitor multiparâmetros é um tipo de equipamento cuja finalidade é a medição de parâmetros como técnica de diagnóstico (Figura 6.1). De modo a efetuar a medição de todos os parâmetros, o equipamento possui módulos sensoriais para cada um deles [62].



Figura 6.1 – Monitor multiparamétrico Dräger Infinity Delta.

Normalmente, os monitores multiparâmetros são responsáveis por avaliar diferentes parâmetros vitais, dos quais se salientam, entre outros:

- Saturação periférica de oxigénio;
- Pressão Não Invasiva (PNI);
- Eletrocardiograma (ECG);

Por fim, existem também equipamentos com uma maior especificidade e precisão, cuja finalidade é a medição de cada parâmetro individualmente, como é o caso de oxímetros, esfigmomanómetros² e termómetros.

6.2 Fundamentos dos módulos sensoriais

Neste subcapítulo são descritos os fundamentos dos módulos responsáveis pela aquisição e cálculo dos parâmetros de saturação periférica de oxigénio, pressão não invasiva e eletrocardiografia.

6.2.1 Oximetria de pulso

A oximetria de pulso é um método não invasivo de monitorização contínua da saturação de oxigénio na hemoglobina (SpO₂ ou SaO₂).

A saturação periférica de oxigénio é um sinal vital que pretende indicar a quantidade de oxigénio presente no sangue. É especialmente importante em casos de doenças respiratórias. A partir do valor de saturação (em %) é possível estimar a pressão parcial de O₂ no sangue arterial (em mmHg), à exceção de situações com má perfusão periférica, em que os valores não são confiáveis [63].

Assim, a oximetria de pulso dispensa frequentemente a realização de um procedimento invasivo, doloroso e, por vezes, moroso e difícil. Com o passar dos anos, as novas tecnologias permitiram o aumento da qualidade de monitorização de SpO₂, sendo agora possível medir a percentagem da hemoglobina funcional saturada (% SpO₂) no sangue arterial do paciente.

De modo a realizar uma medição de SpO₂, recorre-se à utilização de um sensor de oximetria ou oxímetro, composto por um sensor e um conector, como se pode observar na Figura 6.2, o sensor de oximetria Dräger. Para adultos, os valores de referência deste parâmetro devem situar-se entre 95% e 100% (sendo ligeiramente menor para neonatos). Um valor abaixo de 90% é considerado uma baixa saturação de oxigénio [64].

² Aparelho utilizado para a verificação da pressão arterial. Consiste num sistema para compressão da artéria braquial, que utiliza uma braçadeira conectada por um tubo a um manómetro, que permite medir a pressão e por outro tubo a uma pera, que permite insuflar a braçadeira [65].



Figura 6.2 – Sensor de Oximetria Dräger [66].

Um sensor de oximetria, habitualmente colocado em zonas do corpo como o dedo do paciente ou o lóbulo da orelha, permite a medição dos níveis de absorção da luz vermelha e infravermelha por parte da hemoglobina oxigenada (oxi-hemoglobina) e não oxigenada (desoxi-hemoglobina) através de um sensor fotossensível que quantifica a luz que passa através dos tecidos. No caso de neonatos, o sensor de oximetria é colocado num dos pés. O princípio de funcionamento do oxímetro de pulso é baseado na lei *Beer-Lambert*. Esta lei permite relacionar a concentração de um determinado soluto com a intensidade de luz transmitida através da solução. Desta forma, quando é emitido um sinal luminoso, o sangue e os tecidos absorvem uma determinada quantidade de luz, e essa quantidade varia de acordo com a saturação de oxigénio da hemoglobina [67].

Os díodos emissores de luz *Light Emitting Diode* (LED), localizados na parte superior do sensor de SpO₂, como é possível verificar na Figura 6.3, emitem luz com dois comprimentos de onda diferentes, vermelho (660 nm) e infravermelho (940 nm). A luz emitida atravessa a pele até aos tecidos capilares e é absorvida de forma diferente pela oxi-hemoglobina (cor vermelha) e pela desoxi-hemoglobina (cor azul) [68]. O sensor fotossensível no lado diametralmente oposto ao LED, deteta a luz retransmitida por parte do díodo e converte-a em sinais elétricos. Para calcular essa possível diferença de absorção de luz, recorre-se ao microprocessador presente no monitor em utilização.

A oximetria resulta na combinação dos princípios da pletismografia com os princípios da espectrofotometria para determinar os níveis de oxigénio no sangue. A pletismografia usa a tecnologia de absorção da luz para reproduzir ondas geradas pelo pulsar do sangue, já a espectrofotometria, por sua vez, usa vários comprimentos de onda de luz para efetuar uma medição quantitativa sobre a absorção da luz em diferentes materiais, tirando partido das propriedades óticas do nosso sangue [68]. O monitor fornece leituras numéricas no quadro de parâmetros de SpO₂ e, dependendo do modelo de monitor, estes podem apresentar uma forma de onda de pletismografia, como é o caso dos monitores Dräger.

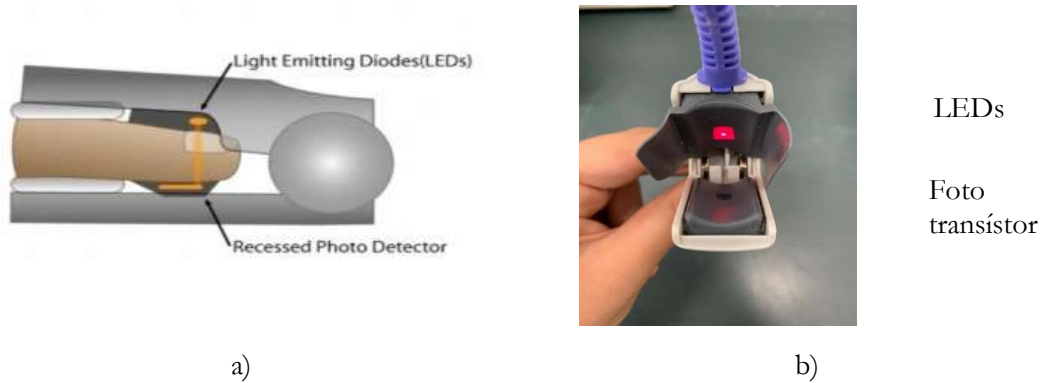


Figura 6.3 – Sensores de oximetria. a) Representação ilustrativa do uso de um sensor de SpO₂ [69]. b) Sensor de oximetria Dräger do tipo mola, onde é possível observar os LEDs e o sensor fotossensível.

6.2.2 Pressão Não Invasiva

A pressão arterial ou tensão arterial (PA) é aquela que é exercida pelo sangue sob as paredes dos vasos arteriais durante a circulação sanguínea. Este é um dos parâmetros mais analisados nas práticas clínicas e de bastante importância no que se refere ao diagnóstico de patologias, como a hipertensão e a hipotensão. Existem dois métodos de medição da PA, o método invasivo e o não invasivo. Normalmente, a PA é medida em milímetro de mercúrio, mmHg [70]. A medição da PA resulta em quatro valores distintos:

- Pressão arterial sistólica, isto é, a pressão máxima do sangue nas artérias, provocada pela contração dos ventrículos do coração;
- Pressão arterial diastólica, ou seja, pressão mínima do sangue nas artérias, que ocorre na fase de enchimento e relaxamento dos ventrículos;
- Pressão arterial média *Mean Arterial Pressure* (MAP);
- Frequência cardíaca.

A pressão arterial depende também de outros fatores como o débito cardíaco (volume de sangue) e a resistência do fluxo de sangue. Quanto maior for o volume de sangue e a resistência do fluxo sanguíneo, maior será o valor de pressão arterial.

A medição da PA não invasiva pode ser feita de duas formas:

- Manual, através de um esfigmomanómetro e um estetoscópio, em que os valores da PA sistólica e PA diastólica são obtidos através da auscultação dos sons de *Korotkoff*³;

³ Os sons de *Korotkoff* são gerados quando uma braçadeira de tensão arterial altera o fluxo de sangue numa artéria. Podem ser ouvidos através de um estetoscópio ou com um Doppler posicionando-o no lado distal da braçadeira [71].

- Automática, através do equipamento retratado no subcapítulo 6.1, os monitores multiparâmetros. Neste caso, a medição da PA é feita através do método oscilométrico⁴. A medição automática da PA não invasiva pode ainda ser feita através esfigmomanômetros digitais.

Como se pode ver na Figura 6.4, para efetuar a medição é utilizada uma braçadeira de PA, colocada em redor do braço do paciente. Esta é insuflada por uma bomba de ar, normalmente presente no interior de um monitor, de modo a obstruir o fluxo de sangue na artéria braquial. Posteriormente e de forma controlada, o microprocessador, outro constituinte do monitor, faz baixar sucessivamente a pressão na braçadeira. A diminuição da pressão permite que o sangue circule novamente, o que provoca vibrações na parede arterial. Esta vibração provoca alterações na pressão da braçadeira que são detetadas pelos sensores de pressão (transdutores⁵) e o sinal é digitalizado [72], [73].

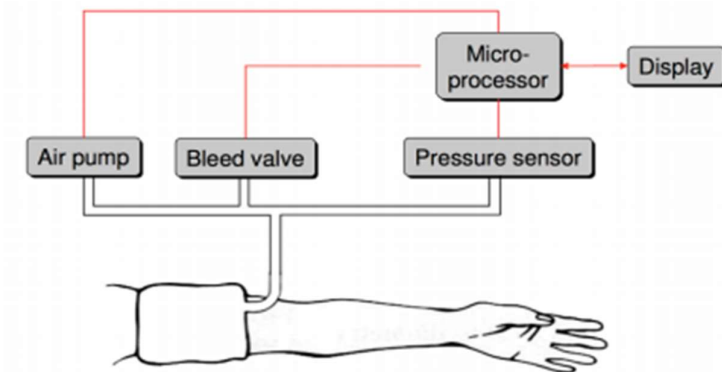


Figura 6.4 – Diagrama de blocos do funcionamento de uma braçadeira de pressão arterial [74].

A pressão da braçadeira cresce exponencialmente para uma pressão superior à pressão sistólica. Após o esvaziar lento do ar da braçadeira, ocorrem as primeiras vibrações quando a pressão da braçadeira é suficientemente alta para que o sangue tenha de exercer força nas paredes da artéria para circular. Quando a pressão da braçadeira for igual à pressão sistólica do sangue do paciente, ouve-se um som a cada batimento cardíaco. Este momento refere-se à pressão sistólica. Existe um instante, em que os sons vão desaparecer [75]. A pressão neste preciso momento corresponde à pressão diastólica. Os valores normais de referência para este sinal vital situam-se entre os 120 mmHg para a pressão sistólica e 80 mmHg para a pressão diastólica. Na Figura 6.5 pode-se observar um tipo de braçadeira de pressão arterial Dräger.

⁴ Baseia-se na medição da amplitude das oscilações de pressão criadas pela expansão das paredes da artéria cada vez que o sangue passa [25].

⁵ Componente que permite transformar uma forma de energia em outra [76].



Figura 6.5 – Braçadeira de pressão arterial Dräger.

