



Mestrado Em Instrumentação Biomédica

**“A função de Especialista de Aplicação e
Gestão de Manutenção
– Estágio na Medicinália – Cormédica”**

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

Autor

Melanie Silva Fernandes Rolo

Orientadora

Professora Verónica Vasconcelos

Departamento Engenharia de Eletrotecnia
Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

Supervisor

Engenheiro Pedro Salgado

Medicinália-Cormédica

Coimbra, maio 2018

Agradecimentos

Antes de iniciar a exposição de todo o trabalho realizado ao longo de 8 meses de estágio, faz todo sentido expressar a minha sincera gratidão às pessoas que, de alguma forma, marcaram o meu percurso académico.

Começo pelos meus orientadores de estágio, sem os quais esta oportunidade não teria existido. À Professora Verónica Vasconcelos por toda a atenção e dedicação, pela utilidade das suas recomendações e disponibilidade com que sempre me recebeu e apoiou, obrigada! Ao Engenheiro Pedro Salgado, aquele que acompanhou incondicionalmente este estágio e esteve sempre presente, obrigada pela transmissão de conhecimentos, pela confiança depositada, pela inspiração, pela insistência e, principalmente, pela imprescindível paciência.

Ao Engenheiro Paulo Duarte, Diretor do Departamento de Equipamentos, pela oportunidade, pelas notas dominantes da sua orientação, obrigada por acreditar, por confiar e pela liberdade de ação.

À Especialista de Aplicação Márcia Santos, que se tornou uma inspiração enquanto fonte de sabedoria, que me serviu como modelo de profissionalismo, obrigada pelo apoio incessante e pela amizade.

Aos meus colegas do Departamento de Equipamentos e restantes colegas da Equipa Medicinália-Cormédica que sempre me apoiaram e me receberam de forma carinhosa.

Às equipas de enfermeiros e médicos dos vários hospitais visitados, que sempre receberam de bom grado a minha presença.

Aos professores do Mestrado em Instrumentação Biomédica do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, que me proporcionaram conhecimentos desta bela engenharia e que me permitiram desenvolver este trabalho.

Ao Gualter, pela paciência, pelo apoio, por tudo! À minha família e aos meus amigos por estarem sempre tão perto, mesmo quando estão tão longe.

Aos Meus Pais, por acreditarem sempre em mim, naquilo que faço e principalmente no que sou que, sem se aperceberem, acaba por ser o reflexo deles próprios... A eles, o meu especial obrigado pelo apoio incondicional, carinho, amizade e dedicação.

Resumo

O presente relatório tem por objetivo descrever o trabalho desenvolvido na empresa Medicinália-Cormédica durante o estágio curricular, no âmbito do Mestrado em Instrumentação Biomédica, do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra (ISEC).

O protocolo existente entre o ISEC e a empresa de acolhimento permitiu a integração da estagiária, essencialmente, nas funções de Especialista de Aplicação e Gestão de Manutenção.

Neste relatório é feito o enquadramento teórico dos principais tipos de equipamentos abordados durante o estágio e são apresentados os modelos relativos a cada grupo: lasers cirúrgicos, bisturis elétricos, sistemas de imagem funcional intraoperatória, monitores de sinais vitais, ventiladores de cuidados intensivos, máquinas de anestesia e sistemas de gestão de vídeo.

A gestão de manutenção foi uma parte integrante deste estágio. Neste documento são descritos os principais fundamentos da gestão de manutenção e o papel desempenhado pela estagiária em três projetos.

A todo o processo de comercialização está inerente um processo de gestão de registos de cada equipamento, quer no próprio sistema da empresa, quer nas entidades nacionais competentes para registo de dispositivos médicos. O apoio logístico a estes processos foi outra componente do estágio.

Por fim, numa fase mais relacionada com a função de Especialista de Aplicação, são referenciadas as formações presenciadas, as demonstrações realizadas a clientes e a participação em congressos.

Palavras-chave: Gestão de Manutenção, Especialista de Aplicação, Equipamentos Médicos, Ventilação, Eletrocirurgia.

Abstract

The present report aims to describe the work developed in the company Medicinália-Cormédica during the internship, under the Master's Degree in Biomedical Instrumentation, of the Instituto Superior de Engenharia de Coimbra (ISEC).

The protocol between the ISEC and the host company allowed the integration of the intern, essentially, in the functions of Application Specialist and Maintenance Management.

In this report, the theoretical framework of the main types of equipment covered during the stage is referred and the models for each group are presented: surgical lasers, electric scalpels, cancer diagnosis systems, vital signs monitors, intensive care ventilators, anesthesia machines and video management systems.

The maintenance management was an integral part of this internship. In this document are described the main foundations of the maintenance management and the role played by the intern in three projects.

To any commercialization process is inherent a process of management registration of each equipment, in the company's own system and in the national entities responsible for registering medical devices. Logistic support for these processes was another component of the internship.

Finally, in a phase more related to the Application Specialist's function, there are referenced the attended formations, the demonstrations realized to clients and the participation in conferences.

Keywords: Maintenance Management, Application Specialist, Medical Equipment, Ventilation, Electro surgery.

Índice

AGRADECIMENTOS	I
RESUMO	III
ABSTRACT	V
ÍNDICE	VII
ÍNDICE DE FIGURAS	XI
ÍNDICE DE TABELAS	XV
ACRÓNIMOS E SIGLAS	XVII
CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	1
1.1. ENQUADRAMENTO	1
1.2. OBJETIVOS.....	1
1.3. EMPRESA DE ACOLHIMENTO	2
1.4. PLANO DE TRABALHO	2
1.4.1. <i>Integração na equipa da Medicinália-Cormédica</i>	2
1.4.2. <i>Apoio na preparação de dados em SAP dos equipamentos do portfólio</i>	3
1.4.3. <i>Gestão da Manutenção na Casa de Saúde de São Mateus</i>	3
1.4.4. <i>Gestão da Manutenção nos Hospitais da Anadia e Mealhada</i>	3
1.4.5. <i>Cronograma</i>	4
1.5. ESTRUTURA DO RELATÓRIO	4
CAPÍTULO 2 - EQUIPAMENTOS MEDICINÁLIA-CORMÉDICA	7
2.1. BISTURIS ELÉTRICOS.....	9
2.1.1. <i>Princípios de eletrocirurgia</i>	9
2.1.2. <i>Bisturis elétricos da EMED</i>	11
2.1.2.1. Modelos ES300 e ES350.....	12
2.1.2.2. Modelo Endo.....	13
2.1.2.3. Modelo Artro	13
2.1.2.4. Modelo Atom.....	13
2.1.2.5. Modelo Spectrum	14
2.2. LASERS.....	15
2.2.1. <i>Lasers de Hólmio</i>	15
2.2.1.1. Lasers de Hólmio da Lumenis	16
2.2.2. <i>Lasers de CO₂</i>	18
2.2.2.1. Lasers de CO ₂ da Lumenis.....	19
2.3. MONITORIZAÇÃO.....	23

2.3.1.	<i>Parâmetros de Monitorização</i>	23
2.3.1.1.	Eletrocardiograma	23
2.3.1.2.	Oximetria de Pulso	25
2.3.1.3.	Pressão Não Invasiva	26
2.3.1.4.	Temperatura	26
2.3.1.5.	Parâmetros Avançados	26
2.3.2.	<i>Tecnologias da Nihon Kohden</i>	28
2.3.2.1.	Tecnologia <i>Smart Cable</i> / Multiconectores	28
2.3.2.2.	Tecnologia PWTT	28
2.3.2.3.	esCCO	30
2.3.3.	<i>Monitores de Sinais Vitais da Nihon Kohden</i>	31
2.3.3.1.	Modelo SVM	32
2.3.3.2.	Modelo PVM	32
2.3.3.3.	Modelo BSM	33
2.3.3.4.	Modelo PT-1700	35
2.4.	VENTILADORES PULMONARES	36
2.4.1.	<i>Princípios de Ventilação Espontânea</i>	36
2.4.2.	<i>Princípios de Ventilação Mecânica</i>	37
2.4.3.	<i>Modos Ventilatórios Hamilton Medical</i>	38
2.4.3.1.	Modo (S)CMV	40
2.4.3.2.	Modo APVcmv / (S)CMV+	41
2.4.3.3.	Modo SIMV	42
2.4.3.4.	Modo APVsimv / SIMV+	43
2.4.3.5.	Modo PCV+	43
2.4.3.6.	Modo PSIMV+	44
2.4.3.7.	Modo Espontâneo	45
2.4.3.8.	Modo ASV	45
2.4.3.9.	Modo <i>Intellivent</i>	47
2.4.4.	<i>Ventiladores da Hamilton Medical</i>	47
2.5.	MÁQUINAS DE ANESTESIA	51
2.5.1.	<i>Princípios de Anestesia</i>	51
2.5.2.	<i>Princípio de Funcionamento de uma Máquina de Anestesia</i>	52
2.5.3.	<i>Modos Ventilatórios Lowenstein Medical</i>	53
2.5.3.1.	Modo IMV	54
2.5.3.2.	Modo PCV	54
2.5.3.3.	Modo S-IMV	55
2.5.3.4.	Modo S-PCV	56

2.5.3.5. Modo PSV	56
2.5.4. Máquinas de Anestesia da Lowenstein Medical	58
2.6. EQUIPAMENTOS DA ONCOVISION	60
2.6.1. Biópsia Gânglio Sentinela	60
2.6.2. Wprobe – Sonda wireless de deteção de Raios Gama	63
2.6.3. Sentinella – Câmara Gama Intraoperatória	64
2.6.4. Mammi - PET Dedicado.....	66
2.7. SISTEMAS DE GESTÃO DE VÍDEO E IMAGEM.....	68
2.7.1. Sistema de Gestão da Videomed.....	68
2.7.2. Sistema de Gestão de Imagem da Therapixel	69
CAPÍTULO 3 - GESTÃO DA MANUTENÇÃO	71
3.1. A GESTÃO DA MANUTENÇÃO	71
3.2. TIPOS E NÍVEIS DE MANUTENÇÃO	72
3.3. FUNÇÕES NOS PROJETOS DE GESTÃO DA MANUTENÇÃO DA MEDICINÁLIA-CORMÉDICA.....	73
3.1.1. Implementação da Gestão da Manutenção	73
3.1.2. Manutenções preventivas efetuadas.....	75
CAPÍTULO 4 - GESTÃO DOS EQUIPAMENTOS ATRAVÉS DO SOFTWARE SAP E APOIO LOGÍSTICO NO REGISTO DOS DISPOSITIVOS MÉDICOS	77
4.1. SOFTWARE SAP	77
4.2. REGISTO DE DISPOSITIVOS MÉDICOS.....	79
4.2.1. Dispositivos Médicos	79
4.2.2. Requisitos de Registo no Infarmed.....	80
4.3. REGISTO DOS EQUIPAMENTOS DA MEDICINÁLIA-CORMÉDICA.....	80
CAPÍTULO 5 – FORMAÇÕES, DEMONSTRAÇÕES E CONGRESSOS	83
5.1. FORMAÇÕES RELATIVAS A EQUIPAMENTOS	83
5.1.1. Formação Oncovision	83
5.1.2. Formação Lumenis.....	83
5.2. FORMAÇÕES A CLIENTES	84
5.3. ORGANIZAÇÃO DA PARTICIPAÇÃO DA MEDICINÁLIA-CORMÉDICA EM CONGRESSOS.....	85
CAPÍTULO 6 – CONCLUSÃO	87

Índice de Figuras

Figura 1 - Sede Medicinália-Cormédica (Google, 2017)	2
Figura 2 - BO Trumpf (foto do autor)	7
Figura 3 - Unidade de Cuidados Intensivos (foto do autor)	8
Figura 4 - BO equipado com Trumpf e Videomed((Videomed, 2017)	8
Figura 5 - Modo Monopolar (Emed, 2016)	9
Figura 6- Modo Bipolar (Emed, 2016).....	10
Figura 7- Distribuição EMED (Emed, 2017)	11
Figura 8 - Conector SDS (Emed, 2017)	12
Figura 9 - ES 300 e ES350, respetivamente (Emed, 2017)	12
Figura 10 - Bisturi elétrico Endo (Emed, 2017)	13
Figura 11 - Bisturi elétrico Artro (Emed, 2017).....	13
Figura 12 - Eletrobisturi Atom (Emed, 2017)	14
Figura 13- Eletrobisturi Spectrum (Emed, 2017)	14
Figura 14 - Gráfico Absorção dos Lasers e Penetração nos Tecidos (Lumenis, 2017).....	15
Figura 15 - Pedra Renal em procedimento com p20 (foto do autor).....	16
Figura 16 – Laser de Hólmio P20 e P30, respetivamente (Holmium Lasers, 2017).....	17
Figura 17 – Laser de Hólmio P100 e P120, respetivamente (Holmium Lasers, 2017).....	17
Figura 18 – HoLEP (HoLEP and UroLift, 2017)	18
Figura 19 – Morcelador Lumenis (Holmium Lasers, 2017).....	18
Figura 20 - Efeitos Laser CO ₂ (Lumenis, 2017).....	19
Figura 21 - Acupulse 30/40 ST (CO ₂ Lasers, 2017).....	20
Figura 22 - Interface Surgitouch (Lumenis, 2017)	20
Figura 23 - Acupulse Duo (CO ₂ Lasers, 2017).....	21
Figura 24 - Digital Acublade ((Lumenis, 2017).....	21
Figura 25 - Ultrapulse Duo (CO ₂ Lasers, 2017)	22
Figura 26 - Fibra para Laser de CO ₂ (Lumenis, 2017)	22
Figura 27 - Acessórios de Fibras para laser de CO ₂ (foto do autor).....	22
Figura 28 - Traçado de ECG (Eletrocardiograma ou ECG, 2017)	24
Figura 29 - Derivações precordiais e periféricas de um ECG (Aquisição do ECG, 2017)	24

Figura 30 - Sensores de SpO ₂ para pé e dedo da mão (Nihon Kohden, 2017)	25
Figura 31 - Funcionamento Sensor SpO ₂ (Oliveira, 2017).....	25
Figura 32 - Braçadeira de PNI ((Catálogo Nihon Kohden, 2017).....	26
Figura 33 - Sensores Temperatura corporal (Catálogo Nihon Kohden, 2017).....	26
Figura 34 - Modos de Capnografia (Marchal, 2017).....	27
Figura 35 – Multiconectores (Nihon Kohden, 2017)	28
Figura 36- PWTT (Innovativetechnologies, 2017).....	29
Figura 37 – Variação do PWTT com a Pressão Arterial (Innovativetechnologies, 2017)	29
Figura 38 – PWTT (Innovativetechnologies, 2017).....	30
Figura 39 – Componentes temporais do PWTT (Innovativetechnologies, 2017).....	30
Figura 40 – Gama de monitores Nihon Kohden (Nihon Kohden, 2017)	31
Figura 41 – Monitor gama SVM (Nihon Kohden, 2017)	32
Figura 42 – Monitor PVM (Nihon Kohden, 2017).....	32
Figura 43 - Guia de Instruções PVM (Nihon Kohden, 2017)	33
Figura 44 – PVM-2703 à esquerda e PVM-2701 à direita ((Nihon Kohden, 2017)	33
Figura 45 - Monitor BSM 3000 (Nihon Kohden, 2017)	34
Figura 46 – Monitor BSM-6000 (Nihon Kohden, 2017).....	34
Figura 47 – PT-1700 acoplado a BSM 6000 (Nihon Kohden, 2017).....	35
Figura 48 – Monitor PT-1700 (Nihon Kohden, 2017)	35
Figura 49 – PT 1700 (Nihon Kohden, 2017).....	35
Figura 50- Ciclo respiratório espontâneo (Holanda, 2017)	36
Figura 51 – Exemplo Ventilação em Circuito Aberto (Hamilton, 2014)	37
Figura 52 – Exemplos Ventilação de Circuito Aberto com Turbina (Hamilton-C3, 2016)	38
Figura 53 – Modos de Ventilação Invasivos da Hamilton (Hamilton-C3, 2016)	39
Figura 54- Modo (S)CMV (Hamilton-C3, 2016)	41
Figura 55 - Modo APVcmv / (S)CMV+ (Hamilton-C3, 2016).....	42
Figura 56 - Modo SIMV (Hamilton-C3, 2016)	42
Figura 57 - Modo Ventilatório APVsim/SIMV+ (Hamilton-C3, 2016).....	43
Figura 58 - Modo Ventilatório PCV+ (Hamilton-C3, 2016).....	44
Figura 59- Modo PSIMV + (Hamilton-C3, 2016).....	44
Figura 60 - Modo Espontâneo (Hamilton-C3, 2016)	45
Figura 61 - Modo ASV (Hamilton-C3, 2016).....	46

Figura 62- Portefólio da Hamilton (Hamilton Ventilators, 2017).....	47
Figura 63 - Ventiladores T1, C1 e MR1, respetivamente (Hamilton Ventilators, 2017)	48
Figura 64 - Ventilador Hamilton C2 e C3, respetivamente (Hamilton Ventilators, 2017)	49
Figura 65 - Ventilador Hamilton C6 (Hamilton Ventilators, 2017).....	49
Figura 66 - Ventilador Hamilton G5 (Hamilton Ventilators, 2017).....	50
Figura 67 - Ventilador Hamilton S1 (Hamilton Ventilators, 2017)	50
Figura 68 - Ventilação Mecânica fase expiratória (Heinen&Lowenstein, 2011).....	52
Figura 69 - Ventilação Mecânica fase inspiratória (Heinen&Lowenstein, 2011).....	53
Figura 70 - Modos Ventilatórios Lowenstein Medical (Heinen&Lowenstein, 2011).....	53
Figura 71 - Curvas de Volume, fluxo e pressão no Modo IMV (Heinen&Lowenstein, 2011)	54
Figura 72 - Curvas de Volume, fluxo e pressão do modo PCV (Heinen&Lowenstein, 2011)	55
Figura 73 - Curvas de Volume, fluxo e pressão do Modo S-IMV (Heinen&Lowenstein, 2011)	55
Figura 74 - Curvas de Volume, Fluxo e Pressão no modo S-PCV (Heinen&Lowenstein, 2011)	56
Figura 75 - Curvas de Volume, Fluxo e Pressão no modo PSV (Heinen&Lowenstein, 2011)	57
Figura 76 – Máquinas de Anestesia: Leon, Leon Plus e Leon MR1, respetivamente (Lowenstein Medical, 2017).....	58
Figura 77 - Cassete de paciente (foto do Autor).....	58
Figura 78 - Sensor ótico (foto do Autor)	59
Figura 79 - Gânglios sentinela (Oncovision, 2016).....	60
Figura 80 - Injeção de Blue Dye (The Breast Center, 2017).....	61
Figura 81 - Gânglio sentinela com Blue dye (Oncovision, 2016).....	61
Figura 82 - Fluorescência ICG (Oncovision, 2016)	62
Figura 83 - Procedimento Gânglio Sentinela (Sentinel Lymph Node Biopsy, 2017).....	62
Figura 84 - Wprobe (Oncovision, 2016)	63
Figura 85 - Sentinella (Oncovision, 2016)	64
Figura 86 - Confirmação Campo Cirúrgico Limpo (Oncovision, 2016).....	65
Figura 87 - Confirmação Gânglio Sentinela ex vivo (Oncovision, 2016).....	65
Figura 88 - Mammi (Oncovision, 2016).....	66
Figura 89 - Posição em Prona para exame com Mammi (Oncovision, 2016).....	66
Figura 90 - Imagem Mammi (Oncovision, 2016).....	67
Figura 91 - Imagem MRI (Oncovision, 2016).....	67

Figura 92 - BO equipado com Truelink 4 (Videomed, 2017)	68
Figura 93 - Sistema de Gestão Therapixel (Therapixel, 2017).....	69
Figura 94 - Interface Therapixel (Therapixel, 2017).....	70
Figura 95 - Tipos de Manutenção (NP EN 13306.2007, 2007).....	72
Figura 96 - Etiqueta Inventário CSSM (foto do Autor).....	74
Figura 97 - Fluke ESA 601 (Foto do autor)	75
Figura 98- Diagrama SAP R/3(SAP R/3, 2017).....	77
Figura 99 - Interface Módulo Vendas (foto do Autor)	78
Figura 100 - Interface pedido de identificação (foto do Autor)	78
Figura 101 - Fluxograma Registo de Equipamentos	81
Figura 102 - Procedimento com Acupulse Duo com fibra (foto do Autor)	84
Figura 103 - Procedimento com AcuPulse Duo com Micromanipulador (foto do Autor).....	84
Figura 104 – Congresso Nacional de Cirurgia 2017 (foto do Autor).....	85
Figura 105 - Congresso Nacional de Cuidados Intensivos (foto do Autor)	86

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Cronograma das Funções Desenvolvidas.....	4
Tabela 2 – Características dos Lasers de Hólmio (Surgical, 2017).....	16
Tabela 3 - Modos de Configuração do Acupulse (Lumenis, 2014).....	19
Tabela 4 – Modelos Gama SVM (Nihon Kohden, 2017).....	32
Tabela 5 – Modelos da Gama BSM (Nihon Kohden, 2017)	33
Tabela 6 – Definições Ventilação (Hamilton-C3, 2016).....	40
Tabela 7 - Parâmetros Configuráveis nos Modos Ventilatórios (Heinen&Lowenstein, 2011)	57
Tabela 8 - Principais Diferenças: Leon, LeonPlus e Leon MRI (Heinen&Lowenstein, 2011)	59
Tabela 9 - Níveis de Manutenção (Santos, 2007).....	73

Acrónimos e Siglas

AF – Alta Frequência

APV - *Adaptive Pressure Ventilation*

a-PWTT - *Pulse Wave Transit Time in the Artery*

ASV – *Adaptive Support Ventilation*

BIS - Índice Biespectral

BO – Bloco Operatório

CDM – Código de Dispositivo Médico

CMV – *Controlled Mandatory Ventilation*

CO – *Cardiac Output*

CPAP - *Continuous Positive Airway Pressure*

CSSM - Casa de Saúde de São Mateus

CT – *Computerized Tomography*

DE – Departamento de Equipamentos

ECG – Eletrocardiograma

ERP - *Enterprise Resource Planning*

esCCO – *Estimated Continuous Cardiac Output*

etCO₂ – Concentração de CO₂ no final da expiração

ETS - *Expiratory Trigger Sensitivity*

FiO₂ - *Fraction of inspired oxygen*

FOV - *Field of View*

GUI – *Graphical User Interface*

HBP - Hiperplasia Benigna da Próstata

Hgb – Hemoglobina

Ho – Hólmio

HoLEP - *Holmium Laser Enucleation of the prostate*

IBW – *Ideal Body Weight*

ICG – *Indocyanine green*

IMV – *Intermittent Mandatory Ventilation*

ISEC – Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

MIB – Mestrado em Instrumentação Biomédica

NPDM - Nomenclatura Portuguesa de Dispositivos Médicos

PCV – *Pressure Controlled Ventilation*

PEEP - *Positive End Expiratory Pressure*

PEP – *Pre-Ejection Period*

PET – *Positron Emission Tomography*

PetCO2 - Pressão de CO2 no final da expiração

PI – Pressão Invasiva

PNI - Pressão Não Invasiva

PSIMV+ - *Pressure-Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation*

PSV – *Pressure Support Ventilation*

PWTT – *Pulse Wave Transit Time*

QR - *Quick Response*

(S)CMV - *Synchronized Controlled Mandatory Ventilation*

SDS – *Smart Device System*

S-IMV - *Synchronized Intermittent Mechanical Ventilation*

SLNB – *Sentinel Lymphatic Node Biopsy*

S-PCV - *Synchronized Pressure Control Ventilation*

SPECT - *Single Photon Emission Computed Tomography*

SpO2 - Saturação Periférica de Oxigénio

SUV - *Standard Uptake Value*

Tc 99 - Tecnécio 99

TOF – *Train of Four*

UCI – Unidade de Cuidados Intensivos

VS – Volume Sistólico

Capítulo 1 – Introdução

Este relatório tem como primeiro capítulo uma introdução repartida em cinco subcapítulos que descrevem o enquadramento do estágio curricular e os objetivos do mesmo, a empresa de acolhimento escolhida para este efeito, o plano de trabalho executado e a estrutura do relatório.

1.1. Enquadramento

O estágio relatado neste documento surge no âmbito da unidade curricular de projeto/estágio do Mestrado em Instrumentação Biomédica (MIB). O protocolo existente entre o Instituto Superior de Engenharia de Coimbra (ISEC) e a Medicinália-Cormédica tornou possível a presença de um estagiário nesta empresa sob orientação de um dos gestores de cliente da empresa, Engenheiro Pedro Salgado, e da Professora Verónica Vasconcelos, docente no ISEC. O período de estágio iniciou no dia 2 de novembro e conclui no dia 30 do mês de junho, período no qual foram desenvolvidas cronologicamente diversas funções, esquematizadas na Tabela 1 e descritas na secção 1.4.

Os conhecimentos e valências adquiridas durante a Licenciatura em Engenharia Biomédica e o MIB permitiram uma simbiose perfeita deste estágio nas funções destino na Medicinália-Cormédica, tornando possível aprofundar e contextualizar muitos desses conhecimentos teóricos.

Foi possível durante as atividades exercidas, de forma bastante autónoma, perceber a função de um profissional de engenharia biomédica, não só numa empresa de comercialização de equipamentos médicos mas também em meio Hospitalar, atingir níveis elevados de conhecimento avançado sobre grande parte dos equipamentos médicos do portefólio da empresa, adquirir noções relativas a processos administrativos que envolvem a gestão de equipamentos e o seu registo segundo as normas legais, assim como efetuar manutenções de cariz preventivo com supervisão dos técnicos da empresa.

1.2. Objetivos

Durante o presente estágio foram desempenhadas funções como especialista de aplicação, tarefas na área da organização interna e relacionamento com as empresas representadas, participação/realização de formações e ações de acompanhamento a diversas unidades hospitalares.

A área da gestão da manutenção foi também uma parte fundamental, permitindo o acompanhamento das fases de implementação da gestão e gestão propriamente dita.

1.3. Empresa de Acolhimento

A Medicinália-Cormédica foi a empresa de acolhimento escolhida para realização deste estágio curricular. Esta empresa encontra-se sediada em Carnaxide (Figura 1) e tem uma delegação no Porto, através das quais oferece apoio comercial e assistência técnica em todo o país.



Figura 1 - Sede Medicinália-Cormédica (Google, 2017)

A Medicinália foi fundada em 1962 com o intuito de comercializar equipamento médico. Esta empresa teve origem numa evolução da divisão Hospitalar dos Laboratórios Sanitas (1911) e no ano 1998 foi adquirida pelo Grupo Werfen. A Cormédica, Lda. foi fundada em 1977 com a finalidade de comercializar produtos de cardiologia e foi adquirida em 1986 pelo Grupo Werfen. A Medicinália Cormédica, Lda surge em 2008 com origem nestas duas empresas, “mantendo uma clara identificação no mercado conforme o histórico das reconhecidas duas empresas iniciais” (Medicinália-Cormédica, 2017).

A Medicinália-Cormédica integra diferentes departamentos: Equipamentos, Especialidades Clínicas, Cardiovascular, Ortopedia e Serviço Técnicos.

O presente estágio enquadrou-se no departamento de equipamentos (DE). Deste departamento fazem parte 6 recursos humanos: o diretor de departamento, 3 gestores de cliente responsáveis por diferentes áreas geográficas, uma especialista de aplicação, responsável pela área da aplicação em todo o país e uma estagiária curricular.

1.4. Plano de Trabalho

Antes de iniciar o estágio curricular, foi indispensável elaborar um plano de trabalho que especificasse as *guidelines* do papel a desempenhar durante o período de estágio.

1.4.1. Integração na equipa da Medicinália-Cormédica

Numa primeira fase de integração, na equipa da Medicinália-Cormédica, foi possível tomar conhecimento dos procedimentos inerentes à atividade da empresa e dos equipamentos comercializados, realizando-se para este fim um estudo geral do portefólio da Medicinália-Cormédica.

No que diz respeito à componente de Especialista de Aplicação, o objetivo foi aprofundar os conhecimentos e compreender o portefólio da Medicinália-Cormédica para as seguintes áreas:

- Bisturis Elétricos;
- Lasers Cirúrgicos;
- Monitores de Sinais Vitais;
- Ventilação de Unidades de Cuidados Intensivos (UCI);
- Sistemas de Anestesia;
- Sistemas de Imagem Funcional Intraoperatória;
- Sistemas de Gestão de Imagem e Vídeo em Bloco Operatório (BO).

Relativamente à gestão de manutenção foi possível contactar com três diferentes realidades hospitalares: Hospital José Luciano de Castro em Anadia, Hospital Misericórdia da Mealhada e Casa de Saúde de São Mateus em Viseu.

1.4.2. Apoio na preparação de dados em SAP dos equipamentos do portfólio

O apoio à Gestão dos Equipamentos, através do *software* de gestão SAP, e ao registo dos dispositivos médicos no Infarmed, foi também uma parte integrante importante do estágio. Estas funções estiveram presentes em todo o período de estágio mediante as necessidades que foram surgindo.

