Mestrado em Instrumentação Biomédica

Manutenção de Equipamentos de Eletromedicina em Ambiente Hospitalar: Estágio na ATM

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

Autor
Nelson David Mendes

Orientadores
Professora Doutora Fernanda de Madureira Coutinho
Professora do Departamento de Engenharia Eletrotécnica
Instituto Superior de Engenharia de Coimbra
Professor Doutor José Manuel Torres Farinha
Professor do Departamento de Engenharia Mecânica
Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

Supervisor
Mestre Vasco Santos
ATM - Assistência Total em Manutenção, S.A.

Coimbra, dezembro, 2018

Lorsque tu ne sais pas où tu vas, regarde d'où tu viens.

Proverbes Africains

Agradecimentos

Este trabalho é o culminar de uma importante etapa da minha vida, atingida com muito trabalho, luta, dedicação e esforço. Era, no entanto, inalcançável sem a preciosa contribuição, apoio e auxílio de diversas pessoas e instituições. Desta forma, é-me fundamental e importante agradecer àqueles que, diretamente ou indiretamente, contribuíram para este sucesso e etapa concluída.

Em primeiro lugar quero agradecer à instituição Instituto Superior de Engenharia de Coimbra e a todos os meus professores que ao longo de cinco anos transmitiram-me os seus conhecimentos, com dedicação e vontade de ajudar, o que me permitiu crescer, quer em termos técnicos e profissionais como pessoais.

Agradecer igualmente à ATM - Assistência Total em Manutenção, S.A. pela oportunidade da realização do meu estágio e consequente confiança depositada. Em especial ao meu supervisor, o Engenheiro Vasco Santos, pelo seu suporte ao longo de todo o estágio, sempre presente em quaisquer circunstâncias que precisei. De seguida, quero agradecer também ao Engenheiro Nuno Bastos e Técnico Armando Bré por toda a partilha de conhecimentos técnicos e profissionais, apoio, disponibilidade para responder às minhas dúvidas e questões, assim como pelos excelentes momentos passados, pelas simples e agradáveis conversas e desabafos. Foram sem dúvida alguma, os meus pioneiros na área da manutenção hospitalar de equipamentos de eletromedicina. Assim, um profundo e sincero obrigado!

Quero agradecer aos meus orientadores de estágio, a Professora Doutora Fernanda Coutinho e o Professor Doutor Torres Farinha. Agradecer por todo o conhecimento e conselhos que me foram transmitidos, como também por todas as sugestões e críticas construtivas que me ajudaram a crescer e a desenvolver um bom trabalho. Obrigado por se mostrarem sempre disponíveis a ajudar, não medindo esforços para que tudo corresse da melhor forma possível.

Referenciar igualmente os diversos técnicos e profissionais contactados ao longo do estágio: em primeiro lugar, as duas engenheiras do Serviço de Instalações e Equipamentos do Hospital Pedro Hispano, Ana Santos e Silvana Coutinho, bem como as diversas pessoas do mesmo serviço. Em segundo lugar, todos os engenheiros e profissionais da área da eletromedicina do Hospital de Braga: Julieta Gomes, Tiago Oliveira, Vasco Antunes e Carlos Fernandes. Por fim, quero agradecer aos restantes engenheiros, profissionais e técnicos aos quais pude contactar durante o estágio.

Impossível não dedicar palavras de gratidão para o meu companheiro de estudos, o qual tive a imensa sorte de conhecer durante os meus anos de estudos, presente desde o primeiro ano: Vitaliy Hladchuk. De um simples colega de turma para uma das pessoas que certamente me acompanhará para a vida toda. Muito obrigado por todos os momentos passados, como pelas inúmeras ajudas, ao qual nunca conseguirei agradecer devidamente por tal! Um obrigado igualmente para a Patrícia Duarte, sempre com o seu sorriso característicos, boa disposição e presente para ajudar. Obrigado!

Agradecer aos meus amigos de infância, fiéis e sempre presentes nos bons e maus mo-

mentos, que sabem perfeitamente que os considero como minha família de coração: Beatriz Simões, Guilherme Roque, Marco Fernandes, Ricardo Gertrudes e Samuel Freire. Obrigado por serem como são!

Por fim, o melhor para o fim: à minha família, a quem dedico esta conquista. Obrigado à minha irmã, sempre presente para ajudar, aconselhar e orientar-me no caminho correto. O teu sucesso hoje, alcançado como muito mérito, é uma fonte de inspiração minha. Agradecer aos meus avós paternos pelas sábias palavras, apoio incondicional, como do amor e simplicidade da vossa presença. Resta agradecer aos meus heróis e únicos exemplos de vida: os meus pais. Cada vez é me mais clara a ideia de que apenas sabemos o que é e implica ser pai/mãe quando realmente o somos. Vocês ofereceram-me a vossa total disponibilidade, esforço, dedicação, proteção e orientação, assim como simplicidade, amizade e amor. Nunca conseguirei agradecer-vos por tudo! Espero unicamente ser, hoje em dia, uma parte do vosso orgulho de vida.

A todos mencionados, o meu simples e sentido, obrigado!

Resumo

O papel da manutenção tem vindo a evoluir devido ao reconhecimento da sua importância em diversas vertentes, tais como na qualidade das prestações de uma empresa, garantido a fiabilidade e segurança dos equipamentos, assim como em vertentes financeiras e económicas pela otimização do ciclo de vida dos equipamentos. A eletromedicina e engenharia clínica são duas das áreas onde a manutenção hospitalar revela extrema importância, pelo que as empresas desta área focam-se cada vez mais na implementação de serviços de qualidade de manutenção de equipamentos de eletromedicina.

Este documento descreve as principais atividades realizadas ao longo de seis meses de estágio curricular realizado para a obtenção do grau de Mestre em Instrumentação Biomédica. O estágio foi efetuado na empresa Assistência Total em Manutenção, S.A., inserido na área da manutenção de equipamentos de eletromedicina em ambiente hospitalar em diversos hospitais e clínicas da zona norte de Portugal. São apresentadas a grande variedade dos equipamentos de eletromedicina observados no estágio, dando especial foco aos monitores de sinais vitais e desfibrilhadores. São ainda descritos os processos das intervenções de manutenção preventiva e corretiva auxiliadas e realizadas, os procedimentos das principais auditorias aos blocos operatórios e recobros, assim como o trabalho de desenvolvimento de um *software* de plataforma de gestão da manutenção, através do programa *Microsoft Access*.

Palavras-chaves: Manutenção Hospitalar, Equipamento Eletromedicina, Manutenção Preventiva, Auditoria a Blocos Operatórios e Recobro, Gestão da Manutenção, *Microsoft Access*.

Abstract

The role of maintenance has evolved due to acknowledgment of its importance in various aspects, such as quality of the company's services, ensuring the reliability and safety of the equipment, as well as financial and economic due to optimisation of its life cycle. The electromedicine and clinic engineering are two fields where the hospitalar maintenance reveal extreme importance, for that reason many companies are more aware and focused on the implementation service quality and electromedicine equipments maintenance.

This document describes the main activities carried out during six months of internship to acquire the Masters degree in Biomedical Instrumentation. The internship was completed in the company "Assistência Total em Manutenção, S.A.", which consisted in the maintenance and servicing of electromedical equipment in hospital environment of diverse hospitals and clinics located in the north of Portugal. Here will be presented the important diversity of electromedical equipment observed during the internship, with a special focus on vital signs monitors and defibrillators. Also here are described many procedures such as the interventions regarding preventive and corrective maintenance, or the audit methodology used on operating blocks and recovery rooms, or even the development process of the platform related do maintenance management and control, accomplished through Microsoft Access software.

Keywords: *Hospital Maintenance*, *Electromedicine Equipment*, *Preventive Maintenance*, *Audits in Operating Theater and Recovery Room*, *Maintenance Management*, *Microsoft Access*.

Résumé

Le rôle de la maintenance a évolué du fait de la reconnaissance de son importance sur plusieurs points, tels que la qualité des services d'une entreprise, garantissant la fiabilité et la sécurité des équipements, ainsi que d'un point de vue financier et économique à travers l'optimisation du cycle de vie des équipements. L'électromédecine et l'ingénierie clinique sont deux des domaines dans lesquels la maintenance hospitalière révéle une extrême importance. C'est pour cela que beaucoup d'entreprises de ce domaine se concentrent de plus en plus sur la mise en œuvre de services de qualité de de maintenance des équipements d'électromédecine.

Ce document décrira les principales activités réalisées au cours de six mois de stage visant à obtenir le diplôme de Master en Instrumentation Biomédicale. Ce stage a été effectué dans l'entreprise "Assistência Total em Manutenção, S.A.", insérée dans le domaine de la maintenance d'équipements d'électromédecine dans plusieurs hôpitaux et cliniques de la zone nord du Portugal. Ils seront aussi présentés une grande variété des équipements d'électromédecine observés au longs du stage, apportant une attention particulière pour les moniteurs de signes vitaux et les défibrillateurs. Ils seront également décrits tous les processus assistés et effectués pendant le stage, en rapport avec les interventions de maintenance préventive et corrective, ou même les principales méthodes d'audits des blocs opératoire et salles de réveil, ainsi que les travaux de développement du logiciel de la plateforme de gestion de la maintenance, via le programme *Microsoft Access*.

Mots-clefs: *Maintenance Hospitalière*, *Équipements D'électromédecine*, *Maintenance Préventive*, *Audits au Blocs Opératoire et Salles de Réveil*, *Gestion de la Maintenance*, *Microsoft Access*.

Conteúdo

Lista de Figuras xv

Lista de Tabelas xxiii

Lista de Acrónimos xxv

1 Introdução 1

1.1 Motivação . . . 1
1.2 Objetivos . . . 2
1.3 Estrutura e Organização do Documento . . . 3

2 Instituição de Acolhimento - ATM 5

2.1 Origem e Área de Atividade . . . 5
2.2 Localização e Caracterização do Local do Estágio . . . 6
2.2.1 ULSM - Hospital Pedro Hispano . . . 7
2.3 Processo de Intervenção na ULSM - Hospital Pedro Hispano . . . 9
2.4 Certificação e Qualidade . . . 10

3 Manutenção em Ambiente Hospitalar 13

3.1 Conceito de Manutenção e sua Classificação . . . 13
3.2 Equipamentos de Teste . . . 15
3.3 Conceito de Eletromedicina, Equipamentos de Eletromedicina e Dispositivo Médico . . . 23
3.4 Classificação dos Dispositivos Médicos e Equipamentos Elétricos . . . 24
3.5 Papel de um Engenheiro Biomédico em Meio Hospitalar . . . 26
3.6 Segurança, Higiene e Saúde no Trabalho . . . 26
3.7 Normas Associadas à Área da Eletromedicina . . . 27

4 Equipamentos de Eletromedicina e Intervenções de Manutenção Preventiva Realizadas 29

4.1 Monitor de Sinais Vitais . . . 29
4.1.1 Eletrocardiograma . . . 31
4.1.2 SpO_2 e Oximetria de Pulso . . . 36
4.1.3 Pressão Arterial Não Invasiva . . . 38
4.1.4 Temperatura Corporal . . . 42
4.1.5 Capnografia . . . 43