6.2.3 Eletrocardiografia

A eletrocardiografia consiste no registo e análise da atividade elétrica cardíaca, a partir da superfície corporal. Este registo é de profunda importância no que diz respeito ao controlo do paciente por parte do profissional de saúde. A eletrocardiografia permite reconhecer anomalias cardíacas, alterações elétricas inerentes a contrações auriculares/ventriculares ineficazes, problemas na condução de impulsos elétricos, entre outras alterações, desencadeando assim um processo rápido de intervenção. Apesar de uma contínua evolução no que toca às tecnologias inerentes ao estudo das doenças cardíacas, este tipo de monitorização ainda mantém um papel fundamental nesta área. Os elétrodos, ou leads, são colocados na pele do paciente, em locais específicos, de maneira a captar os estímulos elétricos [77].

O eletrocardiograma foi inventado por *Willem Einthoven*. Tal invenção valeu-lhe o prémio Nobel da Medicina em 1924 [78]. Trata-se de uma medição indireta de diferenças de potencial muito pequenas sobre a superfície do corpo, durante um período. *Willem Einthoven* percebeu que o traçado de ECG variava consoante a posição de cada elétrodo e, conseqüentemente, descreveu que a melhor linha gráfica seria encontrada através de um triângulo equilátero, cujos vértices representam o ombro direito, o ombro esquerdo e a perna esquerda com o coração no meio [78]. Este triângulo é conhecido, atualmente, como triângulo de *Einthoven* (Figura 6.6) e é responsável pelo surgimento de três derivações⁶ eletrocardiográficas:

- I, diz respeito à diferença de potencial entre o braço direito e o braço esquerdo. O vetor correspondente move-se em direção de 0° ;
- II, refere-se à diferença de potencial entre o braço direito e a perna esquerda. O vetor correspondente move-se em direção de 60° ;
- III, remete para a diferença de potencial entre o braço esquerdo e a perna esquerda. O vetor correspondente move-se em direção de 120° [79].

⁶ O ECG avalia a atividade elétrica do coração em diferentes ângulos.

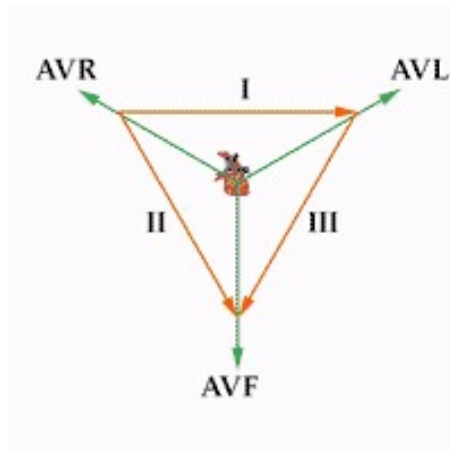


Figura 6.6 – Triângulo de Einthoven (adaptado [79]).

A configuração de um ECG normal, conforme representado na Figura 6.7, consiste numa onda P, um complexo QRS e uma onda T:

- A onda P representa a despolarização⁷ das aurículas. É o resultado de potenciais de ação que causam a despolarização do miocárdio auricular. A duração da onda P depende diretamente do tempo de condução através das aurículas, por exemplo, se a velocidade de condução pelas aurículas aumentar, a onda P será mais pequena;
- O complexo QRS é composto por três ondas, a onda Q, a onda R e a onda S. Coletivamente, estas ondas representam a despolarização ventricular. A duração deste complexo QRS é semelhante à onda P, uma vez que os ventrículos despolarizam tão rapidamente quanto as aurículas;
- A onda T representa a repolarização⁸ dos ventrículos [80].

Os estímulos elétricos, ondas de despolarização e repolarização, ao atravessarem o coração são detetados pelos eletrodos, e registadas no traçado ECG.

⁷ Inversão da carga elétrica de uma membrana celular provoca a contração das fibras cardíacas [81].

⁸ Retorno à posição de repouso de uma célula. Dá-se quando termina a despolarização. A uma polarização seguida de uma despolarização dá-se o nome de potencial de ação [82].

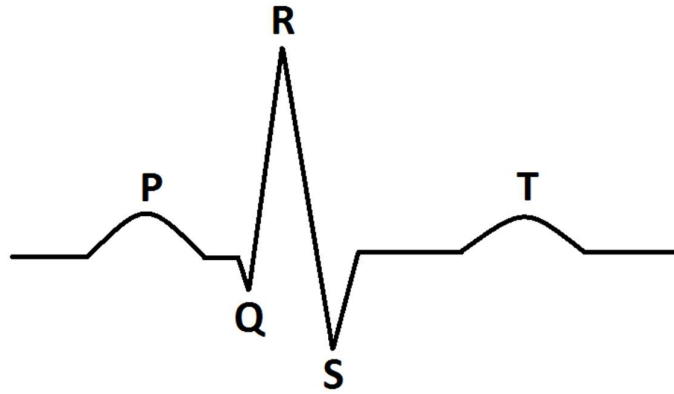


Figura 6.7 – Traçado ECG e respetivas ondas [83].

O eletrocardiograma pode ser obtido através de dois equipamentos, o eletrocardiógrafo⁹ e os monitores multiparâmetros. Em relação aos monitores, estes são capazes de transmitir dois valores distintos:

- O traçado de ECG demonstrado na Figura 6.7;
- A frequência cardíaca (FC). Esta é determinada pela contagem do número de complexos QRS por minuto.

Atualmente, os cabos de ECG presentes nos monitores multiparâmetros têm múltiplas derivações disponíveis, sendo as mais comuns as seguintes:

- Cabo de 3 derivações, formando assim o triângulo de *Einthoven*, através dos elétrodos R (*Right*), L (*Left*) e F (*Foot*).
- Cabo de 4 derivações que apresenta também o elétrodo N (*Neutral*).
- Cabo de 5 derivações, que acrescenta o elétrodo C (*Chest*) aos elétrodos presentes num cabo de 4 derivações [83].

No caso dos monitores, em contraste com um eletrocardiógrafo, o objetivo passa por observar continuamente a evolução cardíaca do paciente, bastando assim uma análise mais simples, usualmente de 3 derivações. Nos dias de hoje, os cabos de ECG podem ter até dez elétrodos, o que permite uma melhor análise de diferentes ângulos do coração [84].

⁹ Aparelho principal de medição do parâmetro de ECG [85].

6.3 Infinity Acute Care System (IACS)

O *Infinity*® *Acute Care System* (IACS), representado na Figura 6.8 através dos seus principais componentes, é uma solução completa em rede que integra a monitorização do paciente, o tratamento e a gestão da informação no local de tratamento. Esta sinergia abre novas dimensões de segurança, eficiência e qualidade nos cuidados ao paciente [86].



Figura 6.8 – Componentes do sistema IACS. A) Monitor Infinity C700 ou Infinity C500; B) Fonte de alimentação P2500; C) Monitor Infinity M540; D) Infinity M500 *Docking Station* [86].

O monitor Infinity M540, observável na Figura 6.9, é o componente de monitorização portátil do sistema IACS e é responsável pela monitorização do doente em todos os momentos. Este monitor portátil é bastante prático e foi concebido para acompanhar o doente durante o transporte desde a cabeceira do doente até qualquer ponto do hospital, fazendo o acompanhamento da evolução do estado de saúde do paciente [86].

O M540 é capaz de monitorizar os seguintes parâmetros:

- Frequência cardíaca;
- Arritmia (apenas em adultos e crianças);
- Análise contínua do segmento ST de 12 derivações (apenas para adultos e pediatria);
- Apneia;
- Frequência respiratória;

- Pressão invasiva;
- Pressão não invasiva;
- Temperatura;
- Débito cardíaco (apenas disponível quando o M540 está acoplado numa configuração IACS);
- Saturação periférica de oxigénio (SpO₂), tendo disponível dois modelos distintos, sendo estes a tecnologia masimo e Nellcor;
- etCO₂.

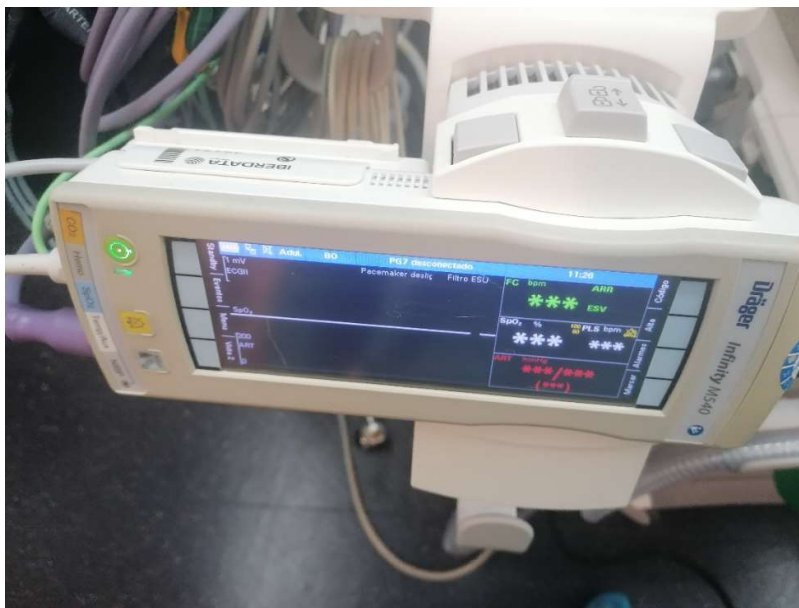


Figura 6.9 –Monitor Infinity M540.

O monitor Infinity C500, representado na Figura 6.10, é um dos componentes centrais do sistema IACS. Com um ecrã tátil de 17 polegadas, este surge maioritariamente de forma a replicar num ecrã de maiores dimensões os parâmetros monitorizados pelo monitor Infinity M540. O C500 integra vários parâmetros médicos proporcionando um acesso fácil às configurações do paciente [86].



Figura 6.10 –Monitor Infinity C500.

O Monitor Infinity C700 *Medical Cockpit*, agora presente na Figura 6.11, é outro dos componentes centrais do *Infinity Acute Care System*. Com um ecrã tátil de 20 polegadas, o C700 integra dados médicos e aplicações informáticas, proporcionando um acesso fácil à rede hospitalar e às aplicações clínicas necessárias [86].



Figura 6.11 –Monitor Infinity C700.

A Infinity M500 *docking station*, ilustrada na Figura 6.12, permite a ligação em rede com o monitor M540 e, ao mesmo tempo, carregar a sua bateria interna.



Figura 6.12 – Infinity M500 *docking station*.

A fonte de alimentação Infinity P2500, presente na Figura 6.13, fornece a conexão de rede e energia para o sistema. Esta conecta o IACS à rede e fornece conexão ao alarme conhecido como “*Nurse Call*” (Alarme de enfermeira) [86].



Figura 6.13 – Fonte de alimentação Infinity P2500.

Para além de todos estes componentes constituintes do sistema IACS, durante as cirurgias, é possível adotar-se uma monitorização ainda mais detalhada com o auxílio de dispositivos como o *TofScan* e o *Infinity BISx SmartPod*. Trata-se de equipamentos ambos eles autónomos, mas que poderão ser conectados ao IACS [86].

Esta conexão permite recolher e exibir informações sobre relaxamento muscular e profundidade anestésica, respetivamente.