1.4.3. Gestão da Manutenção na Casa de Saúde de São Mateus

Na preparação da gestão da manutenção da Casa de Saúde de São Mateus em Viseu, procedeu-se à recolha de todos os dados para realização do inventário dos equipamentos com objetivo de elaboração de planos de manutenção para todos os equipamentos, aos quais estão associados dados relativos aos custos operacionais para posteriormente, como resultado desta fase, serem apresentados ao cliente propostas de plano de manutenção dos equipamentos tendo em conta o seu estado, a sua utilização e a criticidade.

Posteriormente, numa fase de arranque da atividade e formação do pessoal hospitalar, foi possível acompanhar a equipa da Medicinália-Cormédica para a formação da equipa clínica, elaborando as agendas de formação e participando nas ações de formação previstas. Estas tarefas permitiram cimentar os conhecimentos sobre operacionalidade e funcionalidade dos equipamentos em causa.

1.4.4. Gestão da Manutenção nos Hospitais da Anadia e Mealhada

A gestão de manutenção dos dois projetos acima referidos é um processo contínuo, semelhante ao descrito no ponto 1.4.4. relativo ao projeto da Casa de Saúde de São Mateus, apesar de se encontrarem em fases diferentes de Gestão de Manutenção. Nestes hospitais foram realizadas durante todo o estágio as atividades inerentes à Gestão da Manutenção na instituição de acordo com o plano estabelecido, tais como relatórios de manutenção e relatórios globais periódicos.

1.4.5. Cronograma

A Tabela 1 representa a cronograma das funções desenvolvidas ao longo do estágio.

Tabela 1 - Cronograma das Funções Desenvolvidas

Ano	2016		2017							
	Novembro	Dezembro	Janeiro	Fevereiro	Março	Abril	Maio	Junho		
Integração na Equipa Medicinália-Cormédica	✓									
- Estudo portfólio Medicinália-Cormédica	✓									
Apoio na preparação de dados informáticos de SAP dos equipamentos do portfólio		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Gestão de Manutenção do Hospital Misericórdia da Mealhada			✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Gestão de Manutenção do Hospital José Luciano de Castro - Anadia			✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Gestão de Manutenção da Casa de Saúde de S. Mateus					✓	✓	✓	✓	✓	✓
- Inventário					✓	✓				
-Plano de Manutenção						✓	✓			
-Gestão de Manutenção							✓	✓	✓	✓
Relatório					✓	✓	✓	✓	✓	✓

1.5. Estrutura do Relatório

Este documento divide-se em 6 capítulos. O presente capítulo apresenta as bases introdutórias deste documento como o enquadramento do estágio e o seu objetivo, assim como descreve a empresa de acolhimento e o plano de trabalho.

O Capítulo 2 descreve os equipamentos médicos comercializados pela Medicinália-Cormédica.

No Capítulo 3 é feita uma apresentação de outra componente muito presente neste estágio: a gestão da manutenção.

No Capítulo 4 é abordado um tema inerente à realidade da comercialização dos equipamentos, a gestão dos equipamentos através do *software* SAP e o seu registo no Infarmed.

A organização da participação da Medicinália-Cormédica em congressos, as formações com o próprio fabricante dos equipamentos e a realização de demonstrações são expostas no Capítulo 5.

Por fim, o Capítulo 6 conclui este relatório.

Capítulo 2 - Equipamentos Medicinália-Cormédica

O Departamento de Equipamentos da Medicinália-Cormédica dispõe de um vasto leque de equipamentos dedicados principalmente à utilização nas zonas de cuidados críticos hospitalares (Bloco Operatório, Unidade de Cuidados Intensivos, Urgência).

Num bloco operatório, o portefólio da Medicinália-Cormédica abrange como equipamento estrutural: mesas operatórias, pendentes de teto e candeeiros cirúrgicos da marca Trumpf, como é possível visualizar na Figura 2. Ainda no BO, esta empresa oferece aos seus clientes uma panóplia de equipamentos de electromedicina: bisturis elétricos, lasers cirúrgicos, máquinas de anestesia, monitores de sinais vitais, sondas gama, câmaras gama intraoperatórias e sistemas de litotricia extracorporal por onda de choque.

Em áreas como recobro, enfermarias e internamento, a Medicinália-Cormédica dispõe também de equipamento de electromedicina (monitores de sinais vitais) e equipamento geral como camas, mobiliário hospitalar, macas e material de apoio clínico.



Figura 2 - BO Trumpf (foto do autor)

Nas UCI o portefólio abrange como equipamento estrutural os pendentes de teto, como equipamento de electromedicina os ventiladores de cuidados intensivos e monitores de sinais vitais e como equipamento geral destacam-se as camas de UCI da Hill-Rom (Figura 3).



Figura 3 - Unidade de Cuidados Intensivos (foto do autor)

Após um estudo teórico-prático de todos os aparelhos das marcas que a Medicinália-Cormédica representa, foi possível contactar com a maior parte destes equipamentos. Por ter sido a área mais vinculada ao estágio e mais associada ao MIB, os equipamentos abordados fazem parte da área de equipamento de electromedicina.

Mais recentemente, a Medicinália-Cormédica incorporou no seu portefólio um sistema de gestão de vídeo integrado da VideoMed (Figura 4), que permite um acesso e gestão eficiente e dinâmica do registo eletrónico do paciente (imagem, informação e dados clínicos) e outras potencialidades analisadas neste capítulo.



Figura 4 - BO equipado com Trumpf e Videomed((Videomed, 2017)

2.1. Bisturis elétricos

Desde a antiguidade que se conhece o uso do calor como fim terapêutico e, com base nesta premissa, o recurso a ferro quente para efeitos de cauterização é substituído no século XIX pelo uso de termocautérios elétricos. O efeito destes instrumentos limita-se a hemóstases de aproximação e à necrose dos tecidos através do calor produzido por uma ansa aquecida em contacto com os mesmos. A área de aplicação da eletrocirurgia sofreu uma grande expansão graças ao uso térmico das correntes de alta frequência (AF), possibilitando hoje em dia diferentes efeitos, graus de coagulação, vaporização e carbonização, em diversos tipos de cirurgia (Rosmaninho, 2010).

2.1.1. Princípios de eletrocirurgia

O bisturi elétrico é um equipamento cuja utilização surge aproximadamente no ano 1920, com o pressuposto de se obterem efeitos cirúrgicos de corte e coagulação através da passagem de corrente elétrica de AF por tecidos biológicos (Bronzino, 2000); (Rosmaninho, 2010).

Este processo de corte ou eliminação de tecidos está fisicamente relacionado com as propriedades energéticas das partículas elementares como, por exemplo, as variações na energia eletrónica, sob forma de energia eletromagnética (Rosmaninho, 2010).

As correntes de AF são aplicadas ao paciente através de dois modos diferentes: monopolar e bipolar. A principal diferença entre estes modos é a forma como a corrente entra e sai dos tecidos (Bronzino, 2000).

No modo monopolar, a corrente é aplicada no paciente através de dois elétrodos com ligação ao bisturi (Figura 5). Um dos elétrodos, designado elétrodo ativo, tem uma superfície de contacto muito pequena (elemento de corte/coagulação) através da qual a corrente é aplicada no campo cirúrgico, circula pelo corpo, e retorna para o segundo elétrodo aplicado na pele, denominado elétrodo neutro, de grande superfície dispersiva. A elevada densidade de corrente provocada pelo elétrodo ativo, numa pequena superfície, permite obter o corte ou coagulação dos tecidos, enquanto uma baixa densidade de corrente na grande superfície do elétrodo neutro, não causa danos nos tecidos (Bronzino, 2000); (Rosmaninho, 2010).

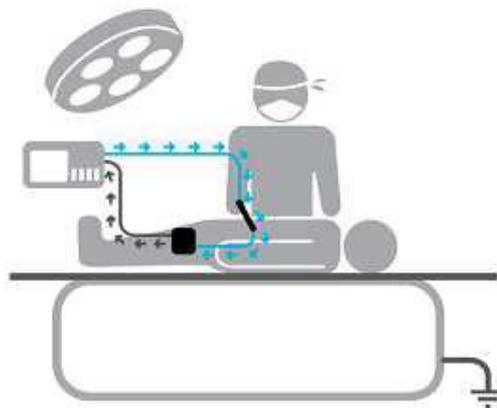


Figura 5 - Modo Monopolar (Emed, 2016)

No modo bipolar (Figura 6) a corrente circula apenas no tecido entre os dois eléttodos de um instrumento com dois ramos, isolados entre si e ligados individualmente a um gerador de AF autónomo (Rosmaninho, 2010).

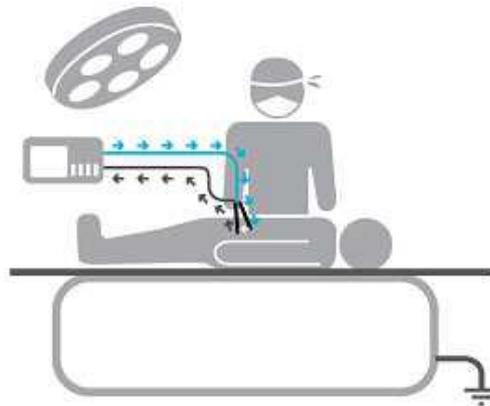


Figura 6- Modo Bipolar (Emed, 2016)

Ao utilizar um bisturi elétrico deve sempre ter-se em conta que a corrente passa por todas as vias possíveis e que a corrente de AF passa entre dois condutores vizinhos mesmo que estes não se encontrem em contacto (Emed, 2016).

Em ambos os modos, quando o bisturi é ativado, a corrente produzida é aplicada ao paciente a partir de um eléttodo, atravessa uma parte dos tecidos até chegar ao outro eléttodo e o circuito fecha com o regresso da corrente ao gerador de AF (Rosmaninho, 2010).

A eletrocirurgia tem como princípio o rápido aquecimento dos tecidos. Um tecido sujeito a um aumento de temperatura até aos 45°C, durante poucos segundos, não sofre alterações microscópicas nem macroscópicas a nível celular, mas ocorrem algumas modificações citoquímicas reversíveis. Ao retomar valores de temperatura padrão, a célula continua a sua função normal. A partir dos 45°C, os tecidos vivos sofrem uma desnaturação ou modificação, estas alterações celulares tornam-se irreversíveis, conduzem à inibição das funções das células e à sua morte. Entre os 45°C e 60°C, as proteínas da célula perdem a configuração quaternária e solidificam dando origem a uma substância gelatinosa e ao branqueamento do tecido. Este processo é designado por coagulação. Um aumento até aos 100°C conduz à secagem dos tecidos, ou seja, o conteúdo líquido intracelular evapora-se através das membranas das células, este processo designa-se por dissecação. Temperaturas a partir dos 100°C conduzem à carbonização dos tecidos, o contacto do eléttodo provoca a vaporização instantânea do líquido celular e, conseqüentemente, a rutura das membranas das células e o seu rebentamento, o que possibilita a separação dos tecidos. Este processo leva ao corte ou secção de tecidos com o deslocamento do eléttodo (Bronzino, 2000); (Grinenwald, 2001).

O dano atingido nos tecidos depende também do tempo de exposição a determinada temperatura, e não apenas do valor da mesma. O dano nos tecidos induzido pela temperatura, é um efeito integrativo entre a temperatura e o tempo de exposição expresso matematicamente pela relação de Arrhnius (Bronzino, 2000).

O tipo de corrente produzido pelo bisturi vai condicionar o tipo de efeito resultante nos tecidos. A seleção de uma potência elevada numa corrente não modulada, utilizando um eléttodo fino, vai dar origem ao aquecimento instantâneo dos tecidos a temperaturas superiores a 100°C e,

como consequência, levar ao rebentamento das células. Este fenómeno permite um corte puro, sem hemóstase. Optando por uma potência elevada numa corrente fracamente modulada e com recurso a um eléctrodo com maior superfície de contacto, obtém-se uma corrente com menor densidade, que se reflete num aquecimento dos tecidos abaixo dos 100°C, levando a uma coagulação e dessecção dos tecidos. Se a escolha for uma corrente modulada, os períodos de silêncio vão permitir uma queda de temperatura abaixo dos 100°C, que alternadamente com os períodos ativos vão condicionar o efeito de coagulação durante o corte. Pode ainda optar-se por uma corrente com elevada modulação que viabiliza resultados como a fulguração ou coagulação spray, efeitos estes que carbonizam superficialmente os tecidos e levam à hemóstase rápida dos vasos sanguíneos de menor porte (Rosmaninho, 2010).

A forma como estas opções de corrente, potência e efeitos são realizadas varia consoante a marca e o modelo de bisturi.

2.1.2. Bisturis elétricos da EMED

A EMED é uma empresa com sede na Polónia, especializada em eletrocirurgia desde 1995, com expansão em vários países de quatro continentes: Europa, Ásia, América e África. A Figura 7 ilustra a distribuição comercial desta empresa.



Figura 7- Distribuição EMED (Emed, 2017)

A EMED tem no seu portefólio sete unidades de eletrocirurgia, completamente equipadas com acessórios e instrumentos cirúrgicos. Atualmente, a EMED possui modelos de bisturi elétricos convencionais, ES300 e ES350, e uma gama de última geração com modelos com uma *interface* moderna e ecrã tátil: Endo, Artro, Atom e Spectrum.

Esta última gama possui ainda algumas inovações tecnológicas de entre as quais se destacam o *Smart Device System* (SDS) e o *Spectrum Result*. O SDS (Figura 8) permite o reconhecimento automático dos instrumentos conectados, bem como dos respetivos modos de operação e parâmetros.



Figura 8 - Conector SDS (Emed, 2017)

A tecnologia *Spectrum Result* permite que o gerador regule a saída de potência por forma a atingir o efeito diatérmico pretendido, consoante as condições cirúrgicas. Assim, o utilizador tem como possibilidade a seleção do efeito que pretende, e o output do equipamento é regulado para atingir potências automaticamente até um máximo definido pelo próprio utilizador.

Estes modelos possuem ainda um pedal triplo (corte, coagulação e plasma) que podem, opcionalmente, ser de comunicação *wireless*. Os aparelhos são dotados de um sistema de controlo de deteção da colocação do eléctrodo neutro, alarmando na ausência ou má colocação do mesmo (Emed, 2017).

Nesta secção são descritas as principais características de cada modelo.

2.1.2.1. Modelos ES300 e ES350

Os bisturis eléctricos dos modelos ES300 e ES350 (Figura 9) possuem as mesmas funções e os mesmos programas de corte e coagulação. A diferença entre ambos consiste nas respetivas potências máximas que podem atingir (300W ou 350W) e também a possibilidade de integração das funções de argón e *TermoStapler* no ES350. A função *TermoStapler* consiste num sistema de selagem de grandes vasos sanguíneos (Emed, 2017).



Figura 9 - ES 300 e ES350, respetivamente (Emed, 2017)

Estes equipamentos permitem executar corte simples, corte com hemóstase e coagulação, através da integração de diversos programas:

- Corte monopolar: puro, corte com hemóstase, corte urologia, corte endoscópico;
- Coagulação monopolar: suave, forçada, *spray*, híbrido;
- Corte bipolar;
- Coagulação bipolar com modo *Autostart/Autostop*;
- Modo de corte especializado para endoscopia.

2.1.2.2. Modelo Endo

O sistema de eletrocirurgia Endo (Figura 10) é uma unidade especializada para procedimentos endoscópicos.



Figura 10 - Bisturi elétrico Endo (Emed, 2017)

Esta unidade integra a nova tecnologia *Spectrum Result* que permite em qualquer situação aplicar a mínima potência para o máximo efeito, com a máxima segurança.

O Endo trabalha em conjunto com a bomba de irrigação *Waterfall* e possui programas específicos para gastro, tais como o *endo spray*, *pólipo cut*, *papilo cut*, *plasma*, *pulse plasma*, entre outros. A *interface* desta unidade tem 5,7" e é de fácil utilização (Emed, 2017).

2.1.2.3. Modelo Artro

O modelo Artro (Figura 11) é bastante similar ao Endo, com a diferença nos modos associados ao mesmo, que são específicos para artroscopia:

- Corte bipolar em solução salina;
- Coagulação bipolar em solução salina;



Figura 11 - Bisturi elétrico Artro (Emed, 2017)

2.1.2.4. Modelo Atom

A Figura 12 mostra o último modelo de bisturi elétrico lançado pela Emed, o Atom. Esta unidade que permite operar em diferentes modos:

- Corte monopolar: corte puro com hemóstase, corte com dissecação e corte em ambiente líquido (urologia e artroscopia);
- Coagulação: suave, forçada, *spray*, híbrido, árgon e endoscopia;
- Corte bipolar: procedimentos em ambiente líquido (urologia e artroscopia);

- Modo de corte para endoscopia;
- Sistema de selagem *ThermoStapler*.



Figura 12 - Eletrobisturi Atom (Emed, 2017)

Semelhante ao Endo e ao Artro, o Atom destaca-se ao ser completamente configurável à medida da complexidade e variedade de programas que o cirurgião necessita, podendo ir desde uma configuração base, para pequenos procedimentos cirúrgicos, até uma unidade para cirurgia diferenciada (Emed, 2017).

2.1.2.5. Modelo Spectrum

O modelo Spectrum (Figura 13), topo de gama da EMED, é um sistema de eletrocirurgia de alta frequência (333kHz a 1000kHz) que permite que a realização de operações de corte simples, corte com hemóstase e coagulação, em todas as intervenções cirúrgicas, quer seja em cirurgia aberta, em cirurgia laparoscópica e cirurgia endoscópica.



Figura 13- Eletrobisturi Spectrum (Emed, 2017)

Este bisturi possibilita ainda operar em ambiente líquido, em cirurgias do sistema nervoso central e coração, realizar operações de corte e coagulação por plasma de argon e operar com o sistema de selagem *Thermostapler*.

Possui um painel de controlo totalmente digital de 10", com *interface* de utilizador muito intuitivo e com possível ajuste da luminosidade e inclinação.

O utilizador pode ainda configurar e personalizar os programas que pretende, a memória do equipamento tem capacidade para armazenar até 105 programas diferentes (Emed, 2016).

2.2. Lasers

A Medicinália-Cormédica representa a marca Lumenis enquanto distribuidor de equipamentos laser de Hólmio (Ho) e de CO₂. A Lumenis foi a empresa pioneira no lançamento destes lasers para uso cirúrgico. Como tal, a Lumenis oferece soluções inovadoras e versáteis como resultado de anos de cooperação com os grandes cirurgiões de várias partes do mundo (Surgical, 2017).

A Figura 14 permite uma análise do coeficiente de absorção de diferentes tipos de laser pela água, melanina e hemoglobina (Hgb) e a consequente penetração em cada um nos tecidos.

Os lasers em análise são os de Hólmio e CO₂, ambos com elevados índices de absorção na água e com penetrações muito superficiais nos tecidos, principalmente o CO₂.

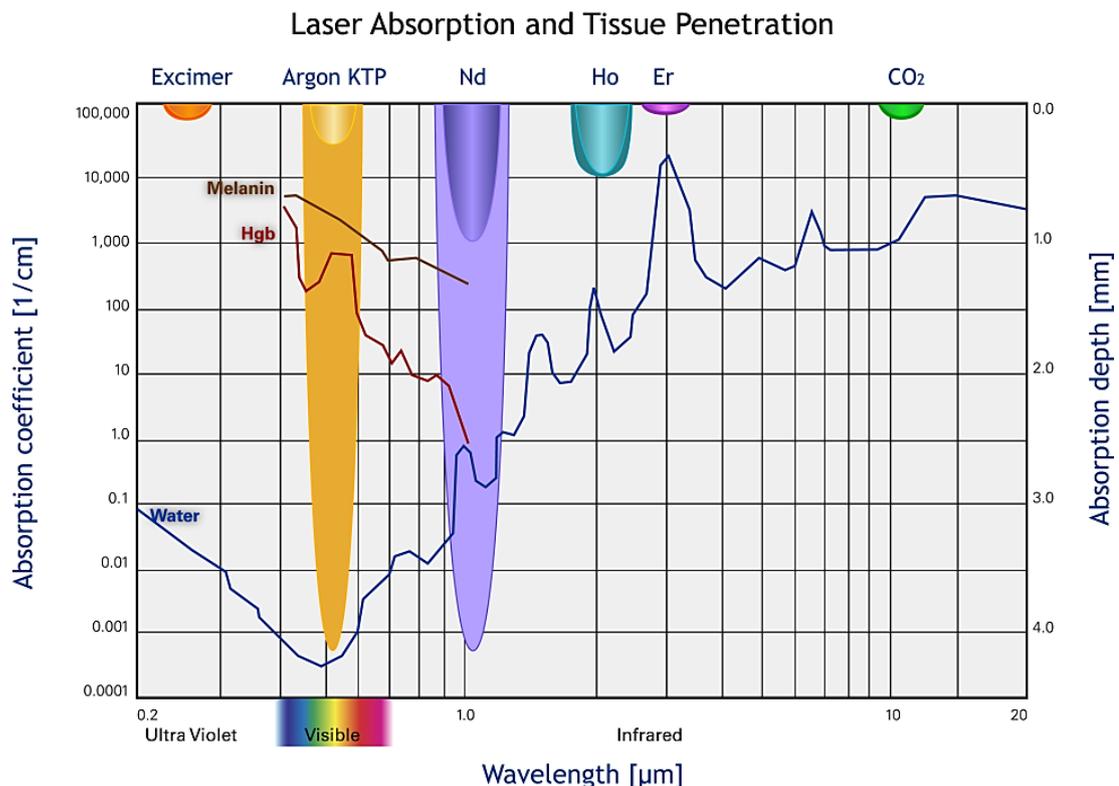


Figura 14 - Gráfico Absorção dos Lasers e Penetração nos Tecidos (Lumenis, 2017)

Esta secção faz uma análise das características, aplicações e equipamentos associados a cada um destes tipos de laser.

2.2.1. Lasers de Hólmio

O Hólmio é um elemento químico de terras raras descoberto pelo químico sueco Per Theodor Cleve. Os lasers de hólmio são pulsados e emissores de luz com um comprimento de onda de 2,1 microm (Lumenis, 2015); (Sandhu, 2011).

Esta tecnologia pode ser transmitida através de fibras óticas, fator que potencia a sua utilização eficiente em cirurgia endoscópica em vários campos clínicos. A sua aplicabilidade é principalmente reconhecida na área da urologia, no tratamento de pedras (Figura 15), na hiperplasia benigna da próstata (HBP) e tumores, mas também é utilizado em especialidades como gastroenterologia, pneumologia e ortopedia (Holmium Lasers, 2017).

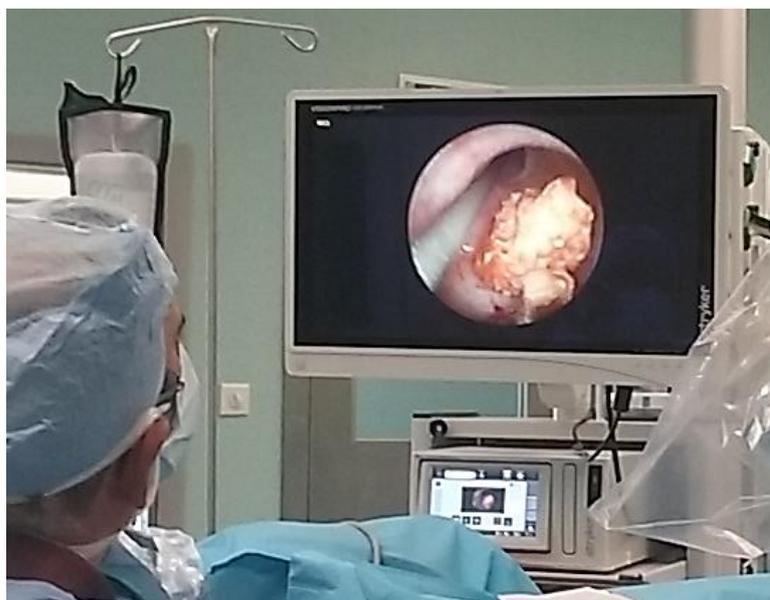


Figura 15 - Pedra Renal em procedimento com p20 (foto do autor)

O laser de hólmio tem um elevado coeficiente de absorção para a água e possui uma profundidade de penetração superficial, aproximadamente 0,4 mm. Esta penetração superficial do laser, associada às características de absorção da água, permitem a redução da energia que poderá atingir o tecido circundante, tornando o procedimento mais seguro. Os lasers pulsados permitem reduzir os efeitos térmicos e a carbonização dos tecidos em relação aos lasers de onda contínua. Os níveis de hemóstase são conseguidos pela modulação dos parâmetros do laser e da distância focal (Lumenis, 2015); (Sandhu, 2011).

A utilização de lasers de hólmio é o procedimento padrão para a litotricia a laser graças à sua versatilidade na quebra de pedras de qualquer tamanho ou composição. Este feito é conseguido através do efeito térmico causado pela energia laser absorvida pela água presente nas pedras, bem como pelos seus constituintes (Holmium Lasers, 2017); (Sandhu, 2011).

2.2.1.1. Lasers de Hólmio da Lumenis

Os principais modelos comercializados de lasers de hólmio da Lumenis são: P20, P30, P100 e P120.

Todos estes modelos, a seguir apresentados, têm em comum um ecrã táctil, um sistema inteligente de identificação da fibra, uma visibilidade melhorada com “luz guia verde” e um escudo de proteção de fácil substituição. As características que os distinguem são apresentadas na Tabela 2 (Holmium Lasers, 2017).

Tabela 2 – Características dos Lasers de Hólmio (Surgical, 2017)

	P20	P30	P100	P120
Potência	20 W	30 W	100 W	120 W
Energia	2,5 J	5 J	3,5 J	6 J
Frequência	15 Hz	25 Hz	53 Hz	80 Hz

Apesar das diferenças entre os lasers P20 e P30, evidenciadas na Tabela 2 e na Figura 16, ambos permitem o mesmo tipo de intervenções: litotricia, estenose uretral, tumores e carcinomas.



Figura 16 – Laser de Hólmio P20 e P30, respetivamente (Holmium Lasers, 2017)

O P100 e o P120, apresentados na Figura 17, permitem intervenções de litotricia que incluem pedras de cistina e oxalato de cálcio. Possibilitam ainda procedimentos para estenose uretral, tumores e carcinomas, condiloma, hemangioma uretral, HBP e HoLEP (*Holmium Laser Enucleation of the prostate*) (Holmium Lasers, 2017).



Figura 17 – Laser de Hólmio P100 e P120, respetivamente (Holmium Lasers, 2017)

A técnica HoLEP consiste na prática cirúrgica de enucleação da próstata, através da dissecação da próstata com o corte do laser no plano exato do contato do adenoma com a cápsula cirúrgica da próstata, por forma a remover completamente o adenoma, como ilustrado na Figura 18 (Fonseca, 2017).



Figura 18 – HoLEP (HoLEP and UroLift, 2017)

No procedimento HoLEP, os lóbulos da próstata são removidos e empurrados para a dentro da bexiga antes de ser sugado por um morcelador, como o da Figura 19 da Lumenis, que é inserido através da câmara telescópica (Fonseca, 2017).



Figura 19 – Morcelador Lumenis (Holmium Lasers, 2017)

No caso do P120, é ainda possível procedimento de vaporização, e a nova tecnologia para tratamentos de litíase: Tecnologia Moses. Este método evita a retropulsão (movimentação aleatória do cálculo, propulsionado pelas ondas de choque utilizadas para a fragmentação) durante a litotricia minimizando a migração do cálculo. Como resultado é conseguido um melhor controlo clínico, uma maior efetividade do tratamento e a diminuição do tempo do procedimento.

Apesar da compatibilidade com as fibras já existentes, com o aparecimento da tecnologia Moses surge uma inovadora fibra ótica para tratamento de litíase, para otimização de resultados.

As fibras utilizadas para todos os procedimentos anteriormente descritos, podem ser de utilização única ou reutilizável de diversos tamanhos, e são específicas para os comprimentos de onda do hólmio (Holmium Lasers, 2017).

2.2.2. Lasers de CO₂

Os lasers cirúrgicos de CO₂ atuam num comprimento de onda de 10,6 μm . Como referido anteriormente, o laser de CO₂ é altamente absorvido pela água pelo que a sua aplicação requer tecidos moles com aproximadamente 70% de água. Consequentemente, a penetração deste laser é muito superficial, a sua propagação térmica é baixa e os seus níveis de precisão são extremamente elevados (Lumenis, 2014); (Silfvast, 2004).

Pelos motivos acima descritos, estes lasers são utilizados para incisão precisa e controlada, excisão, ablação e coagulação de tecidos moles em diversas aplicações clínicas, principalmente em otorrinolaringologia, otologia e ginecologia (Lumenis, 2014).

A Figura 20 ilustra vários efeitos do laser de CO₂. O efeito de corte é conseguido a 1mm do tecido-alvo, a 5 mm obtém-se efeito de coagulação e, à mesma distância com potências superiores, é obtido o efeito de ablação.