4.1.6 Pressão Arterial Invasiva . . . 44
4.1.7 Precauções, Cuidados e Advertências . . . 45
4.1.8 Intervenção de Manutenção Preventiva de um MSV . . . 46
4.2 Desfibrilhador e Cardioversor . . . 49
4.2.1 Tipos de Desfibrilhadores . . . 53
4.2.1.1 Desfibrilhador Manual Externo . . . 54
4.2.1.2 Desfibrilhador Semi-automático Externo e Desfibrilhador Automático Externo . . . 54
4.2.2 Precauções, Cuidados e Advertências . . . 55
4.2.3 Intervenção de Manutenção Preventiva de um Desfibrilhador . . . 56
4.3 Eletrobisturi . . . 61
4.3.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de um Eletrobisturi . . . 63
4.4 Ecógrafo . . . 66
4.4.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de um Ecógrafo . . . 67
4.5 Ventilador de Anestesia . . . 67
4.5.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de um Ventilador de Anestesia 68
4.6 Bomba de Perfusão . . . 69
4.6.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de uma Bomba de Perfusão 70
4.7 Incubadora Neonatal . . . 72
4.7.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de uma Incubadora Neonatal 73
4.8 Cardiotocógrafo . . . 75
4.8.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de um Cardiotocógrafo . . . 76
4.9 Centrífuga . . . 77
4.9.1 Manutenção Preventiva de uma Centrífuga . . . 78
4.10 Fonte de Alimentação Ininterrupta . . . 79
4.10.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de uma UPS . . . 81
4.11 Termómetro Digital Auricular de IV . . . 82
4.11.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de um Termómetro Digital Auricular de IV . . . 83
4.12 Esfigmomanómetro Digital . . . 83
4.12.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de um Esfigmomanómetro Digital . . . 85
4.13 Microscópio Ótico . . . 85
4.13.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de um Microscópio Ótico . . . 87
4.14 Equipamentos da Medicina Física e de Reabilitação . . . 89
4.14.1 Equipamento de Ultrassom . . . 89
4.14.2 Equipamento de Microondas . . . 89
4.14.3 Tina/Banho de Parafina . . . 90
4.14.4 Tina/Tanque . . . 91
4.14.5 Estimulação Nervosa Elétrica Transcutânea . . . 91
4.14.6 Máquina de Pressoterapia . . . 92
4.14.7 Hidrocoletor . . . 92

4.14.8 Intervenção de Manutenção Preventiva de Equipamentos da MFR . 93
4.15 Equipamentos da Neonatologia e Bloco de Partos 93
4.15.1 Equipamento de Fototerapia 93
4.15.2 Humidificador 94
4.15.3 Fontes de Calor Radiante 94
4.15.4 Mesa de Reanimação Neonatal 95
4.15.5 Intervenção de Manutenção Preventiva de Equipamentos da Neonatologia e Bloco de Partos 95
4.16 Equipamentos de Cardiologia 97
4.16.1 Holter 97
4.16.2 Monitorização Ambulatória da Pressão Arterial 97
4.16.3 Intervenção de Manutenção Preventiva de Equipamentos de Cardiologia 98
4.17 Equipamentos Gerais de Bloco Operatório 99
4.17.1 Garrote Pneumático 99
4.17.2 *Trolley* 99
4.17.3 Aspirador Cirúrgico 100
4.17.4 Intervenção de Manutenção Preventiva de Equipamentos Gerais de Bloco Operatório 100
4.18 Considerações Finais 101

5 Intervenções de Manutenção Corretiva Realizadas 103
5.1 Principais Intervenções de Manutenção Corretiva Realizadas 103
5.2 Considerações Finais 106

6 Auditorias nos Blocos Operatórios e Recobro 109
6.1 Poluição do Ar/Poluição de Gases Anestésicos 109
6.2 Segurança da Instalação Elétrica 115
6.2.1 Dispositivo Supervisor de Isolamento/Detetor de Isolamento 115
6.2.2 Instalação Elétrica - Resistência e Condutividade de Proteção . . . 117
6.3 Partículas e AVAC 120
6.3.1 Medição das Partículas 120
6.3.2 Sistema de AVAC 125
6.3.3 Diferenciais de Pressão 126
6.4 Medição do CO_2 127
6.5 Considerações Finais 128

7 Plataforma de Gestão da Manutenção 129
7.1 Base de Dados 129
7.2 *Software Microsoft Access* 130
7.2.1 Tabelas 131
7.2.2 Formulários 132
7.2.3 Relatórios 134

7.2.4 Consultas 135
7.2.5 Macros 135
7.2.6 Módulos 136
7.3 Principais Tarefas Implementadas 137
7.3.1 Criação de um Sistema de *Login* 137
7.3.2 Implementação de um Menu Dinâmico 137
7.3.3 Desenvolvimento do *Design* da Plataforma de Gestão da Manutenção 139
7.3.4 Implementação de Novos Objetos 140
7.3.5 Implementação das Ferramentas Administrativas 141
7.3.6 Implementação das Ferramentas Estatísticas 141
7.3.7 Diversas Tarefas 142
7.4 Manual de Utilizador 142
7.5 Considerações Finais 143

8 Conclusões e Reflexões Finais **145**

Bibliografia **147**

Lista de Figuras

1.1 Cronograma resumido das atividades observadas e realizadas no decorrer do estágio 2

2.1 Logotipo da empresa ATM 5
2.2 Gabinete técnico de trabalho na ULSM - Hospital Pedro Hispano 7
2.3 USLM - Hospital Pedro Hispano 8
2.4 Fluxograma do processo aquando uma intervenção de manutenção corretiva 10

3.1 Equipamento de teste *UNI-SiM* da *Rigel Medical* 16
3.2 Equipamento de teste *288 Electrical Safety Analyzer* da *Rigel Medical* . . . 16
3.3 Equipamento de teste *QA-40 MK III* da *Metron* 17
3.4 Equipamento de teste *Electrosurgery Analyser* (retângulo vermelho) da *Fluke Corporation* 17
3.5 Equipamento de teste *IDA-5* da *Fluke Corporation* 18
3.6 Equipamento de teste *MIRAN SapphIRe* da *Thermo Fisher Scientific Inc* . 18
3.7 Multímetro digital, detetor de fugas e suas conexões 19
(a) Multímetro digital (à esquerda) e detetor de fugas (à direita) 19
(b) Detetor de fugas conectado ao multímetro digital 19
3.8 Equipamento de teste *V1000 Foetal Heart Simulator* da *Viamed*. 19
3.9 Equipamento de teste *Traceable* da *Fisher Scientific* 20
3.10 Equipamento de teste *Genius 2* da *Covidien* 20
3.11 Equipamento de teste *PR450* da *Irradian* 20
3.12 Equipamento de teste *Profi Test 0100s* da *Gossen Metrawatt* 21
3.13 Equipamento de teste *Met One HHPC-6* da *Hach* 21
3.14 Equipamento de teste *TLM 99* da *Stanley* 22
3.15 Equipamento de teste *DBM 700* da *KIMO INSTRUMENTS* 22
3.16 Equipamento de teste *AMI 300* da *KIMO INSTRUMENTS* 23
3.17 Símbolos das diferentes classes dos equipamentos de acordo com a proteção contra os choques elétricos 25
(a) Símbolo de equipamento de classe I 25
(b) Símbolo de equipamento de classe II 25
(c) Símbolo de equipamento de classe III 25
3.18 Símbolos dos diferentes tipo de partes aplicadas de acordo com a proteção contra os choques elétricos 26
(a) Símbolo de uma parte aplicada do tipo B 26
(b) Símbolo de uma parte aplicada do tipo BF 26

(c) Símbolo de uma parte aplicada do tipo CF 26

4.1 Tipos de MSV de acordo com o princípio de operação 30
(a) MSV pré-configurado *M3* da *Philips* 30
(b) MSV modulares e diversos módulos 30
4.2 MSV de transporte *MP5T* da *Philips* 30
4.3 Forma da onda do impulso elétrico ao longo da sua propagação pelo coração 32
4.4 Posição dos elétrodos e cabo de ligação aos elétrodos para ECG de três derivações 32
(a) Triângulo de *Einthoven* e suas derivações 32
(b) Cabo de ligação aos elétrodos para ECG de três derivações 32
4.5 Posição dos elétrodos e cabo de ligação aos elétrodos para ECG de sete derivações 33
(a) Colocação dos cinco elétrodos utilizados para obter as sete derivações 33
(b) Cabo de ligação aos elétrodos para ECG de sete derivações 33
4.6 Posição dos elétrodos no peito e cabo de ligação aos elétrodos para ECG de doze derivações 33
(a) Colocação dos seis elétrodos sobre o peito utilizados para obter as doze derivações 33
(b) Cabo de ligação aos elétrodos para ECG de doze derivações 33
4.7 Colocação dos cinco elétrodos na configuração *EASI System* 34
4.8 Visualização num MSV do ECG (retângulo vermelho), frequência cardíaca (retângulo verde) e respiração numérica (retângulo azul do lado direito) e gráfica (retângulo azul do lado esquerdo) de um paciente 34
4.9 Títulos e configuração das cores dos terminais dos cabos de ligação aos elétrodos 35
4.10 Sensor de dedo do oxímetro de pulso 37
4.11 Medição da SpO_2através da tecnologia de oximetria de pulso 37
4.12 Função típica de correspondência do SpO_2 com o rácio 37
4.13 Sensor neonatal de oxímetro de pulso 38
4.14 Visualização num MSV da onda pletismográfica (retângulo vermelho) e valor de SpO_2 (retângulo verde) de um paciente 38
4.15 Visualização num MSV da PANI (retângulo vermelho) de um paciente . . . 40
4.16 Braçadeira de medição e sua colocação e posição do braço na medição da PANI 40
4.17 Onda da PA, onda de pulso e pressão de insuflação da braçadeira durante a medição da PANI 41
4.18 Braçadeira de medição neonatal 42
4.19 Visualização num MSV da temperatura corporal (retângulo vermelho) de um paciente 43
4.20 Sensor de temperatura corporal 43
4.21 Forma de onda do CO_2 *versus* o tempo de medição 44

4.22 Visualização num MSV da capnografia (retângulo vermelho) de um paciente 44
4.23 Utilização do equipamento de teste UNI-SiM na avaliação dos parâmetros de ECG de um MSV . . . 47
(a) Simulação de um sinal ECG com frequência cardíaca de 30 bpm . . . 47
(b) Ligação do cabo de ECG aos acessório do equipamento de teste . . . 47
4.24 Exemplo de uma FV . . . 49
4.25 Os quatro elos da Cadeia de Sobrevivência . . . 50
4.26 Desfibrilhador *HeartStart XL* da *Philips* . . . 51
4.27 Onda monofásica e caminho da corrente de uma descarga num desfibrilhador monofásico . . . 52
(a) Onda monofásica numa descarga do choque elétrico de um desfibrilhador monofásico . . . 52
(b) Caminho da corrente numa onda monofásica . . . 52
4.28 Onda bifásica e caminho da corrente de uma descarga num desfibrilhador bifásico . . . 52
(a) Onda bifásica numa descarga do choque elétrico de um desfibrilhador bifásico . . . 52
(b) Caminho da corrente numa onda bifásica . . . 52
4.29 Desfibrilhador semi-automático externo *HeartStart* da *Philips* . . . 54
4.30 DAE *LIFEPAK CR Plus* da *Physio-Control* . . . 55
4.31 Verificação do estado das pás e bateria de um desfibrilhador manual externo 58
(a) Verificação do estado das pás de um desfibrilhador manual externo . 58
(b) Verificação do estado de uma bateria de um desfibrilhador manual externo . . . 58
4.32 Teste de segurança elétrica a um desfibrilhador manual externo . . . 58
4.33 Medição dos sinais ECG através do cabo ECG do desfibrilhador manual externo . . . 59
4.34 Locais onde dispor as pás, externo (círculo nº1) e ápice (círculo nº2), no equipamento de teste . . . 59
4.35 *Test Load* para a realização do teste diário . . . 61
4.36 Eletrobisturi *ARC 100* da *Bowa* . . . 62
4.37 Modos de funcionamento na eletrocirurgia . . . 63
(a) Modo monopolar na eletrocirurgia . . . 63
(b) Modo bipolar na eletrocirurgia . . . 63
4.38 Ligações na avaliação das potências dos diferentes modos de um eletrobisturi 64
(a) Ligação do elétrodo ativo no ponto positivo da resistência variável do equipamento de teste . . . 64
(b) Ligação do elétrodo de retorno no ponto negativo da resistência variável do equipamento de teste . . . 64
4.39 Circuitos para o teste de correntes de fuga . . . 65
(a) Circuito para o teste de corrente de fuga número 1 . . . 65
(b) Circuito para o teste de corrente de fuga número 2 . . . 65