O *TofScan*, representado na Figura 6.14, diz respeito a um módulo de estimulação nervosa que permite aferir o nível de relaxamento muscular do doente quando este se encontra sob o efeito de anestesia. Através de um acelerómetro 3D, colocado no seguimento do polegar até ao indicador, este sensor permite fazer as medições das respostas musculares induzidas, através de um estímulo elétrico. Assim, o anestesista tem a perceção de quando é que a contração muscular foi totalmente inibida [87].



Figura 6.14 – TofScan.

O *Infinity BISx SmartPod*, ilustrado na Figura 6.15, 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 (BIS) que permite a indicação dos efeitos de sedação no cérebro. Trata-se de uma escala, de 0 a 100 que reflete a amplitude e a frequência do EEG durante a administração de halogenados. Um valor perto de 100 equivale a um estado quase desperto do doente, respondendo este a um estímulo externo. Os valores a rondar o número 60, correspondem a um estado adequado à anestesia geral. O valor de 0 não é realmente pretendido pois este representa uma ausência total de atividade cerebral.

Este parâmetro continua a ser a forma mais viável de monitorizar a função cerebral do paciente durante o processo anestésico [88].



Figura 6.15 – Infinity BISx SmartPod [88].

Por último, a Figura 6.16 ilustra uma estação de anestesia Dräger modelo Perseus A500 com monitorização completa, integrando o sistema IACS, o dispositivo *TofScan* e o monitor BIS, onde é conectado o *Infinity BISx SmartPod*.

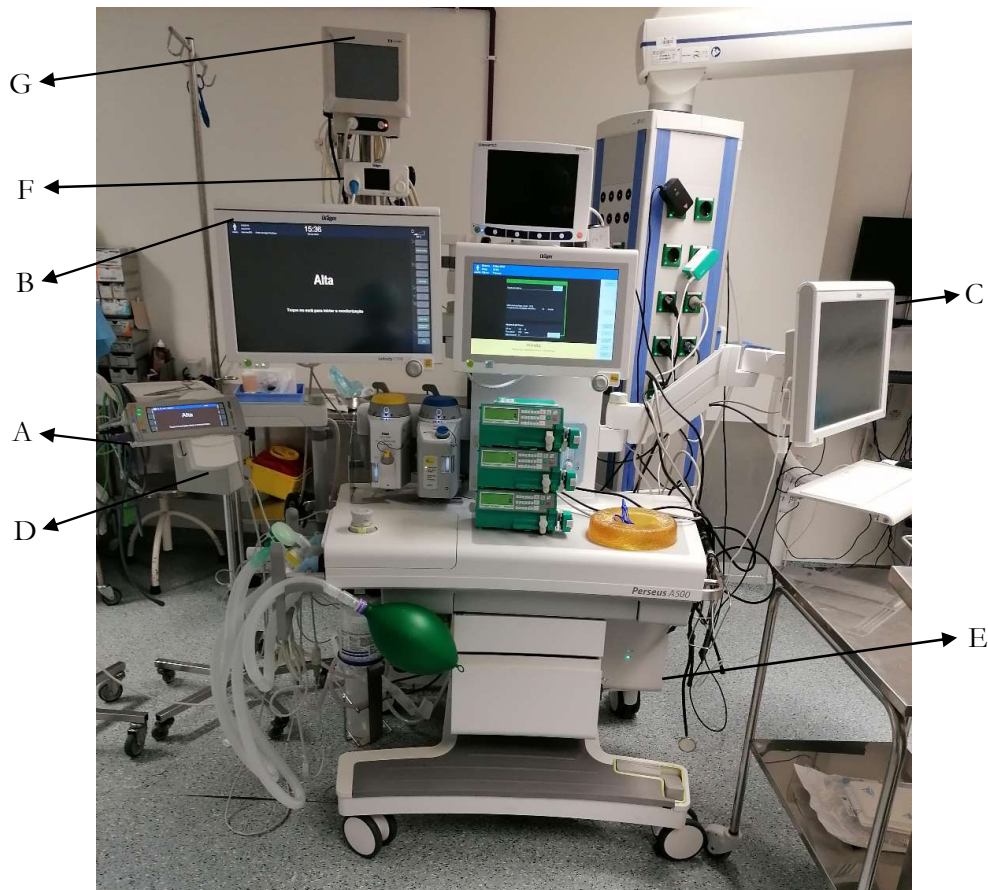


Figura 6.16 – Estação de anestesia Perseus A500. A) Monitor Infinity M540; B) Monitor Infinity C500; C) Monitor Infinity C700; D) Infinity M500 Docking Station; E) Fonte de alimentação Infinity P2500; F) TofScan; G) Monitor BIS para conexão Infinity BISx SmartPod.

6.4 Considerações finais

A monitorização dos sinais vitais é fundamental para um diagnóstico precoce e a monitorização da condição clínica do paciente. Qualquer atividade no contexto de manutenção pretende aumentar o tempo de vida útil. Deste tipo de equipamentos. Os parâmetros de sinais vitais mais comuns são a PA, SpO₂ e ECG. Através destes, é possível uma resposta mais rápida às necessidades do doente e uma consequente melhoria nos cuidados de saúde que lhe são prestados.

O *Infinity Acute Care System* designa uma solução Dräger completa em rede que integra a monitorização do paciente, o tratamento e a gestão da informação no local de tratamento.

7 Manutenções realizadas e Formações

Neste capítulo são detalhadas algumas das manutenções acompanhadas durante o decorrer do estágio. Serão analisados os equipamentos apresentados anteriormente, mas também outros que se enquadram no âmbito deste estágio e dos quais a manutenção se revelou desafiante. Assim sendo, serão descritas manutenções preventivas, corretivas bem como alterações a pedido de fábrica, as já mencionadas TSBs. Refira-se que sendo a incubadora Babyleo TN500 uma incubadora recente, instalada há pouco tempo nos clientes, esta ainda não foi alvo de manutenção, como tal não será apresentada nenhuma manutenção deste equipamento.

Por último, mas não menos importante, é ainda abordado os conhecimentos obtidos das ações de formação frequentadas na sede da Dräger Iberia, em Madrid, sobre diversos equipamentos da empresa e demonstrações acerca do funcionamento desses equipamentos. Estas ações de formação decorreram ao longo do estágio, mas também após a entrada na empresa.

7.1 Manutenção preventiva - Estação de Anestesia Primus

Ao longo do estágio surgiram inúmeras manutenções preventivas às estações de anestesia Primus, tendo em conta a sua representatividade junto dos clientes. Esta estação de anestesia possui um pistão ventilador bombeador controlado eletronicamente. Não só permite a realização de todo o processo anestésico, como permite uma monitorização hemodinâmica e a adaptação de outros monitores para recolha e avaliação de outros parâmetros.

A manutenção preventiva a uma estação de anestesia Primus tem uma periodicidade de 6 meses. No primeiro semestre é realizada uma manutenção onde é aplicado um kit composto por itens sujeitos a desgaste. No segundo semestre, a manutenção preventiva compreende somente a realização de autotestes e calibrações ao equipamento, de forma a avaliar o seu estado funcional.

Existem diferentes kits de substituição de peças associados às manutenções anuais, bianuais, e às que se efetuam de 3 em 3 anos, e a cada 6 anos. O kit de substituição anual contém os componentes que tendem a sofrer mais desgaste enquanto o kit de substituição a cada 6 anos (Figura 7.1), descrito a seguir, é composto por itens com um tempo de vida e durabilidade maiores. Cada kit apresenta itens diferentes e também comuns, baseando-se no tempo de utilização e no desgaste que cada um dos componentes sofre.

O procedimento a seguir detalhado teve lugar no Hospital do Espírito Santo de Évora, no serviço de bloco operatório.



Figura 7.1 – Itens constituintes do kit de 6 anos.

Antes de iniciar a manutenção preventiva, é realizado um autoteste ao equipamento de forma a garantir o seu correto funcionamento antes da substituição de qualquer material. Após a conclusão deste passo, o ventilador é desligado assim como toda a monitorização envolvente e as conexões dos gases às respetivas rampas.

Durante o procedimento de manutenção é realizada a substituição do filtro antipó da fonte de alimentação assim como do filtro do sistema de exaustão de gases, AGS, representados na Figura 7.2.



a)



b)

Figura 7.2 – Substituição de filtros. a) Filtro antipó da fonte de alimentação; b) filtro a substituir do AGS.

De seguida procede-se à desmontagem da parte traseira da estação de anestesia (Figura 7.3) de forma a aceder e retirar o módulo *Patient Gas Monitor* (PGM).



Figura 7.3 – Vista traseira da estação de anestesia Primus.

Para substituir o tubo de nafion é necessário retirar previamente o módulo PGM (Figura 7.4). O procedimento enunciado facilita também a troca do filtro antipó, apesar desta substituição poder ser realizada acedendo à parte da frente da estação.

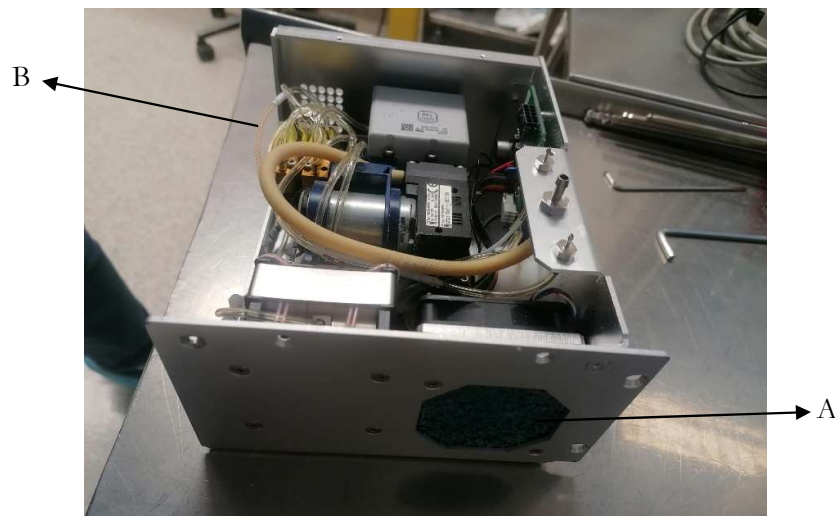
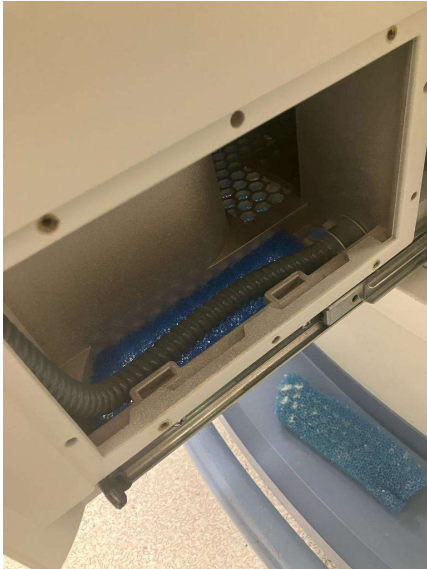


Figura 7.4 – Interior do módulo PGM. A) filtro antipó; B) tubo de nafion.

De seguida, substituem-se os dois filtros antipó da unidade de ventilação muitas vezes denominada de cassete de paciente (Figura 7.5). Um outro filtro antipó substituído foi o da tampa superior do Primus que é substituído de dois em dois anos (Figura 7.6).



a)



b)

Figura 7.5 – Substituição dos filtros antipó da unidade de ventilação.