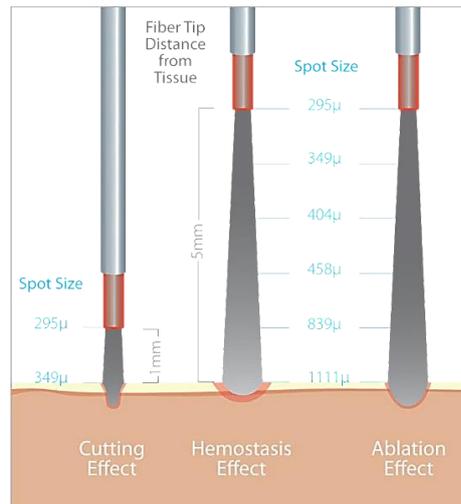


Figura 20 - Efeitos Laser CO₂ (Lumenis, 2017)

Os lasers cirúrgicos de CO₂ possibilitam uma hemostasia microvascular em vasos até aproximadamente 0,5 mm (Lumenis, 2014).

Pode caracterizar-se a cirurgia com CO₂ como sendo uma técnica que permite margens limpas, menos hemorragias, redução do tempo de cirurgia, menos complicações pré-operacionais e redução do edema pós-operatório, resulta num tempo de cicatrização menor e em menos dor para o paciente (CO₂ Lasers, 2017).

2.2.2.1. Lasers de CO₂ da Lumenis

Os lasers de CO₂ da Lumenis têm a grande vantagem de possibilitarem a gestão inteligente dos tecidos, proporcionando uma elevada preservação dos tecidos circundantes, com margens claras e limpas. O portefólio da Lumenis nestes equipamentos é muito versátil, possui uma vasta gama de configurações do sistema e de acessórios específicos, bem como possibilita a escolha, ou combinação, de uma tecnologia de braço livre e fibra num único dispositivo, a partir das plataformas UltraPulse DUO e AcuPulse DUO.

A família Acupulse tem modos de operação que permitem configurar o modo de operação do laser (padrão de energia) e o modo de exposição do tecido (duração de exposição), como exposto na Tabela 3.

Tabela 3 - Modos de Configuração do Acupulse (Lumenis, 2014)

Modos de operação do laser	Modos de exposição do tecido
1. Onda contínua	1. Contínua
2. SuperPulso	2. Pulso simples
3. Pulsante	3. Repetir pulso

A gama Acupulse possui os modelos Acupulse 30ST e 40ST (Figura 21) que para além de diferirem nas potências máximas, respetivamente 30 W e 40W, poderão ter diferentes nomenclaturas para diferentes configurações. Com a nomenclatura acima mencionada significa que com a tecnologia braço livre inclui também o modo *SurgiTouch*, se não estiver após 30/40 escrito “ST”, têm um modo de operação apenas de braço livre (Lumenis, 2014).



Figura 21 - Acupulse 30/40 ST (CO2 Lasers, 2017)

O *SurgiTouch* é um *scanner* que permite ao utilizador selecionar a forma do *spot* e o tamanho da área que pretende atingir. Esta técnica permite uma varredura mais rápida, uma ablação bastante eficiente e maior precisão na profundidade de vaporização. A *interface* deste *software* encontra-se ilustrado na Figura 22.



Figura 22 - Interface Surgitouch (Lumenis, 2017)

Esta família possui ainda o modelo Acupulse Duo (Figura 23) que, como referido anteriormente, permite para além da tecnologia de feixe livre o uso de fibra. Este modelo proporciona uma máxima versatilidade de escolha dos parâmetros exatos e alternar facilmente entre os modos de entrega desejados para o efeito-objetivo (Surgical, 2017).

Quando conjugado com o Software *Surgitouch*, este laser atinge um desempenho de excelência para áreas de intervenção mínimas, o processo de incisão/ablação é mais rápido e seguro.



Figura 23 - Acupulse Duo (CO2 Lasers, 2017)

O braço articulado, combinado com o sistema da Figura 24, designado por Digital AcuBlade (conjunção do micromanipulador com o scanner *Surgitouch*) permite margens praticamente limpas, a preservação de tecido saudável e uma visibilidade superior.

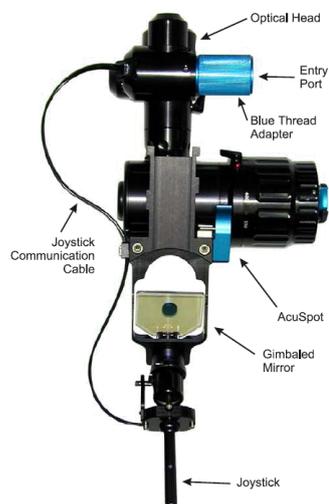


Figura 24 - Digital AcuBlade (Lumenis, 2017)

O modelo Ultrapulse Duo (Figura 25) tem por base um tubo de laser de CO2 que fornece até 60W de potência. Este laser pode dar origem a uma série contínua de pulsos de períodos curtos, com elevados picos de potência. Assim, durante esse pico de potência a energia é entregue de forma muito rápida, o que resulta numa vaporização precisa do tecido-alvo, sem danos colaterais (CO2 Lasers, 2017).



Figura 25 - Ultrapulse Duo (CO₂ Lasers, 2017)

A resistência e flexibilidade das fibras óticas compatíveis com o comprimento de onda dos lasers de CO₂ (Figura 26), permitem o tratamento de locais anatomicamente difíceis de alcançar. A mira ajustável permite o posicionamento preciso para garantir a segmentação de tecido desejada.



Figura 26 - Fibra para Laser de CO₂ (Lumenis, 2017)

Como já referido, a Lumenis possui um vasto leque de acessórios direcionados para a utilização de fibras para lasers de CO₂. A Figura 27 mostra uma parte das diferentes peças de mão que se pode utilizar com estas fibras, algumas rígidas e outras maneáveis, algumas fibras e ainda acessórios de corte e um descarnador da fibra (Lumenis, 2017).

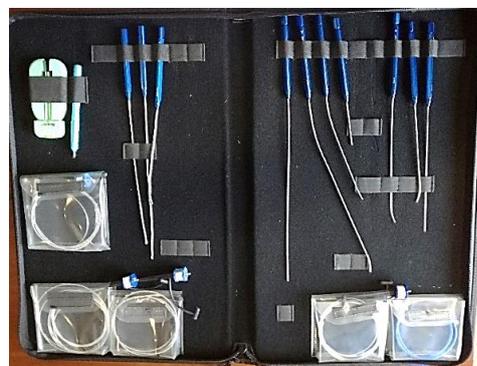


Figura 27 - Acessórios de Fibras para laser de CO₂ (foto do autor)

2.3. Monitorização

A monitorização de sinais vitais permite auxiliar médicos e enfermeiros no diagnóstico e na terapêutica de pacientes. Uma das principais ferramentas utilizadas para esta finalidade são os monitores de sinais vitais, que permitem a monitorização simultânea e contínua dos parâmetros fisiológicos dos pacientes em diferentes ambientes hospitalares, tais como o internamento, recobro, bloco operatório, consulta externa, entre outros. Os resultados dos parâmetros fisiológicos, monitorizados do paciente, são traduzidos pela apresentação de valores gráficos e numéricos, e ainda podem despoletar um sistema de alarmes quando os mesmos se encontram fora dos limites previamente estabelecidos pelo utilizador (Bispo, 2013); (Silva, 2012).

Este capítulo descreve os parâmetros que podem ser obtidos através da monitorização de pacientes, as tecnologias dos monitores de sinais vitais da Nihon Kohden e o portefólio de monitorização desta mesma empresa.

2.3.1. Parâmetros de Monitorização

De uma forma geral, os monitores de sinais vitais possibilitam a monitorização de quatro parâmetros vitais, nomeadamente: Eletrocardiograma (ECG), Saturação Periférica de Oxigénio (SpO₂), Pressão Não Invasiva (PNI) e Temperatura (Bispo, 2013).

Para além destes parâmetros, certos monitores permitem também monitorizar Pressão Invasiva (PI), Capnografia, Índice Biespectral (BIS), *Train of Four* (TOF), *Cardiac Output* (CO) e outros parâmetros avançados.

2.3.1.1. Eletrocardiograma

O ECG consiste no registo da atividade elétrica cardíaca, a partir da superfície corporal. Este registo reconhece as alterações elétricas inerentes a contrações auriculares/ventriculares ineficazes, problemas na condução de impulsos elétricos, ou outras alterações como por exemplo as subjacentes às doenças sistémicas (Bispo, 2013); (Bronzino, 2000).

Os elétrodos, aplicados em determinadas localizações na superfície corporal do paciente, permitem que os módulos monitorizem de forma não invasiva as curvas de ECG, representadas na Figura 28, a frequência cardíaca e respiratória. A frequência respiratória pode ser obtida com os mesmos sensores utilizados para monitorização do ECG, através da impedância resultante da deteção dos movimentos da caixa torácica (Silva, 2012).

Na análise de um ECG pode observar-se, em cada ciclo cardíaco, uma série de deflexões em torno de uma linha base que representam a evolução temporal da atividade elétrica do coração. Estas deflexões têm origem na despolarização e repolarização das células cardíacas, são detetadas pelos elétrodos e convertidas no traçado de ECG. As ondas P, Q, R, S e T ilustram a forma como estes impulsos atravessam o coração. A análise da morfologia, amplitude, duração e polaridade dos diferentes acidentes eletrocardiográficos (ondas, intervalos e segmentos), permite estabelecer o diagnóstico da condição de normalidade ou de diversas condições patológicas do coração (Moffa & Sanches, 1999); (Silva, 2012).

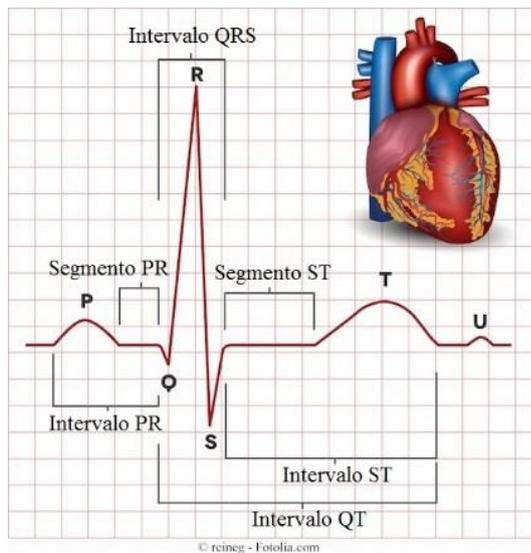


Figura 28 - Traçado de ECG (Eletrocardiograma ou ECG, 2017)

Uma característica predominante de um sinal de ECG normal é um complexo QRS de curta duração. A detecção de complexos QRS ciclo a ciclo possibilita a identificação de ritmos cardíacos anormais no ECG. Outra alteração importante num sinal de ECG será uma alteração no segmento ST, pois pode significar situações de isquemia (Bronzino, 2000); (Silva, 2012).

Para captar a atividade elétrica cardíaca utilizam-se elétrodos em locais específicos, representados na Figura 29, que dão origem a dois tipos de derivações: periféricas e precordiais.

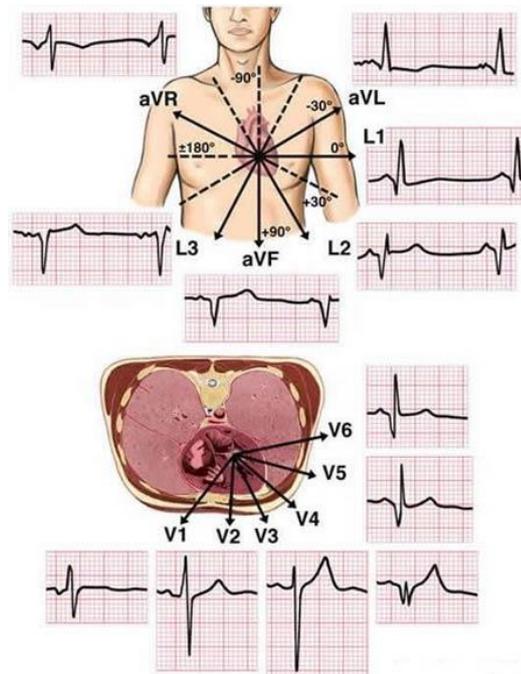


Figura 29 - Derivações precordiais e periféricas de um ECG (Aquisição do ECG, 2017)

Para obter as derivações periféricas I, II e III, colocam-se elétrodos no braço direito, no braço esquerdo e na perna esquerda, formando o Triângulo de Einthoven. A partir destas, é possível obter as derivações: aVR, aVL e aVF. Para aquisição das derivações precordiais (V1 a V6), colocam-se elétrodos nas paredes anterior e lateral do tórax (Silva, 2012).

2.3.1.2. Oximetria de Pulso

Um módulo de oximetria é um dispositivo médico que permite a medição de SpO_2 e da frequência de pulso através de métodos não invasivos, permitindo frequentemente dispensar a realização de uma gasometria arterial, caracterizada como um método invasivo, doloroso e demorado (Bispo, 2013).

Os sensores de SpO_2 diferem consoante a localização e paciente alvo a que se destinam. A medição de SpO_2 pode ser realizada a partir do lóbulo da orelha, do nariz, do dedo da mão e do pé, no entanto, em geral, a avaliação deste parâmetro é realizada a partir do dedo da mão.

A Figura 30 ilustra alguns exemplos de sensores de SpO_2 da Nihon Kohden.



Figura 30 - Sensores de SpO_2 para pé e dedo da mão (Nihon Kohden, 2017)

O funcionamento da oximetria de pulso tem por base os princípios da espectrofotometria e da pletismografia.

A pletismografia está relacionada com o registo da variação do volume arterial durante a pulsação. O princípio da espectrofotometria diz respeito à mensuração da luz vermelha e infravermelha emitida através do LED do oxímetro, transmitida pelo dedo do paciente e captada no detetor do lado oposto.

A Figura 31 esquematiza a estrutura de um sensor de SpO_2 , colocado num dedo da mão.

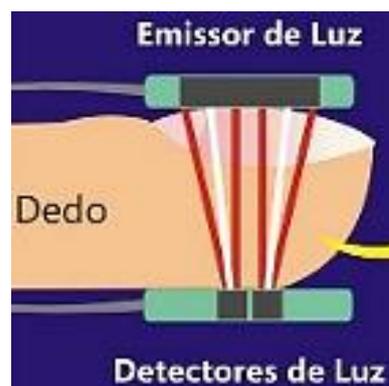


Figura 31 - Funcionamento Sensor SpO_2 (Oliveira, 2017)

A hemoglobina oxigenada e a desoxigenada têm diferentes taxas de absorção em diferentes comprimentos de onda. A razão entre a quantidade de luz vermelha e infravermelha, captada no detetor de luz, permite determinar o nível de O_2 no sangue e a frequência de pulso (Silva, 2012).

2.3.1.3. Pressão Não Invasiva

A pressão arterial é aquela que é exercida pelo sangue sob as paredes dos vasos arteriais durante a circulação sanguínea. O módulo de avaliação PNI permite obter de forma não-invasiva os valores de pressão arterial sistólica, diastólica e média. Os monitores recorrem a uma braçadeira para efetuar a medição destas pressões como, por exemplo, a da Figura 32 da Nihon Kohden.



Figura 32 - Braçadeira de PNI (Catálogo Nihon Kohden, 2017)

Durante a inflação e deflação da braçadeira colocada no braço ou perna do paciente, são detetadas variações na pressão da braçadeira, resultantes dos pulsos da pressão arterial. Os valores destas oscilações são utilizados para calcular as pressões acima mencionadas.

2.3.1.4. Temperatura

A temperatura é um parâmetro de grande importância na monitorização do funcionamento do corpo humano, pois permite informar o corpo clínico de situações de hipotermia ou febre do paciente (Silva, 2012).

Em geral, por forma a obter valores de temperatura corporal, os módulos utilizam transdutores de temperatura, como os da Figura 33 da Nihon Kohden.



Figura 33 - Sensores Temperatura corporal (Catálogo Nihon Kohden, 2017)

2.3.1.5. Parâmetros Avançados

Esta secção descreve sucintamente alguns dos parâmetros avançados existentes nalguns monitores.

O parâmetro pressão invasiva compreende a monitorização da pressão sanguínea em tempo real, através da introdução de um cateter intra-arterial. Recorre-se a este método invasivo quando se pretende uma monitorização da pressão arterial em tempo real, como consequência

da necessidade de uma maior precisão no conhecimento das prováveis variações de pressão do paciente (Silva, 2012).

A capnografia permite a monitorização da pressão parcial de CO_2 no circuito de ventilação do paciente. A técnica mais recorrente para esta medição é a espectrofotometria por infravermelhos, que consiste em obter o valor de concentração de CO_2 no final da expiração (etCO_2), através da análise da quantidade de luz infravermelha absorvida pela mistura dos gases expiratórios do paciente.

Quando os infravermelhos atravessam o fluxo da mistura gasosa no adaptador de via aérea, os diferentes gases constituintes da mistura gasosa vão absorver a luz infravermelha em diferentes e específicos comprimentos de onda. Assim, a medição da quantidade de luz infravermelha absorvida no comprimento de onda correspondente ao CO_2 , indica o valor de etCO_2 .

Os sensores associados a estas medições poderão ser de dois tipos: *sidestream* e *mainstream*, como exemplificado na Figura 34. No método *sidestream*, o sensor está incluído no equipamento e uma linha de amostra é conectada nas traqueias do ventilador. No método *mainstream* a abordagem é proximal, ou seja, o sensor encontra-se nas traqueias junto ao paciente e o sinal medido é posteriormente enviado por um cabo para o equipamento (Bispo, 2013); (Silva, 2012).

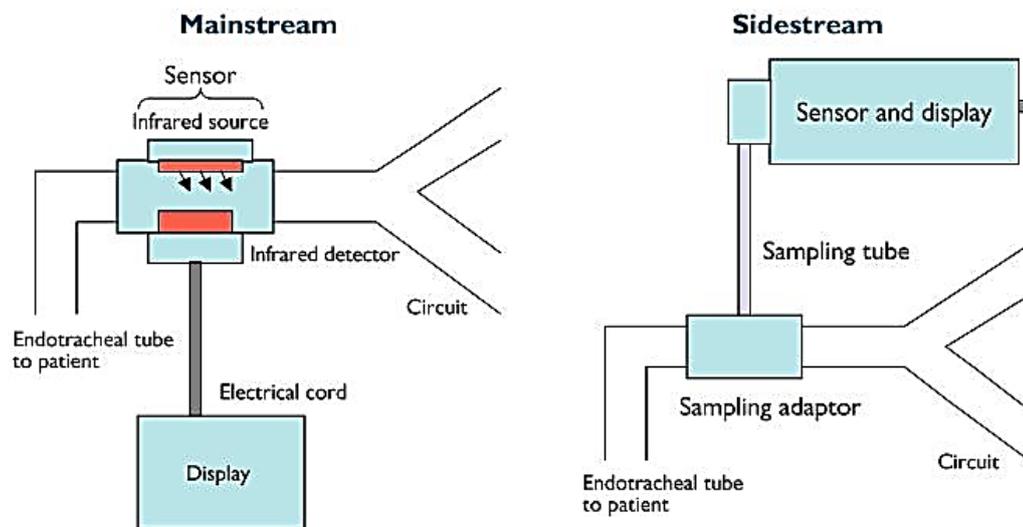


Figura 34 - Modos de Capnografia (Marchal, 2017)

O índice biespectral, vulgarmente designado pela marca registada BIS, permite a monitorização da profundidade da anestesia. Este parâmetro é processado do encefalograma e traduz-se num número entre 0 e 100. O valor 0 corresponde a uma supressão total da atividade elétrica cortical, valores entre 40 e 60 traduzem uma baixa probabilidade de despertar e consciência durante a anestesia, e um paciente não anestesiado apresentará valores entre 90 e 100.

A monitorização com BIS, durante uma cirurgia com anestesia geral, poderá trazer vantagens como: a redução da incidência de consciência durante a cirurgia, a redução do consumo dos gases anestésicos, a possibilidade de um acordar mais rápido e um menor período de recuperação pós-anestésico (Duarte & Saraiva, 2009).

O módulo de TOF é utilizado para monitorização da transmissão neuromuscular durante uma cirurgia. Pode ainda ser utilizado para estimular nervos periféricos e localizar nervos para anestesia loco-regional (Schering-Plough, 2010).

2.3.2. Tecnologias da Nihon Kohden

No que diz respeito à monitorização, a Medicinália-Cormédica representa a Nihon Kohden. Esta empresa Japonesa foi fundada em 1951 sob a visão “Luta contra a doença com a eletrónica” e tem crescido desde então, sendo considerada hoje em dia um dos maiores fabricantes de equipamento médico eletrónico a nível mundial.

2.3.2.1. Tecnologia *Smart Cable* / Multiconectores

A Nihon Kohden tem disponível, para além das entradas dedicadas, entradas para multiconectores multiparâmetros “*plug-and-play*” (Figura 35). Os cabos com multiconectores, associados à tecnologia *Smart Cable*, permitem que o parâmetro correspondente ao cabo seja detetado ao ligar ao monitor, iniciando-se automaticamente a monitorização.

Esta combinação dos parâmetros básicos fixos com os multiconectores permite adaptar a monitorização às condições de cada paciente através de uma flexibilidade modular a um custo significativamente reduzido.

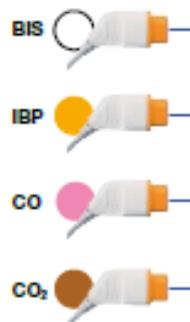


Figura 35 – Multiconectores (Nihon Kohden, 2017)

A tecnologia *Smart Cable* existe para capnografia, *Fraction of Inspired Oxygen* (FiO₂), PI, CO, monitorização de respiração de termistor e BIS. Os parâmetros básicos (ECG, SpO₂, PNI e temperatura) têm cabos e conectores direcionados (Nihon Kohden, 2017).

2.3.2.2. Tecnologia PWTT

Outra inovação presente nos monitores Nihon Kohden é o PWTT (*Pulse Wave Transit Time*), que corresponde ao tempo de trânsito da onda de pulso e pode ser correlacionado com a pressão arterial. O PWTT é calculado continuamente a partir da monitorização do ECG e do SpO₂. Se em qualquer instante, entre as medições periódicas da PNI, o PWTT ultrapassa o limite estipulado, é desencadeada uma medição da PNI. Esta funcionalidade aumenta a probabilidade de detetar mudanças súbitas na pressão arterial que poderiam ser impercetíveis entre medições periódicas (Innovativetechnologies, 2017).

O PWTT é calculado para cada batimento do ECG e da onda de pulso periférica. A onda de pulso periférica é obtida a partir do sensor de SpO₂ colocado no dedo da mão ou no pé. Como ilustrado na Figura 36, podem definir-se dois períodos abrangidos pelo PWTT: o PEP (*Pre-Ejection Period*) e o a-PWTT (*Pulse Wave Transit Time in the Artery*) (Innovativetechnologies, 2017).

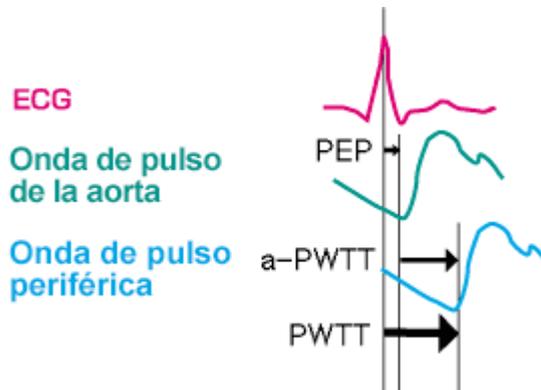


Figura 36- PWTT (Innovativetechnologies, 2017)

O PEP corresponde ao período imediato antes do sangue ser bombeado para a aorta. As alterações do PEP em curtos períodos de tempo são geralmente irrelevantes, por isso pode supor-se que o a-PWTT corresponde ao PWTT e, conseqüentemente, à pressão sanguínea. No entanto, o a-PWTT não pode ser medido diretamente, apenas o PWTT que inclui o PEP. Como as drogas vasoativas, e outras, podem causar alterações significativas no PEP, a correlação entre o PWTT e a pressão arterial pode ser alterada.

Ao bombear o sangue para a aorta, o coração dá origem a uma onda de pressão que viaja ao longo das artérias antes do sangue bombeado, esta onda corresponde à onda de pulso. A velocidade da onda de pulso vai depender da tensão dos vasos arteriais. Denota-se uma velocidade maior quando as paredes arteriais são tensas e duras, a pressão arterial neste caso é alta, e a velocidade é mais baixa quando as paredes arteriais estão menos tensas, resultando deste modo numa pressão arterial mais baixa (Figura 37) (Innovativetechnologies, 2017).

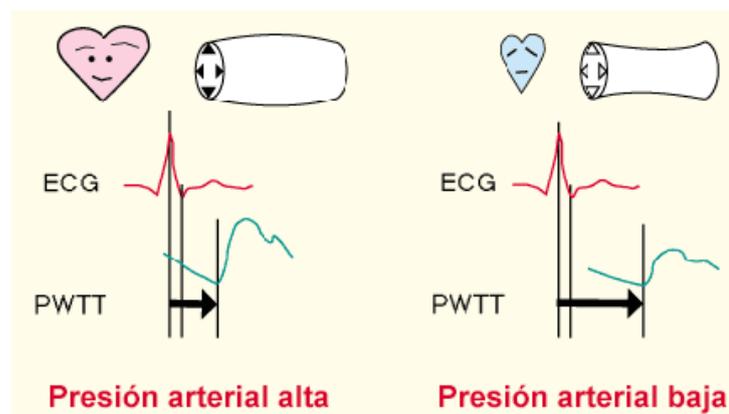


Figura 37 – Variação do PWTT com a Pressão Arterial (Innovativetechnologies, 2017)

Uma alteração da velocidade de onda de pulso indica uma potencial alteração da pressão arterial, o que torna o PWTT uma ótima ferramenta de detecção de alterações da pressão arterial. O valor limite do PWTT, de resposta às alterações de pressão arterial, despoleta medições de PNI. Este limite pode ser configurado por forma a dar resposta a maiores ou menores alterações,

e consequentemente medições de PNI mais ou menos frequentes (Innovativetechnologies, 2017).

2.3.2.3. esCCO

A Nihon Kohden lançou uma tecnologia inovadora de cálculo de débito cardíaco estimado, permitindo a monitorização contínua e em tempo real do débito cardíaco estimado de forma não invasiva. Esta estimativa, designada por esCCO (*Estimated Continuous Cardiac Output*), tem como base a correlação inversa entre o Volume Sistólico (VS) e o PWTT, e é obtido através do cálculo da seguinte equação:

$$esCCO = K * (\alpha * PWTT + \beta) * H \quad (2.1.)$$

As constantes K e β dizem respeito a valores individuais de cada paciente e α é um valor fixo que foi decidido experimentalmente por estudos clínicos anteriores do esCCO. O PWTT é o tempo medido entre o pico da onda R de um ECG e o ponto de ascensão da onda de pulso, como ilustrado na Figura 38 (esCCO, 2017).



Figura 38 – PWTT (Innovativetechnologies, 2017)

O PWTT tem três componentes temporais: PEP, T1 e T2, representadas na Figura 39. O PEP tem início com a onda R; o T1 define o tempo de deslocamento da onda de pulso da aorta até as artérias musculares, atravessando as artérias elásticas; o T2 é o tempo de deslocamento da onda de pulso da artéria muscular para a área periférica distal de medição de SpO₂ (esCCO, 2017).

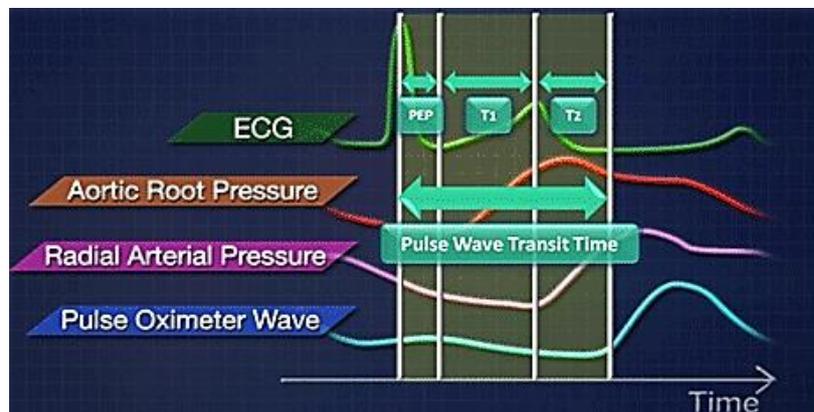


Figura 39 – Componentes temporais do PWTT (Innovativetechnologies, 2017)

Quando a resistência vascular afeta a pressão arterial, a relação entre o VS e a pressão arterial pode mudar, mas a relação entre o VS e o PWTT permanece constante na continuidade da propagação da onda de pulso através dos vasos, mesmo quando a relação entre o VS e a pressão arterial sofre alterações.

Numa situação em que se presencia o aumento da pressão arterial derivada da constrição vascular e não há variação no VS, o T1 diminui em consequência do aumento da pressão arterial associada ao aumento da resistência vascular. Simultaneamente, o T2 aumenta com a diminuição da velocidade de propagação pela vasoconstrição periférica.