(c) Circuito para o teste de corrente de fuga número 3 65
4.40 Ecógrafo *ACUSON SC2000 PRIME* da *Siemens* 66
4.41 Princípio de funcionamento de um ecógrafo e exemplo de uma ecografia . . 66
(a) Princípio de funcionamento de um ecógrafo 66
(b) Exemplo de uma ecografia 66
4.42 Ventilador de anestesia *Avance CS*^{2} da *General Electric* (GE) 67
4.43 Componentes de um ventilador de anestesia 68
(a) Exemplo de um fole de um ventilador de anestesia 68
(b) Exemplo das válvulas de um ventilador de anestesia 68
(c) Exemplo de um bloco paciente de um ventilador de anestesia 68
4.44 Teste diário de um ventilador de anestesia 69
4.45 Tipos de bomba de perfusão consoante o mecanismo de perfusão 70
(a) Bomba de perfusão peristáltica *Infusomat fmS* da *B.Braun* e seus principais componentes 70
(b) Bomba de perfusão seringa *Perfusor Compact* da *B.Braun* 70
4.46 Teste do caudal de bombas peristálticas 71
4.47 Incubadora *Isolette Infant* da *Hill-Rom* 72
4.48 Visão geral do funcionamento de uma incubadora neonatal 73
4.49 Desmontagem de componentes da incubadora neonatal 74
(a) Desmontagem da cúpula e janelas da incubadora neonatal 74
(b) Desmontagem dos diferentes tabuleiros da incubadora neonatal . . . 74
4.50 Introdução do equipamento de teste na incubadora neonatal 74
4.51 Medição do ruído dentro da incubadora neonatal 75
4.52 Cardiotocógrafo *F6* da *Edan* 75
4.53 Sonda Doppler ou US de um cardiotocógrafo 76
(a) Sonda Doppler ou US de um cardiotocógrafo, parte superior 76
(b) Sonda Doppler ou US de um cardiotocógrafo, parte inferior (que contacta com o corpo) 76
4.54 Sonda Tocotonômetro ou sonda Toco de um cardiotocógrafo 76
(a) Sonda Tocotonômetro ou sonda Toco, parte superior 76
(b) Sonda Tocotonômetro ou sonda Toco, parte inferior (que contacta com o corpo) 76
4.55 Interior de uma centrífuga 77
4.56 Medição da velocidade de rotação de uma centrífuga 78
4.57 UPS's *MetaSystem* da *Legrand* 79
4.58 Funcionamento de uma UPS tipo *Standby/Off-line* 80
(a) Funcionamento da UPS na presença de rede elétrica 80
(b) Funcionamento da UPS na ausência de rede elétrica 80
4.59 Funcionamento de uma UPS tipo *Line-interactive* 80
(a) Funcionamento da UPS na presença de rede elétrica 80
(b) Funcionamento da UPS na ausência de rede elétrica 80
4.60 Funcionamento de uma UPS tipo *Online* ou dupla conversão 81

(a) Funcionamento da UPS na presença de rede elétrica 81
(b) Funcionamento da UPS na ausência de rede elétrica 81
4.61 Fornecimento da energia da rede elétrica, por parte da UPS, aos respetivos equipamentos/serviços hospitalares 81
4.62 Termómetro digital auricular de IV *Genius 2* da *Convidien* 82
4.63 Colocação da sonda do termómetro digital auricular de IV na membrana timpânica 82
4.64 Local de medição da temperaturas mínimas (ponto 1) e máximas (ponto 2). 83
4.65 Esfigmomanómetro manual aneroide 84
4.66 Esfigmomanómetro digital *M3* da *Omron* 84
4.67 Microscópio ótico comum usado em laboratórios 85
4.68 Diferentes tipos de microscópios óticos 87
(a) Microscópio ótico de consulta 87
(b) Microscópio ótico de bloco ou cirúrgico 87
4.69 Limpezas de diversos componentes dos microscópios óticos 88
(a) Limpeza da fonte luminosa de um microscópio ótico 88
(b) Limpeza das lentes oculares de um microscópio ótico 88
4.70 Lâmpada principal e lâmpada de substituição de um microscópio cirúrgico 88
4.71 Equipamento de US *Soleo Sono* da *Zimmer* 89
4.72 Equipamento de microondas *Micro 5* da *Zimmer* 90
4.73 Tina/Banho de parafina *Chemopan* da *Vanko* 90
4.74 Tina ou tanque *Hydrocab 24* da *Medical Iberica* 91
4.75 Equipamento TENS *Ultra 9000* da *Everyway Medical Instruments Co* . . . 91
4.76 Máquina de pressoterapia *300 Gradient* da *Lympho-mat* 92
4.77 Hidrocoletor *M4* da *Chattanooga* 92
4.78 Equipamento de fototerapia *Fluoro-Lite Phototherapy Unit* da *Air Shields* 94
4.79 Humidificador *MR290* da *Fisher & Paykel* 94
4.80 Fonte de calor radiante *Ceratherm 600* da *Nufer Medical AG* 95
4.81 Mesa de reanimação neonatal *Air-Shields Ressuscitaire* da *Dräger* 95
4.82 Verificação da radiação de um equipamento de fototerapia 96
4.83 Medição da temperatura numa fonte de calor radiante 96
4.84 Holter *Vista* da *Novacor* 97
4.85 MAPA *Mobil-O-Graph* da *Industrielle Entwicklung Medizintechnik* 98
4.86 Simulação e medição de parâmetros vitais no holter e MAPA 98
(a) Simulação e medição de sinais ECG no holter 98
(b) Simulação e medição da PANI no MAPA 98
4.87 Garrote pneumático *DTS-2000s* da *Doctor Life* 99
4.88 *Trolley* com portas 100
4.89 Aspirador cirúrgico *New Askir 20* da *CA-MI* 100
4.90 Etiqueta da intervenção de manutenção preventiva e sua colocação no equipamento 101
(a) Etiqueta da intervenção de manutenção preventiva 101

(b) Colocação da etiqueta da intervenção de manutenção preventiva . . . 101

5.1 Intervenção de manutenção corretiva numa estufa: substituição da maçaneta 104
(a) Remoção do sistema da antiga maçaneta . . . 104
(b) Instalação do sistema da nova maçaneta . . . 104
5.2 Soldagem do conetor no eletrocardiógrafo . . . 104
5.3 Compressor (retângulo vermelho) para a insuflação da braçadeira de medição da PANI num MSV . . . 105
5.4 Intervenção de manutenção corretiva num MSV: cabo de SpO_2 . . . 106
5.5 Montagem de um novo MSV . . . 106

6.1 Configuração dos parâmetros no ventilador de anestesia . . . 110
6.2 Recolha e medição do ar nos diferentes pontos da sala - Parte I . . . 111
(a) Recolha e medição do ar junto à mesa operatória . . . 111
(b) Recolha e medição do ar sobre o posto do cirurgião . . . 111
(c) Recolha e medição do ar sobre o posto do ventilador de anestesia . . 111
(d) Recolha e medição do ar junto à grelha de extração do ar condicionado 111
6.3 Recolha e medição do ar nos diferentes pontos da sala - Parte II . . . 112
(a) Recolha e medição do ar junto à zona de vaporização . . . 112
(b) Recolha e medição do ar junto à zona da traqueia . . . 112
(c) Recolha e medição do ar junto ao pendente . . . 112
6.4 Filtro de calibração e realização do procedimento . . . 113
(a) Filtro de calibração do equipamento de teste . . . 113
(b) Calibração do equipamento de teste . . . 113
6.5 Filtro de medição do ar do equipamento de teste. . . . 113
6.6 Recolha e medição dos componentes do ar na respetiva sala por parte do equipamento de teste . . . 114
6.7 Folha da auditoria da poluição do ar . . . 114
6.8 Folha da auditoria da segurança da instalação elétrica, fase da deteção de isolamento . . . 116
6.9 Ligações da fase (fio nº3), neutro (fio nº2) e terra (fio nº1) de uma tomada 116
6.10 Folha da auditoria da segurança da instalação elétrica, fase da instalação elétrica - resistência e condutividade de proteção . . . 117
6.11 Ligação do equipamento de teste à terra do respetivo quadro elétrico no exterior da sala cirúrgica . . . 118
6.12 Ligação do *Test Probes* à terra da tomada . . . 118
6.13 Folha da auditoria da segurança da instalação elétrica, fase do piso antiestático . . . 119
6.14 Medições do valor do isolamento do piso da sala cirúrgica . . . 119
(a) Conexão do equipamento de teste com a base triangular . . . 119
(b) Medição do valor do isolamento do piso da sala cirúrgica . . . 119
6.15 Desenhos dos planeamentos da sala realizados durante a auditoria de medição das partículas . . . 122

(a) Planeamento da disposição dos pontos de recolha de ar na sala (retângulo vermelho), neste caso sendo necessários nove pontos 122
(b) Planeamento da disposição das grelhas de insuflação e extração do ar e a localização de todas as portas na sala (retângulos vermelho) . . . 122
6.16 Medição das partículas na sala operatória cirúrgica 123
6.17 Contagem das partículas na sala cirúrgica nos diversos pontos (retângulo vermelho) 123
6.18 Medição da temperatura e da humidade relativa na sala cirúrgica (retângulo vermelho) 125
6.19 Medição do caudal numa grelha de extração de uma sala cirúrgica 125
6.20 Medição dos caudais de extração e insuflação (retângulo vermelho) 126
6.21 Medição do diferencial de pressão no bloco operatório 127
6.22 Medição do CO_2 numa sala cirúrgica 128

7.1 Exemplo de uma tabela no *Microsoft Access 2013* 132
(a) Exemplo de uma tabela no *Microsoft Access 2013*, com vista de estrutura 132
(b) Exemplo de uma tabela no *Microsoft Access 2013*, com vista de folha de dados 132
7.2 Exemplo de um formulário no *Microsoft Access 2013* 133
(a) Exemplo de um formulário no *Microsoft Access 2013*, com vista de estrutura 133
(b) Exemplo de um formulário no *Microsoft Access 2013*, com vista de formulário 133
7.3 Exemplo de um relatório no *Microsoft Access 2013* 134
(a) Exemplo de um relatório no *Microsoft Access 2013*, com vista de estrutura 134
(b) Exemplo de um relatório no *Microsoft Access 2013*, com vista de relatório 134
7.4 Exemplo de uma consulta no *Microsoft Access 2013* 135
7.5 Exemplo de uma macro no *Microsoft Access 2013* 136
7.6 Exemplo de um módulo no *Microsoft Access 2013* 136
7.7 Janela de identificação do utilizador 137
7.8 Antigo menu da plataforma de gestão da manutenção 138
7.9 Janela do menu da plataforma de gestão da manutenção 138
7.10 Janela do menu relativo aos equipamentos 139
7.11 Janela de actualização de equipamento(s) registado(s) na BD 139
7.12 Exemplo de uma antiga janela da plataforma de gestão da manutenção . . 140
7.13 Exemplo de um novo formulário que permite eliminar equipamento(s) da DB140
7.14 Exemplo de um novo relatório que reúne as informações acerca das manutenções preventivas dos equipamentos por família de equipamentos 141