Figura 7.6 – Substituição do filtro da tampa superior.

Diferente destes, foram trocados os filtros sinterizados da entrada de gases (Figura 7.7), para cada conexão de gás respetivo, de forma a reter o máximo de partículas provenientes das rampas de gases.

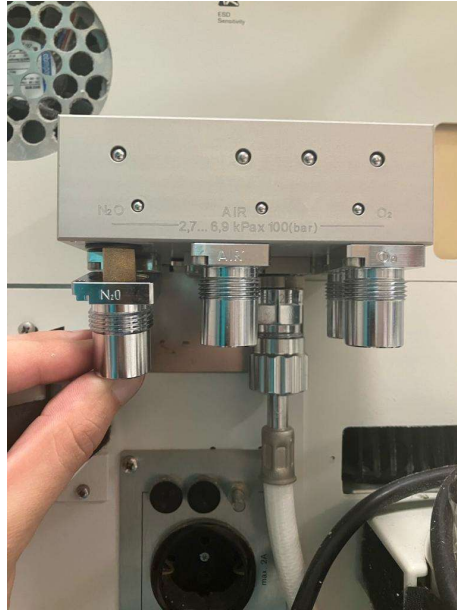


Figura 7.7 – Substituição dos filtros sinterizados da entrada de gases.

De seguida procede-se à troca dos o-rings do suporte do sistema de conexão dos vaporizadores (Figura 7.8). Estes podem exibir fissuras causadas pela agressividade dos agentes anestésicos bem como pela frequência com que são mobilizados.



Figura 7.8 – O-rings brancos do encaixe dos vaporizadores.

Em seguida, foram substituídos os o-rings no encaixe do copo de condensados (Figura 7.9), de forma a realizar uma boa vedação e permitir uma fácil colocação e remoção do copo.



Figura 7.9 – O-rings no encaixe do copo de condensados (dois de cor preta superiores e um de cor verde inferior).

Por último, na unidade de ventilação, substitui-se o cilindro designado por diafragma superior (Figura 7.10), onde são armazenados os gases do circuito do paciente, os quais são comprimidos pelo pistão durante a fase inspiratória. A substituição do diagrama inferior revela-se a tarefa mais complexa de toda a manutenção em questão (Figura 7.11).



Figura 7.10 – Substituição do diafragma superior.



Figura 7.11 – Substituição do diafragma inferior.

Após a correta substituição de todos os itens constituintes do kit de manutenção preventiva, o técnico estabelece a comunicação com a estação de anestesia Primus, através do *service software, software* este, único e exclusivo da empresa, específico para realizar todos os testes, calibrações e retirar informações necessárias para a realização da PMS. 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 exterior da estação, 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 autoteste do sistema para averiguar que o equipamento se encontra totalmente operacional.

7.2 TSB – Oxylog 3000 plus

A manutenção a seguir descrita relata um pedido de retificação feito pela própria fábrica (TSB) no Centro Hospitalar de Setúbal, Hospital de São Bernardo. O técnico responsável pelo cliente foi contactado pela enfermeira chefe do serviço de Urgência por duas vezes, pelo facto de o ventilador de emergência e de transporte Oxylog 3000 plus, que pertencia à Viatura Médica de Emergência e Reanimação (VMER), estar com o LED de estado de carga a vermelho e deixar de ventilar devido à bateria vazia, apesar de ter sido ligado novamente à rede elétrica. Logo após o primeiro contacto do cliente, o técnico comunicou o problema à fábrica. Esta, após diversos avisos de semelhantes problemas por parte de diferentes técnicos espalhados pelo mundo, investigou o assunto e chegou-se à conclusão de que devido a um problema de temporização no *firmware* da placa de circuito de carga, o processo de carregamento pode ser interrompido, impossibilitando a comutação para o funcionamento com a rede elétrica. Surge assim um TSB por parte da fábrica que se traduz numa atualização do *firmware* no circuito de carga para a versão 11.91. O TSB designa assim instruções de segurança que fornecem informações sobre o comportamento do dispositivo e as ações necessárias do utilizador. Estas devem ser distribuídas a todos os clientes da empresa que contenham este dispositivo.

Descreve-se assim o procedimento a adotar aquando da realização deste TSB. A montagem para este é ilustrada na Figura 7.12. Esta foi realizada desta forma devido ao contexto em que decorreu, uma vez que a VMER se encontrava ao serviço (aguardando chamada a qualquer momento) com outro ventilador de emergência enquanto o técnico realizava a TSB de forma a, no final, se tudo corresse como previsto, a viatura voltar a utilizar o equipamento sujeito à atualização referida.



Figura 7.12 – Montagem do procedimento do TSB.

Primeiramente, deve-se sempre testar o equipamento seguindo as instruções visíveis no *display* (Figura 7.13).



Figura 7.13 – Finalização do teste ao aparelho com êxito.

Neste caso, devemos manter o Oxylog 3000 plus ligado a uma fonte de alimentação externa. Este TSB demora aproximadamente 30 minutos a realizar. De seguida, cabe ao técnico que está a realizar o processo ter instalado no seu computador a nova versão de *software* do circuito de carga, a 11.91 assim como a versão de *software* que o equipamento dispõe no momento, podendo esta ser 1.06, 1.07 ou a mais recente, a versão 1.09. Posto isto, o técnico começa por abrir o *service software* de forma a descarregar a nova versão 11.91 do circuito de carga (Figura 7.14). Para a viabilidade desta operação, é necessário realizar a comunicação entre o equipamento e o computador que é feita através de um cabo específico para este mesmo equipamento, cabo este exclusivo aos técnicos da empresa.

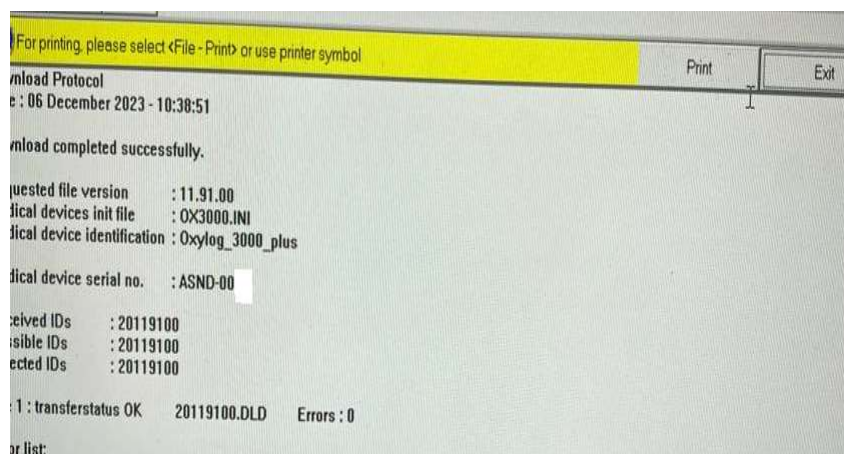


Figura 7.14 – Descarga da versão de *software* do circuito de carga 11.91 bem-sucedida.

Após o descarregamento bem-sucedido, desliga-se apenas o Oxylog 3000 plus, isto é, sem desligar a ligação por cabo entre o computador de serviço e o equipamento e, para além disto, não realizar um teste de dispositivo.

De seguida, abriu-se o *software* HIT, outro *software* único e exclusivo da Dräger e ligou-se o Oxylog 3000 plus. Já dentro do HIT, selecionou-se a página “7 – Download Charger” (Figura 7.15). Se o *software* do circuito de carga “atual” for a versão 1.77 ou inferior, instala-se o *software* do circuito de carga versão “1.94” no Oxylog 3000 plus através do botão de download onde se inicia o download da versão 11.91. A barra de progresso indica o progresso da instalação em percentagem. Quando a barra de progresso estiver a 100%, a instalação está completa.

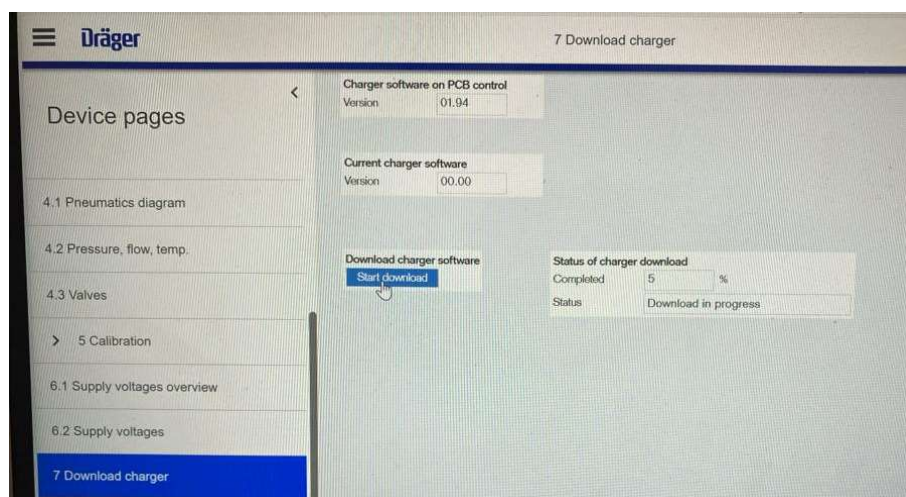


Figura 7.15 – Atualização da versão de *software* do circuito de carga 11.91.

No final, efetua-se novamente uma transferência de *software* com o *software* anotado e previamente instalado utilizando uma vez mais o *service software* (Figura 7.16). Neste caso, uma vez que o equipamento se encontrava na modalidade de contrato total e em concordância com restantes elementos da empresa, atualizou-se o dispositivo para a última versão de *software* a 1.09.

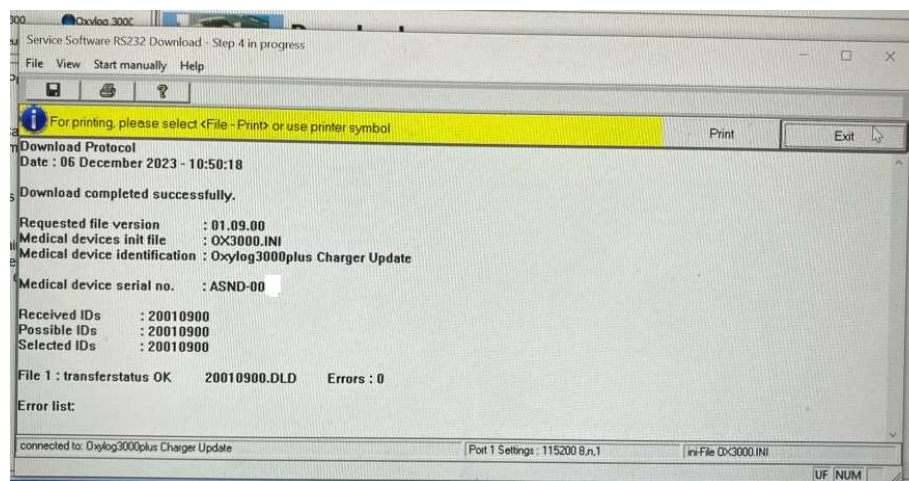


Figura 7.16 – Atualização da versão de *software* do equipamento 1.09.

De forma a terminar o processo, isto é, agora com as seguintes versões de *software* instaladas no Oxylog 3000 plus:

- Oxylog 3000 plus *software* 1.06 / 1.07 / 1.09 (consoante o *software* instalado previamente);
- Circuito de carga com *software* 1.94.