Como a diminuição do período T1 é compensada pelo aumento do T2, não há alterações na relação entre o VS e o PWTT. A diminuição do T1 é ainda compensada pelo aumento do PEP consequente do aumento da pós-carga (esCCO, 2017).

2.3.3. Monitores de Sinais Vitais da Nihon Kohden

A Nihon Kohden tem no seu portfólio diferentes gamas de monitores de sinais vitais, com diferentes possíveis aplicações, centrais de monitorização e centrais telemétricas. A Figura 40 ilustra as quatro gamas de monitores em comercialização.



Figura 40 – Gama de monitores Nihon Kohden (Nihon Kohden, 2017)

As principais diferenças entre cada gama e modelo passam pelo fim a que se destinam e as necessidades que permitem colmatar em termos de monitorização de sinais vitais. Têm em consideração o serviço destino/tipologia de uso, tipo de parâmetros que permitem medir e dimensões. Estas diferenças são evidenciadas nos parágrafos seguintes.

Todos os monitores da Nihon Kohden fazem a medição de, no mínimo, os seguintes parâmetros: ECG, respiração, PNI, SpO₂ e temperatura. Para além desta monitorização base, consoante o modelo de monitor, poder-se-ão monitorizar também os valores de capnografia, BIS, TOF, PI, CO, PWTT e esCCO.

2.3.3.1. Modelo SVM

Os monitores SVM (Figura 41) são os mais acessíveis a nível económico, sendo uma válida opção de aquisição para necessidades de monitorização base, capnografia e de PI. Esta opção não torna imprescindível a necessidade de formação de prestadores de cuidados de saúde pois a sua *interface* é bastante fácil e intuitiva.



Figura 41 – Monitor gama SVM (Nihon Kohden, 2017)

Esta gama tem quatro monitores que diferem na dimensão do ecrã e na presença ou ausência da medição de pressão invasiva e capnografia, como descrito na Tabela 4.

Tabela 4 – Modelos Gama SVM (Nihon Kohden, 2017)

Gama SVM	Dimensão Ecrã	Pressão Invasiva	Capnografia
SVM 7501	10,4”	✘	✘
SVM 7503	10,4”	✓	✓
SVM 7521	12,1”	✘	✘
SVM 7523	12,1”	✓	✓

2.3.3.2. Modelo PVM

Aos monitores da gama PVM (Figura 42) está associado o conceito “fácil de manusear”, para que a sua utilização seja simples para qualquer utilizador.



Figura 42 – Monitor PVM (Nihon Kohden, 2017)

Os PVM têm um guia de instruções no ecrã para tornar a sua utilização ainda mais simples. Este guia possui ilustrações como as da Figura 43 que exemplificam como resolver um problema no decorrer de um alarme técnico, bem como imagens exemplificativas de como fazer a medição do ECG, PNI e SpO₂.

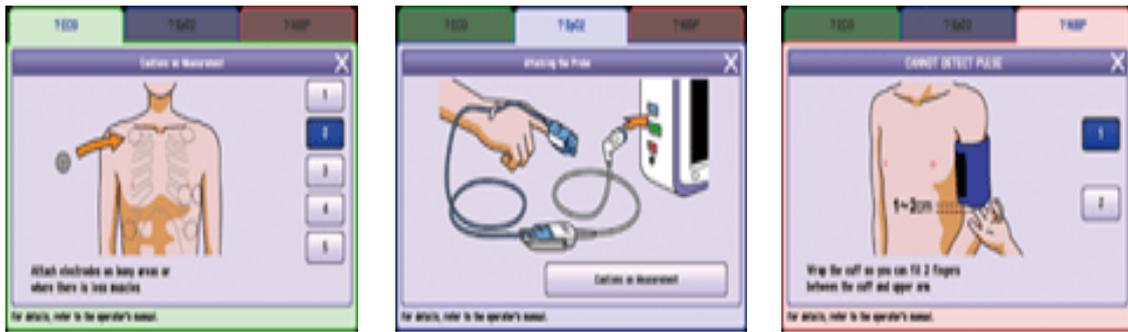


Figura 43 - Guia de Instruções PVM (Nihon Kohden, 2017)

A utilidade dos PVM está principalmente direcionada para serviços de internamento e recobro. Os monitores desta gama têm ambos um ecrã táctil de 10,4” e permitem medir cinco parâmetros: ECG (3 ou 8 derivações), SpO₂, PNI, respiração por impedância e temperatura. As tecnologias de medição de PWTT e esCCO estão também disponíveis nestas versões.

As diferenças entre os modelos desta gama residem nas funcionalidades extra em que o PVM-2703 suplanta o PVM-2701, nomeadamente a existência de uma entrada multiconector para além das entradas direccionadas (Figura 44), a capacidade de ligação em rede e a função “Interbed”, ou seja, possibilidade de visualização da monitorização de monitores de outros pacientes ligados em rede (Nihon Kohden, 2017).



Figura 44 – PVM-2703 à esquerda e PVM-2701 à direita (Nihon Kohden, 2017)

2.3.3.3. Modelo BSM

O modelo BSM divide-se em duas gamas, a 3000 e a 6000. A gama BSM 3000 (Figura 45) tem dois modelos, o BSM 3500 e BSM 3700, que apresentam entre si as diferenças no tamanho do ecrã e no número de multiconectores, evidenciadas na Tabela 5.

Tabela 5 – Modelos da Gama BSM (Nihon Kohden, 2017)

	Dimensão Ecrã	Multiconectores
BSM 3500	12”	2
BSM 3700	15”	3

Estes monitores têm como principal destino a monitorização no bloco operatório e na UCI, pelas avançadas capacidades que apresentam. É possível monitorizar todos os parâmetros

básicos (ECG, SpO₂, PNI, temperatura e respiração) e ainda, capnografia, PI, CO, TOF, BIS, PWTT e esCCO.

Permite ligação em rede, adicionando a função de monitorização “*Interbed*” até 16 monitores sem o recurso a uma central de monitorização. Adicionalmente, a compatibilidade com o protocolo HL7 permite o armazenamento dos dados dos pacientes para o sistema do hospital sem *software* adicional.



Figura 45 - Monitor BSM 3000 (Nihon Kohden, 2017)

Os monitores da gama BSM-6000 têm três modelos que diferem apenas nas dimensões do ecrã: 6300 (10.4”), 6500 (12”) e 6700 (15”).

Estes monitores (Figura 46), são bastante semelhantes aos BSM-3000, com uma diferença relativamente ao módulo de paciente que no BSM-6000 é destacável, o que o torna também apropriado para transporte. A vantagem deste módulo destacável está na facilidade de transporte do paciente em monitorização, ou seja, retirando o módulo evita-se mudar todos os sensores e respetivos cabos aquando da intenção de mudar o paciente de local/monitor, sendo suficiente que apenas se troquem os módulos que podem ter diferentes configurações de entradas (Nihon Kohden, 2017).



Figura 46 – Monitor BSM-6000 (Nihon Kohden, 2017)

O BSM 6000 tem três soluções para esta monitorização em transporte. A primeira solução corresponde ao armazenamento dos dados monitorizados enquanto o doente está conectado ao monitor. A segunda solução adiciona à primeira a opção de memória, pelo que os dados são monitorizados também durante o transporte. Por fim, a terceira solução consiste no acoplamento do monitor PT-1700 que, para além da monitorização contínua e armazenamento, permite a visualização da monitorização em transporte uma vez que possui um ecrã tátil próprio de 5,4” (Figura 47).



Figura 47 – PT-1700 acoplado a BSM 6000 (Nihon Kohden, 2017)

2.3.3.4. Modelo PT-1700

Como referido anteriormente, o modelo PT1700 (Figura 48) pode acoplar-se ao BSM 6000, no entanto tem autonomia própria e pode funcionar como um monitor de sinais vitais de forma independente.



Figura 48 – Monitor PT-1700 (Nihon Kohden, 2017)

Este monitor pode adequar-se a qualquer ambiente, mas está direcionado principalmente para a monitorização em transporte pela sua resistência e bateria de longa duração (5 horas), por ter um *design* leve e compacto e por permitir a transferência de dados sem fio para uma central ou para outro monitor.

Este monitor pode ainda encontrar-se acoplado a uma base de carregamento como ilustrado na Figura 49.



Figura 49 – PT 1700 (Nihon Kohden, 2017)

O PT-1700 poderá ser utilizado para a monitorização de todos parâmetros de possível mensuração já referidos, pois possui entradas dedicadas e multiconectores.

2.4. Ventiladores Pulmonares

As complicações pulmonares podem tornar a capacidade de respirar num ato difícil e desconfortável, podendo até tornar impossível respirar sem suporte ventilatório através de uma máquina ou com apoio de alguém (Bates, 2009).

2.4.1. Princípios de Ventilação Espontânea

A respiração tem por base um processo mecânico em que os músculos do tórax e do abdômen, sob controlo do cérebro, trabalham conjuntamente de forma a produzir as pressões desejadas para expandir o pulmão e permitir que o ar seja inspirado, superando a tendência retrativa dos pulmões e dos tecidos da parede torácica. As pressões também permitem a condução do ar ao longo das vias aéreas, começando este sistema de canais ramificados na boca e nariz e terminando nos alvéolos, onde a proximidade do ar e do sangue é tal que permite as trocas gasosas. São as propriedades mecânicas dos pulmões que vão determinar a relação entre pressões musculares, fluxos das vias aéreas e volumes pulmonares (Bates, 2009).

Na ventilação espontânea, a fase inspiratória é desencadeada pela contração do diafragma que, ao baixar a parede de fundo da cavidade torácica, dá origem ao deslocamento da superfície inferior dos pulmões promovendo, com o apoio dos músculos intercostais externos, a insuflação pulmonar (Martelo, 2015).

A pressão gerada pelo esforço muscular inspiratório permite a expansão dos volumes da caixa torácica e pulmões. Segundo a Lei de Boyle, “*Para uma quantidade fixa de um gás ideal mantido a uma temperatura constante, a pressão P e o volume V são inversamente proporcionais*”, levando a expansão do volume torácico à redução da pressão alveolar a valores abaixo da pressão atmosférica. O gradiente de pressão originado entre as vias aéreas proximais e o parênquima pulmonar promove um fluxo inspiratório de ar do ambiente exterior, atravessando as vias aéreas, até aos alvéolos. Este gradiente e a resistência das vias aéreas determinam a intensidade e forma da curva de fluxo inspiratório, observáveis na Figura 50 (Holanda, 2017); (Lei de Boyle-Mariotte, 2017).

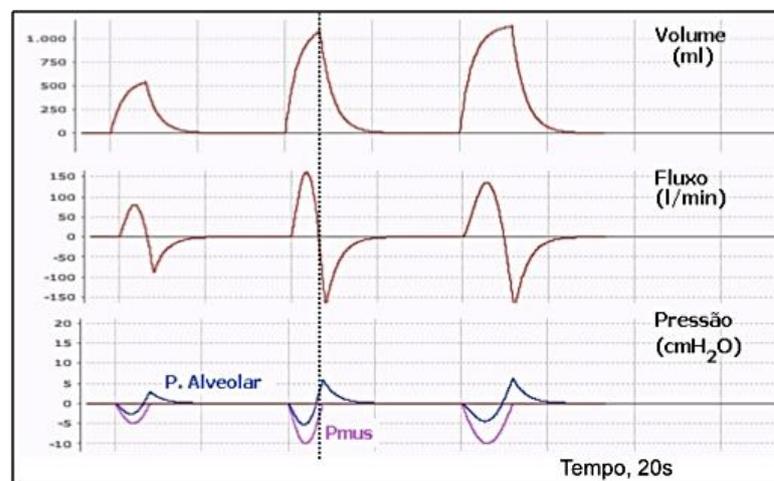


Figura 50- Ciclo respiratório espontâneo (Holanda, 2017)

Considera-se o tempo inspiratório a partir do início de entrada de ar até ao instante em que o valor máximo de volume corrente inspirado, volume de ar entregue aos alvéolos, é atingido. No final do ciclo inspiratório, o relaxamento muscular inspiratório e a retração elástica pulmonar conduzem ao aumento progressivo da pressão alveolar até exceder a pressão das vias aéreas proximais, representando este ponto o início da expiração. Graficamente o início do ciclo expiratório é marcado pela inversão da onda de fluxo (Holanda, 2017).

Na fase expiratória, a saída de ar impulsionada pela elevada pressão alveolar atingida no final da inspiração, é passiva. O tempo expiratório termina quando a pressão alveolar atinge novamente o valor da pressão das vias aéreas proximais, e se inicia um novo ciclo inspiratório. O controlo de todo este processo é da responsabilidade do centro respiratório, localizado no bulbo (Holanda, 2017).

Outro aspeto fundamental na ventilação pulmonar espontânea, é o papel desempenhado pelo conjunto das membranas da pleura visceral e parietal e *interface* líquida entre ambas. A adesividade e lubricidade inerente a estas estruturas permite a adesão dos pulmões às paredes torácicas, coagindo os mesmos a acompanhar os movimentos expansivos e redutivos do volume, conseqüente dos fluxos de circulação do ar nas duas direções (Martelo, 2015).

2.4.2. Princípios de Ventilação Mecânica

Pode definir-se um ventilador pulmonar como um dispositivo médico concebido para aumentar ou fornecer suporte ventilatório ao sistema respiratório, quando conectado às vias respiratórias de um paciente (ISO & IEC, 2011).

Um ventilador mecânico fornece suporte de vida com base em matrizes de sistemas lógicos digitais, *software* e modelos de inteligência artificial, de modo a fornecer o fluxo de ar necessário às vias respiratórias do paciente através de diferentes possíveis configurações (Hasan, 2010).

Os principais objetivos da ventilação mecânica consistem na eliminação de CO₂, na oxigenação e sincronização de pacientes (Hamilton-C3, 2016).

Para a descrever o modo de funcionamento de um ventilador, vai ser feita referência ao modo de funcionamento dos ventiladores da Hamilton, como esquematizado na Figura 51 e na Figura 52.

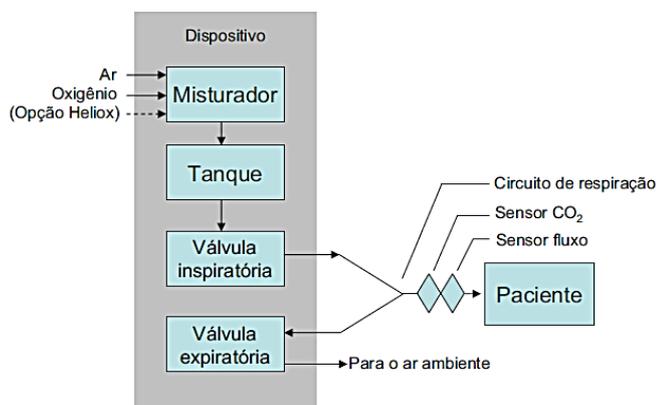


Figura 51 – Exemplo Ventilação em Circuito Aberto (Hamilton, 2014)

No esquema da Figura 51, o ar e O₂ pressurizados entram no ventilador através de retentores e uma vez que estejam no misturador eletrônico são combinados de acordo com as concentrações definidas pelo utilizador.

Estas concentrações mantêm-se a determinada pressão dentro de um reservatório, o tanque, que se vai reabastecendo à medida que a pressão diminui com o fornecimento da mistura ao paciente.

A presença de um microprocessador que controla a válvula inspiratória permite que a mistura, que vem do tanque, seja entregue ao paciente com o volume e tempo desejado pelo utilizador.

No trajeto final os gases são fornecidos ao paciente através da traqueia inspiratória, que poderá ser munida de um filtro inspiratório, passando por uma peça em Y, um sensor de CO₂ e um sensor de fluxo. O ar expirado retorna pela traqueia expiratória para a válvula expiratória que o expelle para o ar ambiente de forma a que esse ar nunca entre em contacto com os elementos internos do ventilador (Hamilton, 2014).

O esquema da Figura 52 corresponde também a um sistema aberto, no entanto, em vez de funcionar com ar pressurizado, este tipo de ventilador utiliza ar ambiente que entra por uma entrada de gás fresco.

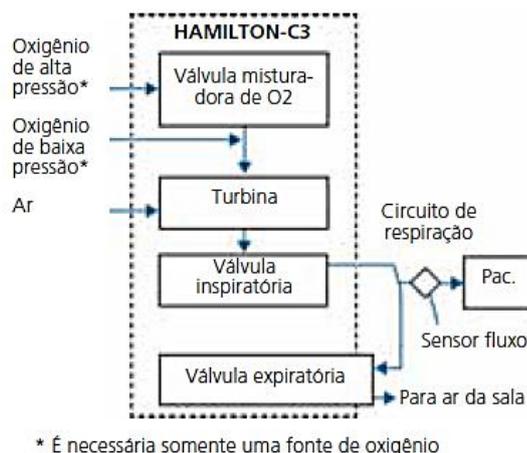


Figura 52 – Exemplos Ventilação de Circuito Aberto com Turbina (Hamilton-C3, 2016)

O O₂ utilizado poderá ser de alta ou baixa pressão, e vai ser comprimido simultaneamente com o ar pela turbina. No caso de se utilizar O₂ sob alta pressão, a válvula de misturadora de O₂ entrega a concentração definida pelo utilizador, optando-se pelo O₂ de baixa pressão, a concentração deste gás vai depender do fluxo do mesmo na fonte. Por forma a manter os níveis de pressão do sistema, o funcionamento da turbina é coordenado com o da válvula expiratória. Após a passagem da mistura pela turbina, a entrega ao paciente é feita do mesmo modo que descrito para um circuito aberto sem turbina.

2.4.3. Modos Ventilatórios Hamilton Medical

A Medicinália-Cormédica representa a Hamilton Medical na área da ventilação pulmonar crítica. Esta empresa, sediada na Suíça, desenvolve soluções na área da “ventilação inteligente” desde 1983, com objetivo de proporcionar cuidados de saúde com maior segurança para

pacientes em condições críticas, e ainda tornar mais fácil o uso dos ventiladores para os profissionais de saúde (Hamilton Ventilators, 2017).

Por modo ventilatório entende-se o processo pelo qual o ventilador pulmonar mecânico determina, parcial ou totalmente, de que forma os ciclos respiratórios mecânicos são entregues ao paciente. É o modo ventilatório que determina substancialmente o padrão respiratório do paciente durante a ventilação (Holanda, 2017).

A opção do modo a escolher para cada paciente, em determinado instante, vai depender do seu esforço respiratório: esforço inspiratório do paciente ausente, aumento do esforço respiratório ou respiração espontânea. Cada modo de ventilação determina o tipo de controlo, a sequência respiratória e o tipo de ciclo respiratório (Hamilton-C3, 2016).

De uma forma geral, os modos ventilatórios podem ser divididos em controlados ou assistidos. Recorre-se aos modos controlados quando o doente não tem estímulo respiratório, e aos modos assistidos quando o paciente apresenta estímulos (Dias, 2017).

A classificação dos modos ventilatórios não é padronizada, podendo um mesmo modo ventilatório ter distintas nomenclaturas em diferentes marcas comerciais de ventiladores, o que muitas vezes dificulta a formação dos profissionais de saúde.

Como tal, a exposição seguinte dos modos ventilatórios terá por base as nomenclaturas adotadas pela Hamilton Medical.

Os modos ventilatórios invasivos da Hamilton podem ser classificados como modos de ventilação obrigatória, ventilação sincronizada mandatória intermitente, ventilação espontânea e ventilação de suporte adaptativo, como esquematizado na Figura 53.

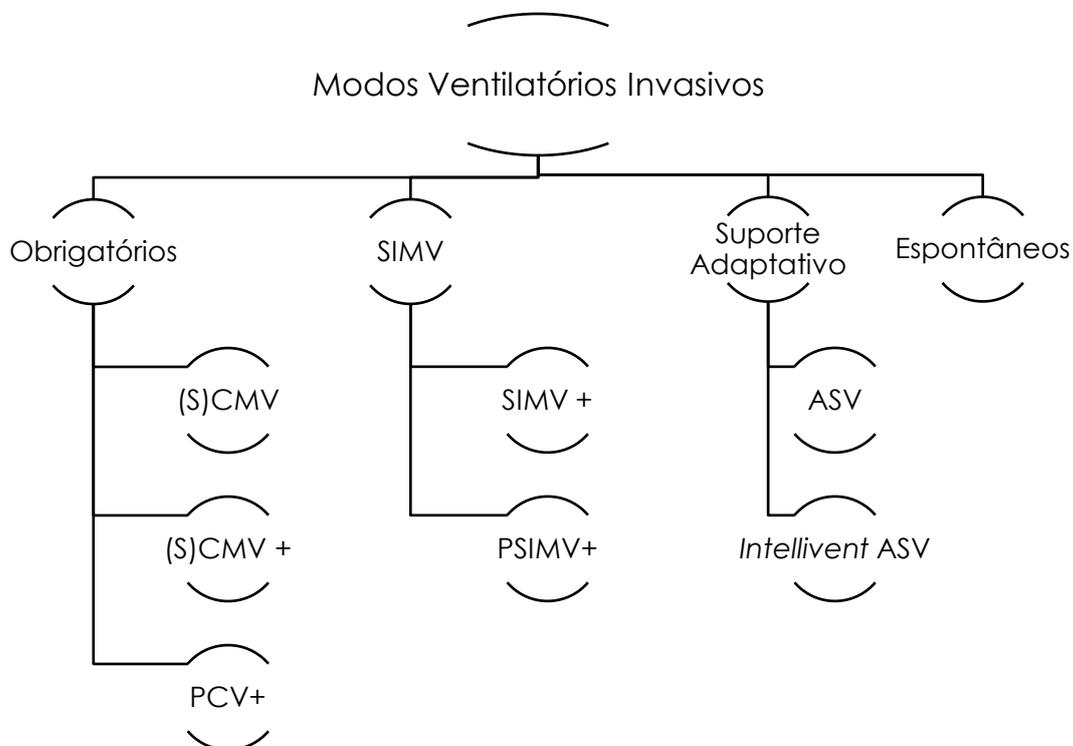


Figura 53 – Modos de Ventilação Invasivos da Hamilton (Hamilton-C3, 2016)

Na caracterização dos modos ventilatórios são usadas terminologias, abreviaturas e siglas próprias, a Tabela 6 define as principais.

Tabela 6 – Definições Ventilação (Hamilton-C3, 2016)

Parâmetros	Definição
CPAP	<i>Continuous Positive Airway Pressure</i>
Disparo I: F	Trigger inspiratório de fluxo
ETS	<i>Expiratory Trigger Sensibility</i>
FiO₂	<i>Fraction of inspired oxygen</i>
P_{control}	Pressão de controlo
P_{insp}	Pressão inspiratória
PEEP	<i>Positive End Expiratory Pressure</i>
P_{rampa}	Pressão de Rampa
P_{suporte}	Pressão de suporte
Relação I:E	Relação entre o tempo de inspiração (I) e o tempo de expiração (E)
T_{imax}	Tempo de inspiração máximo
T_{insp}	Tempo de inspiração
Trigger	Sensibilidade para reconhecer o esforço do paciente
V_{corr}	Volume corrente
VolMin	Volume por Minuto
V_{TG}	Volume Tidal Garantido
V_{Ti}	Volume Tidal

Em todos os modos ventilatórios da Hamilton, o utilizador é responsável pela definição da PEEP/CPAP, da Pressão ou Disparo i-F. O parâmetro Pausa (%) define-se relativamente ao tempo total de inspiração. As figuras gráficas que serão apresentadas nas descrições de cada modo ventilatório permitem ilustrar as diferenças nas curvas de pressão, fluxo e volume para cada um.

2.4.3.1. Modo (S)CMV

No modo (S)CMV (*Synchronized Controlled Mandatory Ventilation*) os ciclos respiratórios são de volume controlado e obrigatório (Figura 54).

Na ausência do início de um ciclo respiratório resultante de um estímulo do paciente, durante o intervalo de tempo predefinido, o ventilador entrega um volume corrente (V_{corr}) definido com um fluxo constante como padrão, tempo inspiratório e frequência respiratória escolhidos pelo utilizador (Hamilton-C3, 2016).

O V_{corr} administrado pelo ventilador é sempre o estabelecido, podendo a pressão nas vias aéreas, consoante a resistência e complacência pulmonar, aumentar ou diminuir. Para controlar essas variações, com objetivo de proteger os pulmões do paciente, é possível definir um limite de pressão superior. (Hamilton-C3, 2016).

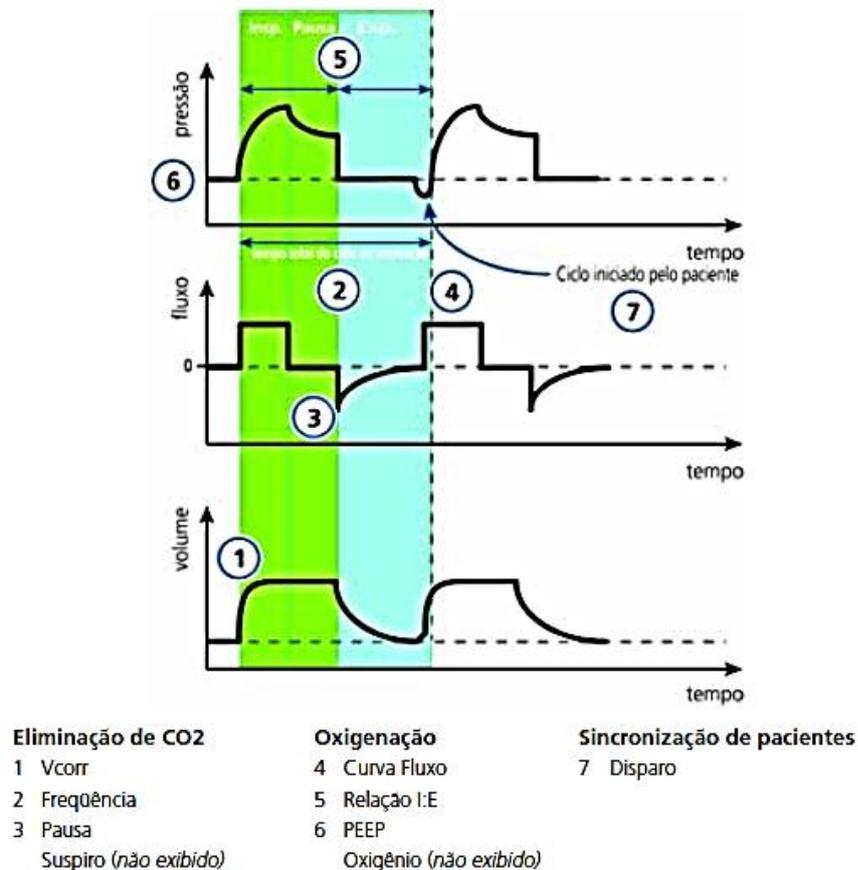


Figura 54- Modo (S)CMV (Hamilton-C3, 2016)

Se o utilizador quiser optar por um modo de volume controlado sem sincronização, poderá optar por este mesmo modo colocando o Disparo/Trigger a 0.

2.4.3.2. Modo APVcmv / (S)CMV+

O modo APVcmv (*Adaptive Pressure Ventilation Controlled Mandatory Ventilation*) é também conhecido como (S)CMV+. Este é um modo de ventilação de pressão regulada, com ciclos obrigatórios e com um volume-alvo (Figura 55).

É semelhante a um modo com volume controlado convencional, com a diferença na variável de controlo que, neste caso, é a pressão e não o fluxo. De modo a atingir o V_{corr} definido, existe uma adaptação da pressão ciclo a ciclo, como tal, o padrão da curva de fluxo é desacelerante e não constante como no caso do modo anterior.

Neste modo ventilatório o utilizador define o V_{corr} alvo e a frequência a que será entregue pelo ventilador, no entanto o paciente pode adicionalmente iniciar ciclos espontâneos entre ciclos obrigatórios (Hamilton-C3, 2016).

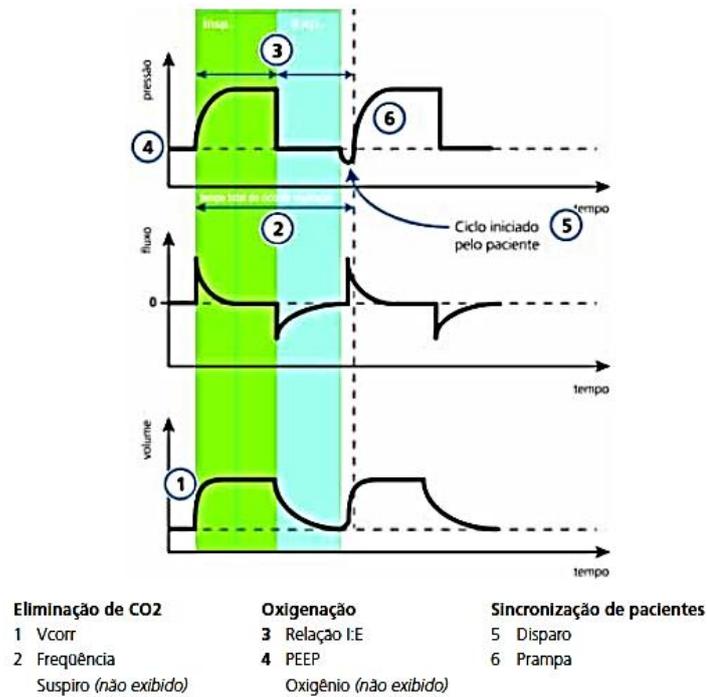


Figura 55 - Modo APVcmv / (S)CMV+ (Hamilton-C3, 2016)

2.4.3.3. Modo SIMV

O modo SIMV (*Synchronized Intermittent Mechanical Ventilation*) consiste na entrega de ciclos obrigatórios com volume controlado, que podem ser substituídos por ciclos espontâneos com suporte de pressão. Durante o intervalo, após a entrega de um ciclo respiratório obrigatório, o paciente pode realizar outros ciclos (Figura 56).