Lista de Tabelas

4.1 Classificação da PA de acordo com os valores de pressão 39

6.1 Número de pontos de recolha e análise do ar relacionado com a área da sala cirúrgica 121

6.2 Classes de limpeza do ar por concentração de partículas presente na sala cirúrgica 124

Lista de Acrónimos

AAMI	*Association for the Advancement of Medical Instrumentation*
Ah	ampere-hora
ANSI	*American National Standards Institute*
APCER	Associação Portuguesa de Certificação
ATM	Assistência Total em Manutenção
AV	Aurículo Ventricular
AVAC	Aquecimento, Ventilação e Ar Condicionado
BD	Base de Dados
bpm	batimentos por minuto
CAT	Contrato de Assistência Técnica
CDI	Cardioversor Desfibrilhador Implantável
CUF	Companhia União Fabril
DAE	Desfibrilhador Automático Externo
dB	Decibel
ECG	Eletrocardiograma
FCF	Frequência Cardíaca Fetal
FV	Fibrilhação Ventricular
GRP	Guia de Reparação
IEC	*International Electrotechnical Commission*
INEM	Instituto Nacional de Emergência Médica
IPQ	Instituto Português da Qualidade
ISEC	Instituto Superior de Engenharia de Coimbra
ISO	*International Organization for Standardization*

IV InfraVermelho

MAPA Monitorização Ambulatória da Pressão Arterial

MFR Medicina Física e de Reabilitação

MIB Mestrado em Instrumentação Biomédica

MSV Monitor de Sinais Vitais

NFS *National Sanitation Foundation*

PA Pressão Arterial

PAI Pressão Arterial Invasiva

PANI Pressão Arterial Não Invasiva

PCR Paragem Cárdio Respiratória ou Paragem Cardiorrespiratória

PNDAE Programa Nacional de Desfibrilhação Automática Externa

ppm partes por milhão

psi Pound per Square Inch

RCF *Relative Centrifugal Field*

rpm Rotações Por Minuto

SA SinoAtrial

SAV Suporte Avançado de Vida

SBV Suporte Básico de Vida

SHST Segurança Higiene e Saúde no Trabalho

SIE Serviço de Instalações e Equipamentos

SUCH Serviço de Utilização Comum dos Hospitais

TENS *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*

ULS Unidade Local de Saúde

ULSM Unidade Local de Saúde de Matosinhos

UPS *Uninterruptible Power Supply* ou *Uninterruptible Power Source*

US ultrassom

VBA *Visual Basic for Applications*

1 Introdução

Este documento descreve o estágio curricular (doravante designado unicamente por estágio) realizado por Nelson David Mendes, no âmbito da Unidade Curricular de Projeto/Estágio do segundo ano do Mestrado em Instrumentação Biomédica (MIB), no Instituto Superior de Engenharia de Coimbra (ISEC). O estágio foi exercido na área da manutenção de equipamentos de eletromedicina em ambiente hospitalar e clínico, na empresa Assistência Total em Manutenção, S.A. (ATM), com sede em Barreiro, distrito de Setúbal, e sucursal na Maia, distrito do Porto. As atividades foram realizadas numa unidade residente e uma móvel, percorrendo diversos hospitais e clínicas da região norte e centro de Portugal. A orientação do estágio, por parte do ISEC, esteve a cargo da Professora Doutora Fernanda Coutinho e do Professor Doutor José Farinha, tendo sido supervisionado, por parte da empresa, pelo Engenheiro Vasco Santos e acompanhado pelo Engenheiro Nuno Bastos e o Técnico Armando Bré. O estágio teve uma duração de seis meses, decorrido no período compreendido de 3 de janeiro de 2018 a 29 de junho de 2018.

Neste capítulo são expostas as motivações do aluno subjacentes ao estágio (Secção 1.1), seguido dos resultantes objetivos traçados (Secção 1.2) e, por fim, da organização do presente documento (Secção 1.3).

1.1 Motivação

No âmbito da Unidade Curricular de Projeto/Estágio do segundo ano do MIB no ISEC, é dada a possibilidade aos alunos a escolha pelo desenvolvimento de um projeto (que pode ser em colaboração com uma entidade externa), pela realização de um estágio numa empresa (mediante condições acordadas entre o ISEC e a respetiva empresa e possíveis processos de seleção e entrevistas) ou, por último, pela elaboração de uma dissertação relativa a um determinado tema.

Mediante as possibilidades mencionadas, a escolha do aluno recaiu pela realização de um estágio numa empresa inserida na área da manutenção de equipamentos de eletromedicina, motivado por diversos fatores. A principal motivação para esta escolha consistiu no interesse e curiosidade pela área, assim como a possibilidade de um contacto direto com o mercado de trabalho, oferecendo uma visão das diversas profissões na área da eletromedicina e dos seus equipamentos.

1.2 Objetivos

Foram estabelecidos vários objetivos na realização do estágio, tais como:

- Obtenção de competências na área da manutenção de equipamentos de eletromedicina, como o funcionamento dos equipamentos, suas intervenções de manutenção preventiva e corretiva, manutenção em geral, entre outras;
- Aplicação/aprofundamento de conceitos adquiridos ao longo dos estudos e unidades curriculares que compõem a formação académica;
- Consciencialização da responsabilidade de um profissional da manutenção de equipamentos de eletromedicina;
- Observação, reconhecimento e execução das regras de segurança e higiene no trabalho;
- Possibilidade de crescimento pessoal, assim como profissional e técnico.

As principais atividades desenvolvidas ao longo do estágio, o sequenciamento e a percentagem de tempo atribuída a cada uma delas, estão sumariadas na Figura 1.1.

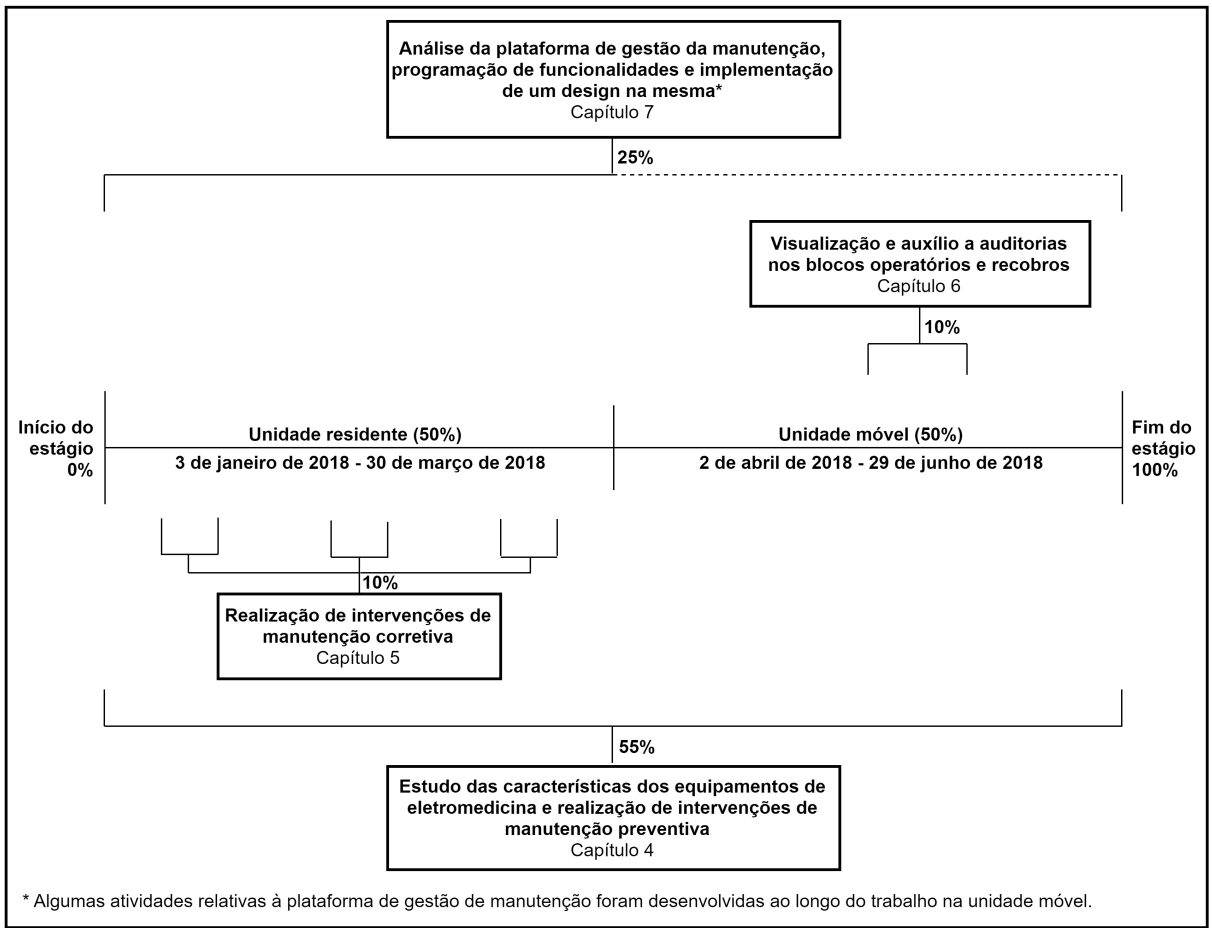


Figura 1.1: Cronograma resumido das atividades observadas e realizadas no decorrer do estágio.

1.3 Estrutura e Organização do Documento

Este documento está estruturado de forma a permitir que o leitor fique a conhecer e a compreender as competências teóricas e técnicas adquiridas, assim como a maioria do trabalho e diversidade das atividades desenvolvidas ao longo do estágio. Assim, o documento está dividido em oito capítulos, sendo eles:

- **Capítulo 1** – **Introdução** – é exposta uma breve apresentação do estágio, bem como as motivações e objetivos traçados na sua realização. Por fim, é apresentada a estrutura e organização do presente documento;
- **Capítulo 2** – **Instituição de Acolhimento - ATM** – é apresentada a instituição de acolhimento, a localização e caracterização do local do estágio, assim como o processo de intervenção e certificações da empresa;
- **Capítulo 3** – **Manutenção em Ambiente Hospitalar** – são abordados conceitos teóricos (como a manutenção, a manutenção em ambiente hospitalar, equipamento de eletromedicina, entre outros), assim como temas relacionados com o tema do presente documento (equipamentos de teste, entre outros);
- **Capítulo 4** – **Equipamentos de Eletromedicina e Intervenções de Manutenção Preventiva Realizadas** – são apresentados os principais equipamentos de eletromedicina intervencionados ao longo do estágio, assim como as suas intervenções de manutenção preventiva observadas e realizadas, sendo dado destaque à descrição de dois equipamentos: Monitores de Sinais Vitais (MSV) e desfibrilhadores;
- **Capítulo 5** – **Intervenções de Manutenção Corretiva Realizadas** – são descritas as principais intervenções de manutenção corretiva observadas e realizadas ao longo do estágio;
- **Capítulo 6** – **Auditorias nos Blocos Operatórios e Recobro** – é apresentada a componente das diversas auditorias aos blocos operatórios observadas e realizadas ao longo do estágio;
- **Capítulo 7** – **Plataforma de Gestão da Manutenção** – é abordado o *software* utilizado numa das unidades de carga da ATM, assim como os principais e mais relevantes trabalhos desenvolvidos pelo estagiário sobre a mesma;
- **Capítulo 8** – **Conclusões e Reflexões Finais** – é feito um balanço final do estágio e são apresentadas reflexões finais sobre o estágio e a respetiva área.

2 Instituição de Acolhimento - ATM

Neste capítulo é, inicialmente, apresentada a instituição de acolhimento do estágio, descrevendo a sua origem e área de atividade (Secção 2.1). Seguidamente, é apresentada a localização e caracterização do estágio (Secção 2.2), o processo de intervenção da empresa no Hospital Pedro Hispano (Secção 2.3), bem como as certificações e licenças de qualidade da empresa (Secção 2.4).