Realizou-se novamente um teste ao equipamento de acordo com as instruções e efetuou-se a PMS, de forma a calibrar o dispositivo, novamente no *software* HIT, onde se selecionou desta vez a página “5.2 – Calibration”.

Posto isto, percebe-se a importância dos TSB's para a resolução de erros críticos, neste caso, através de uma atualização de *software*.

7.3 Manutenção Corretiva – Estação de anestesia Primus

A manutenção corretiva agora descrita decorreu no Instituto de Oftalmologia Dr. Gama Pinto, no serviço de bloco operatório. O técnico da Dräger foi contactado pelo profissional responsável do bloco, neste caso a Enfermeira coordenadora, devido a uma falha na deteção de oxigénio, visível Figura 7.17, durante o autoteste, na entrada de gases da estação de anestesia Primus.

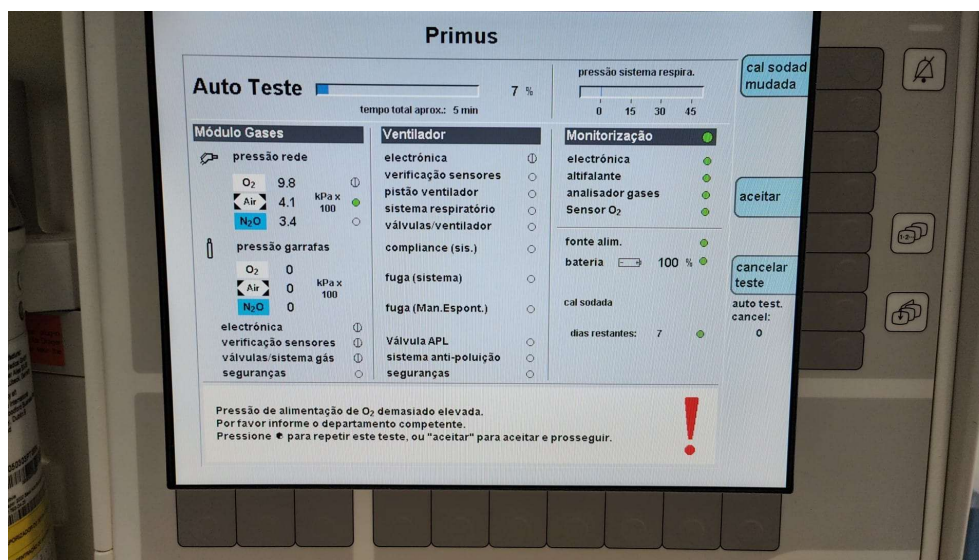


Figura 7.17 – Falha na deteção de oxigénio.

Ao chegar ao local, após verificação de todas as conexões necessárias, realizou-se um autoteste ao sistema para garantir a presença do problema mencionado pela enfermeira. Como seria de esperar, o equipamento assinalou uma vez mais, o erro observável na Figura 7.17. Nesta podemos ver que a pressão de entrada de oxigénio apresenta um valor de 9.8 bar, um valor muito distante do normal. Geralmente a pressão de entrada de gases deve estar entre 2.7 e 6.9 bar.

De forma ao técnico confirmar que o problema provém realmente do equipamento, primeiramente, junto com o Engenheiro responsável do Instituto, verificou-se que o problema não provinha do fornecimento de gases a partir da central. Garantiu-se então que, até à entrada de gases, não havia qualquer problema.

Neste caso, o problema deveria estar localizado no misturador do ventilador, presente na Figura 7.18, que possui também ele uma entrada de gases (Figura 7.19), onde se encontram três sensores de pressão que medem a pressão à entrada de cada um dos gases e três reguladores de pressão que, como o próprio nome indicam, regulam a pressão de entrada, em concreto, reduzem esta pressão para um valor de pressão nominal de cerca de 2 bar.

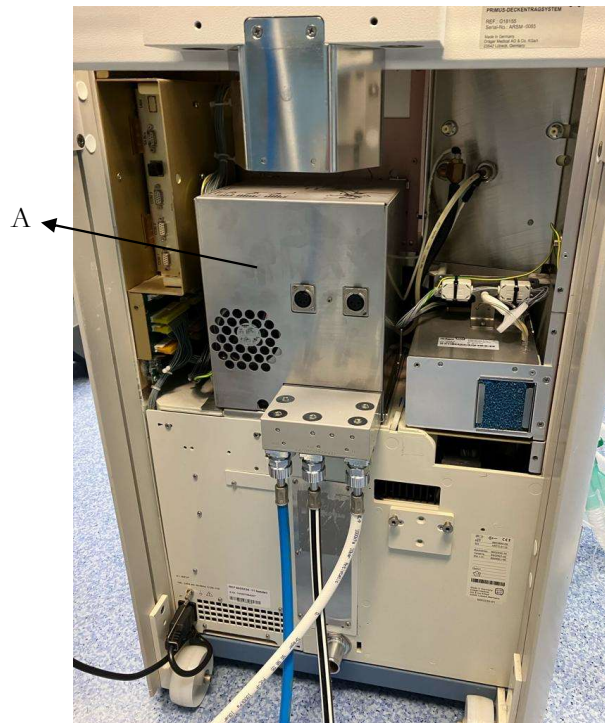


Figura 7.18 – Vista traseira da estação de anestesia Primus. A) Misturador.

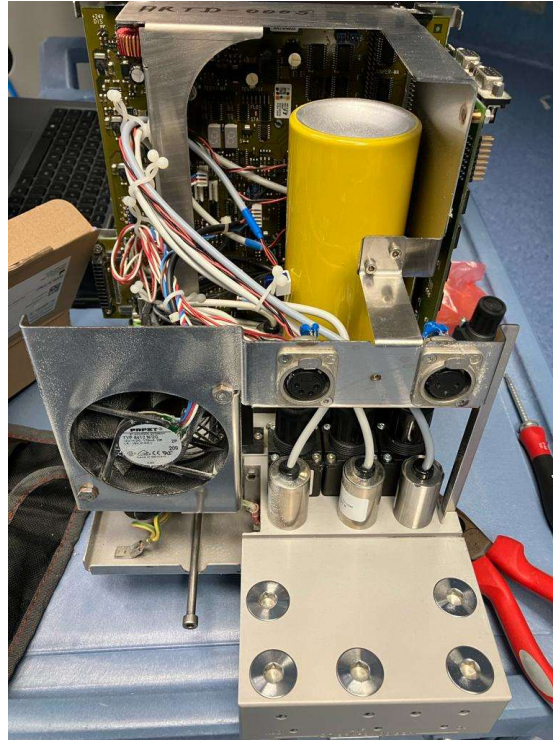


Figura 7.19 – Vista interior do misturador com a entrada de gases.

Após uma breve pesquisa e compreensão do problema, reconheceu-se que o problema estaria localizado, ou no sensor de pressão ou no regulador de pressão ou nos dois simultaneamente. Apesar de o técnico acreditar que o problema estaria no sensor de pressão, é recomendado pela fábrica que, aquando da substituição de um dos componentes (sensor), troque-se também o regulador (Figura 7.20).

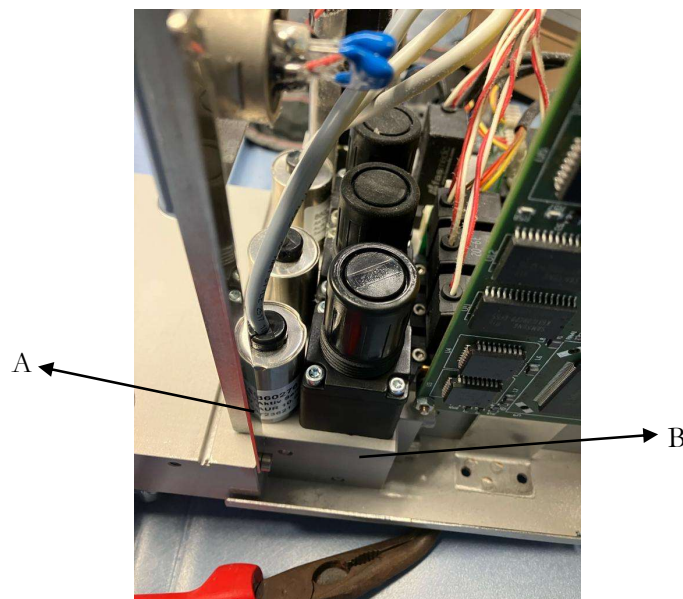


Figura 7.20 – Entrada de gases do misturador. A) sensor de pressão; B) regulador de pressão.

Assim, por este facto, trocou-se tanto o sensor de pressão de oxigénio como o regulador de pressão do oxigénio. Para tal, retirou-se o misturador do equipamento e substituídos os componentes referidos. O sensor é trocado com bastante cuidado de maneira a não haver possibilidade de erros ao conectar de novo à placa eletrónica. O mesmo procedimento é adotado para o regulador de pressão uma vez que este apresenta uma direção específica em que deve ser colocado e ajustado a pressão nominal.

No final é executado um novo autoteste onde se confirmou a resolução do problema, em que as pressões de entrada apresentavam valores normais e o ponto referente à deteção de oxigénio já se encontrava a verde.

7.4 TSB – PGM, Scio

A manutenção a seguir descrita relata um outro pedido de retificação feito pela própria fábrica (TSB), sendo este o mais presenciado ao longo do estágio, devido à elevada presença nos clientes dos equipamentos afetados. Esta manutenção decorreu na Unidade Local de Saúde do Norte Alentejano, Hospital Dr. José Maria Grande em Portalegre. Os equipamentos afetados são os seguintes:

- Primus (mPGM IE);
- Primus IE (mPGM IE);
- Scio Four Family;
- Vamos/Vamos plus.

Nas estações de anestesia, a monitorização de gases é realizada através de um sistema de análise e medição dos gases de O₂, CO₂, N₂O e agentes anestésicos voláteis. Nas estações de anestesia Primus, o analisador de gases denomina-se mPGM IE enquanto o Scio Four e o Vamos referem-se a diferentes analisadores de gases, maioritariamente presentes em estações de anestesia Fabius. Dentro destes analisadores encontra-se um minimódulo PGM. Os principais componentes que constituem o minimódulo são a *Flow Power*, o sensor PIA, o sensor ILCA3 e uma bomba. Esta bomba do PGM, representada na Figura 7.21, tem como função recolher uma amostra de 200 mL/min que atravessa o copo de condensados.



Figura 7.21 – Bomba de recolha de amostras do PGM.

Esta bomba de recolha de amostras surge para substituir uma outra bomba (Figura 7.22) com uma referência específica, a qual a fábrica descobriu que esta apresenta uma característica variável com o aumento do tempo de funcionamento, o que pode levar à desativação da medição de gás durante o funcionamento da estação de anestesia.