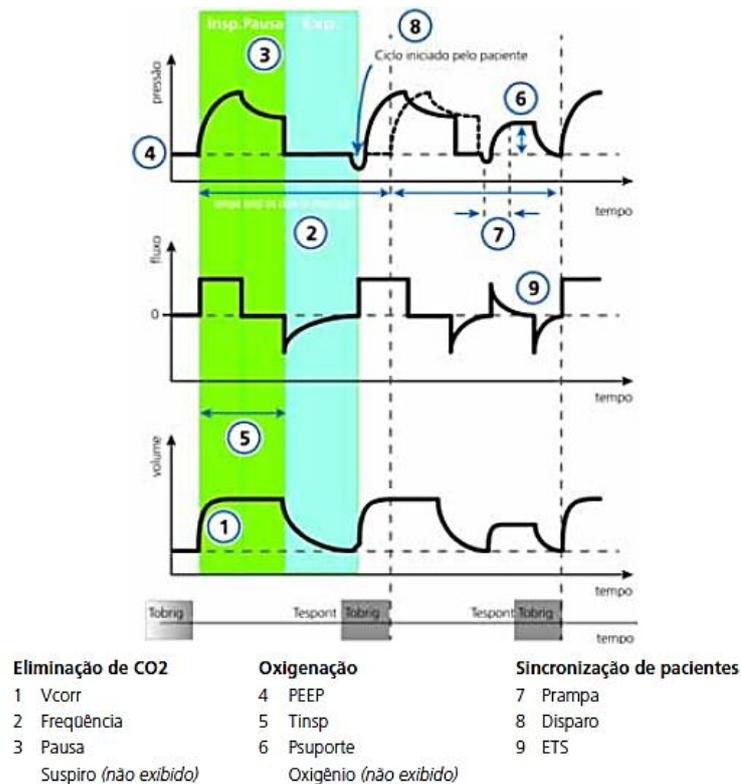


Figura 56 - Modo SIMV (Hamilton-C3, 2016)

Neste modo é garantido um volume na frequência programada pelo utilizador, bem como é definido um tempo obrigatório e um tempo espontâneo.

O ventilador aguarda o intervalo tempo obrigatório por um ciclo iniciado pelo paciente, enquanto tal não acontece, o ventilador entrega um ciclo obrigatório até ao final do intervalo. Se o paciente inicia um ciclo respiratório, o ventilador fornece um ciclo obrigatório e os ciclos posteriores durante o intervalo tempo espontâneo são produzidos por fluxo dando de um suporte de pressão (Hamilton-C3, 2016).

2.4.3.4. Modo APVsimv / SIMV+

O modo APVsimv (*Adaptive Pressure Ventilation Synchronized Intermittent Mechanical Ventilation*) é também designado como SIMV+. Tal como no modo SIMV, são definidos valores para os intervalos de tempo obrigatório e espontâneo. Este modo funciona também de forma intermitente com volume-alvo, mas com um padrão de fluxo desacelerante, como se pode ver na curva de fluxo da Figura 57, contrariamente ao SIMV (Figura 56) que entrega fluxo constante (Hamilton-C3, 2016).

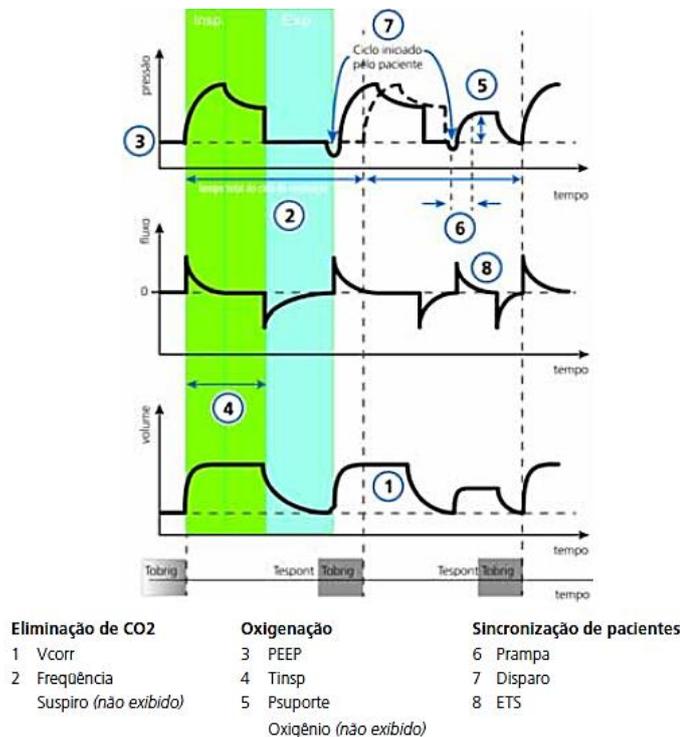
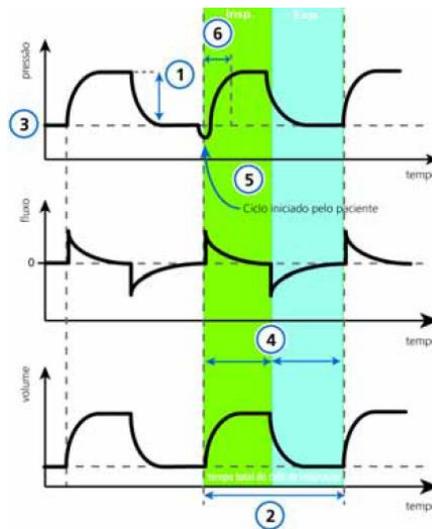


Figura 57 - Modo Ventilatório APVsim/SIMV+ (Hamilton-C3, 2016)

2.4.3.5. Modo PCV+

No modo PCV+ (*Pressure Controlled Ventilation*), os ciclos respiratórios são de volume controlado e obrigatórios. Se o paciente iniciar um ciclo, pode haver um aumento da frequência inspiratória. O utilizador poderá definir a pressão, o tempo de rampa, o tempo de inspiração e a frequência. É produzido um nível constante de pressão pelo ventilador (Figura 58), pelo que o volume estará dependente das configurações de pressão, tempo de inspiração e da resistência e complacência do pulmão do paciente (Hamilton-C3, 2016).



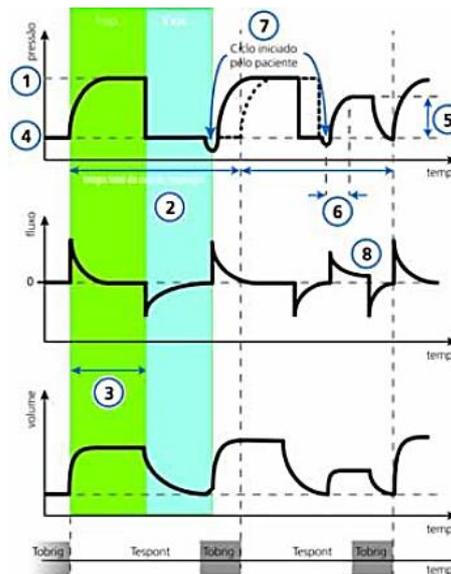
Eliminação de CO2	Oxigenação	Sincronização de pacientes
1 Pcontrol	3 PEEP/CPAP	5 Disparo
2 Freqüência	4 Relação I:E ^a	6 Prampa
Suspiro (não exibido)	Oxigênio (não exibido)	

Figura 58 - Modo Ventilatório PCV+ (Hamilton-C3, 2016)

2.4.3.6. Modo PSIMV+

No modo PSIMV+ (*Pressure-Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation*) os ciclos respiratórios obrigatórios são ciclos PCV+ que podem ser alternados com ciclos espontâneos (Figura 59). Cada intervalo respiratório no modo PSIMV+ inclui tempo obrigatório e tempo espontâneo.

Neste modo o utilizador define para os ciclos mandatórios a pressão controlada bem como a frequência respiratória, T_{insp} e Relação I:E. Para os ciclos espontâneos define a Pressão de suporte (acima de PEEP) e a ciclagem de inspiração/expiração é definida pela % ETS.



Eliminação de CO2	Oxigenação	Sincronização de pacientes
1 Pcontrol	3 T _{insp}	6 Prampa
2 Freqüência	4 PEEP/CPAP	7 Disparo
Suspiro (não exibido)	5 Psuporte	8 ETS
	Oxigênio (não exibido)	

Figura 59- Modo PSIMV + (Hamilton-C3, 2016)

2.4.3.7. Modo Espontâneo

O modo espontâneo é um modo de suporte de pressão. Os ciclos respiratórios neste modo são obrigatórios e espontâneos (Figura 60). É definida uma P_{suporte} que permite suportar os esforços respiratórios espontâneos do paciente. Se a P_{suporte} for configurada para o valor zero, o ventilador terá um funcionamento igual a um sistema CPAP. A P_{suporte} traduz-se na pressão aplicada durante a inspiração acima de PEEP, os ciclos poderão ser iniciados pelo paciente ou pelo operador manualmente.

Neste modo podem configurar-se os parâmetros: P_{suporte} , P_{rampa} e a ETS na percentagem de pico de fluxo. A PEEP define a PEEP/CPAP aplicada durante a expiração (Hamilton-C3, 2016).

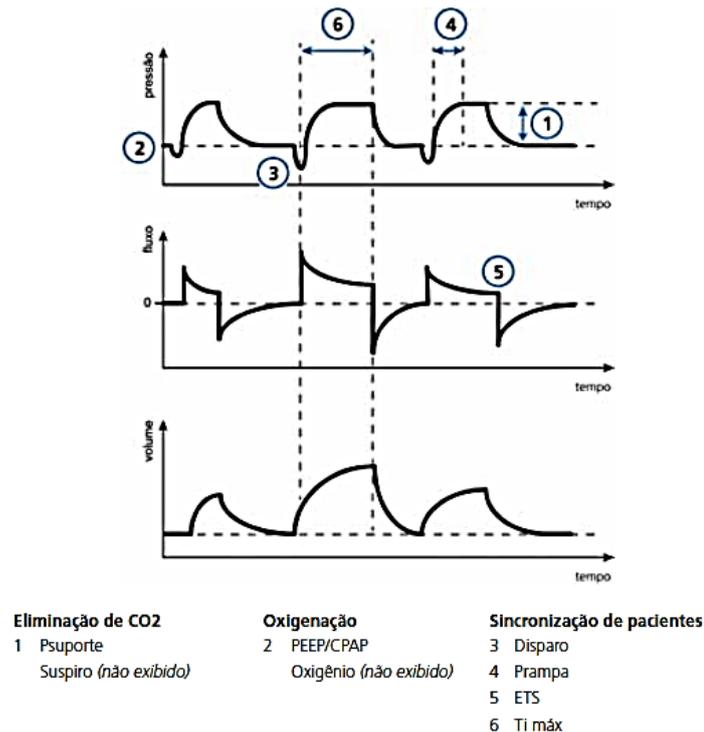


Figura 60 - Modo Espontâneo (Hamilton-C3, 2016)

2.4.3.8. Modo ASV

O modo ASV (*Adaptive Support Ventilation*) corresponde a uma ventilação de suporte adaptativo (Figura 61).

Este é um modo de ventilação inteligente projetado para facilitar o uso da ventilação mecânica para os utilizadores e também torná-la mais segura para o paciente.

O utilizador define a percentagem de volume minuto (%VolMin), a PEEP e a de FiO_2 . A %VolMin vai definir o volume minuto entregue ao paciente a partir do valor do seu peso corporal ideal (IBW - *Ideal Body Weight*), calculado automaticamente pelo ventilador quando introduzido o género e altura do paciente, combinado com os valores da P_{insp} , frequência, V_{corr} e relação I:E.

Este modo vai manter um volume mínimo por minuto, configurado pelo utilizador, independentemente da atividade respiratória do paciente. O ASV vai ajustar a P_{insp} e a frequência baseado em cada ciclo, esse ajuste considera as alterações do estado do paciente

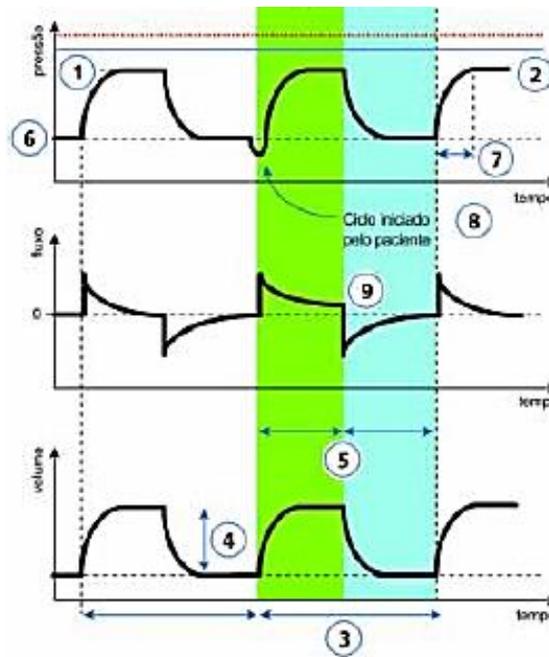
(resistência e complacência) e para atingir o padrão-alvo utiliza estratégias de proteção pulmonar.

Com o ASV pretende-se manter um volume minuto mínimo predeterminado considerando:

- A respiração espontânea;
- Evitar taquipneia;
- Evitar AutoPEEP;
- Evitar ventilação excessiva do espaço morto;
- Ventilar eficientemente pacientes em apneia ou com baixo esforço respiratório;
- Detetar se o paciente consegue respirar sozinho.

Todas estas premissas sem exceder a P_{insp} de 10 cmH₂O abaixo do limite superior do alarme de pressão.

O modo ASV procura alcançar um modelo respiratório favorável para o paciente, evitar padrões respiratórios potencialmente prejudiciais, permitir uma extubação precoce e, conseqüentemente, reduzir o tempo de ventilação de cada paciente (Hamilton-C3, 2016).



Eliminação de CO ₂	Oxigenação	Sincronização de pacientes
1 P_{insp} Automaticamente calculada	5 Relação I:E Automaticamente calculada	7 Prampa
2 Limite P_{asv}	6 PEEP/CPAP Definida pelo operador	8 Disparo
3 Frequência Automaticamente calculada	Oxigênio (não exibido) Definido pelo operador	9 ETS
4 V_{corr} Automaticamente calculado	%VolMin. Definido pelo operador	
Suspiro (não exibido)		

Figura 61 - Modo ASV (Hamilton-C3, 2016)

2.4.3.9. Modo *Intellivent*

O *Intellivent* baseia-se no modo anterior, o ASV, e regula automaticamente a eliminação de CO₂ e oxigenação do paciente a partir dos seus dados fisiológicos e dos valores alvo definidos pelo utilizador.

Os alvos definidos são o valor da Pressão de CO₂ no final da expiração (PetCO₂) e do SpO₂ do paciente. Configurados estes parâmetros, o ventilador adapta automaticamente os restantes parâmetros para a eliminação de CO₂ (% volume minuto) e oxigenação (PEEP e FiO₂) (Hamilton-C3, 2016).

De modo a manter o paciente dentro dos intervalos alvo, o modo *Intellivent* monitoriza continuamente os parâmetros lidos do paciente e ajusta automaticamente os parâmetros anteriormente referidos.

2.4.4. Ventiladores da Hamilton Medical

O portefólio da Hamilton permite a ventilação para qualquer tipo de pacientes, desde neonatais com peso corporal a partir 0,2 kg, pediátricos e adultos até uma altura de 250cm. É possível a ventilação em todos os modelos a partir de 2ml sempre que tiver a opção Neonatal incluída. Caso contrário, inicia em 20ml (pediatria) (Hamilton-C3, 2016).

A Figura 62 ilustra os 8 modelos existentes de ventiladores da Hamilton.



Figura 62- Portefólio da Hamilton (Hamilton Ventilators, 2017)

As principais diferenças entre eles são a necessidade de ar comprimido ou não (no caso os de turbina), o tipo de mobilidade e a complexidade de ferramentas avançadas que permitem. Estas e outras demais diferenças nas funcionalidades de cada modelo são exploradas nesta secção. Pelas suas diferenças podem agrupar-se os ventiladores Hamilton em dois principais grupos distintos, os ventiladores de turbina e os ventiladores de gases pressurizados com misturador de gases convencional.

A denominada plataforma C, ventiladores com turbina de alta performance, é constituída pelos modelos C1, C2, C3, C6, MR1 e T1. Esta tecnologia permite que estes ventiladores possam ser usados como ventiladores de cabeceira, mas também de transporte. Para além desta vantagem, estes contribuem para uma redução de custos uma vez que não necessitam de ar respirável

pressurizado, apenas necessitam de O₂ pressurizado, o que facilita também o transporte, visto que será menos uma botija a transportar.

Dentro desta plataforma, podemos facilmente ver as semelhanças entre os modelos T1, C1 e MR1 na Figura 63. Visualmente conseguimos rapidamente distingui-los pelas suas cores (T1 – vermelho, C1- branco, MR1 – Amarelo) (Hamilton Ventilators, 2017).



Figura 63 - Ventiladores T1, C1 e MR1, respetivamente (Hamilton Ventilators, 2017)

Estes ventiladores são compactos e têm a mesma performance. Apresentam um ecrã de 8,4” e uma *interface* igual. No entanto, as características que os distinguem definem a sua maior compatibilidade para as funções a que se destinam.

O ventilador C1 está desenhado para uma ventilação de cuidados intensivos, em diversos ambientes, com possibilidade de utilização de modos invasivos e não invasivos e terapia de oxigénio de alto fluxo. A sua elevada mobilidade está associada às suas pequenas dimensões/peso e ausência de necessidade de botija de ar comprimido, graças à presença de turbina. Estas características tornam-no um ventilador de cabeceira ideal para pacientes na unidade de cuidados intensivos de curto ou longo prazo, urgências, unidades de cuidados intermédios ou de recuperação e transporte intra-hospitalar.

O ventilador T1 é o modelo direcionado para o transporte inter-hospitalar, sendo o único ventilador com nível de cuidados intensivos homologado para uso em ambulâncias, helicópteros e aviões. A turbina integrada torna a sua mobilidade elevada, dispensando o transporte de mais uma botija para além da de O₂, reduzindo assim o peso, espaço e aumentando a eficiência da ventilação para pacientes que necessitem de serem transportados para fora do hospital.

A robustez mecânica associada ao T1 e a elevada autonomia (até 9 horas) fazem também deste ventilador ideal para transporte. Para além desta distinta funcionalidade de transporte, o T1, como já referido, tem a mesma performance que um C1, o que significa que também poderá ser usado como um ventilador de cabeceira de cuidados intensivos com todas as avançadas capacidades e modos ventilatórios que o anterior.

O ventilador MR1 tem também o mesmo modo de funcionamento que os anteriores, a única diferença é a sua adequabilidade para uso em ressonância magnética.

Os ventiladores C2 e C3, ilustrados na Figura 64, têm um funcionamento similar ao C1, destacando-se como principais diferenças o facto de não serem modelos tão leves e compactos,

estão mais direcionados para UCI pois as suas performances e dimensões do ecrã são superiores, 10,4” no caso do C2 e 12,1” no C3 (Hamilton Ventilators, 2017).



Figura 64 - Ventilador Hamilton C2 e C3, respetivamente (Hamilton Ventilators, 2017)

Por fim, esta plataforma inclui ainda o último modelo da Hamilton, o C6. Este ventilador combina modularidade, mobilidade e fácil utilização com uma vasta gama de recursos avançados.

Tal como outros ventiladores da Hamilton, o C6 inclui as mais avançadas tecnologias de ventilação inteligente, tal como os modos ASV e Intelivent-ASV, e ainda possui ferramentas para avaliação do pulmão e manobras de recrutamento, controlo contínuo da pressão do *cuff* do tubo endotraqueal, medição de pressão transpulmonar, monitorização de ventilação de última geração e um humidificador integrado.

Este ventilador é de turbina de alto desempenho e fornece um fluxo máximo de 260 litros por minuto.

Com o lançamento do C6 (Figura 65), surge também a nova tecnologia IntelliSync +, desenvolvida para identificar e corrigir as assincronias paciente-ventilador e seus efeitos negativos sobre o paciente.



Figura 65 - Ventilador Hamilton C6 (Hamilton Ventilators, 2017)

As formas de onda são analisadas continuamente entre cem e duzentas vezes por segundo, permitindo ao IntelliSync+ detetar os esforços do paciente e ciclagem imediatamente e iniciar inspiração e expiração em tempo real. Pode utilizar-se esta tecnologia em qualquer modo ventilatório, invasivo ou não invasivo.

Os ventiladores com misturador de gases convencional G5 (Figura 66) e S1 (Figura 67) estão direcionados para uma ventilação pulmonar crítica de cabeceira.



Figura 66 - Ventilador Hamilton G5 (Hamilton Ventilators, 2017)



Figura 67 - Ventilador Hamilton S1 (Hamilton Ventilators, 2017)

Estes dois ventiladores e o C6 são os mais completos no que diz respeito ao uso de mais modos ventilatórios e ferramentas. O S1 permite utilizar todos os modos ventilatórios existentes da Hamilton, o G5 apenas não inclui o *Intellivent*, no entanto, é possível realizar um *upgrade* do G5 para ficar com as mesmas potencialidades do S1.

2.5. Máquinas de Anestesia

Neste subcapítulo são abordados os princípios associados à prática de anestesia, o modo de funcionamento de uma máquina de anestesia, os modos ventilatórios da Lowenstein Medical e o seu portfólio relativo às máquinas de anestesia.

2.5.1. Princípios de Anestesia

Por anestesia entende-se a “ausência ou perda de vários ou de um dos tipos de sensibilidade, em todo ou parte do corpo”, o ato de anestésiar consiste numa supressão durante determinado tempo da sensibilidade e consciência, com aplicações associadas à medicina (Porto Editora, 2017).

Existem diferentes formas de anestesia:

- Anestesia dissociada – consiste na dissociação patológica da sensibilidade;
- Anestesia epidural – tem por base a aplicação de anestésico na zona da medula espinal que dá origem à supressão da sensibilidade apenas na parte inferior do corpo;
- Anestesia geral – aplicação de anestésicos sob a forma gasosa por via inalatória e de drogas por via endovenosa;
- Anestesia local – aplicação de anestésico na proximidade de um nervo que leva à supressão da sensibilidade de uma parte do corpo.

A técnica de anestesia geral permite a prática de cirurgia sem que o paciente tenha reação à dor (imobilidade), nem esteja ciente do que está a ser sujeito (amnésia). Associado à anestesia geral pode estar a necessidade de suporte de ventilação mecânica (Marques, 2008).

A prática da anestesia geral tem três fases: a de indução anestésica, de manutenção da anestesia e de recobro anestésico.

Na fase de indução anestésica são administrados diferentes fármacos por via endovenosa, antes de se proceder à intubação. Se for o caso, também poderá ser aplicada uma máscara com uma pré-oxigenação.

Após a indução anestésica surge a fase da manutenção da anestesia que poderá ser realizada com o uso de uma máscara facial, máscara laríngea ou por intubação traqueal, dependendo da cirurgia em causa. Durante esta fase é de extrema importância a monitorização do paciente para assegurar a sua estabilidade e controlar a profundidade anestésica. No início desta fase o consumo de fluxo de gases é elevado, para que as concentrações de halogenado no ar expirado se atinjam rapidamente. Após atingidas essas concentrações, o fluxo de gás passa a ser o que é consumido pelo paciente.

Durante a fase de recobro anestésico, o acordar, inicia-se a recuperação da atividade reflexa e desaparece o relaxamento muscular e hipnose. Nesta fase os vaporizadores já foram desligados, existindo apenas o consumo de ar e O₂. A eliminação dos anestésicos inalatórios acelera com o incremento da ventilação (Marques, 2008).

Na fase expiratória, representada na Figura 68, o ar expirado pelo paciente atravessa o sensor de fluxo expiratório (F2) e vai passar pelo reservatório de cal sodada (AB) por forma a ser absorvido o CO₂. A mistura de gás fresco (G1) com os anestésicos (NIV) vai ser enviada para o fole (D), onde também será adicionada parte do ar expirado e o ar do balão de respiração (B). O gás excedente no fole é expelido pela válvula de controlo elétrico (VC1), que nesta fase se encontra aberta, para o sistema de exaustão (Heinen&Lowenstein, 2011).

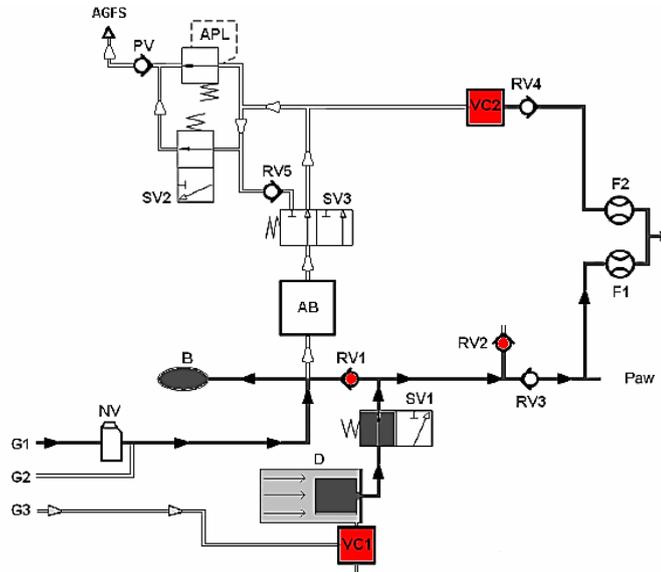


Figura 69 - Ventilação Mecânica fase inspiratória (Heinen&Lowenstein, 2011)

A Figura 69 representa o modo operatório da ventilação mecânica durante a fase inspiratória. A mistura presente no fole (D) segue para o paciente atravessando o sensor de fluxo inspiratório (F1). Simultaneamente, o balão (B) é preenchido com uma mistura de gás fresco e gases anestésicos (Heinen&Lowenstein, 2011).

2.5.3. Modos Ventilatórios Lowenstein Medical

A Lowenstein Medical é a empresa representada pela Medicinália-Cormédica para comercialização de máquinas de anestesia. Esta empresa tem equipamentos na área da anestesia, neonatologia e ventilação de cuidados intensivos. Nesta secção são apresentados os modos ventilatórios mecânicos (Figura 70) disponibilizados pela Lowenstein para as máquinas de anestesia.

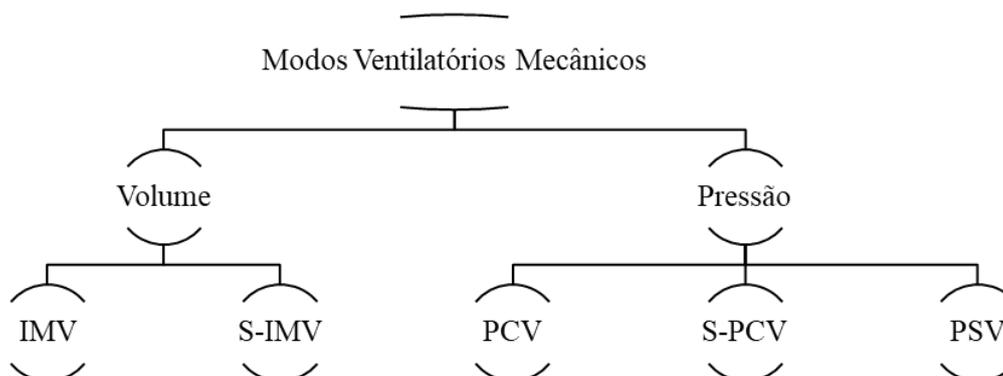


Figura 70 - Modos Ventilatórios Lowenstein Medical (Heinen&Lowenstein, 2011)

Os modos ventilatórios mecânicos podem ser de volume ou pressão, com ou sem sincronização. A cada modo estão associados diferentes tipos de curvas que podem tornar-se um indicador importante para os utilizadores extraírem informação essencial à monitorização da ventilação.

2.5.3.1. Modo IMV

O modo IMV (*Intermittent Mandatory Ventilation*) é um modo de ventilação controlada por volume (Figura 71).

Neste modo é possível ajustar os parâmetros do volume tidal (V_{Ti}), a relação I:E, a frequência da ventilação, um valor de PEEP e % de Plateau. Pode ainda, por motivos de segurança, definir-se uma pressão máxima, P_{Max} , que despoleta a interrupção da ventilação quando a pressão de ventilação ultrapassa esta pressão limite. Assim, esta ventilação é controlada por volume com limite de pressão (Heinen&Lowenstein, 2011).