2.1 Origem e Área de Atividade

A origem histórica da ATM (Figura 2.1) remonta a 1992, quando foi constituída a Efacec – Serviços de Manutenção e Assistência (SMA).



Figura 2.1: Logotipo da empresa ATM [1].

Em 2005, com o objetivo de conferir maior dimensão e importância estratégica ao negócio da manutenção, a Efacec concretizou um conjunto de operações envolvendo sociedades que integravam o Grupo José de Mello, nomeadamente a aquisição da ATM, que fazia parte do universo de participações Companhia União Fabril (CUF), a aquisição da carteira de clientes de uma sociedade de consultoria e engenharia (Engimais), que fazia parte do universo de participações da José de Mello Imobiliária, e a integração de uma sociedade de conservação de infraestruturas (Brisa Conservação de Infraestruturas, (BCI)) [2]. Desde a sua constituição até ao final do exercício de 2015, a empresa funcionou assim sob o nome Efacec, tendo alterado a sua denominação social em 22 de março de 2016, na sequência de uma operação de fusão com uma empresa participada, com o objetivo de ser uma unidade de manutenção integrada [1, 3].

Na sequência deste processo de fusão, todo o património da antiga ATM foi integrado na anteriormente denominada Efacec, dando-se a extinção da empresa com efeito a 22 de março de 2016. Deste modo, todos os direitos e obrigações da empresa transmitiram-se para a nova ATM. Em termos estruturais, a ATM é, hoje em dia, detida, em partes iguais, pelos grupos José de Mello e Têxtil Manuel Gonçalves, e conta com cerca de 400 colaboradores [1, 3].

A ATM exerce a sua atividade no mercado da manutenção técnica há mais de vinte anos, beneficiando assim de uma equipa de profissionais qualificados nas diferentes áreas de atividade, respondendo aos mais elevados padrões de qualidade exigidos pelos seus clientes. A ATM desenvolve atividades de operação e manutenção, condução de instalações, assistência técnica a instalações e equipamentos, auditorias técnicas e reparação e reabilitação de equipamentos e instalações técnicas, para diversas áreas de atividade, tais como [1]:

- Energia – centrais térmicas, parques eólicos, subestações e postos de transformação;
- Edifícios – Aquecimento, Ventilação e Ar Condicionado (AVAC), instalações elétricas, entre outros;
- Hospitais – eletromedicina, infraestruturas, instalações técnicas, entre outros;
- Indústria da água – centrais elevatórias, Estações de Tratamento de Água (ETA) e Estações de Tratamento de Águas Residuais (ETAR), entre outros;
- Realização de serviços integrados de manutenção, paragens programadas e empreitadas de construção, com particular incidência no sector da indústria em geral.

Especificando-se na área dos hospitais e da eletromedicina, a ATM é a operadora privada líder no setor da saúde, com uma oferta integrada, incluindo *facilities* e sistemas médicos, contando com contratos multidisciplinares de manutenção de infraestruturas e eletromedicina e de natureza integrada em grandes hospitais públicos, unidades privadas de saúde e centros clínicos de norte a sul do país. De entre eles, destacam-se o Hospital de Braga, o Hospital Dr. Fernando da Fonseca, o Hospital do SAMS, o Hospital de Vila Franca de Xira, a Unidade Local de Saúde de Matosinhos (ULSM) e diversos centros clínicos da rede SAMS, Hospitais CUF e Centros Clínicos CUF [1].

2.2 Localização e Caracterização do Local do Estágio

O estágio, com uma duração de seis meses, foi repartido por tempos iguais em duas unidades distintas - numa unidade residente e numa equipa móvel da região norte e centro de Portugal - com o objetivo de possibilitar ao aluno (doravante denominado por estagiário) o contacto com uma larga gama de equipamentos de eletromedicina, bem como a possibilidade de vivenciar as diferenças dinâmicas entre o trabalho de uma equipa residente e uma móvel e, por fim, trabalhar com duas equipas diferentes, com experiências profissionais diferentes, embora ambas reconhecidas pelas suas competências técnicas e profissionais nas área. Deste modo, durante os primeiros três meses, o estágio decorreu na ULSM - Hospital Pedro Hispano, junto da unidade residente constituída exclusivamente pelo Engenheiro Nuno Bastos. O gabinete técnico de trabalho (Figura 2.2) é partilhado com as instalações da equipa residente de eletromedicina do Serviço de Utilização Comum dos Hospitais (SUCH), junto ao Serviço de Instalações e Equipamentos (SIE) do hospital no piso -1, com um horário de funcionamento das 8h30 até às 17h30.



Figura 2.2: Gabinete técnico de trabalho na ULSM - Hospital Pedro Hispano.

Nos últimos três meses, o estágio decorreu junto da equipa móvel da região norte e centro, composta pelo Técnico Armando Bré. Durante este período, foram realizados diversos trabalhos de intervenções de manutenção (essencialmente preventiva) em variados hospitais e clínicas de norte a centro do país, sendo eles:

- Hospital da Misericórdia de Vila Verde;
- Hospital de Braga;
- Hospital Privado de Braga Centro;
- Hospital Privado de Braga Sul;
- Hospital de Famalicão;
- Hospital da Trofa;
- Hospital do Dia da Maia;
- ULSM - Hospital Pedro Hispano;
- CUF Porto Hospital;
- CUF Porto Instituto;
- CUF Viseu;
- CUF Coimbra.

2.2.1 ULSM - Hospital Pedro Hispano

As Unidades Locais de Saúde (ULS) são estabelecimentos públicos dotados de personalidade jurídica, autonomia administrativa, financeira e patrimonial e natureza empresarial. Têm como atribuição a prestação global de cuidados de saúde à população da sua área de influência, incluindo cuidados de saúde primários e secundários, bem como garantir a saúde pública. A atividade da ULS necessária ao exercício das suas atribuições deve ser desenvolvida de modo integrado, atenta à sua organização interna e às demais entidades prestadoras de cuidados de saúde da área. A grande diferença face ao modelo tradicional de funcionamento dos hospitais e centros de saúde é a responsabilização de uma entidade única pela prestação da globalidade dos cuidados [4, 5].

A ULSM foi a primeira ULS a ser constituída em Portugal, criada pelo Decreto-Lei n.º 207/99 de 9 de junho de 1999. A sua missão consistiu em satisfazer todas as necessidades

de saúde à população do concelho de Matosinhos, assumindo a integração dos diferentes níveis, desde a educação para a saúde e dos auto-cuidados, aos tratamentos continuados e paliativos e à referenciação para outros níveis da rede hospitalar. Hoje em dia, tem por objetivo principal a prestação integrada de cuidados de saúde primários, hospitalares e continuados à população, designadamente aos beneficiários do Serviço Nacional de Saúde (SNS) e aos beneficiários dos subsistemas de saúde ou de entidades externas que com ela contratualizem a prestação de cuidados de saúde [6, 7, 8].

A ULSM é constituída por diversas unidades, sendo elas [9]:

- Hospital Pedro Hispano;
- Agrupamento de Centros de Saúde Matosinhos, composto por:
  - Centro de Diagnóstico Pneumológico;
  - Centro de Saúde Matosinhos;
  - Centro de Saúde São Mamede de Infesta;
  - Centro de Saúde Senhora da Hora;
  - Centro de Saúde de Leça da Palmeira;
  - Unidade de Saúde Pública;
  - Serviço de Atendimento a Situações Urgentes Matosinhos.

O Hospital Pedro Hispano (Figura 2.3) foi inaugurado a 20 de Março de 1997, substituindo o anterior Hospital Distrital de Matosinhos. O hospital é constituído por uma grande variedade de serviços, sendo que quase metade da área bruta total está alocada ao internamento clínico e às áreas comuns [10]. Exerce funções nos domínios da prestação de cuidados de saúde a todos os habitantes da área de Matosinhos, cuidados assistenciais diferenciados (em regime de ambulatório ou internamento), da formação pré e pós-graduada e da investigação, entre outros [8].



Figura 2.3: USLM - Hospital Pedro Hispano[1].

2.3 Processo de Intervenção na ULSM - Hospital Pedro Hispano

Os modelos contratuais da ATM traduzem-se em modelos de gestão integrados que permitem um diálogo permanente com o cliente através de um interlocutor único. O desempenho da ATM é avaliada por *Key Performance Indicators* (KPI), desempenho e disponibilidade, e é resultado da aplicação de metodologias de engenharia de manutenção, da otimização de custos e de uma vasta oferta de competências técnicas [1].

Na ULSM, a ATM possui atualmente diversos Contratos de Assistência Técnica (CAT) com uma vasta gama de equipamentos de eletromedicina, sendo que os concursos são realizados anualmente. No contexto de intervenções de manutenção corretivas (Figura 2.4), caso um equipamento se encontre danificado ou com aparente mau funcionamento, o serviço da localização do equipamento emite inicialmente um pedido de reparação interno ao SIE. Após receção e processamento do pedido por parte do SIE, é verificado qual a equipa de eletromedicina responsável pelo equipamento e o tipo de CAT do mesmo. No caso do equipamento estar ao abrigo de um CAT com a ATM e ser necessária uma intervenção após análise e diagnóstico da avaria, é aberta uma Guia de Reparação (GRP), contendo dados tais como o número da reparação, a data de emissão do pedido, o número de inventário do equipamento, a marca, modelo, número de série, o serviço em que se encontra e a descrição com o estado atual do equipamento e a sua avaria. Para o processo de intervenção e reparação da avaria, caso sejam necessários consumíveis, é verificado a presença e disponibilidade dos mesmos no local. Se existirem efetivamente os consumíveis necessários é aberta uma folha de obra da reparação, que descreve todos passos efetuados na reparação e dará fim à mesma. Por outro lado, caso os consumíveis não estejam disponíveis no local, estamos perante um caso onde é requerido um orçamento para consumíveis. A orçamentação é o processo em que a empresa requer de um fornecedor uma estimativa ou cotação para equipamentos ou peças. Na execução de um pedido de orçamento é primeiramente requerida a cotação das peças e reparação ao fornecedor do equipamento. Aquando da resposta por parte do fornecedor, o coordenador da zona norte efetua uma proposta comercial que apresenta à ULSM. Esta proposta inclui o preço da peça ou equipamento, o lucro sobre a venda da peça e o preço da mão de obra associado à reparação. A entidade ULSM pode ou não aceitar esse orçamento sendo que só será relevante para a ATM no caso de ser aceite. Quando aceite, é feita uma nota de encomenda ao fornecedor que procederá à entrega dentro do tempo estipulado e com o preço devido, do pedido. Com a receção da encomenda é aberta uma folha de obra da reparação, que descreve todos passos efetuados na reparação e dará fim à mesma [11]. Após a reparação do equipamento, este é reposto ao serviço correspondente.

[1] Imagem retirada de: `https://www.noticiasaominuto.com/pais/960752/hospital-pedro-hispano-recebe-doacao-de-8-mil-euros-para-obstetricia`. Consultado a agosto de 2018.