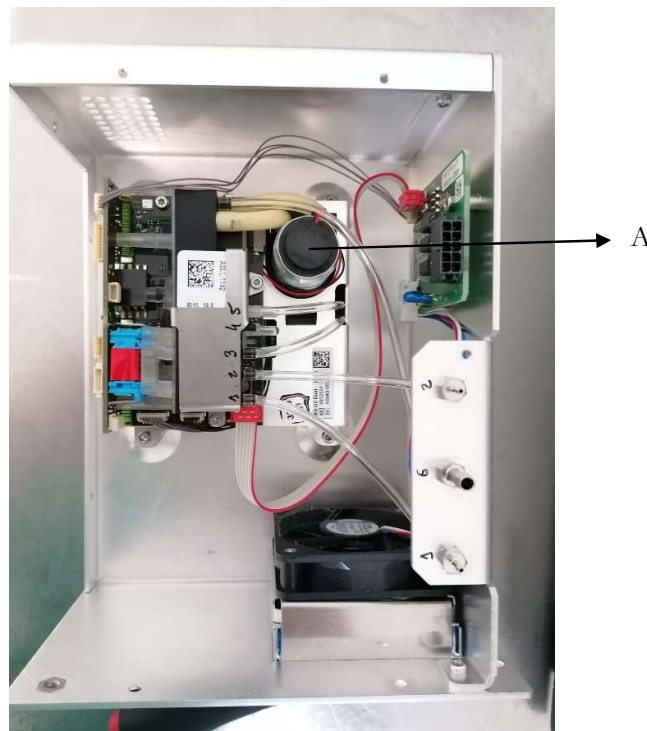


Figura 7.22 – mPGM IE. A) Bomba de recolha de amostras do PGM.

Após a substituição da bomba, realiza-se diferentes testes funcionais, sendo um destes a calibração da mesma, isto é, uma confirmação que a bomba recolhe uma amostra de 200 mL/min através da colocação em série de 3 linhas de amostra e do caudalímetro triplo, conforme ilustrado na Figura 7.23.

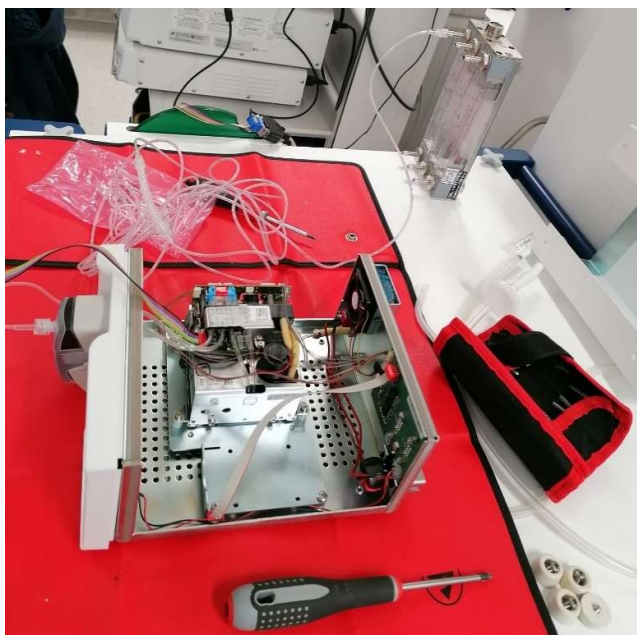


Figura 7.23 – Calibração da nova bomba de recolha de amostras do PGM.

7.5 Manutenção Preventiva – Estação de Anestesia Perseus A500

À semelhança da estação de anestesia Primus, o Perseus A500 foi dos equipamentos mais revistos ao longo do estágio e, como tal, surgiram algumas manutenções preventivas. Esta estação de anestesia possui um ventilador que funciona por turbina. Este permite a realização de todo o processo anestésico e, juntamente com o sistema de monitorização IACS, permite uma monitorização eficiente e completa.

A manutenção preventiva a uma estação de anestesia Perseus A500 (Figura 7.24) tem uma periodicidade de 1 ano. Cada ano é realizada uma manutenção onde é aplicado um kit composto por itens sujeitos a desgaste. Estes kits de substituição poderão ser de 2, 3, ou 6 anos. No primeiro ano não é substituído qualquer componente, sendo apenas feita uma inspeção total e calibração ao equipamento. Cada kit apresenta itens diferentes e também comuns, baseando-se no tempo de utilização e no desgaste que cada um sofre.

O procedimento a seguir detalhado teve lugar no Hospital de Santa Maria, no serviço de bloco operatório central.



Figura 7.24 – Estação de anestesia Perseus A500.

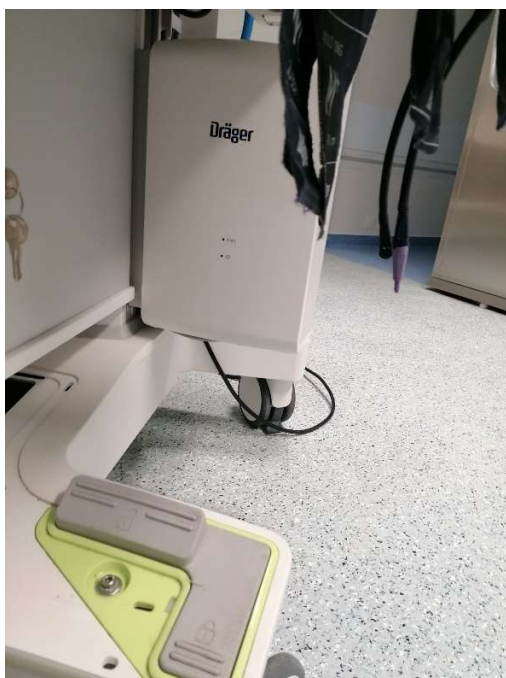
Antes de iniciar a manutenção preventiva, é realizado um autoteste ao equipamento de forma a garantir o seu correto funcionamento antes da substituição de qualquer componente. Após a conclusão deste passo, o ventilador é desligado assim como toda a monitorização envolvente e as conexões dos gases.

Durante o procedimento de manutenção, primeiramente, o técnico opta por começar pela parte que toca à monitorização, substituindo, tanto os filtros de espuma e a bateria do monitor infinity M540 (

Figura 7.25) como as baterias da fonte de alimentação do sistema de monitorização IACS, representados na Figura 7.26.



Figura 7.25 – Substituição dos filtros de espuma e da bateria do monitor infinity M540.



a)



b)

Figura 7.26 – Fonte de alimentação do sistema de monitorização IACS. a) Vista exterior; b) Vista interior após remoção da tampa.

Seguiu-se outra troca de baterias, mas desta feita, as baterias da estação de anestesia que se encontram na parte superior do Perseus A500 (Figura 7.27).



Figura 7.27 – Vista superior da estação de anestesia Perseus A500.

Por fim, restava apenas a substituição do kit do *breathing system*, isto é, um kit de o-rings e membranas, presente na Figura 7.28, a substituir na cassette do paciente.



Figura 7.28 – Kit do *breathing system* da estação de anestesia Perseus A500.

Procedeu-se assim à desmontagem da cassette de paciente (Figura 7.29) de forma a alcançar os o-rings azuis e as membranas presentes neste.

7.6 Manutenção Corretiva – Estação de anestesia Primus

A manutenção corretiva agora descrita decorreu no Hospital Lusíadas Lisboa, no serviço de bloco de partos. O técnico da Dräger foi contactado pelo técnico de eletromedicina residente no hospital, devido a uma falha no autoteste da estação de anestesia, visível na Figura 7.31, nas válvulas do ventilador.

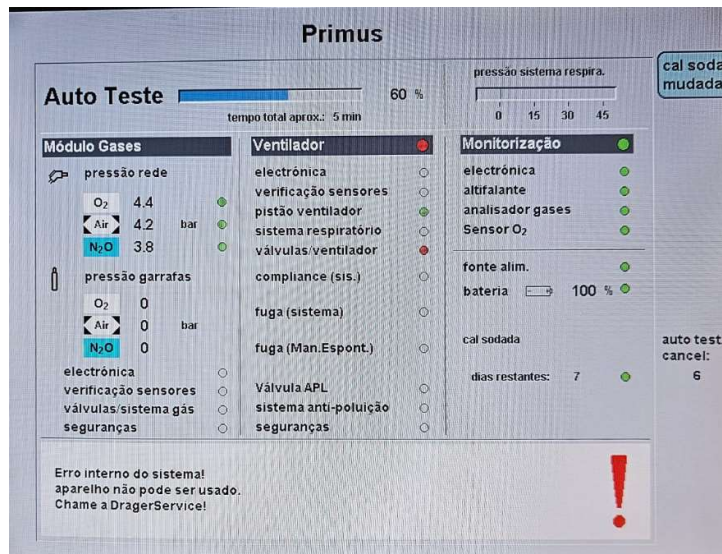


Figura 7.31 – Falha nas válvulas do ventilador.

Ao chegar ao local, antes de voltar a realizar um autoteste, verificou-se o estado geral do equipamento, tendo em conta o problema reportado, ou seja, uma vez que o problema apontava para o ventilador da estação de anestesia, teve-se uma maior atenção a este constituinte. O técnico começou por dar especial interesse às traqueias do paciente e à cassette de paciente. Verificou-se então a não existência de fugas nas traqueias e passou-se à desmontagem da cassette de paciente (Figura 7.32), de forma a perceber o bom funcionamento das 3 partes constituintes da unidade de ventilação:

- *Cover*;
- *Valve plate*;
- *Gas block*.

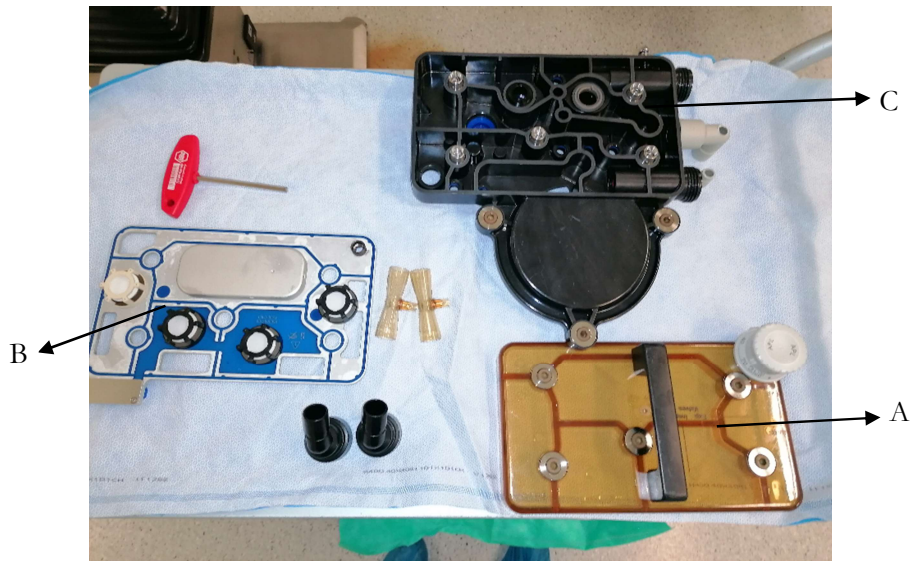


Figura 7.32 – Desmontagem da cassete de paciente. A) Cover, B) Valve plate, C) Gas block.

Finalmente, após a enfermeira chefe referir que a cassete de paciente teria ido à esterilização, verificou-se com detalhe as membranas presentes na *valve plate* (Figura 7.33), pois estas após a esterilização é comum saírem do lugar ou apresentarem alguma fuga.