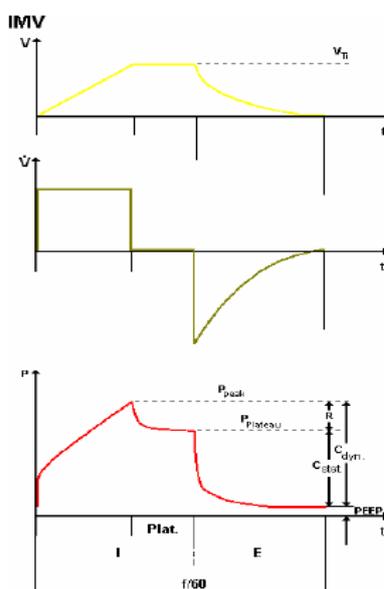


Figura 71 - Curvas de Volume, fluxo e pressão no Modo IMV (Heinen&Lowenstein, 2011)

2.5.3.2. Modo PCV

O PCV (*Pressure Controlled Ventilation*) é um modo controlado por pressão, com limite de pressão e volume garantido. Neste modo de ventilação são ajustáveis os parâmetros: Pressão inspiratória (P_{insp}), relação I:E, frequência, PEEP e % Plateau, Volume Tidal Garantido (V_{TG}) e P_{max} . O ventilador começa por ventilar o paciente com um fluxo constante elevado até atingir a P_{insp} , prosseguindo com um fluxo decrescente para manter constante a pressão alcançada.

O parâmetro de V_{TG} está na posição OFF por *default* ao iniciar a ventilação em modo PCV, ao ser configurado com um valor limite, o parâmetro P_{insp} passa a P_{max} . Desta forma, o volume tidal é fornecido ao paciente como pressão controlada (Figura 72). Se a pressão de ventilação atingir a pressão configurada (P_{max}), origina-se uma pressão de plateau e o volume tidal não é totalmente fornecido (Lowenstein Medical, 2017).

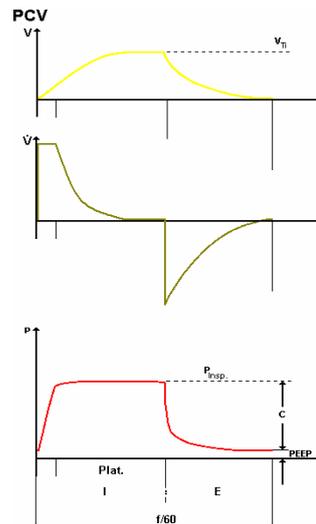


Figura 72 - Curvas de Volume, fluxo e pressão do modo PCV (Heinen&Lowenstein, 2011)

2.5.3.3. Modo S-IMV

O modo S-IMV (*Synchronize Intermittent Mandatory Ventilation*) intercala ventilação mandatória com ventilação espontânea (Figura 73). Os ciclos mandatórios são de volume e entregues a uma frequência programada.

Um esforço inspiratório do paciente pode disparar ciclos mandatórios sincronizados, recebendo o paciente um volume pré-configurado, V_{Ti} , nesse momento, ou seja, cada esforço inspiratório do paciente aciona o modo espontâneo do ventilador. Para além da V_{Ti} e da frequência, neste modo são também configuráveis os parâmetros Pressão de Plateau e P_{Max} .

No instante da ventilação, determinada pela frequência programada, o ventilador gera um *trigger*. Na tentativa seguinte de inspiração do paciente, é entregue uma inspiração. O período designado como “janela de aquisição” corresponde ao período a partir do meio de uma expiração até ao fim da mesma, é o intervalo disponível para a ativação do *trigger*. Se após esta janela de aquisição o *trigger* não for ativado, a inspiração é administrada sem sincronização. O período seguinte permite um ciclo espontâneo e reinicia uma nova janela de aquisição (Lowenstein Medical, 2017).

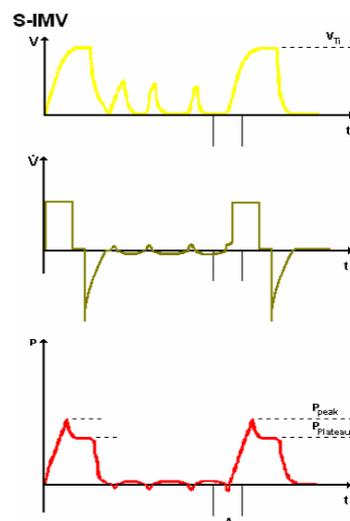


Figura 73 - Curvas de Volume, fluxo e pressão do Modo S-IMV (Heinen&Lowenstein, 2011)

2.5.3.4. Modo S-PCV

O modo S-PCV (*Synchronized Pressure Control Ventilation*), tal como o S-IMV, intercala ventilação mandatória com ventilação espontânea (Figura 74).

O modo de funcionamento é bastante semelhante com a diferença que é através do controlo da pressão que este modo entrega ciclos respiratórios mandatórios e controlados por P_{insp} . Também são configuráveis a PEEP e a Pressão de Plateau.

No que diz respeito à resposta do ventilador na altura do tempo esperado de inspiração e do período de tempo de espera de aquisição, este modo funciona da mesma forma que o modo S-IMV (Lowenstein Medical, 2017).

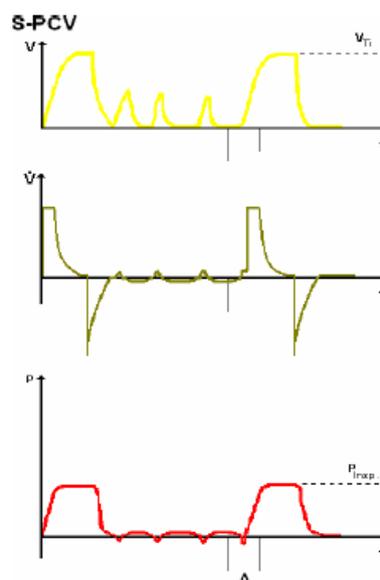


Figura 74 - Curvas de Volume, Fluxo e Pressão no modo S-PCV (Heinen&Lowenstein, 2011)

2.5.3.5. Modo PSV

O modo PSV (*Pressure Support Ventilation*), fornece pressão de suporte durante uma ventilação espontânea insuficiente (Figura 75).

A frequência respiratória é determinada pelo paciente, mas o ventilador assume uma percentagem ajustável do trabalho respiratório.

Cada esforço inspiratório do paciente tem suporte mecânico (*trigger* configurável) através da configuração de uma pressão positiva, P_{insp} .

Durante a inspiração desencadeada pelo paciente, o ventilador vai introduzir a expiração a partir do momento que o fluxo de inspiração seja inferior a 25% do valor máximo atingido anteriormente. A PEEP é também configurável.

Se a ventilação não for desencadeada pelo paciente após o intervalo programado de apneia, o ventilador inicia uma inspiração automaticamente. Este intervalo de apneia é contabilizado a partir do fim da inspiração (Lowenstein Medical, 2017).

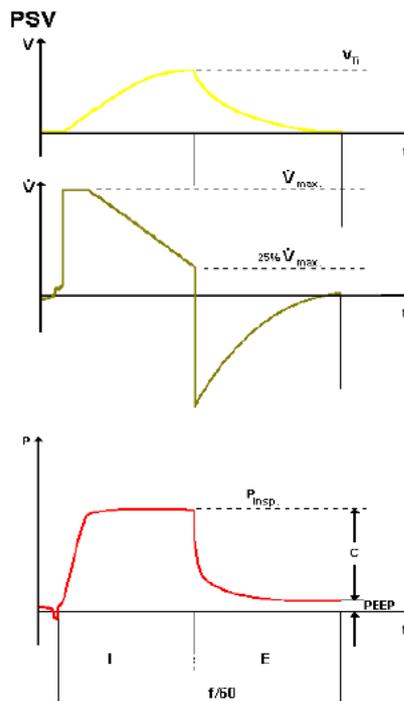


Figura 75 - Curvas de Volume, Fluxo e Pressão no modo PSV (Heinen&Lowenstein, 2011)

Consoante o modo ventilatório selecionado, é possível configurar alguns dos parâmetros de ventilação. A Tabela 7 permite entender de forma clara e resumida os parâmetros que podem ser ajustados pelo utilizador para cada modo (Heinen&Lowenstein, 2011).

Tabela 7 - Parâmetros Configuráveis nos Modos Ventilatórios (Heinen&Lowenstein, 2011)

	PCV	IMV	S-PCV	S-IMV	PSV
Frequência	✓	✓	✓	✓	
I:E	✓	✓			
Plateau (%)	✓	✓	✓	✓	
PEEP (CMH₂O)	✓	✓	✓	✓	✓
V_{TI}		✓		✓	
P_{MAX}	✓	✓		✓	
P_{INSP}	✓		✓		✓
V_{TG}	✓				
Trigger			✓	✓	✓
T_{INSP}			✓	✓	
Backup					✓
Ventilação manual					✓

2.5.4. Máquinas de Anestesia da Lowenstein Medical

Nesta secção são analisados os três principais modelos de máquinas de anestesia da Lowenstein Medical: Leon, Leon Plus e Leon MRI, representados na Figura 76.



Figura 76 – Máquinas de Anestesia: Leon, Leon Plus e Leon MRI, respetivamente (Lowenstein Medical, 2017)

Em comum, todas as máquinas de anestesia têm a cassette de paciente desacoplada de gás fresco e, com intuito de evitar a formação de condensação e promover o aquecimento dos gases, este módulo é aquecido. Esta cassette (Figura 77) tem como particularidade ser totalmente metálica e poderá ser completamente esterilizada. Os ventiladores são acionados de forma pneumática e controlados eletricamente, com fole suspenso e compensação de *compliance* (Lowenstein Medical, 2017).

Esta particularidade, de suspensão do fole, da Lowenstein Medical torna a ventilação mais fisiológica e permite atingir uma PEEP de 0. Esta vantagem não existe nas soluções de fole ascendente, situação causada pelo peso do próprio fole.



Figura 77 - Cassete de paciente (foto do Autor)

A ventilação, em qualquer um dos modelos, conseguirá ser adaptada a pacientes adultos, pediátricos e neonatos, e poderá ser executada em circuito fechado ou aberto. O uso do

ventilador de anestesia em circuito fechado tem a vantagem económica de diminuição do consumo dos gases, pois permite o reaproveitamento dos mesmos. Estas máquinas de anestesia podem ainda ser comercializadas com suporte de rodas ou para suspensão no teto através de pendentos.

As principais diferenças entre os três modelos de Leon são explicitadas na Tabela 8.

Tabela 8 - Principais Diferenças: Leon, LeonPlus e Leon MRI (Heinen&Lowenstein, 2011)

	Leon	Leon Plus	Leon MRI
Ecrã	12,1”	15”	12.1”
Tipo de misturador de gás fresco	Mecânico	Eletrónico	Mecânico
Sensor ótico	Não	Sim	Não
Sistema de impulsão	20-1600 ml	5 - 1600ml	20-1600 ml
Compatibilidade com ressonância magnética	Não	Não	Sim

Como referido na tabela, a grande particularidade do Leon MRI é o facto de ser o único modelo que poderá ser utilizado em ressonância magnética.

A presença de sensor ótico no fole (Figura 78) do sistema de impulsão no modelo Leon Plus, permite a deteção de uma possível fuga no sistema precocemente. Quando o volume da fuga no sistema supera o volume de gás fresco, é possível observar que o fole, a cada ciclo, enche um pouco menos, pois a quantidade da mistura será inferior à própria fuga. Sem este sensor, o ventilador irá alarmar apenas numa fase mais tardia, quando já não for possível a ventilação. Com sensor, será dado o alarme logo nos primeiros ciclos em que o fole não é completamente cheio, pois o fole deixa de descer até ao ponto detetado pelo sensor (Lowenstein Medical, 2017).



Figura 78 - Sensor ótico (foto do Autor)

2.6. Equipamentos da Oncovision

Na área da oncologia, a Medicinália-Cormédica representa a Oncovision, um fornecedor líder de dispositivos de imagem médica funcional, utilizados por cirurgiões, radiologistas, oncologistas e médicos nucleares para o diagnóstico e tratamento de cancro.

Esta representada tornou-se uma marca dinâmica numa indústria tecnologicamente competitiva e em alto crescimento. A Oncovision comercializa os seus produtos em mais de 30 países, através de uma combinação de vendas diretas e distribuidores.

No seu portefólio, a Oncovision apresenta um gama de produtos clínicos. A linha de produtos clínicos inclui a Wprobe (sonda gama para gânglio sentinela), o Sentinella (câmara gama intraoperatória) e o Mammi PET (dispositivo de diagnóstico de cancro de mama). A Oncovision possui também no seu portefólio pré-clínico um PET (*Positron Emission Tomography*) / SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*) / CT (*Computerized Tomography*) de pesquisa/investigação, o modelo Albira.

2.6.1. Biópsia Gânglio Sentinela

A grande maioria dos tumores espalham-se através do sistema linfático, o que torna a análise dos gânglios linfáticos regionais num fator de prognóstico de extrema importância numa avaliação clínica de um doente oncológico.

A biópsia seletiva do gânglio sentinela (SLNB – *Sentinel Lymphatic Node Biopsy*) é a técnica de referência nos casos de cancro da mama e melanoma, e começa também a ser aplicada noutros tipos de tumores. Este procedimento é atualmente a melhor opção como técnica para tumores de drenagem superficial (Oncovision, 2016).

A técnica SLNB consiste na identificação, remoção e exame do gânglio linfático, ou gânglios no caso de ser mais que um, para onde o tumor está a drenar em primeira instância, por forma a determinar se existe ou não presença de células cancerígenas no mesmo. Esse nódulo designa-se por gânglio sentinela (Figura 79). O resultado de confirmação da existência ou ausência de células cancerígenas neste nódulo, é das ferramentas mais importantes para a determinação do estágio do cancro e dos tratamentos a equacionar (Zhang, 2016); (Sentinel Lymph Node Biopsy, 2017); (Oncovision, 2016).

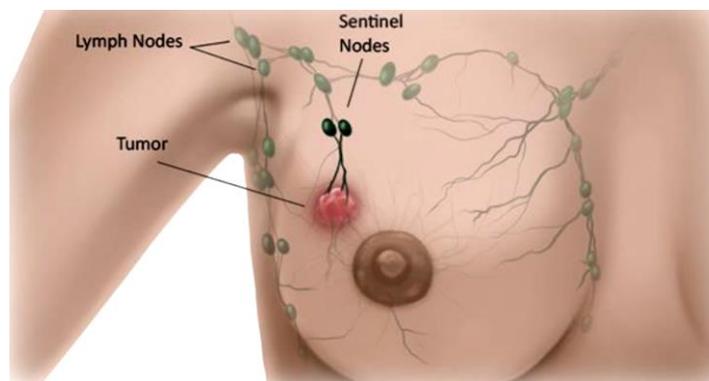


Figura 79 - Gânglios sentinela (Oncovision, 2016)

Existem várias técnicas para localização do gânglio sentinela, tais como o *Blue Dye*, a Florescência e a Sonda Gama.

A técnica *Blue Dye* foi a primeira a ser utilizada para SLNB, e consiste na injeção de 3 a 5 ml de corante azul à volta do tumor, como ilustrado na Figura 80, seguida de uma massagem local. O corante é drenado através dos vasos linfáticos até ao gânglio sentinela que se torna visível por ficar preenchido com o corante (Figura 81). Esta técnica é utilizada principalmente em tumores com drenagem superficial, poderá ser utilizada também em associação a uma técnica radio-guiada (Oncovision, 2016); (Valadas, 2010).

Esta técnica apresenta as seguintes desvantagens:

- A visibilidade dos nódulos é limitada, está dependente da gordura ou da superficialidade do corante no nódulo;
- O seu padrão de drenagem pode ser diferente de outro tipo de traçadores;
- Pode dar origem a reações anafiláticas graves;
- Pode produzir tatuagens permanentes na pele (Oncovision, 2016); (The Breast Center, 2017).

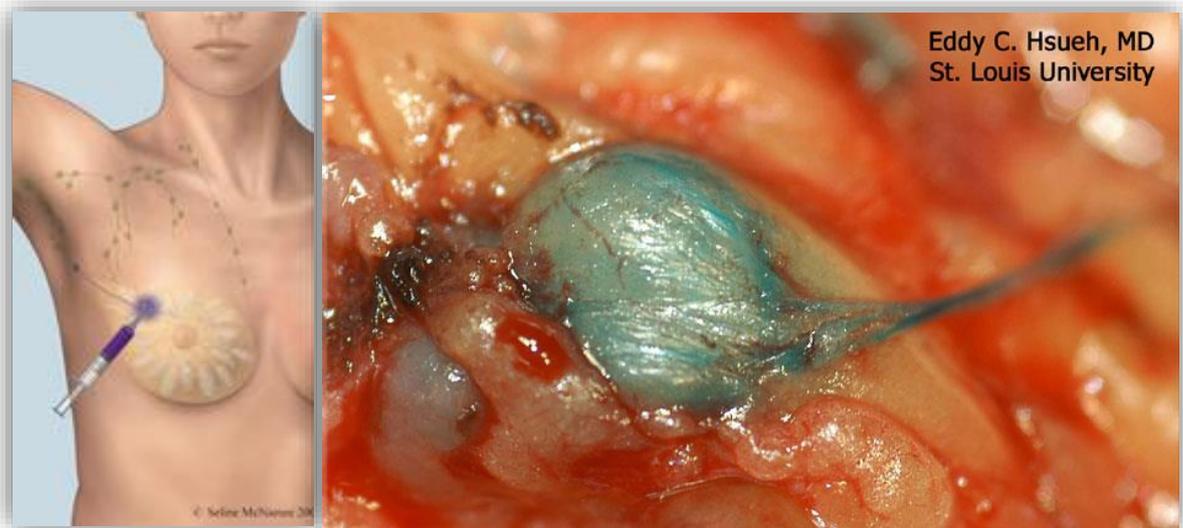


Figura 80 - Injeção de Blue Dye (The Breast Center, 2017)

Figura 81 - Gânglio sentinela com Blue dye (Oncovision, 2016)

A fluorescência (Figura 82) envolve também a injeção de um contraste, neste caso fluorescente (ICG - *Indocyanine green*), sensível à luz infravermelha. A técnica acaba por ser semelhante à de *Blue Dye*, mas apresenta uma melhoria substancial em relação à sensibilidade (mais 50% de nódulos detetados) devido à penetração mais profunda nos tecidos da luz infravermelha. O padrão de drenagem é idêntico aos radio marcadores mais comuns em cirurgia quando misturado (Oncovision, 2016); (Zhang, 2016).

Esta técnica tem algumas limitações:

- A visibilidade é muito superficial, limitada a alguns milímetros;
- O ICG é apenas aplicável como última abordagem, já com campo aberto e sem tecido adiposo;

- Se for usado de forma independente, sem qualquer mistura, possui um padrão de drenagem que torna muito difícil identificar o nódulo sentinela pois o injetável flui através da cadeia linfática;
- Não deve ser usado como a única técnica de abordagem (Oncovision, 2016).

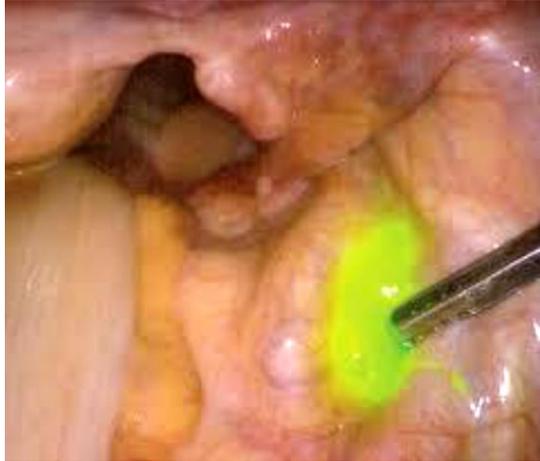


Figura 82 - Fluorescência ICG (Oncovision, 2016)

Atualmente, uma técnica muito frequentemente usada é a Sonda Gama. Estas sondas são usualmente um instrumento portátil com um detetor de cintilação incorporado na extremidade, e um indicador digital que funciona como contador da atividade detetada. Para facilitar ao utilizador a leitura da atividade, as sondas gama costumam ter um sinal sonoro com frequência proporcional à atividade detetada e volume configurável. Para tirar o máximo partido desta técnica, é necessário um *kit* de sonda e *tablet* que facilita o acompanhamento de tal atividade (Oncovision, 2016).

A Figura 83 representa o procedimento de rotina para localização do gânglio sentinela com sonda gama, que consiste na injeção prévia de Tecnécio 99 (Tc99), seguida de cintigrafia de localização / mapeamento e localização complementar pré e intraoperatória com a sonda (Oncovision, 2016); (Valadas, 2010).

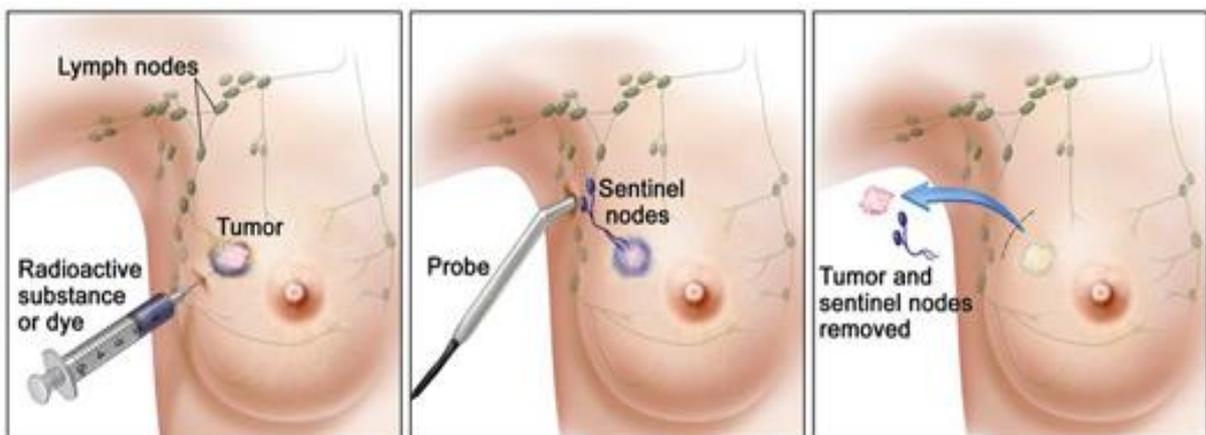


Figura 83 - Procedimento Gânglio Sentinela (Sentinel Lymph Node Biopsy, 2017)

A qualidade de uma sonda é avaliada de acordo com os vários parâmetros, destacando-se pela importância a resolução espacial, sensibilidade, blindagem e o campo de visão (FOV - *Field of View*) (Oncovision, 2016).

A esta técnica estão associadas algumas restrições:

- O alcance da sonda, consoante o tecido, não ultrapassa os 2 cm;
- Tem uma superfície de deteção de aproximadamente 25 mm²;
- Não armazena os dados de um paciente, apenas transmite as contagens instantâneas (no caso da Wprobe também transmite uma contagem máxima por varrimento) (Oncovision, 2016).

Assim, a complementaridade de uma câmara gama poder-se-á tornar uma mais-valia para este tipo de procedimento, como será explorado ainda nesta secção.

2.6.2. Wprobe – Sonda *wireless* de deteção de Raios Gama

A Wprobe (Figura 84), sonda para deteção do gânglio sentinela, foi projetada com o objetivo de tornar a técnica SLNB mais fácil, de forma precisa e fiável para as suas várias aplicações clínicas. Pode ser utilizada em cirurgias abertas e laparoscópicas: cabeça e pescoço, cirurgia minimamente invasiva da paratiroide, mama, urologia, ginecologia e melanoma. A sua precisão permite localizar os gânglios linfáticos mais complexos, a sua elevada sensibilidade facilita a localização e excisão de pequenos gânglios dificilmente visíveis, que muitas vezes não são detetados por outros equipamentos (Oncovision, 2016).



Figura 84 - Wprobe (Oncovision, 2016)

É uma tecnologia sem fios e com grande autonomia (cerca de 200 horas), o seu *design* torna-o um dispositivo ergonómico e fácil de manusear. Existem dois tamanhos de sonda, o *standard*, com 11 cm, e o laparoscópico, com 35 cm. Ambos os modelos têm um diâmetro de apenas 10,5 mm por forma a evitar danos desnecessários nos tecidos.

Esta sonda pode ser facilmente esterilizada, o que permite a sua utilização sem manga de proteção. Para visualização do número de contagens, a Wprobe tem um *tablet* com um ecrã tátil de 10,4” com uma *interface* intuitiva e fácil de usar. Este *tablet* permite, através de ligação

Bluetooth integrada, a visualização em tempo real do número de contagens e ainda a emissão de um sinal sonoro que altera a sua frequência com o incremento do número de contagens.

A Wprobe inclui ainda uma importante característica: a visualização do número de contagens máxima em cada varrimento. Assim, é possível ao utilizador, durante um varrimento, visualizar o registo do número máximo de contagens detetadas, num painel ao lado do número instantâneo de contagens (Oncovision, 2014).

2.6.3. Sentinella – Câmara Gama Intraoperatória

A Figura 85 ilustra o Sentinella, este equipamento é uma câmara gama intraoperatória de alta resolução com um sistema único e inovador de deteção do gânglio sentinela *in vivo* em ambiente cirúrgico. Permite avaliar as possíveis extensões dos gânglios linfáticos, possibilitando a identificação de gânglios sentinelas para além das cadeias convencionais, em áreas complexas e de drenagem profunda. Tem uma elevada portabilidade e inclui um braço ergonómico com uma mira laser que permite direccionar a câmara por forma a visualizar as áreas pretendidas. O *software* incluído permite ao utilizador tirar proveito das imagens em várias aplicações: leads virtuais, ROIs, rastreio duplo, imagens dinâmicas, DICOM entre outros (Oncovision, 2013); (Oncovision, 2016).



Figura 85 - Sentinella (Oncovision, 2016)

O Sentinella permite a aquisição e armazenamento de imagens intraoperatória em tempo real (30-60 segundos) enquanto que, um resultado de laboratório de anatomopatologia, demoraria cerca de 30 minutos, o que se traduz numa redução do tempo de cirurgia. Estas imagens têm uma elevada resolução, 1,6 mm, comparativamente às câmaras padrão, que têm em geral 4 mm. Mediante estas características, o Sentinella facilita a deteção de gânglios sentinela e consequentemente, permite a extração precisa e segura do gânglio sentinela com apoio do ponteiro laser (Oncovision, 2013); (Oncovision, 2016).

Este equipamento consegue identificar gânglios que não são detetados com qualquer outra técnica, reduzindo assim os falsos negativos.

O Sentinella revela ainda ser fundamental para a confirmação de um “campo limpo” após extração dos gânglios sentinela, uma vez que permite ao utilizador certificar se a ressecção foi completa. Na Figura 86 podemos visualizar o braço do Sentinella na primeira imagem, protegido por uma manga, uma segunda imagem pré-cirurgia, onde se identificam o tumor, com maior atividade, e dois gânglios sentinela. A terceira figura é uma imagem pós-cirurgia, onde se pode confirmar que ambos os gânglios foram removidos, ficando assim com um “campo limpo” (Oncovision, 2016).

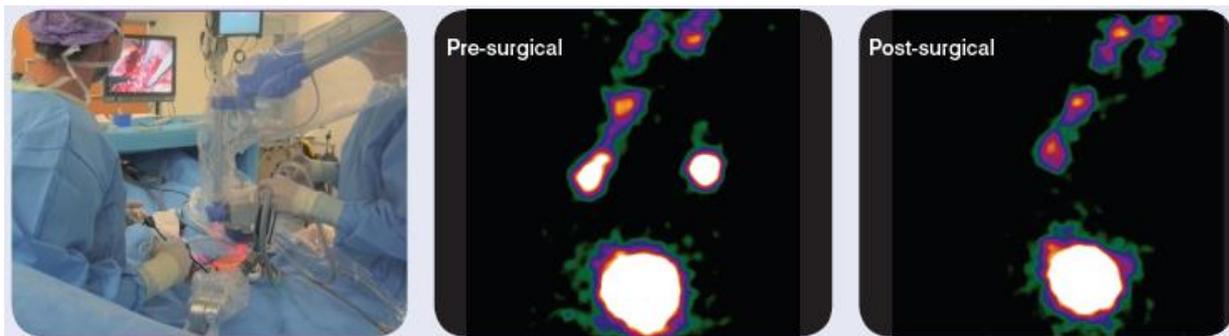


Figura 86 - Confirmação Campo Cirúrgico Limpo (Oncovision, 2016)

Outro procedimento comum com o Sentinella é a confirmação *ex vivo* do gânglio que foi removido (Figura 87). Pode acontecer com alguma frequência que um gânglio saudável seja removido por engano e, conseqüentemente, o gânglio sentinela permaneça no paciente. Esta confirmação *ex vivo* é um procedimento recorrente, inclusive com as sondas gama (Oncovision, 2016).