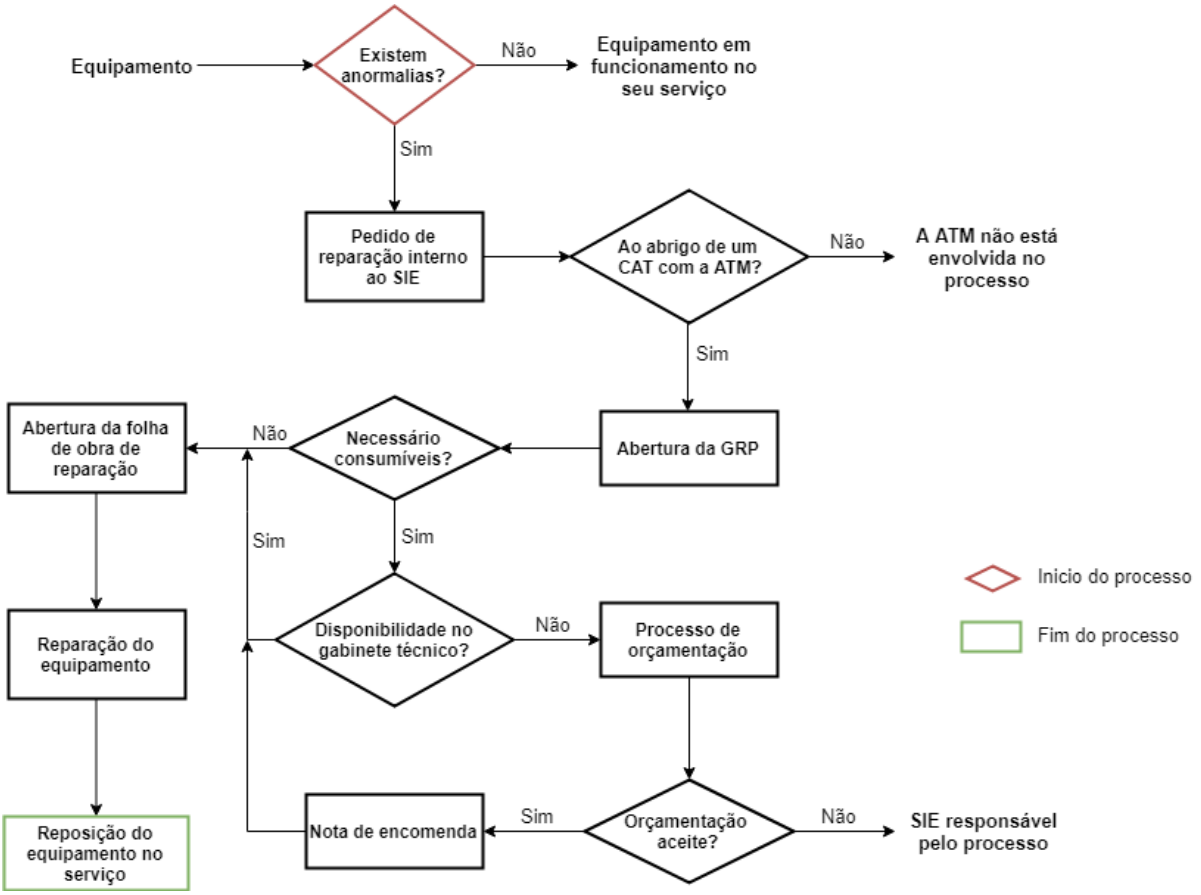


Figura 2.4: Fluxograma do processo aquando uma intervenção de manutenção corretiva.

No contexto de intervenções de manutenção preventiva, estas tendem a ser periódicas e definidas por um plano de trabalhos com mútuo acordo entre a ULSM e a empresa. O processo de manutenção pode ser efetuado presencialmente pela equipa, no próprio local onde o equipamento se encontra, sem este necessitar de ser transportado e removido do local, ou no gabinete técnico de trabalho, caso sejam necessários equipamentos de teste e ferramentas que causam transtornos nos seus processos de transporte para o local do equipamento [11].

2.4 Certificação e Qualidade

A ATM possui um sistema de gestão de qualidade e um conjunto de certificações atribuídos pela Associação Portuguesa de Certificação (APCER) e pela a CERTIF - Associação para a Certificação [1, 12, 13]. Este serviço tem o propósito de melhorar a qualidade do serviço prestado pela empresa aos seus clientes, sendo entendido como um subsistema do sistema de gestão global [14]. A ATM é assim certificada pela APCER segundo as normas [1]:

- NP EN ISO 9001:2008 – é a norma de sistemas de gestão mais utilizada mundialmente, constituindo-se como referência internacional para a certificação de Sistema de Gestão de Qualidade (SGQ). É responsável pela definição dos requisitos de um sistema de gestão da qualidade [13, 15];

- NP 4397:2008 | OHSAS 18001:2007 – constituem as referências mundiais para Sistemas de Gestão da Segurança e Saúde do Trabalho (SGSST). Os objetivos fundamentais destas normas concentram-se na minimização do risco para os colaboradores e outras partes interessadas, a melhoria do desempenho da organização e um fator de suporte e consolidação de uma imagem de responsabilidade social da organização [13, 16, 17];

- NP EN ISO 14001:2004 – esta norma é uma referência mundial para Sistemas de Gestão Ambiental (SGA) e constitui uma ferramenta essencial para as organizações que pretendem alcançar uma confiança acrescida por parte dos clientes, colaboradores, comunidade envolvente e sociedade, através da demonstração do compromisso voluntário com a melhoria contínua do seu desempenho ambiental [13, 18];

- NP 4492:2010 – norma de referência sobre os requisitos para a prestação de serviços de manutenção, que pode ser utilizada por qualquer tipo de organização prestadora de serviços de manutenção, independentemente da sua dimensão (micro, pequena, média ou grande empresa) ou da sua área de especialização dentro do largo espectro da manutenção, assim como por prestadores de serviços de independentes [13, 19];

A ATM apresenta igualmente a certificação pelo CERTIF do serviço de instalação, manutenção e assistência técnica de equipamentos fixos de refrigeração, ar condicionado e bombas de calor que contenham gases fluorados com efeito de estufa em conformidade com os Regulamentos (CE) 842/2006 e 303/2008 e com o Decreto-Lei 56/2011 [12, 20, 21].

Para além das certificações mencionadas anteriormente, a ATM possui ainda outros certificados e licenças, tais como [1]:

- Exercício da atividade de distribuição por grosso de dispositivos médicos (autorizado pelo INFARMED[2]);

- Alvará de empreiteiro de obras públicas nº 45516-PUB;

- Entidade registada na Autoridade Nacional de Proteção Civil (ANPC) ao abrigo da Portaria 773/2009 para a atividade de instalação e manutenção de produtos e equipamentos de Segurança Contra Incêndio em Edifícios (SCIE);

- Credenciação *NATO Secret* emitida pelo Gabinete Nacional de Segurança (GNS);

- Empresa de serviços energéticos qualificada tipo II, pela Direção Geral de Energia e Geologia (DGEG) no âmbito do despacho normativo nº15/2012 [23].

[2]O INFARMED é a autoridade competente do Ministério da Saúde, com atribuições nos domínios da avaliação, autorização, disciplina, inspeção e controlo de produção, distribuição, comercialização e utilização de medicamentos de uso humano e de produtos de saúde (que incluem produtos cosméticos e de higiene corporal, dispositivos médicos e dispositivos médicos para diagnóstico *in vitro*) em Portugal [22].

3 Manutenção em Ambiente Hospitalar

Este capítulo tem como objetivo a apresentação de diversos conceitos associados ao tema da manutenção, em geral, e em particular da manutenção em ambiente hospitalar. Desta forma, é, inicialmente, apresentado o conceito de manutenção, segundo uma norma portuguesa especifica, os diferentes tipos de manutenção (Secção 3.1) e os equipamentos de teste utilizados ao longas das intervenções de manutenção preventiva no estágio (Secção 3.2). Seguidamente, é abordada a definição do termo equipamento de eletromedicina e dispositivo médico (Secção 3.3), bem como a classificação dos dispositivos médicos e elétricos (Secção 3.4). Posteriormente, são expostos, de forma breve, alguns temas: o conceito e o papel de um engenheiro biomédico em meio hospitalar (Secção 3.5), a segurança, higiene e saúde no trabalho (Secção 3.6) e, por fim, as normas associadas à área da eletromedicina (Secção 3.7).

3.1 Conceito de Manutenção e sua Classificação

O conceito e importância da manutenção tem evoluído ao longo dos anos como um papel fundamental e estratégico, tanto para as empresas como para a economia nacional [24]. A manutenção, segundo a NP EN 13306:2007, consiste na "*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 pode desempenhar a função requerida*" [24, 25]. Existem diversos conceitos em redor da manutenção, que foram surgindo e evoluindo ao longo dos anos, tais como [24]:

- Engenharia de Manutenção – tem por base processos científicos de manutenção preventiva (termo apresentado ao longo desta secção), com o objetivo de aumentar a fiabilidade[1] dos equipamentos;
- Terotecnologia – consiste na combinação de práticas de diversas áreas (gestão, finanças, engenharia, entre outras), com a finalidade de obter custos mínimos do ciclo económico dos ativos físicos;
- Manutenção Produtiva Total ou *Total Productive Maintenance* (TPM) – teve origem no Japão, baseia-se em princípios semelhantes à Terotecnologia, concentrando-se, no entanto, na preocupação da motivação do pessoal;

[1] Definido, segundo o autor José Farinha, como a "*probabilidade de um dispositivo ou componente de um sistema funcionar dentre dos parâmetros de qualidade definidos durante um determinado período de tempo, sob as condições de funcionamento pré-estabelecidas*" [24].

- Terologia – utilização combinada de técnicas de investigação operacional, de gestão de informação e de engenharia, com a finalidade do acompanhamento do ciclo de vida das instalações e equipamentos;
- Manutenção Centrada na Fiabilidade ou *Reliability Centered Maintenance* (RCM) – conceito onde a gestão industrial está focada na identificação e estabelecimento de políticas de melhoria de manutenção e de investimentos de capital, o que implica uma gestão mais eficaz dos riscos de falhas dos equipamentos;
- Manutenção Baseada no Risco ou *Risk Based Maintenance* (RBM) – integra a vertente da fiabilidade com o nível de risco, com o propósito da obtenção de um planeamento ótimo de manutenção.

Pela existência desta diversidade de terminologias e conceitos, a manutenção não pode ser categorizada segundo uma única classificação. Segundo José Farinha, a manutenção pode ser classificada como [24]:

- **Manutenção Planeada**, denominada popularmente por **manutenção preventiva** (termo utilizado neste documento) – as intervenções obedecem a um programa previamente estabelecido que visa principalmente em evitar a ocorrência de avarias ou mau funcionamento dos equipamentos. Implica uma boa gestão da manutenção e dos recursos necessários para tornar as intervenções mais económicas e eficazes. A manutenção planeada, pode subdividir-se em:
  - **Manutenção Sistemática** – as intervenções obedecem a um programa para ser cumprido periodicamente (por exemplo, por intervalo de tempo);
  - **Manutenção Condicionada**, também designada por **manutenção preditiva** – as ações são executadas de acordo com o estado do equipamento e de possíveis sinais de alerta.
- **Manutenção Não Planeada**, denominada popularmente por **manutenção corretiva** (termo utilizado neste documento) – as intervenções decorrem da deteção de uma avaria, pelo que não são programadas antecipadamente.

Interligando as classificações descritas com o conceito de manutenção, a manutenção planeada tende a manter o equipamento num estado em que este pode desempenhar a função requerida, enquanto que a manutenção não planeada concentra-se em repor o equipamento neste último estado.

3.2 Equipamentos de Teste

Ao longo das intervenções de manutenção preventiva de equipamentos de eletromedicina são utilizados diversos equipamentos de teste e auxiliares (como por exemplo estações de soldadura, ferramentas, entre outros). Os equipamentos de teste são equipamentos que ajudam na comprovação de certas especificações provenientes do fabricante e/ou normas nacionais e internacionais. De forma a garantir a fiabilidade dos equipamentos de teste e credibilidade das suas informações, estes são sujeitos a calibrações periódicas que variam segundo cada equipamento de teste, realizadas por entidades externas certificadas.