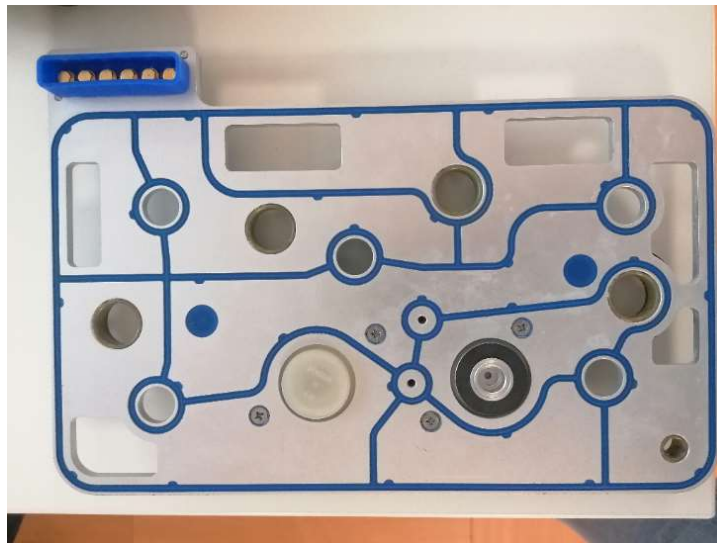


Figura 7.33 – Valve plate.

De seguida, realizou-se um autoteste ao sistema para perceber se o problema persistia. Apesar das diferentes verificações ao equipamento acima referidas, o equipamento assinalou uma vez mais, o erro observável na Figura 7.31.

Posto isto, por experiência do técnico e pela não solução do problema com as tarefas já efetuadas, voltou-se as atenções para as 3 diferentes válvulas inseridas no *Ventilator Gas Controller* (VGC), entre as quais MV2, MV3 e MV4. Para verificar o correto funcionamento destas, o técnico entrou em modo serviço na estação de anestesia e averiguou a página referente ao VGC, ilustrada na Figura 7.34.

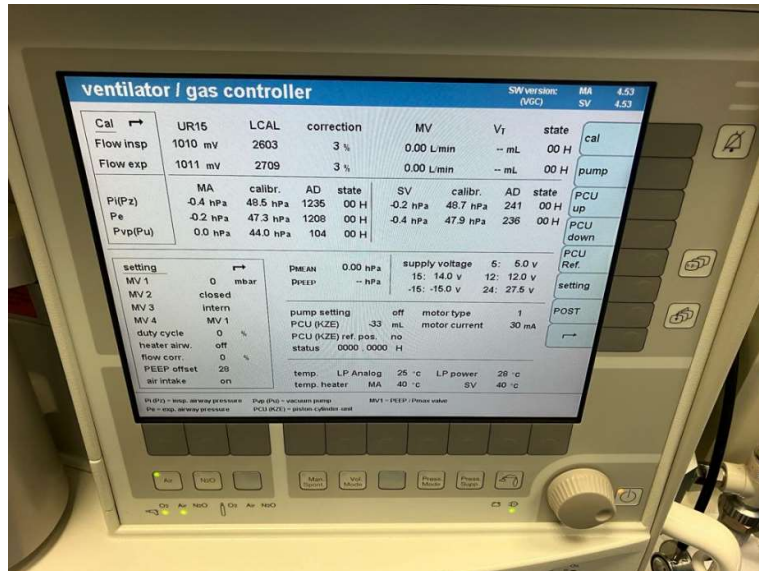


Figura 7.34 – Página referente ao VGC em modo serviço.

Nesta podemos observar diferentes informações relevantes e, para além disto, verificar o correto funcionamento das válvulas mencionadas, abrindo e fechando-as, tendo que, após esta ação, ouvir um som referente ao disparo (*trigger*) das mesmas. Assim que o técnico preformou o abrir e fechar da válvula MV2, não foi possível escutar nenhum som referente a esta. O mesmo não se sucedeu para as válvulas MV3 e MV4. Já confiantes no diagnóstico efetuado e tudo apontando para a válvula MV2 defeituosa, verificou-se os erros do equipamento, onde os mesmos apontavam para a mesma válvula. Não restando quaisquer dúvidas e com o acaso de o técnico possuir a peça consigo, substituiu-se a válvula MV2 (Figura 7.36). Para isto, retirou-se do equipamento o VGC, tarefa ilustrada na Figura 7.35, ainda que já representada no subcapítulo 7.1, Figura 7.11, aquando da substituição do diafragma inferior.

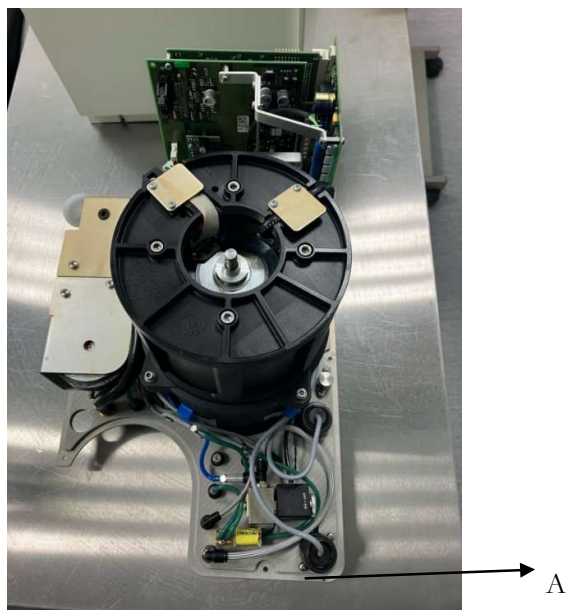


Figura 7.35 –VGC. A) Válvula MV2.



Figura 7.36 – Válvula MV2.

No final, executou-se um novo autoteste (Figura 7.37) onde se confirmou a resolução do problema, em que o ponto referente às válvulas/ventilador já se encontrava a verde assim como todos os restantes.



Figura 7.37 – Autoteste da estação de anestesia Primus.

7.7 Considerações finais

A manutenção preventiva é essencial para a conservação dos equipamentos e garantir a fiabilidade dos diagnósticos realizados aos utentes. Qualquer processo de manutenção, seja este de cariz preventivo, corretivo ou TSB, deve estar de acordo com os planos de manutenção de cada equipamento. A manutenção corretiva é considerada imperativa no que toca à solução de avarias que causam a falha nos equipamentos médicos.

8 Conclusões

O estágio curricular de mestrado deve ser uma etapa que apresente ao estagiário a realidade do mercado de trabalho onde este possa ser inserido. Para além disto, o estágio deve consistir numa atividade de aprofundamento de conhecimentos teóricos, mas, essencialmente, numa abordagem prática de conteúdos lecionados ao longo do percurso académico. Através do estabelecimento destes requisitos, o balanço do desempenho de estágio na empresa Dräger é bastante positivo.

A escrita deste relatório de estágio teve por base a descrição de igual forma das 4 grandes áreas de atuação da empresa, particularmente a ventilação, a neonatologia, os ventiladores de anestesia e a monitorização de sinais vitais.

No decorrer do estágio foram desempenhadas muitas das funções equivalentes às funções desempenhadas pelos técnicos da empresa de acolhimento. Para além de todo o trabalho mais técnico, desempenhou-se também um trabalho administrativo relacionado com a importância dos orçamentos e processos administrativos que a atividade de manutenção envolve. Numa primeira instância, a adaptação às atividades de manutenção foi feita de forma observacional, com espaço para a intervenção técnica, mediante supervisão. Ao longo do tempo, realizou-se um acompanhamento intensivo de toda a atividade desempenhada pela equipa, envolvendo conceitos teóricos e desempenho prático. Na fase final do estágio, a autonomia durante os processos de manutenção era notória.

As diferentes aprendizagens ao longo do estágio, fossem estas de cariz direto (realização de manutenções), fossem estas de cariz indireto (observação do trabalho do técnico e formações relativas a equipamentos) foram predominantes para a formação e enriquecimento profissional e pessoal. O apreço e disponibilidade por parte de toda a equipa presente na sede da Dräger Portugal Lda. para comunicar, responder e ajudar a resolver eventuais dúvidas, revelou-se num fator imprescindível para o sucesso deste estágio.

Em conclusão, o estágio permitiu perceber o papel precioso que o técnico de uma empresa de equipamentos médicos desempenha ao assegurar a execução de manutenções preventivas e corretivas e, desta forma, garantir o bom funcionamento destes equipamentos. Foi sem a menor das dúvidas uma experiência extremamente enriquecedora e que permitiu um crescimento, tanto a nível pessoal através do desenvolvimento de *soft skills* como a nível profissional através de toda a experiência adquirida que levo para a minha futura vida profissional.

9 Referências bibliográficas

- [1] “History @ www.draeger.com.”. https://www.draeger.com/pt-br_br/About-Draeger/History (accessed Dec. 9, 2023).
- [2] “Company-Principles www.draeger.com.”. https://www.draeger.com/pt-br_br/About-Draeger/Company-Principles (accessed Dec. 9, 2023).
- [3] “Home www.draeger.com.”. https://www.draeger.com/pt-br_br/Home.
- [4] Luz Saúde: visão, missão e valores | Hospital da Luz Lisboa, <https://www.hospitaldaluz.pt/lisboa/pt/sobre/luz-saude-visao-missao-e-valores> (accessed Dec. 9, 2023).
- [5] Sobre nós | Hospital da Luz Lisboa, <https://www.hospitaldaluz.pt/lisboa/pt/sobre/hospital-da-luz-lisboa> (accessed Dec. 9, 2023).
- [6] hospital-cuf-tejo @www.cuf.pt. <https://www.cuf.pt/hospitais-e-clinicas/hospital-cuf-tejo> (accessed Dec. 9, 2023).
- [7] Jurídico, C. (2008). Diário da República no 28/2008, 28–29.
- [8] index @www.chln.min-saude.pt. <https://www.chln.min-saude.pt/>
- [9] Ministério da Saúde. (2007). Decreto-Lei no 50-A/2007, de 28 de fevereiro. Diário Da República, 1.^a série (n.º 42), 1414-(26-29). <https://dre.pt/pesquisa/-/search/470071/details/maximized>
- [10] Passos, D. P., Vítor, C., Rabaça, L., Miguel, G., Cassola, F., Relvas, D. M., ... Cabral, O. H. D. C. (2012). Ministério da saúde, 877–878.
- [11] Ch | Lisboa Central, https://www.chlc.min-saude.pt/wp-content/uploads/sites/3/2021/05/CHLC_PAO2020_revisao_julho.pdf (accessed Dec. 13, 2023).
- [12] “Centro Hospitalar Universitário lisboa central,” Centro Hospitalar Lisboa Central, <https://portugalclinicaltrials.com/pt/centros-de-investigacao-clinica/centro-hospitalar-universitario-lisboa-central> (accessed Dec. 10, 2023).
- [13] hospital @www.lusiadas.pt. <https://www.lusiadas.pt/hospitais-clinicas/hospital-lusiadas-lisboa/hospital> (accessed Dec. 9, 2023).
- [14] Diário da República, <https://diariodarepublica.pt/dr/detalhe/decreto-lei/100-a-2021-174481069> (accessed Dec. 13, 2023).
- [15] Hospital Beatriz Angelo, <https://www.hbeatrizangelo.pt/pt/> (accessed Dec. 13, 2023).
- [16] Instituto Português da Qualidade, NP EN 13306:2010 - Terminologia da Manutenção.