Figura 87 - Confirmação Gânglio Sentinela *ex vivo* (Oncovision, 2016)

Os estudos acerca do Sentinella apresentam grandes evidências clínicas. Este foi utilizado em mais de 30000 pacientes e encontram-se instalados mais de 100 equipamentos Sentinella em 27 países dos vários continentes (Oncovision, 2016).

2.6.4. Mammi - PET Dedicado

O inovador Mammi PET (Figura 88) é um dispositivo de diagnóstico de cancro de mama capaz de visualizar lesões de menos de 2 mm e quantificar a atividade tumoral.

Este PET especial tem uma resolução clínica de 1,6 mm, muito superior à resolução de 6 mm de outros equipamentos, o que se torna essencial para a deteção precoce do cancro de mama. A sua tecnologia de imagem pode identificar pequenas lesões com mais precisão do que outras técnicas convencionais.

O Mammi tem uma definição e caracterização extraordinárias de lesões, áreas ativas de tumores heterogêneos e limites tumorais. Torna-se a ferramenta ideal para uma maior especificidade nos tratamentos, com um plano cirúrgico mais preciso e uma monitorização mais eficiente de resposta aos tratamentos.



Figura 88 - Mammi (Oncovision, 2016)

A posição em prona (Figura 89) sem compressão mamária, associada a uma configuração de anel, visa proporcionar o conforto do paciente, aumentar a sensibilidade e a deteção das lesões difíceis (Oncovision, 2013); (Oncovision, 2016).



Figura 89 - Posição em Prona para exame com Mammi (Oncovision, 2016)

O Mammi apresenta várias vantagens enquanto equipamento de diagnóstico, tais como a detecção precoce e precisão no diagnóstico através de imagens *True 3D* de alta resolução que ajudam em casos mais complexos (cirurgias anteriores, peito denso, etc.). Possibilita assim a redução de falsos positivos resultantes dos exames morfológicos: ressonância magnética, mamografia e ultrassom. A Figura 90 e a Figura 91 correspondem ao mesmo paciente, a imagem adquirida com o Mammi permite excluir os falsos negativos que se evidenciam na imagem de MRI (Oncovision, 2016).

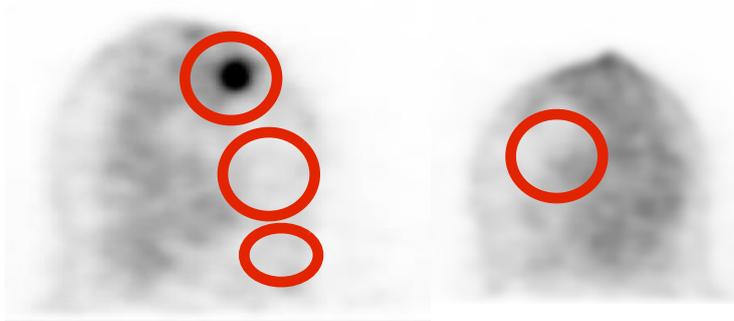


Figura 90 - Imagem Mammi (Oncovision, 2016)

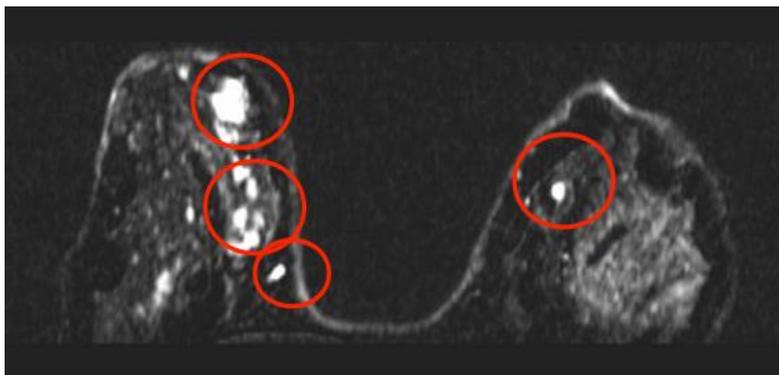


Figura 91 - Imagem MRI (Oncovision, 2016)

Outra vantagem é a monitorização da resposta precoce da terapia neoadjuvante, pois dá informações sobre a atividade metabólica do tumor, forma, tamanho e quantificação precisa da SUV (*Standard Uptake Value*), indicador do metabolismo da glicose no tumor. Esta monitorização pode, com o Mammi, ser efetuada mensalmente, contrariamente a um exame PET completo visto que a concentração deste é de 10 mCi, e do Mammi é de 3 mCi. Este *follow up* torna-se imprescindível para otimizar a personalização de tratamentos.

O Mammi não tem restrições de pacientes, consegue uma boa resolução inclusive com tecidos densos, tem uma melhor aceitação por parte das pacientes e é de fácil interpretação (Oncovision, 2013); (Oncovision, 2016).

2.7. Sistemas de Gestão de Vídeo e Imagem

O termo “sistema de gestão de vídeo para Bloco Operatório” refere-se ao conjunto de dispositivos, *software*, cabos, *interfaces* e acessórios que permitem a gestão de fontes de imagem e vídeo e dispositivos de apresentação.

Um dos principais objetivos deste sistema é criar um ambiente de trabalho eficiente e ergonómico, por forma a garantir e melhorar o fluxo de trabalho para o utilizador e o paciente, em ambiente operatório.

2.7.1. Sistema de Gestão da Videomed

O Truelink 4 (Figura 92), sistema de gestão de vídeo da Videomed, é um sistema de distribuição e comunicação de áudio, vídeo e imagem, que pode ser utilizado para três principais funcionalidades: distribuição, gravação e transmissão.

A distribuição do sinal (*routing*) é feita dentro do BO tendo em conta a importância da conexão flexível de monitores e de fontes de imagem, bem como a sua simples distribuição. A gravação de documentação de cirurgias no BO, imagens e vídeos, é possível pela conexão de cada uma das fontes a um disco de armazenamento interno. A exportação de dados é flexível e pode incluir unidades PACS, servidores de ficheiros, leitores USB e leitores de DVD. A transmissão pode ser realizada por videoconferência ou *streaming*.

Este sistema permite ainda o controlo dos candeeiros operatórios do BO, da luz ambiente do BO e da câmara panorâmica da sala, do sistema de som central e posicionamento da mesa operatória.

Todas as funcionalidades no TrueLink 4 são geridas por uma *interface* gráfica de utilizador que é controlada por um monitor táctil (Videomed, 2017).

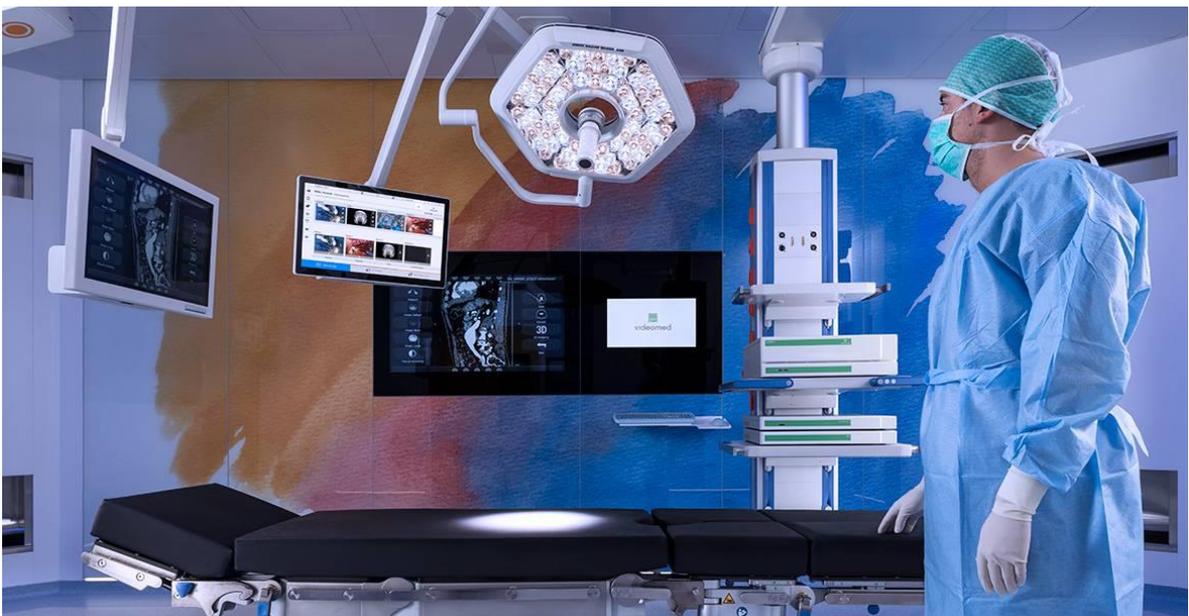


Figura 92 - BO equipado com Truelink 4 (Videomed, 2017)

Com o intuito de tornar o uso deste sistema simples, o *software* inclui uma *interface* de design compacto e intuitivo, que facilita a ação do utilizador em poucos comandos. As funcionalidades principais acima mencionadas podem ser acedidas num único 'clique' e funções de arrastar e largar, incluindo para distribuição de vídeo, gravação ou videoconferência.

Este sistema de gestão de vídeo, com todas as suas funcionalidades, é um dispositivo médico em conformidade com o Apêndice IX da Diretiva 93/42/CEE relativa aos dispositivos médicos. Como tal, o sistema é projetado especificamente para uso médico. O sistema está equipado com uma proteção contra choques elétricos e com nós equipotenciais. O sistema modular fornece as 3 principais funcionalidades separadas por dispositivos de *hardware* modulares. Esta abordagem otimizada leva a um aumento da segurança do sistema e facilita os *upgrades* no futuro (Videomed, 2017).

2.7.2. Sistema de Gestão de Imagem da Therapixel

O sistema da Therapixel representado na Figura 93 pode ser integrado no sistema de gestão da Videomed ou utilizado independentemente.



Figura 93 - Sistema de Gestão Therapixel (Therapixel, 2017)

Este sistema inovador permite, a partir de um ecrã do bloco operatório, acesso, seleção e visualização de imagens do sistema PACS, resultantes de diferentes modalidades de imagiologia, e ainda o acesso a funcionalidades de análise, permitindo que todas as ações e acessos sejam controlados pelo cirurgião sem tocar, mantendo assim as condições de esterilização.

A tecnologia encontra-se no *software* e no sensor ótico, conectados a qualquer ecrã. A *interface* transmitida pelo ecrã permite navegar no *software* (Figura 94), sem toque, através da identificação da mão e do dedo do utilizador pelo sensor (Therapixel, 2017).

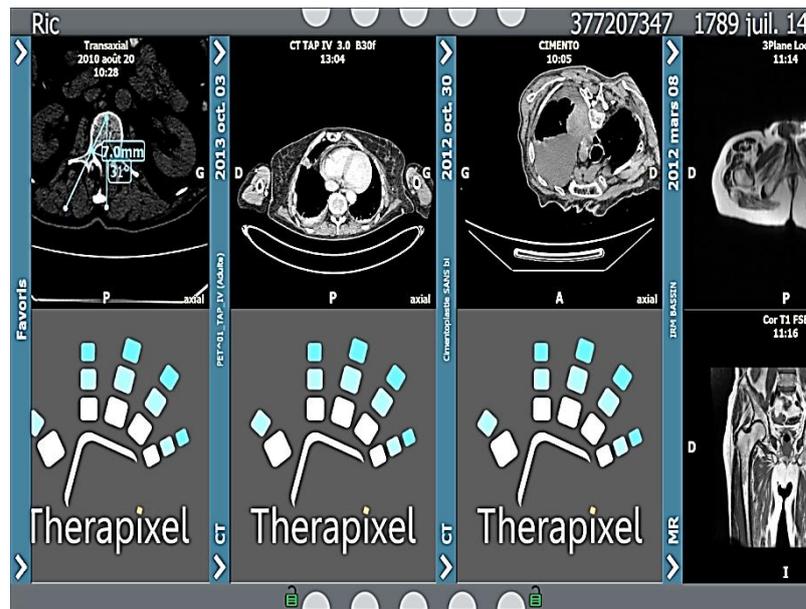


Figura 94 - Interface Therapixel (Therapixel, 2017)

A Therapixel torna compatível a execução de diversas tarefas em ambiente cirúrgico:

- A visualização, no ecrã do bloco, de imagens de diferentes modalidades de imagiologia médica;
- A consulta de imagens do processo clínico do paciente;
- A manipulação de imagens, tais como operações de aumento, diminuição e navegação num volume;
- A visualização e manipulação de modelos 3D;
- A realização de operações de pós-processamento simples, como a mudança de contraste, brilho, reformatação e navegação 3D.

O recurso a este sistema permite ao cirurgião uma consulta rápida da informação pretendida, evitando o auxílio de um intermediário para a escolha de imagens, o que se traduz numa redução do tempo de cirurgia.

Para além desta visualização no BO, a Therapixel criou ainda a possibilidade de ter uma estação de trabalho de pós-processamento disponível, com a mesma *interface*, acessível pelo cirurgião em qualquer lugar, através de um computador, *tablet* ou *Smartphone*, designado por Anywhere (Therapixel, 2017).

Capítulo 3 - Gestão da Manutenção

Para além da comercialização de equipamentos, a Medicinália-Cormédica também tem projetos de Gestão da Manutenção em vários hospitais. Durante este estágio foi possível ter uma participação ativa nesses três projetos: Casa de Saúde de São Mateus, Hospital Misericórdia da Mealhada e Hospital José Luciano de Castro – Anadia.

Neste capítulo, no âmbito da gestão da manutenção de equipamento hospitalar, são definidos conceitos relacionados com a gestão da manutenção, abordados os tipos e níveis de manutenção e é apresentada uma análise das manutenções preventivas efetuadas.

3.1. A Gestão da Manutenção

Segundo a versão portuguesa da norma EN 13306:2007, pode definir-se por manutenção 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” (NP EN 13306.2007, 2007).

As intervenções efetuadas nas instalações e equipamentos estão sujeitas a um planeamento rigoroso para garantir a elevada fiabilidade e qualidade, fundamentais para a confiança da classe médica nos equipamentos que utilizam (Silva D., 2015).

Para que os processos de manutenção sejam exequíveis, e os objetivos devidamente obtidos, há necessidade da existência de uma estrutura de gestão da manutenção. Esta estrutura deve ser capaz de minimizar os custos associados às manutenções corretivas, através de estratégias preventivas, por forma a maximizar o tempo de disponibilidade dos equipamentos (Bispo, 2013).

A gestão da manutenção procura encontrar o equilíbrio benefício/custo de modo a maximizar o contributo da manutenção desejada/necessária na rentabilidade global das empresas, neste caso, dos hospitais (Mouta, 2011).

É espectável que uma gestão da manutenção eficiente permita:

- Detetar atempadamente o desgaste ou falhas através da inspeção periódica dos equipamentos;
- Detetar possíveis problemas futuros a partir dos dados históricos arquivados;
- Evitar os tempos de paragem através da conservação de todos os equipamentos e instalações;
- Reduzir os tempos de intervenção através da preparação antecipada do trabalho;
- Reduzir o número de emergências e avarias;
- Aumentar o tempo de vida dos equipamentos;
- Aumentar a fiabilidade dos equipamentos;
- Obter uma relação dos custos da Manutenção com a eficiente utilização do tempo, dos equipamentos, dos recursos humanos e serviços (Santos, 2007).

Em geral, os hospitais nacionais têm um serviço de instalações e equipamentos que é responsável pela gestão dos equipamentos hospitalares. No entanto, na maior parte dos casos, para além das manutenções realizadas por esse serviço interno, outras manutenções são entregues a empresas externas de prestação de serviços ou aos representantes das marcas, através de contratos de manutenção (Bispo, 2013).

O intuito destas empresas externas é complementar a função do próprio organismo gestor dos hospitais e nunca sobrepor. Objetivamente são prestadas informações aos responsáveis de manutenção de forma a libertá-los da atividade diária para a gestão propriamente dita.

3.2. Tipos e Níveis de Manutenção

A manutenção pode se classificada em diferentes tipos e níveis de atuação mediante diferentes critérios. A Figura 95 esquematiza os diferentes tipos de manutenção.

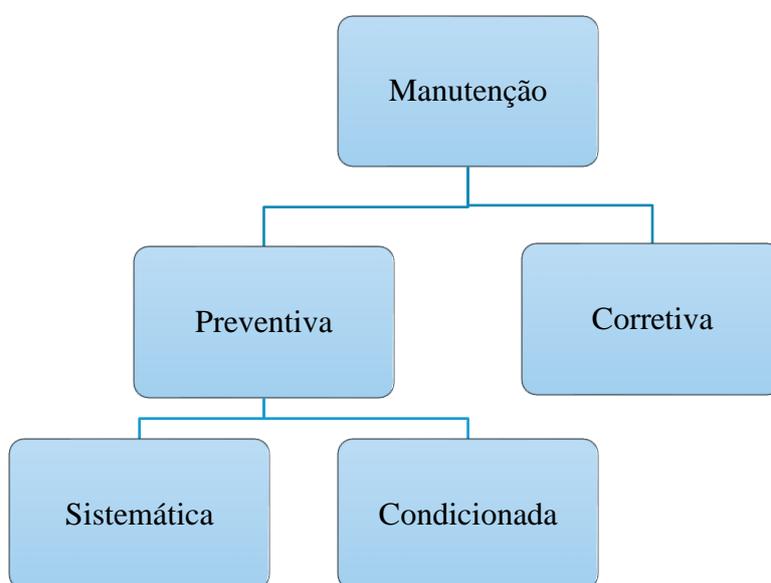


Figura 95 - Tipos de Manutenção (NP EN 13306.2007, 2007)

A manutenção preventiva, segundo a Norma Portuguesa EN 13306:2007, é a “manutenção efetuada em intervalos de tempo pré-determinados, ou de acordo com critérios prescritos, com a finalidade de reduzir a probabilidade de avaria ou de degradação do funcionamento de um bem” (NP EN 13306.2007, 2007).

Esta vertente da manutenção pode também ser definida como um conjunto de ações que o equipamento precisa para manter o seu funcionamento nas condições desejadas (Heleno, 2014).

Como ilustrado na Figura 95, a manutenção preventiva, também designada por planeada por alguns autores, pode ser dividida em sistemática e condicionada. Por manutenções sistemáticas entendem-se as intervenções concretizadas periodicamente, obedecendo a um determinado plano, com base numa unidade de tempo ou outro parâmetro de utilização obtido a partir do fornecedor do equipamento ou de resultados anteriores de manutenções preventivas. Este tipo de manutenção permite um conhecimento prévio dos custos e uma paragem planeada dos equipamentos (Silva, 2015).

A manutenção preventiva condicionada consiste nas intervenções despoletadas pelo acompanhamento da degradação do equipamento. São associados parâmetros ao equipamento que ao atingir um limite ou ao surgirem evidências uma varia iminente, levam a uma intervenção.

Pode definir-se manutenção corretiva como aquela efetuada após a deteção de uma avaria, sem qualquer planeamento, e que tem como função o arranjo do equipamento por forma a repor a sua funcionalidade (NP EN 13306.2007, 2007).

As manutenções são classificadas pelas normas AFNOR em 5 níveis, de acordo com o tipo de trabalho a executar e o executante do mesmo, como descrito na Tabela 9, adaptada de (Santos, 2007).

Tabela 9 - Níveis de Manutenção (Santos, 2007)

Nível	Tipo de trabalho	Interveniente
1	Afinações simples previstas pelo construtor sem desmontagem do equipamento ou substituição de elementos acessíveis com toda a segurança.	Operador da máquina.
2	Reparações através de substituição de elementos <i>standard</i> previstos para este efeito ou operações menores de manutenção preventiva (rondas).	Técnico habilitado. Em algumas situações o operador.
3	Identificação e diagnóstico de avarias, reparação por substituição de componentes funcionais, reparações mecânicas menores.	Técnico especializado no local ou equipa de manutenção.
4	Trabalhos importantes de manutenção corretiva ou preventiva.	Equipa de manutenção.
5	Trabalhos de renovação, de construção ou reparações importantes numa oficina central ou por subcontratação.	Equipa completa de manutenção polivalente.

3.3. Funções nos Projetos de Gestão da Manutenção da Medicinália-Cormédica

No caso da Medicinália-Cormédica, os contratos de gestão de manutenção com os hospitais supracitados, abrangem a manutenção de equipamentos fornecidos pela própria empresa e outros equipamentos de outras marcas não representadas pela mesma.

3.1.1. Implementação da Gestão da Manutenção

Nos projetos de gestão da manutenção, foi possível acompanhar diferentes fases de uma gestão de manutenção. O início do estágio coincidiu com o início do projeto de gestão de manutenção da Casa de Saúde de São Mateus (CSSM), tendo sido assim possível iniciar a fase de implementação do mesmo com a realização do inventário.

O levantamento dos dados para registo no inventário permitiu conhecer a realidade do hospital, quer no que diz respeito à quantidade bem como à qualidade dos equipamentos, o que se torna imprescindível para a estruturação de um departamento de manutenção.

Para além de recursos humanos, um inventário exige também recursos materiais para a realização do mesmo. Na CSSM optou-se por utilizar a ferramenta *Microsoft Excel* para registo de base de dados, e implementou-se um sistema de numeração para etiquetagem de cada equipamento com código QR (*Quick Response*). As etiquetas, elaboradas pela CSSM, correspondem à foto da Figura 96.

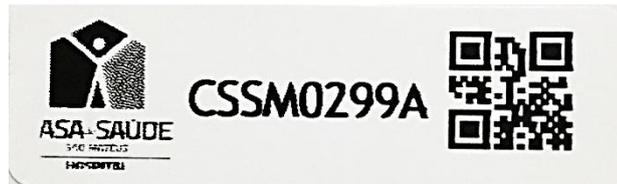


Figura 96 - Etiqueta Inventário CSSM (foto do Autor)

Associado a cada um destes equipamentos, estão os seguintes dados: código inventário, referência, número de série, família, marca, localização, centros de custo, modelo, descrição, estada, plano de manutenção, tipo de contrato, data de fim de garantia, data de instalação, criticidade, última manutenção, próxima manutenção, fornecedor. O inventário será sempre um projeto dinâmico em constante crescimento e adaptação, como tal estes campos não são rígidos, podendo a qualquer altura sofrer alterações consoante as realidades necessárias.

Os dados registados neste inventário, poderão auxiliar o planeamento das restantes fases da manutenção através de:

- Elaboração de planos de manutenção;
- Definição do tipo de manutenção por família de equipamentos;
- Escolha dos contratos de manutenção;
- Elaboração dos planos de manutenção preventivos e corretivos;
- Priorização nas respostas às manutenções corretivas;
- Elaboração de planos de formação a técnicos e às equipas clínicas.

No caso do Hospital Misericórdia da Mealhada e do Hospital José Luciano de Castro – Anadia, como o projeto de gestão de manutenção tinha sido iniciado anteriormente, foi dada continuidade aos planos de manutenção, através da realização de manutenções preventivas já programadas, e foram definidos os planos do ano seguinte.

Em qualquer um destes projetos, às funções descritas acrescem o levantamento das necessidades dos hospitais, tais como:

- Reunir a documentação de todos os equipamentos médicos inventariados, por exemplo manuais de serviço e planos de manutenção das marcas;
- Em situações de avaria, apoiar o cliente na decisão de opção entre uma reparação ou uma substituição;
- Receção dos equipamentos e integração no inventário.

Por forma a cumprir o plano vigente no estágio, foram realizadas manutenções a monitores de sinais vitais, descritas na secção seguinte.

3.1.2. Manutenções preventivas efetuadas

Para a realização dos testes de segurança elétrica, vulgarmente designado por teste de correntes de fuga, é conectado um aparelho intercalado para medição. Posteriormente, são visualizados resultados em tempo real, e determinado o resultado do teste para o equipamento.

Durante o estágio foram realizadas manutenções preventivas, com supervisão, a monitores de sinais vitais. Os procedimentos efetuados para a manutenção preventiva destes equipamentos consistem nos seguintes pontos:

- Verificação da limpeza técnica;
- Verificação do estado chassis e suporte (quando aplicável);
- Verificação do estado da bateria e substituição (quando aplicável);
- Verificação de cabos, elétrodos e outros acessórios;
- Verificação de alarmes, interruptores e controlos;
- Verificação do número de pixéis inativos no ecrã e retroiluminação;
- Ensaios de corrente de fuga e isolamento elétrico.

O equipamento utilizado para analisar a segurança elétrica dos monitores foi o Fluke ESA 601 (Figura 97).



Figura 97 - Fluke ESA 601 (Foto do autor)

Com este aparelho de medição realizaram-se os seguintes testes: resistência à terra, corrente de fuga para a terra, corrente de fuga do chassis, corrente de fuga para o paciente e corrente auxiliar do paciente.

Capítulo 4 - Gestão dos Equipamentos através do software SAP e Apoio logístico no Registo dos Dispositivos Médicos

A Medicinália-Cormédica apresenta um vasto e dinâmico portefólio de equipamentos médicos, pelo que, para uma organização eficiente de todos os processos associados aos mesmos, torna-se indispensável uma metodologia de gestão. Para responder a esta necessidade, a Medicinália-Cormédica recorre a um *software* designado por SAP.

Paralela a esta realidade, surge ainda, com a nova legislação, a obrigatoriedade de registo no Infarmed de todos os equipamentos médicos considerados dispositivos médicos.

4.1. Software SAP

O sistema de gestão empresarial - ERP (*Enterprise Resource Planning*) - utilizado pela Medicinália-Cormédica é o SAP R/3. Este sistema de informação está projetado para gerir todos os recursos e informações essenciais para executar processos negociais (SAP R/3, 2017).

Algumas das principais funcionalidades deste *software* passam por facilitar o fluxo de dados entre os processos de uma cadeia de uma organização da oferta: gestão em tempo real de vendas, produção, contabilidade, finanças e recursos humanos (Cardoso, 2012).

O SAP R / 3 está organizado em módulos com diferentes funções (Figura 98). Podemos distinguir os mais utilizados como sendo o de gestão financeira e controlo (FICO), Recursos Humanos (RH), Gestão de Materiais (MM), Vendas e Distribuição (SD) e Planeamento de Produção (PP) (SAP R/3, 2017).

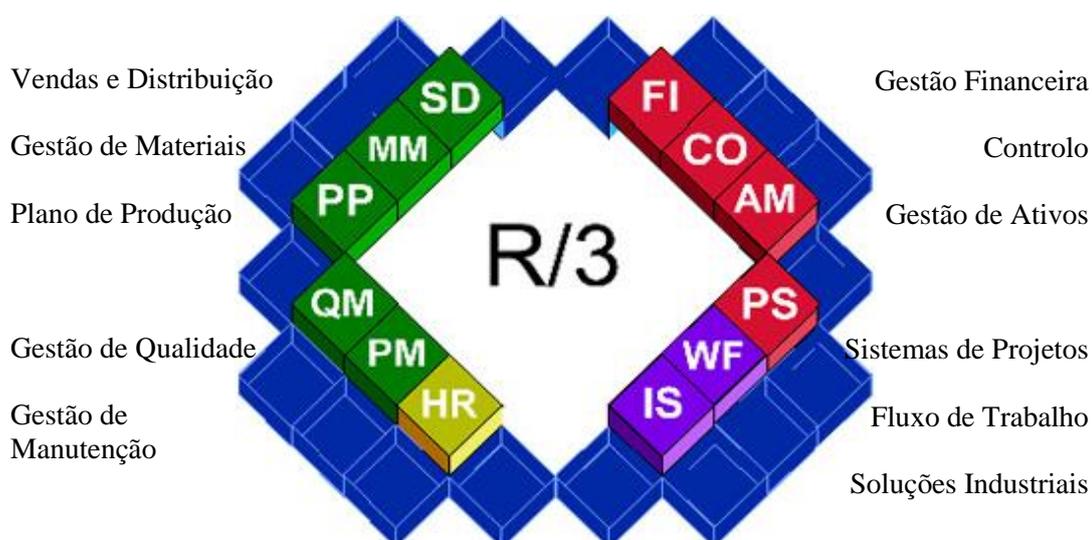


Figura 98- Diagrama SAP R/3(SAP R/3, 2017)

Durante o estágio, o módulo de acesso utilizado foi o de Vendas e Distribuição (Figura 99) que corresponde ao módulo que os elementos do Departamento de Equipamentos utilizam.

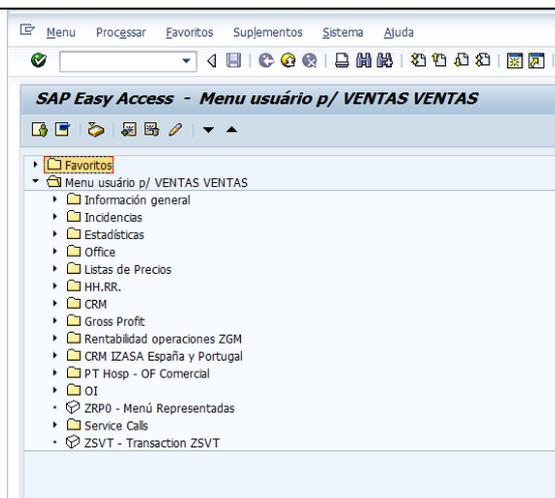


Figura 99 - Interface Módulo Vendas (foto do Autor)

Ao iniciar o SAP, é logo pedida uma identificação do módulo a que vamos querer aceder e, posteriormente, para ter acesso às funcionalidades do mesmo é necessário introduzir as credenciais de acesso existentes para cada funcionário (Figura 100).