Na empresa ATM, a acessibilidade aos equipamentos de teste difere segundo a unidade de trabalho. No caso de uma unidade residente, como a ULSM - Hospital Pedro Hispano, todos os equipamentos de teste e auxiliares, necessários de acordo com os diferentes CAT entre a ATM e o hospital, estão presentes no gabinete técnico de trabalho e à disposição dos seus colaboradores. Por outro lado, numa unidade móvel, o acesso aos equipamentos de teste e auxiliares deve ser realizada de forma antecipada, devido a serem utilizados e partilhados por diversos colaboradores e unidades. Como tal, é primordial realizar com antecedência um estudo do planeamento das ordens de trabalho, de forma a efetuar a lista dos equipamentos de teste e auxiliares necessários em cada período, tentando assim perturbar o menos possível as ordens de trabalho de outros colaboradores.

Neste secção são apresentados os equipamentos de teste utilizados pela na empresa ATM nas diversas intervenções de manutenção preventiva, assim como nos procedimentos das auditorias de blocos operatórios e recobro, descritos neste documento (Capítulo 4 a Capítulo 6):

- *UNI-SiM*;
- *288 Electrical Safety Analyzer*;
- *QA-40 MK III*;
- *Electrosurgery Analyser*;
- *IDA-5*;
- *MIRAN SapphIRe*;
- Multímetro Digital e Detetor de Fugas;
- *V1000 Foetal Heart Simulator*;
- *Traceable*;
- *Genius 2*;
- *PR450*;
- *Profi Test 0100s*;
- *Met One HHPC-6*;
- *DBM 700*;
- *Ami 300*;
- *TLM 99*.

A maioria dos equipamentos de teste (todos à exceção do *Electrosurgery Analyser*, *Genius 2* e *Profi Test 0100s*) foram manuseados pelo estagiário após uma básica apresentação dos seus funcionamentos e modos de utilização por parte do engenheiro responsável na ULSM - Hospital Pedro Hispano e o técnico da equipa móvel.

UNI-SiM

O *UNI-SiM* (Figura 3.1) é um equipamento responsável pela simulação de sinais vitais, utilizado em diversas intervenções de manutenção preventiva (Capítulo 4 - Equipamentos de Eletromedicina e Intervenções de Manutenção Preventiva Realizadas). É um equipamento leve, portátil e constituído por diversos acessórios.

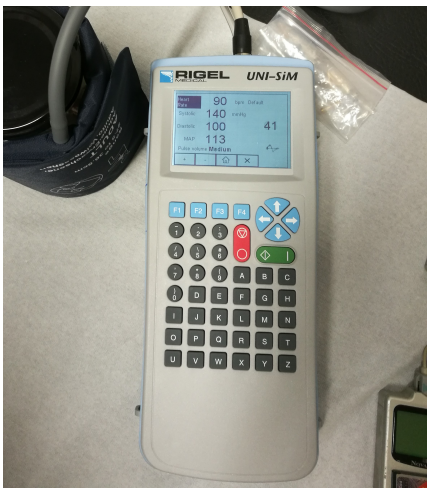


Figura 3.1: Equipamento de teste *UNI-SiM* da *Rigel Medical*.

288 Electrical Safety Analyzer

O *288 Electrical Safety Analyzer* (Figura 3.2) consiste num analisador de segurança elétrica utilizado nos procedimentos de testes de segurança elétrica ao longo das intervenções de manutenção preventiva (Capítulo 4 - Equipamentos de Eletromedicina e Intervenções de Manutenção Preventiva Realizadas). O equipamento é responsável por medir diversos parâmetros, tais como as correntes de fuga[2] e resistência de terra.



Figura 3.2: Equipamento de teste *288 Electrical Safety Analyzer* da *Rigel Medical*[3].

[2]Corrente de fuga é o termo geralmente utilizado para indicar o fluxo de corrente que se desviaram num circuito elétrico do seu alvo, de forma indesejado e anormal, devido a uma fuga (geralmente um curto-circuito ou um caminho alternativo anormal de baixa impedância e resistência) [26].

[3]Imagem retirada de: `http://www.rigelmedical.com/products/electrical-safety/rigel-288-plus-electrical-safety-analyzer`. Consultado a outubro de 2018.

QA-40 MK III

O *QA-40 MK III* (Figura 3.3) é um equipamento utilizado nas intervenções de manutenção preventiva a desfibrilhadores (Secção 4.2.2 - Intervenção de Manutenção Preventiva de um Desfibrilhador), que permite, entre outras funções, a medição de diversos parâmetros, tais como as energias de descarga e a simulação de sinais de Eletrocardiograma (ECG) com diferentes frequências cardíacas.

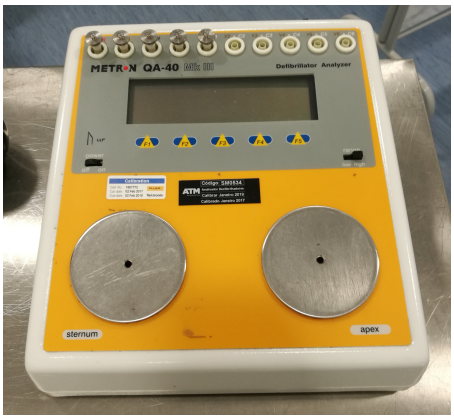


Figura 3.3: Equipamento de teste *QA-40 MK III* da *Metron*.

Electrosurgery Analyser

O *Electrosurgery Analyser* (Figura 3.4) consiste num equipamento utilizado nas intervenções de manutenção preventiva a eletrobisturis (Secção 4.3.1 - Intervenção de Manutenção Preventiva de um Eletrobisturi), que permite a medição de energias distribuídas pelo equipamento nos seus diferentes modos de funcionamento, as correntes de fuga, entre outras funções.

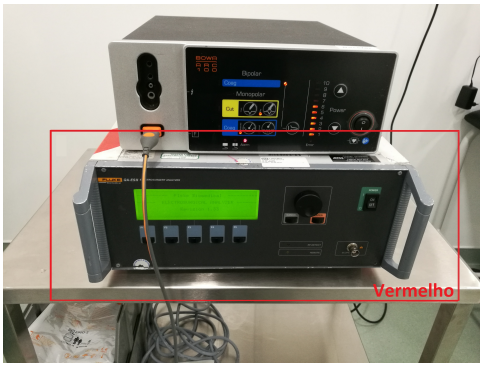


Figura 3.4: Equipamento de teste *Electrosurgery Analyser* (retângulo vermelho) da *Fluke Corporation*.

IDA-5

O *IDA-5* (Figura 3.5) é um equipamento que permite a medição de caudal instantâneo, caudal médio, pressão de oclusão e tempo de perfusão. É utilizado nas intervenções de manutenção preventiva a bombas de perfusão (Secção 4.6.1 - Intervenção de Manutenção Preventiva de uma Bomba de Perfusão).



Figura 3.5: Equipamento de teste *IDA-5* da *Fluke Corporation*.

MIRAN SapphIRe

O *MIRAN SapphIRe* (Figura 3.6) consiste num espectrómetro, ou seja, num equipamento que permite detetar e determinar a concentração e composição de gases e, consequentemente, proceder à sua identificação em misturas complexas e em quantidades vestigiais. Este equipamento é empregue nos procedimentos de auditorias em blocos operatórios e recobro (Secção 6.1 - Poluição do Ar/Poluição de Gases Anestésicos).

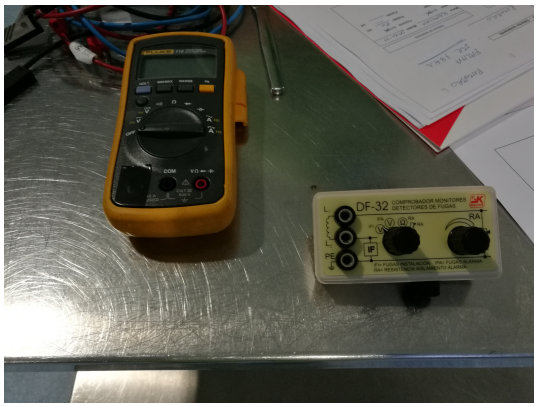


Figura 3.6: Equipamento de teste *MIRAN SapphIRe* da *Thermo Fisher Scientific Inc.*

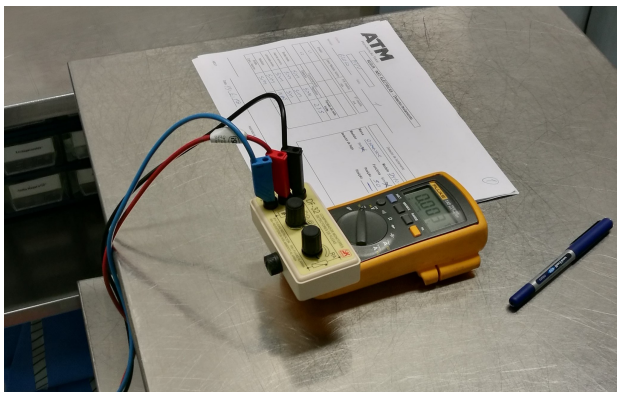
Multímetro Digital e Detetor de Fugas

O multímetro digital (Figura 3.7) é um equipamento com múltiplas funções como a medição de diversas grandezas elétricas, tais como tensão (voltímetro - equipamento que mede a tensão), corrente (amperímetro - equipamento que mede a corrente), resistência elétrica (ohmímetro - equipamento que mede a resistência elétrica), assim como outras grandezas (temperatura, entre outras). O detetor de fugas é um equipamento unicamente aplicável com o multímetro digital e que consiste num dispositivo de deteção e medição

de correntes de fuga. O multímetro e detetor de fugas são empregues em diversas intervenções de manutenção preventiva (Capítulo 4 - Equipamentos de Eletromedicina e Intervenções de Manutenção Preventiva Realizadas) e procedimentos de auditorias em blocos operatórios e recobro (Secção 6.2.1 - Dispositivo Supervisor de Isolamento/Detetor de Isolamento).



(a) Multímetro digital (à esquerda) e detetor de fugas (à direita).



(b) Detetor de fugas conectado ao multímetro digital.

Figura 3.7: Multímetro digital, detetor de fugas e suas conexões.

V1000 Foetal Heart Simulator

O *V1000 Foetal Heart Simulator* (Figura 3.8) é um equipamento utilizado para simular batimentos cardíacos de diferentes valores de frequência cardíaca, empregue nas intervenções de manutenção preventiva a cardiotocógrafos (Secção 4.8.1 - Intervenção de Manutenção Preventiva de um Cardiotocógrafo).



Figura 3.8: Equipamento de teste *V1000 Foetal Heart Simulator* da *Viamed*.

Traceable

O *Traceable* (Figura 3.9) é um tacómetro digital por IV que consiste num equipamento ótico de medição do número de rotações de um motor ou outro tipo de equipamento, empregue nas intervenções de manutenção preventiva a centrífugas (Secção 4.9.1 - Intervenção de Manutenção Preventiva de uma Centrífuga).



Figura 3.9: Equipamento de teste *Traceable* da *Fisher Scientific*.

Genius 2

O *Genius 2* (Figura 3.10) é um equipamento que mede a precisão das medições de termómetros digitais, empregue nas intervenções de manutenção preventiva a termómetros digitais auriculares de IV (Secção 4.11.1 - Intervenção de Manutenção Preventiva de um Termómetro Digital Auricular de IV).



Figura 3.10: Equipamento de teste *Genius 2* da *Covidien*.

PR450

O *PR450* (Figura 3.11) é um radiómetro que consiste num equipamento de medição de radiação, empregue nas intervenções de manutenção preventiva a equipamentos do serviço da neonatologia e blocos de partos (Secção 4.15.5 - Intervenção de Manutenção Preventiva de Equipamentos da Neonatologia e Bloco de Partos).