- [17] Ministry of Health and Family Welfare, “Medical Equipment Maintenance Manual A first line maintenance guide for end users,” 2010.
- [18] World Health Organization, “Medical Equipment Maintenance Programme Overview,” <https://www.who.int/publications-detail-redirect/9789241501538> (accessed Dec. 9, 2023).
- [19] Ferreira, L.A. (1998). Uma Introdução à Manutenção. 2ª edição, Publindústria.
- [20] J. Leão, “Aspetos Metrológicos na Manutenção de Equipamentos Médicos,” 2016, <http://hdl.handle.net/10362/20007>, (accessed Dec. 9, 2023).
- [21] *Safemed* (2015). Segurança e Saúde dos Trabalhadores em Meio Hospitalar. Disponível em <http://blog.safemed.pt/seguranca-e-saude-dostrabalhadores-em-meio-hospitalar/>
- [22] Direção Direção-Geral da Saúde (2006). Organização de Serviços de Segurança, Higiene e Saúde no Trabalho em Serviços de Saúde.
- [23] Administração Central do Sistema de Saúde (2011). Recomendações Técnicas para Bloco Operatório. República Portuguesa.
- [24] Tânia Filipe (2012). A Problemática da Higiene, Segurança e Saúde no Trabalho em Contexto Hospitalar.
- [25] Regras e Procedimentos para a normalização portuguesa (2023) IPQ. Available: <https://www.ipq.pt/normalizacao/regras-e-procedimentos-para-a-normalizacao-portuguesa/> (Accessed: 09 December 2023).
- [26] International Electrotechnical Commission. About the IEC (página internet oficial). <https://www.iec.ch/about/?ref=menu>, (accessed Dec. 9, 2023).
- [27] International Organization for Standardization. About ISO (página internet oficial). <https://www.iso.org/home.html>, (accessed Dec. 9, 2023).
- [28] IEC. International electrotechnical commission. <https://www.iec.ch/60601>. (accessed Dec. 9, 2023).
- [29] Fernanda Coutinho (2022). Manutenção de Equipamentos e Instalações. Instituto Superior de Engenharia de Coimbra.
- [30] IEC. International electrotechnical commission. <https://www.iec.ch/62353>. (accessed Dec. 9, 2023).
- [31] Rigel Medical, “A Practical Guide to IEC 62353,” 2019, <https://www.rigelmedical.com/gb/downloads/guide-to-iec-62353-uk.pdf> (accessed Dec. 9, 2023).
- [32] “ISO 80601-2-12:2020 - Medical electrical equipment — Part 2-12: Particular requirements for basic safety and essential performance of critical care ventilators,” <https://www.iso.org/standard/72069.html>. (accessed Jun. 9, 2023).

- [33] “ISO 80601-2-13:2022 - Medical electrical equipment — Part 2-13: Particular requirements for basic safety and essential performance of an anaesthetic workstation,” <https://www.iso.org/standard/76679.html>, (accessed Dec. 9, 2023).
- [34] Pinacho, A. (2009). Fundamentos de la respiración.
- [35] Pinacho, A. (2006). Principios físicos de la ventilación.
- [36] Pérez, M., Mancebo, Y. J., Jiménez, F., & Madrid, D. E. (2006). Monitorización de la mecánica ventilatoria*. In 440 Med Intensiva (Vol. 30, Issue 9).
- [37] Deden, K. (n.d.). Ventilation modes in intensive care).
- [38] Santos, Victor (2022), Ventiladores, UC de Sistemas de Apoio à Vida, MIB, Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Coimbra.
- [39] Dräger, Academy, (2016), Dräger Ventilation Mini Manual Brief explanation of ventilation modes and functions.
- [40] “Dräger Evita® V800,” Draeger, https://www.draeger.com/pt-br_br/Products/Evita-V800 (accessed Aug. 13, 2023).
- [41] Drägerwerk AG & Co, (2012), Instructions for use of Dräger Evita V800®.
- [42] Associação Portuguesa de Apoio ao Bebê, “bebê prematuro” 2014. <http://www.xxs-prematuros.com/>. (accessed Dec. 9, 2023).
- [43] N. P. & Kantak A. Simon, B. N.; Reddy. A theoretical model of infant incubator dynamics. J Biomech Eng, 116(3):263-269, 1994.
- [44] N. R. & Rolfe P. Aynsley-Green, A.; Robertson. Air temperature recordings in infant incubators. Arch Dis Child, 50(3):215-219, 1975.
- [45] C. P. Soler, “Prototyping a closed loop control system for a neonatal incubator,” vol. 49, no. 0, p. 97, 2009.
- [46] Eng MIIIE MIHEEM. Baby incubation, volume 2. HEEM, 1st edition, 2008.
- [47] The Royal Children's Hospital Melbourne, “Clinical Guidelines (Nursing): Environmental humidity for premature neonates,” https://www.rch.org.au/rchcpg/hospital_clinical_guideline_index/Environmental_Humidity_for_Premature_Neonates/ (accessed Dec. 9, 2023).
- [48] Lyon, A., & Püschner, P. (n.d.). ThermoMonitoring A step forward in neonatal intensive care.
- [49] World Health Organization, (2016), “Oxygen Therapy for Children,”.
- [50] Dräger, “Neonatology – A brief review,” Dräger Review, 2016.
- [51] “Dräger JM-105®” Draeger, https://www.draeger.com/pt-br_br/Products/Jaundice-Meter-JM-105 (accessed Set. 27, 2023).
- [52] P. Boyd, H. & Lenhart. Temperature control: servo versus nonservo--which is best? Neonatal Netw, 15(2):75-76, 1996.

- [53] Runjing Zhang, Lina & Zhou. Design of an incubator for premature infant based on labview. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 4:4079-4082, 2005.
- [54] Drägerwerk AG & Co, (2017), Instructions for use of Dräger Babyleo TN500®.
- [55] “AAP,” Home, <https://www.aap.org/> (accessed Oct. 17, 2023).
- [56] DrägerMedical, (2003), Basics of Inhalation Anaesthesia.
- [57] Nova Medical School, (2020), Fundamentos da Anestesiologia.
- [58] DrägerMedical, (2008), Influencia del tipo de gas y de la composición del gas.
- [59] Luis Espinosa, J. (2021). Atlan A3x0 / Nivel IM.
- [60] Drägerwerk AG & Co, (2019), Instructions for use of Dräger Atlan A3X0®.
- [61] “Monitorização de Sinais Vitais - aprendis.” http://aprendis.gim.med.up.pt/index.php/Monitorização_de_Sinais_Vitais (accessed Oct. 24, 2023).
- [62] C. M. d. C. F. Silva, “Normalização de equipamento médico, requisitos técnicos e metrológicos,” Dissertação de Mestrado, Departamento de Física, Instituto Superior de Engenharia do Porto, Porto, 2012.
- [63] WHO, ‘Using Pulse Oximeters’, 2011. http://www.who.int/patientsafety/safesurgery/pulse_oximetry/who_ps_pulse_oxymetry_tutorial1_the_basics_en.pdf (accessed Dec. 9, 2023).
- [64] Y.-T. Li, “Pulse Oximetry,” www.surrey.ac.uk. (accessed Oct. 24, 2023).
- [65] “Esfigmomanómetro: o que é e como usar (para aferir a pressão) - Tua Saúde.” <https://www.tuasaude.com/esfigmomanometro/> (accessed Oct. 26, 2023).
- [66] “Pulse oximetry (SPO2),” Draeger, https://www.draeger.com/en_seeur/Products/Pulse-Oximetry-SpO2 (accessed Oct. 27, 2023).
- [67] S. Piiraine, “Annual Maintenance of Pulse Oximeters,” Dissertação de Mestrado, Department of electrical engineering, Helsinki Metropolia University of Applied Sciences, 2017.
- [68] World Health Organization and UNICEF, Technical Specifications and Guidance for Oxygen Therapy Devices. 2019.
- [69] “Understanding SpO2 Sensor Testing | 24x7 Magazine.” <https://24x7mag.com/medical-equipment/testing-calibration/general-testing-equipment/understanding-spo2-sensor-testing/> (accessed Oct. 28, 2023).
- [70] Metrologia na Saúde (2016). Metrologia na Saúde - Guia de Boa Prática. Instrumentos de Medição da pressão Arterial. Instituto Português da Qualidade. Portugal.
- [71] “Os sons de Korotkoff: qual a sua importância para a medida da Pressão Arterial? | Sanar Medicina.” <https://www.sanarmed.com/os-sons-de-korotkoff-qual-a-sua-importancia-para-a-medida-da-pressao-arterial-colunistas> (accessed Oct. 30, 2023).

- [72] A. L. Silva, 2014, “Guia de Boas Práticas para a Metrologia na Saúde: Instrumentos de medição de pressão arterial.”
- [73] Ferreira, L.A. (1998). Uma Introdução à Manutenção. 2ª edição, Publindústria.
- [74] Santos, Victor (2022), Monitores de Sinais Vitais, UC de Sistemas de Apoio à Vida, MIB, Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Coimbra.
- [75] A. Berger, “Oscillatory Blood Pressure Monitoring Devices,” *Bmj*, vol. 323, no. 7318, p. 919, 2001, <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1121444/?report=classic>, (accessed Dec. 9, 2023).
- [76] “Transdutores.” <https://www.pce-medidores.com.pt/sistemas/transdutores.htm> (accessed Nov. 10, 2023).
- [77] IEC60601-2-25, Equipamento eletromédico — Parte 2-25: Requisitos particulares para segurança básica e desempenho essencial de eletrocardiógrafos, Segunda Edição ed., International Electrotechnical Commission, Ed., 2014.
- [78] “Correspondência entre alterações da voz e do eletrocardiograma - Ricardo Dias.” <https://paginas.fe.up.pt/~ee07135/ecg.html> (accessed Nov. 17, 2023).
- [79] “Electrocardiogram Leads.” <https://en.my-ekg.com/basic-principles/leads-ekg.html> (accessed Nov. 17, 2023).
- [80] Edan Instruments, 2009, “Edan Patient Monitor”.
- [81] “despolarização - Infopédia.” [https://www.infopedia.pt/\\$despolarizacao](https://www.infopedia.pt/$despolarizacao) (accessed Nov. 17, 2023).
- [82] “repolarização | Definição ou significado de repolarização no Dicionário Infopédia de Termos Médicos.” <https://www.infopedia.pt/dicionarios/termos-medicos/repolarizacao> (accessed Nov. 17, 2023).
- [83] D. E. Becker, ‘Fundamentals of Electrocardiography Interpretation’, *Anesth Prog*, pp. 53–64, 2006.
- [84] Miller, R. (2010). *Miller's Anesthesia*. Philadelphia: Churchill Livingstone.
- [85] “Eletrocardiógrafo - Todos os fabricantes de equipamentos médicos.” <https://www.medicalexpo.com/pt/fabricante-medico/eletrocardiografo-1057.html> (accessed Nov. 18, 2023).
- [86] Drägerwerk AG & Co, (2019), Instructions for use of Infinity Acute Care System®.
- [87] “TOFscan,” Draeger, https://www.draeger.com/en_seeur/Products/TOFscan (accessed Nov. 19, 2023).
- [88] “Infinity-BISx-SmartPod” Draeger, https://www.draeger.com/en_seeur/Products/Infinity-BISx-SmartPod (accessed Nov. 19, 2023).