Figura 100 - Interface pedido de identificação (foto do Autor)

As tarefas executadas em SAP resumiram-se a: consulta de *stocks*, consulta de documentação, elaboração de propostas, gestão de equipamentos para demonstração e pedidos de encomendas.

Apesar de não efetuar diretamente o registo dos equipamentos em SAP, o departamento de equipamentos é responsável pelo preenchimento de um documento Excel designado por *Altasform*, e pelo envio do mesmo para solicitar a abertura de um código em SAP o equipamento. Esta foi também uma das tarefas assumidas durante o estágio curricular.

O documento *Altasform* pretende reunir todas as informações necessárias do equipamento, passando assim por diferentes departamentos. Ao encargo do DE fica a introdução dos seguintes dados:

- Número de sociedade;
- Número de representada;
- Referência interna do equipamento;
- Descrição do equipamento em Inglês e Português;
- Código NPDM (Nomenclatura Portuguesa de Dispositivos Médicos);

- Unidade de medida;
- Hierarquia;
- Código de fabricante;
- Referência do fabricante do equipamento;
- Preço de compra/venda;
- Percentagens de desconto, portes e margem.

Todo este processo envolve vários recursos humanos, acabando por se tornar moroso, no entanto indispensável. Não se tratando de um dispositivo médico, o procedimento resume-se ao preenchimento do *Altasform* e envio para o secretariado para ser dada continuidade ao processamento de abertura de código. No caso de um dispositivo médico, o processo envolve outros requisitos, explicados na secção seguinte.

4.2. Registo de Dispositivos Médicos

O Departamento de Equipamentos possui um vasto portefólio de diferentes tipos de equipamentos, na sua maior parte classificados como dispositivos médicos. Esta secção clarifica o processo de registo no Infarmed desses equipamentos.

4.2.1. Dispositivos Médicos

Segundo a alínea t) do artigo 3º do Decreto-Lei n.º145/2009 de 17 de junho, define-se «Dispositivo médico» como “qualquer instrumento, aparelho, equipamento, software, material ou artigo utilizado isoladamente ou em combinação, incluindo o software destinado pelo seu fabricante a ser utilizado especificamente para fins de diagnóstico ou terapêuticos e que seja necessário para o bom funcionamento do dispositivo médico, cujo principal efeito pretendido no corpo humano não seja alcançado por meios farmacológicos, imunológicos ou metabólicos, embora a sua função possa ser apoiada por esses meios, destinado pelo fabricante a ser utilizado em seres humanos para fins de:

- i) Diagnóstico, prevenção, controlo, tratamento ou atenuação de uma doença;
- ii) Diagnóstico, controlo, tratamento, atenuação ou compensação de uma lesão ou de uma deficiência;
- iii) Estudo, substituição ou alteração da anatomia ou de um processo fisiológico;
- iv) Controlo da concepção;”

Os dispositivos médicos podem ser agrupados em quatro classes de risco: I (baixo risco), IIa e IIb (médio risco), III (alto risco).

Esta classificação tem por base os seguintes fatores:

- O tempo de contacto com o corpo humano;
- O dispositivo ser ou não invasivo;
- A parte do corpo afetada pela utilização;
- Riscos potenciais inerentes à concepção técnica e ao fabrico.

O tipo de registo do dispositivo médico está pendente desta classificação, atribuída pelo próprio fabricante (Infarmed, 2017).

4.2.2. Requisitos de Registo no Infarmed

Perante a necessidade de supervisão do mercado de comercialização de dispositivos médicos, tornou-se incontornável o aparecimento de regulamentação europeia e nacional que obrigasse o registo/notificação desses dispositivos por forma a assegurar o conhecimento dos dispositivos e dos fabricantes que os colocam no mercado.

Por «Fabricante», segundo as diretivas Comunitárias direcionadas aos dispositivos médicos, entende-se “pessoa singular ou coletiva responsável pela conceção, fabrico, acondicionamento e rotulagem, que coloque os dispositivos no mercado sob o seu próprio nome independentemente de essas operações serem efetuadas por essa pessoa ou por terceiros por sua conta”. Assim, a avaliação da conformidade dos dispositivos só pode ser solicitada pelo fabricante.

No entanto, ao distribuidor cabe a responsabilidade da distribuição de dispositivos médicos e de colocação dos mesmos no mercado. Assim, ao departamento de equipamentos da Medicinália-Cormédica, enquanto distribuidor de dispositivos médicos, compete notificar o Infarmed todos os dispositivos médicos que comercializem através de um registo *online*.

Para proceder a esse registo, de modo a obter um código de dispositivo médico (CDM), é necessária a apresentação de vários documentos:

- Declaração CE de conformidade do fabricante e um comprovativo da notificação do fabricante à Autoridade competente para os dispositivos médicos de classe I;
- Declaração CE de conformidade do fabricante e um comprovativo da notificação do fabricante à Autoridade competente para os dispositivos feitos por medida;
- Declaração CE de conformidade do fabricante e certificado CE de conformidade emitido pelo organismo notificado responsável pela avaliação da conformidade para dispositivos médicos das restantes classes, da classe I quando têm função de medição ou são esterilizados e para dispositivos implantáveis ativos;
- Rotulagem em Língua Portuguesa;
- Instruções de utilização em língua portuguesa.

A atribuição do CDM vai depender do preenchimento de vários campos: Identificação do Fabricante; Referência de produto atribuída pelo Fabricante; Marca; Modelo e Código NPDM (Infarmed, 2017).

4.3. Registo dos Equipamentos da Medicinália-Cormédica

Mediante a legislação vigente, este estágio foi fundamental no apoio logístico de registo dos equipamentos novos no sistema e também daqueles já existentes, mas sem qualquer tipo de registo no Infarmed.

A Figura 101 esquematiza o processo de registo dos equipamentos.

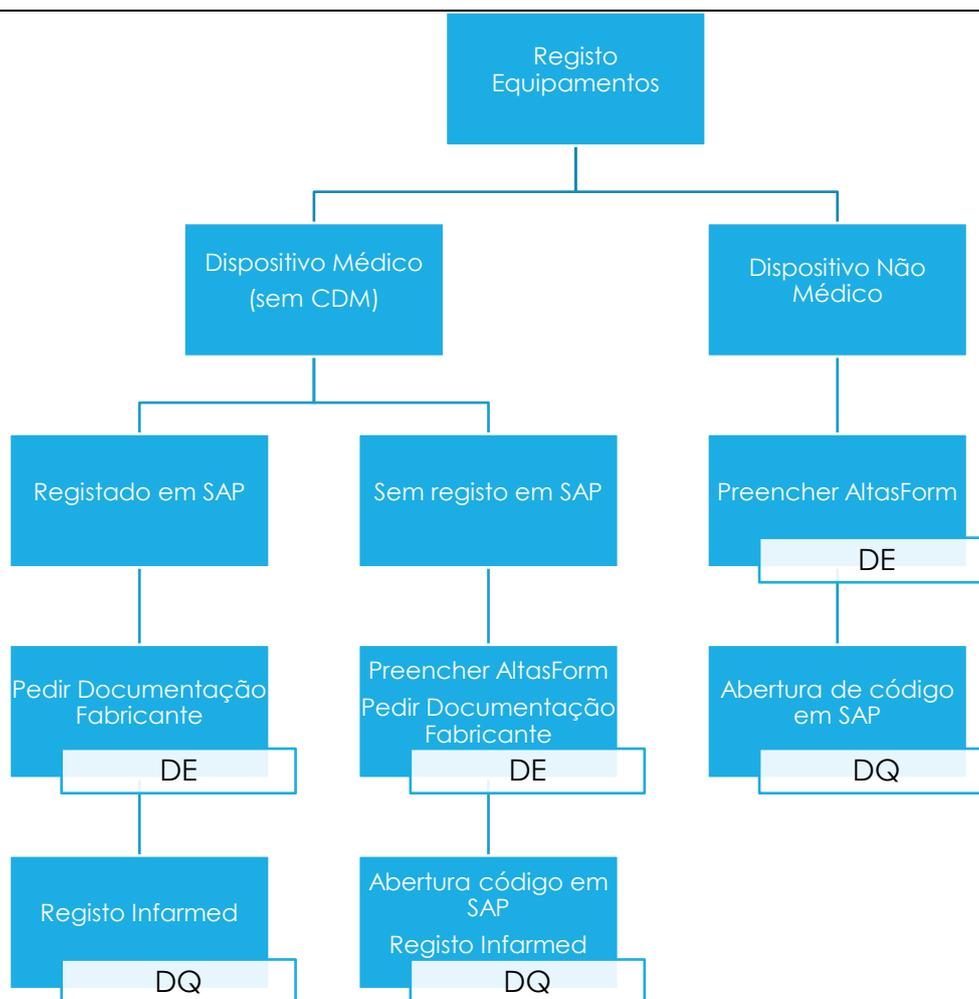


Figura 101 - Fluxograma Registo de Equipamentos

Quando é feito um pedido por parte de um dos gestores de cliente de abertura de um código em SAP, a primeira situação a esclarecer junto do fabricante é a classificação do equipamento: dispositivo médico ou dispositivo não médico.

Se em causa está um dispositivo não médico, é solicitado ao fabricante uma declaração desta mesma afirmação, preenchido o *Altasform* e feito o pedido de abertura de código em SAP.

Se o equipamento solicitado for considerado dispositivo médico, é então solicitada a documentação acima mencionada ao fabricante, preenchido o *Altasform* e feito o pedido de abertura de código juntamente com o envio da documentação. O registo no Infarmed é feito *a posteriori* pelo Departamento de Qualidade (DQ).

Outra situação paralela a esta acontece quando é necessário o registo no Infarmed de um equipamento já registado em SAP, e neste caso é apenas da responsabilidade do DE estabelecer contacto com o fabricante para pedido de documentação.

Capítulo 5 – Formações, Demonstrações e Congressos

O capítulo 5 faz referência a várias oportunidades de formação que surgiram durante todo o estágio. Formações adquiridas sobre os equipamentos da Medicinália-Cormédica, formações ministradas a clientes sobre equipamentos adquiridos e ainda conhecimentos consolidados na participação em congressos.

5.1. Formações relativas a Equipamentos

A Medicinália-Cormédica proporcionou, durante este estágio, várias oportunidades de formação técnica sobre os equipamentos. De uma forma geral, a maior parte da formação adquirida sobre equipamento funcional foi transmitida pela Especialista de Aplicação, Márcia Santos e pelo Gestor de Cliente e Supervisor do estágio na empresa, Engenheiro Pedro Salgado.

Surgiu ainda a possibilidade de participar em duas formações com especialistas de aplicação das marcas Oncovision e Lumenis.

5.1.1. Formação Oncovision

Entre os dias 30 a 1 de janeiro, foi possível assistir a uma formação na sede da Oncovision, em Valência. Esta formação, organizada pela diretora de marketing Elena Casado e apresentada pela mesma, tinha presente mais 2 elementos representantes de empresas de comercialização de equipamentos de outros países.

Os equipamentos abordados foram essencialmente o Sentinella e o Mammi, já referenciados no capítulo dois, fazendo-se apenas uma pequena referência à Wprobe.

As apresentações consistiram num enquadramento de cada um dos equipamentos no meio hospitalar, descrição das suas principais características e análise dos equipamentos concorrentes no mercado.

No último dia foi possível acompanhar a Especialista de Aplicação de Produto, Ana Pardo, a uma demonstração do Sentinella durante uma cirurgia de gânglio sentinela no Hospital Universitário de Valência.

Todo o conhecimento adquirido nesta formação foi de extrema importância, facilitando imenso as demonstrações posteriormente efetuadas de forma autónoma em ambiente cirúrgico.

5.1.2. Formação Lumenis

Nos dias 30 e 31 de março, os elementos do DE deslocaram-se a Madrid para uma formação sobre Lasers.

No primeiro dia a formação assentou sobre o tema Lasers de CO₂ e foi apresentada pela Dra Anda Bergmane. Durante a primeira parte, foi possível assimilar informação sobre a física do laser, princípio de funcionamento, as suas aplicações, os equipamentos e acessórios, e

procedimentos de segurança. A segunda parte permitiu um contacto direto com um laser de CO₂, o Acupulse Duo, com fibra (Figura 102) e com micromanipulador (Figura 103). Esta demonstração foi conduzida pelo Especialista de Aplicação da Isaza, José Feito.

No dia 31 a formação continuou com uma apresentação de José Ramon sobre o laser de Hólmio com os mesmos temas abordados no dia anterior no entanto com enfoque no laser de CO₂.



Figura 102 - Procedimento com Acupulse Duo com fibra (foto do Autor)



Figura 103 - Procedimento com AcuPulse Duo com Micromanipulador (foto do Autor)

5.2. Formações a Clientes

Outras componentes deste estágio foram as demonstrações/formações dos clientes.

Após a formação na Oncovision, proporcionaram-se demonstrações da Wprobe nalguns Hospitais, nomeadamente no Hospital de Santarém, na CUF de Viseu e no Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra.

Foi também possível realizar uma demonstração do bisturi elétrico Spectrum e de um monitor de sinais vitais com parâmetros avançados da Nihon Kohden.

Em todas estas formações, o objetivo foi sempre enquadrar o tema na realidade hospitalar em causa, tentar entender o tipo de uso que cada equipamento iria ter no serviço de acolhimento para direcionar a informação no sentido pretendido e expor de forma clara e explícita o funcionamento ou procedimentos associados a cada equipamento.

5.3. Organização da Participação da Medicinália-Cormédica em Congressos

Este estágio permitiu o conhecimento de mais uma vertente de uma empresa de comercialização de equipamentos médicos: a participação e organização de congressos.

Por forma a estabelecer contactos e dar a conhecer o portefólio da Medicinália-Cormédica nas áreas com interesse nos diferentes congressos, torna-se imprescindível a presença desta empresa em vários Congressos-Alvo.

Para além da presença propriamente dito durante o congresso, há toda uma logística a ser organizada com bastante antecedência.

Numa primeira fase a empresa deve ponderar os congressos em que manifesta interesse em estar presente. Definidos esses congressos, deve perceber-se quais os equipamentos com interesse direto naquela participação, e selecionar, tendo em conta a disponibilidade dos mesmos, os que efetivamente estarão representados.

Definidos estes parâmetros, é necessário proceder à requisição de outros recursos materiais: o *stand*, material de apoio, os catálogos relativos aos equipamentos e, posteriormente, organizar o transporte de todo o material que deve chegar ao congresso. Por fim, é fundamental coordenar os recursos humanos presentes durante o congresso.

A primeira presença organizada neste estágio foi no “Congresso Nacional de Cirurgia 2017” realizado de 16 a 18 de março na Figueira da Foz. Neste congresso foram para exposição uma mesa operatória TruSystem 3000, perneiras de litotomia, a Wprobe, e uma consola da Therapixel, a Figura 104 mostra a disposição do *stand*.



Figura 104 – Congresso Nacional de Cirurgia 2017 (foto do Autor)

O “Congresso Nacional de Cuidados Intensivos” realizou-se entre 4 a 6 de maio de 2017, os equipamentos representados neste congresso foram uma cama Progressa Pulmonary da Hill-Rom, um ventilador de cuidados intensivos G5, um T1 e um C3 da Hamilton, uma central de monitorização e um monitor PT-1700 da Nihon Kohden (Figura 105).



Figura 105 - Congresso Nacional de Cuidados Intensivos (foto do Autor)

Capítulo 6 – Conclusão

O estágio curricular realizado na empresa Medicinália-Cormédica proporcionou uma experiência inigualável na integração e desenvolvimento de conceitos e conhecimentos, adquiridos durante a formação académica, na realidade de um ambiente laboral.

O estágio caracterizou-se por uma aprendizagem gradual e faseada das diferentes atividades executadas. Inicialmente, a fase de adaptação consistiu no conhecimento do funcionamento da empresa, das funções inerentes à logística comercial e do vasto portefólio do departamento de equipamentos.

Posteriormente, numa fase observacional, a estagiária acompanhou atividades intrínsecas à gestão da manutenção, demonstrações na área de aplicação de produto e procedimentos negociais. Foram ainda proporcionadas duas oportunidades de formação técnica específica em duas áreas de negócio, nas próprias marcas.

Por fim, após uma significativa consolidação de conhecimentos, iniciou-se uma fase prática de maior autonomia, ainda que supervisionada, onde foi possível realizar demonstrações a clientes, elaborar propostas e realizar algumas manutenções preventivas.

Estar presente num bloco operatório durante diferentes atividades cirúrgicas foi também bastante enriquecedor e tornou possível conhecer o funcionamento real dos equipamentos.

A confiança na realização de funções numa fase final era incomparável ao período inicial, o que reforça sem dúvida alguma, que o objetivo de aprendizagem deste estágio foi cumprido, e que o balanço é muito positivo.

Foi muito enriquecedor ter conseguido adquirir uma significativa fração de informações/formações, uma imensa prática no mercado de trabalho, o que seria inatingível na realização de um projeto e, como tal, posso concluir que a escolha do estágio ao invés do projeto se tornou a opção certa, foi incontestavelmente a condição ideal para a transição de uma realidade académica para o mundo do trabalho.

Toda a formação académica obtida até ao início do estágio, quer na Licenciatura em Engenharia Biomédica, quer no Mestrado de Instrumentação Biomédica, foram fundamentais para a realização deste estágio que, no entanto, representou o expoente máximo da aquisição de conhecimentos na área dos equipamentos médicos.

Futuramente, todas estas valências serão essenciais para poder prosperar na área da Engenharia Biomédica, que será sempre uma área de constante estudo pelo teor dinâmico de crescimento e inovação associado à área da Saúde.

Bibliografia

- Aquisição do ECG.* (3 de agosto de 2017). Obtido de Enfermendo Estudante de Enfermagem: <http://enfermando.blogs.sapo.pt/5593.html>
- Bates, J. H. (2009). *Lung Mechanics an Inverse Modeling Approach*. New York: Cambridge University Press.
- Bispo, P. J. (2013). *Manutenção de Sistemas de Monitorização e Apoio à Vida*. Relatório de Estágio para Obtenção de Grau de Mestre, Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Departamento de Engenharia Electrotécnica, Coimbra.
- Bronzino, J. (2000). *The Biomedical Engineering HandBook, Second Edition*. United States of America: CRC Press LLC.
- Calil, S., & Teixeira, M. (1998). *Gerenciamento de Manutenção de Equipamentos Hospitalares*. São Paulo: Editora Fundação Peirópolis Ltda.
- Cardoso, H. A. (2012). *Implementação de uma Ferramenta Informática para Gestão da Manutenção de um Edifício*. Tese final de Mestrado para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica , Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, Departamento de Engenharia Mecânica , Lisboa.
- Catálogo Nihon Kohden.* (2017).
- CO2 Lasers.* (3 de outubro de 2017). Obtido de Lumenis: <http://www.lumenis.com/Solutions/Surgical/Technology/CO2-Lasers>
- Dias, D. (05 de junho de 2017). *Anestesia Geral e Ventilação Mecânica*. Obtido de danielaenferoperatória: <https://danielaenfperioperatoria.wordpress.com/anestesia-geral-e-ventilacao-mecanica/>
- Duarte, L. T., & Saraiva, R. Â. (Fevereiro de 2009). Cuando el índice bispectral (BIS) puede suministrar valores falsos. *Revista Brasileira Anestesiologia*, 59. Obtido de http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-70942009000100013
- Eletrocardiograma ou ECG.* (21 de agosto de 2017). Obtido de Fisioterapia para todos: <http://www.fisioterapiaparatodos.com/p/exame/eletrocardiograma-ou-ecg/>
- Emed. (2016). *Atom, Instructions for use*.
- Emed. (2016). *Manual de Utilização do Aparelho Spectrum*.
- Emed. (25 de julho de 2017). Obtido de <http://emed.pl/en/>
- esCCO.* (26 de agosto de 2017). Nihon Kohden: <http://www.nihonkohden.com/tech/escco/what.html>
- Fonseca, D. (23 de outubro de 2017). *Hólmio Laser para enucleação da Próstata*. Obtido de Dr. Francisco Fonseca Uro-oncologista: <http://drfranciscofonseca.com.br/holmium-laser-para-enucleacao-da-prostata/>

BIBLIOGRAFIA

- Google. (2017). Obtido de GoogleMaps: <https://www.google.pt/maps/place/Rua+do+Proletariado/@38.7223352,-9.2196527,17z/data=!3m1!4b1!4m5!3m4!1s0xd1ecc91532f061d:0xc62b71f7fea89f12!8m2!3d38.722331!4d-9.217464>
- Grinenwald, M. J. (2001). *Enfermagem de Bloco Operatório e Electrocirurgia*. ISBN 972-8383-27-4.
- Hamilton. (2014). *Manual do Operador Hamilton G5*. Hamilton Medical.
- Hamilton Ventilators*. (22 de agosto de 2017). Obtido de Hamilton Medical: <https://www.hamilton-medical.com/Products.html>
- Hamilton-C3. (2016). *Manual do operador Hamilton C3*. Suíça: Hamilton Medical AG.
- Hasan, A. (2010). *Understanding Mechanical Ventilation - A Practical Handbook* (Second Edition ed.). London: Springer.
- Heinen&Lowenstein. (2011). *Manual de Instruções do Leon Plus*. Alemanha.
- Heleno, B. d. (2014). *Aplicação da Manutenção Centrada na Fiabilidade a Dispositivos Médicos*. Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica, Universidade Católica Portuguesa, Faculdade de Engenharia, Porto.
- Holanda, D. M. (02 de junho de 2017). *Xlung*. Obtido de Basic Modes of Mechanical Ventilation: <https://xlung.net/en/mv-manual/basic-modes-of-mechanical-ventilation>
- HoLEP and UroLift*. (22 de outubro de 2017). Obtido de Cambridge Urology Partnership: <http://www.cambridgeurologypartnership.co.uk/urology-info-for-patients/prostate/holep-urolift/>
- Holmium Lasers*. (20 de outubro de 2017). Obtido de Lumenis: <http://www.lumenis.com/Solutions/Surgical/Technology/Holmium-Lasers>
- Infarmed. (2 de novembro de 2017). *Dispositivos Médicos*. Obtido de Infarmed: <http://www.infarmed.pt/web/infarmed/perguntas-frequentes-area-transversal/dm>
- Innovativetechnologies*. (26 de agosto de 2017). Obtido de Nihon Kohden: <https://br.nihonkohden.com/pt-br/innovativetechnologies>
- ISO, & IEC. (2011). *International Standard ISO 80601-2-12 Medical electrical equipment – Part 2-12: Particular requirements for basic safety and essential performance of critical care ventilators*. (First edition ed.). Geneva: ISO copyright office.
- Lei de Boyle-Mariotte*. (03 de agosto de 2017). Obtido de Wikipédia, a Enciclopédia Livre: https://pt.wikipedia.org/wiki/Lei_de_Boyle-Mariotte
- Lowenstein Medical*. (2 de agosto de 2017). Obtido de Workstations: <https://hul.de/uk/produkt-kategorie/workstations-uk/>
- Lumenis. (2014). *Laser de Dióxido de Carbono - Manual do Operador*.
- Lumenis. (2015). *Laser Cirúrgico de Hólmio - Manual do Operador*.
- Lumenis. (30 de março de 2017). Power Point Presentation - Surgical CO2 Laser.

- Marchal, M. (7 de agosto de 2017). *Vetfolio*. Obtido em Setembro de 2017, de Capnography: <http://www.vetfolio.com/monitoring-and-nursing/capnography-in-dogs>
- Marques, F. P. (2008). *Análise do perfil dos consumos de gases frescos e anestésicos, durante a anestesia geral, em circuito fechado*. Projecto de Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica, Faculdade de ciências e tecnologia da Universidade de Coimbra, Departamento de Física.
- Martelo, P. J. (2015). *Ventiladores Pulmonares: Definição do Método de Calibração/Ensaio, Aplicação Regulamentar e Estudo da Situação Atual*. Instituto Superior de Engenharia do Porto, Departamento de Física, Porto.
- Medicinalia-Cormédica*. (01 de agosto de 2017). Obtido de <http://www.medicinalia-cormedica.pt/empresa.aspx>
- Moffa, P., & Sanches, P. (1999). *Electrocardiograma, Normal e Patológico*. S.Paulo: Tranchesesi.
- Mouta, C. S. (2011). *Gestão da Manutenção*. Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Electromecânica, Universidade da Beira Interior.
- Nihon Kohden*. (26 de agosto de 2017). Obtido de Nihon Kohden: <https://eu.nihonkohden.com/en>
- NP EN 13306.2007. (2007). *Terminologia da Manutenção*. (Parte 2, 1ª edição ed.).
- Oliveira, P. (13 de outubro de 2017). *Base para a medição: Oximetria de Pulso*. Obtido de <http://www.discombobulate.me/workshop/arquetipos/e-health/spo2/>
- Oncovision. (2013). *MAMMI, a dedicated breast PET*.
- Oncovision. (2013). *Manual de Usuário - Sentinnela Suite*. GENERAL EQUIPMENT FOR MEDICAL IMAGING, S.A.
- Oncovision. (2014). *Manual de Usuário Wprobe*. General Equipment for Medical Imaging, S.A.
- Oncovision. (2016). *Power point Presentation - Oncovision*.
- Porto Editora. (17 de setembro de 2017). *Anestesia*. Obtido de Infopédia Dicionários Porto Editora: <https://www.infopedia.pt/dicionarios/lingua-portuguesa/anestesia>
- Rosmaninho, A. M. (2010). *Manutenção Planeada de Electrobisturis com Análise do Efeito das Correntes de Fuga sobre os Utentes*. Tese de Mestrado, Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Departamento de Engenharia Eletrotécnica, Coimbra.
- Sandhu, A. (2011). Holmium : YAG Laser for Intra Corporeal Lithotripsy. *Medical Journal, Armed Forces India*. Obtido em 02 de dezembro de 2017, de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4921716/>
- Santos, M. J. (2007). *Gestão de Manutenção do Equipamento*. Relatório do Projecto Final Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.

BIBLIOGRAFIA

- SAP R/3. (23 de outubro de 2017). Obtido de Smartencyclopedia: <http://www.smartencyclopedia.eu/index.php/tecnologia/computacao/item/99-sap-r-3>
- Schering-Plough. (2010). *Manual do Equipamento TOF Watch*. Obtido de https://com-publishmerck-content.s3.amazonaws.com/tridion-deployer/us-live-publish/profissionaisdesaude.msdonline.com.br/secure/pdf/tofwsx_pacpro.pdf?Expires=1512787063&AWSAccessKeyId=AKIAJFMVIPNWECSDCWRQ&Signature=ujJiImYPoBuWKmy6jjC69lyZW4%3D
- Sentinel Lymph Node Biopsy*. (7 de outubro de 2017). Obtido de National Cancer Institute: <https://www.cancer.gov/about-cancer/diagnosis-staging/staging/sentinel-node-biopsy-fact-sheet>
- Silfvast, W. (2004). *Laser Fundamentals*. Cambridge: Cambridge University Press.
- Silva. (2012). *Normalização de equipamento médico, requisitos técnicos e metrológicos*. Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia de Computação e Instrumentação Médica, Instituto Superior de Engenharia do Porto, Departamento de Física, Porto.
- Silva, D. (2015). *Engenharia Clínica - Manutenção de Equipamentos de Eletromedicina*. Coimbra.
- Surgical*. (3 de outubro de 2017). Obtido de The lumenis Surgical Division: <http://www.lumenis.com/Surgical>
- Teixeira, M. F. (2013). *Manutenções Preventivas no Centro Hospitalar do Tâmega e Sousa*. Relatório Final de Estágio para obtenção do grau de Mestre em Tecnologia Biomédica, Escola Superior de Tecnologia e de Gestão Instituto Politécnico de Bragança.
- The Breast Center*. (7 de outubro de 2017). Obtido de Sentinel node biopsy: <http://thebreastcentre.co.nz/services/sentinel-node-biopsy-.aspx>
- Therapixel*. (30 de agosto de 2017). Obtido de <http://www.therapixel.com/>
- Valadas, M. G. (2010). *Gânglio Sentinela no Tumor da Mama Modelo Experimental*. Dissertação de Mestrado em Patologia Experimental, Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra. Obtido em 4 de Novembro de 2017, de <https://estudogeral.sib.uc.pt/bitstream/10316/18643/1/TESE%20FINAL.indd.pdf>
- Videomed. (27 de agosto de 2017). *Videomed*. Obtido de Truelink 4: <http://www.videomed.biz/>
- Zhang, X. (2016). Diagnostic Performance of Indocyanine Green-Guided Sentinel Lymph Node Biopsy in Breast Cancer: A Meta-Analysis. *PLOS one*. Obtido em 28 de setembro de 2017, de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4900647/>