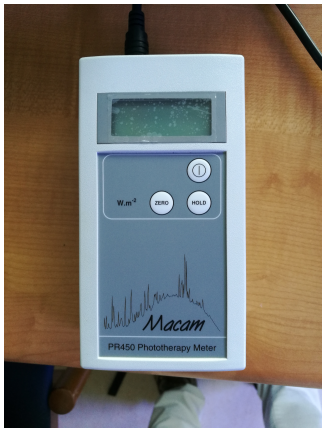


Figura 3.11: Equipamento de teste *PR450* da *Irradian*.

Profi Test 0100s

O *Profi Test 0100s* (Figura 3.12) é um equipamento de medição de diversas grandezas elétricas, tais como, tensão, corrente, resistência, entre outras, no sentido de comprovar requisitos elétricos de segurança internacionais e/ou nacionais. Este equipamento é empregue para procedimentos de auditorias em blocos operatórios e recobro (Secção 6.2.2 - Instalação Elétrica - Resistência e Condutividade de Proteção).



Figura 3.12: Equipamento de teste *Profi Test 0100s* da *Gossen Metrawatt*.

Met One HHPC-6

O *Met One HHPC-6* (Figura 3.13) é um equipamento contador de partículas transportadas pelo ar, empregue nos procedimentos de auditorias em blocos operatórios e recobro (Secção 6.3.1 - Medição das Partículas).



Figura 3.13: Equipamento de teste *Met One HHPC-6* da *Hach*[4].

[4]Imagem retirada de: `https://www.dotmed.com/listing/ambient-air-analyzer/met-one/hhpc-6/1038313`. Consultado a agosto de 2018.

TLM 99

O TLM 99 (Figura 3.14) é um medidor a laser de distâncias para cálculos de área e volume, empregue nos procedimentos de auditorias em blocos operatórios e recobro (Secção 6.3.1 - Medição das Partículas).



Figura 3.14: Equipamento de teste *TLM 99* da *Stanley*[5].

DBM 700

O *DBM 700* (Figura 3.15) consiste num equipamento de medição de caudais de ar de sistemas de ar condicionado, empregue nos procedimentos de auditorias em blocos operatórios e recobro (Secção 6.3.2 - Sistema de AVAC).



Figura 3.15: Equipamento de teste *DBM 700* da KIMO *INSTRUMENTS*.

Ami 300

O *Ami 300* (Figura 3.16) é um equipamento que permite a medição de grandezas físicas, tais como pressão, fluxo e velocidade do ar, temperatura, humidade relativa, tensão,

[5]Imagem retirada de: `https://www.ffx.co.uk/tools/product/Stanley-Stht1-77138-3253561771/385-Tlm-99-Laser-Measure-30M`. Consultado a agosto de 2018.

corrente, entre outras. Para este efeito, é composto por variadas sondas com funções específicas. Este equipamento é empregue para procedimentos de auditorias em blocos operatórios e recobro (Secção 6.3.3 - Diferenciais de Pressão e Secção 6.4 - Medição do CO_2).



Figura 3.16: Equipamento de teste *AMI 300* da *KIMO INSTRUMENTS*[6].

3.3 Conceito de Eletromedicina, Equipamentos de Eletromedicina e Dispositivo Médico

A eletromedicina consiste na área médica que recorre à aplicação de energia eletromagnética (eletricidade ou magnetismo) no corpo humano para fins de saúde, como o diagnóstico, o tratamento, a monitorização ou outros fins [27]. Desta forma, um equipamento de eletromedicina (também designado por equipamento elétrico médico) é um equipamento que envolve o uso de baixos níveis de energia elétrica com as finalidades descritas anteriormente [27]. Existe, no entanto, um termo e conceito mais abrangente do que equipamento de eletromedicina, denominado por dispositivo médico. Segundo o INFARMED, um dispositivo médico consiste em qualquer instrumento, aparelho, equipamento, *software*, material ou artigo utilizado isoladamente ou combinado, cujo principal efeito pretendido no corpo humano não seja alcançado por meios farmacológicos, imunológicos ou metabólicos. Segundo a mesma fonte, um dispositivo médico é utilizado para fins de [22]:

- Diagnóstico, prevenção, controlo, tratamento ou atenuação de uma doença;
- Diagnóstico, controlo, tratamento, atenuação ou compensação de uma lesão ou uma deficiência;
- Estudo, substituição ou alteração da anatomia ou de um processo fisiológico;
- Controlo da conceção.

[6]Imagem retirada de: `https://www.indonetwork.co.id/product/portable-multifunction-air/-quality-kimo-ami-300-complete-3598118`. Consultado a agosto de 2018.

3.4 Classificação dos Dispositivos Médicos e Equipamentos Elétricos

A classificação dos dispositivos médicos tem por objetivo a aplicação de um sistema gradual de controlo, correspondente ao nível dos potenciais riscos inerentes ao tipo de dispositivo envolvido. Os dispositivos médicos abrangidos pela Diretiva n.º 93/42/CEE, na sua atual redação, transposta para a lei nacional pelo Decreto-Lei n.º 145/2009, de 17 de junho, estão divididos em quatro classes de risco [22]:

- **Classe I** – baixo risco (exemplo: pensos e compressas não esterilizadas);
- **Classe IIa** – médio risco (exemplo: agulhas intradérmicas e equipamentos de sucção);
- **Classe IIb** – médio risco (exemplo: ventiladores e implantes ósseos);
- **Classe III** – alto risco (exemplo: válvulas cardíacas e *pacemaker*s).

A classe de risco é determinada tendo em consideração os seguintes fatores:

- Duração do contacto com o corpo humano (temporário, curto prazo e longo prazo);
- Invasibilidade no corpo humano (invasivo, não invasivo);
- Anatomia afetada pela utilização (cérebro, coração, membros inferiores, entre outros);
- Riscos potenciais decorrentes da conceção técnica e do fabrico.

Analisando os primeiros dois fatores acima mencionados, é possível concluir que o risco para o paciente acresce com o aumento da duração do contacto do dispositivo médico com o corpo humano e com o aumento do grau de invasibilidade do mesmo.

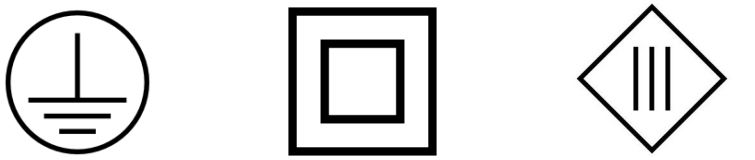
Os equipamentos elétricos, incluindo, desta forma, os equipamentos de eletromedicina, são constituídos por outra classificação muito importante: a classificação dos equipamentos elétricos de acordo com a proteção contra os choques elétricos segundo a norma internacional IEC 60601 [28, 29]:

- **Classe 0** – equipamento em que a proteção contra os choques elétricos é garantida apenas pelo isolamento principal do equipamento. Neste equipamento, em caso de defeito do isolamento principal, ocorre o risco das partes condutoras acessíveis tornarem-se perigosas. Em alguns países, a venda de equipamentos de Classe 0 é proibida, pelo que esta classe está em processo de eliminação;
- **Classe I** (Figura 3.17-a) – equipamento em que a proteção contra os choques elétricos não é garantida apenas pelo isolamento principal do equipamento. É prevista uma medida de segurança complementar por meio da ligação das partes acessíveis a um condutor de proteção ligado à terra (designados por ponto equipotencial ou

barramento equipotencial) e que faça parte das canalizações fixas, de forma a que as partes acessíveis não possam tornar-se perigosas em caso de defeito do isolamento principal;

- **Classe II** (Figura 3.17-b) – equipamento em que a proteção contra os choques elétricos não é garantida apenas pelo isolamento principal do equipamento, estando previstas medidas complementares de segurança, tais como o duplo isolamento, isolamento reforçado ou ainda transformador de isolamento e isolamentos óticos. Estas medidas não incluem meios de ligação à terra de proteção e não dependem das condições de instalação;

- **Classe III** (Figura 3.17-c) – equipamento em que a proteção contra os choques elétricos é garantida por meio de uma alimentação à Tensão Reduzida de Segurança (TRS) ou à Tensão Reduzida de Proteção (TRP).



(a) Símbolo de equipamento de classe I.

(b) Símbolo de equipamento de classe II.

(c) Símbolo de equipamento de classe III.

Figura 3.17: Símbolos das diferentes classes dos equipamentos de acordo com a proteção contra os choques elétricos[7].

Segundo a mesma norma internacional e como critério de classificação a proteção contra os choques elétricos, as partes aplicadas[8] dos equipamentos de eletromedicina são classificadas como [29]:

- **Tipo B** (Figura 3.18-a) – fornece o menor grau de proteção contra os choques elétricos, não apresentando nenhum sistema de isolamento elétrico entre a(s) parte(s) aplicada(s) e a rede elétrica. Desta forma, não é apropriado para aplicações cardíacas diretas;

- **Tipo BF** (Figura 3.18-b) – isolamento entre a(s) parte(s) aplicada(s), rede elétrica, outras partes aterradas ou acessíveis do equipamento, não sendo, no entanto, apropriado para aplicações cardíacas diretas;

- **Tipo CF** (Figura 3.18-c) – fornece o maior grau de proteção contra choques elétricos, pelo alto nível de isolamento das partes aterradas ou acessíveis do equipamento, sendo apropriado para aplicações cardíacas diretas.

[7] Imagens retiradas de: `https://surreyfire.co.uk/pat-testing-explained/`. Consultado a outubro de 2018.

[8] Parte do equipamento de eletromedicina que, em uso normal, entra necessariamente em contacto com o paciente para que o equipamento ou sistema execute a sua função.



(a) Símbolo de uma parte aplicada do tipo B.

(b) Símbolo de uma parte aplicada do tipo BF.

(c) Símbolo de uma parte aplicada tipo CF.

Figura 3.18: Símbolos dos diferentes tipo de partes aplicadas de acordo com a proteção contra os choques elétricos[9].

3.5 Papel de um Engenheiro Biomédico em Meio Hospitalar

A engenharia biomédica é uma área científica multidisciplinar e polivalente que integra variados princípios de engenharia como o ramo da eletrónica, mecânica, matemática, física, química, anatomia e fisiologia, entre outros ramos. O papel fulcral da engenharia biomédica está focada na análise e resolução de problemas específicos do sector da saúde e o desenvolvimento e/ou otimização de sistemas associados à prestação de cuidados de saúde [30]. Desta forma, as áreas de trabalho para um engenheiro biomédico são diversificadas, podendo atuar na engenharia clínica, investigação e desenvolvimento, indústria farmacêutica, biomateriais, e muito mais áreas. Especificando-se na área da engenharia clínica, esta consiste, resumidamente, na inserção de um engenheiro biomédico em meio hospitalar, clínica e centros de saúde, onde são desempenhadas funções relacionadas com os dispositivos médicos e equipamentos de eletromedicina, tais como a realização de intervenções de manutenção preventiva e corretiva, a gestão da manutenção e a interligação entre profissionais de saúde e a área da eletromedicina [31].

3.6 Segurança, Higiene e Saúde no Trabalho

O meio hospitalar é uma estrutura complexa com características específicas, com um grande número de profissionais de diversas áreas e funções. Embora os engenheiros biomédicos não lidam com os pacientes do mesmo modo que profissionais de saúde, tais como médicos e enfermeiros, na prestação diretos de saúde, os riscos (biológicos, químicos, físicos, entre outros) envolventes residem igualmente. Devidos a estes riscos, é primordial a elaboração e a execução de regras de Segurança Higiene e Saúde no Trabalho (SHST) [32, 33, 34]. Não entrando nas normas nacionais e internacionais acerca da SHST em geral e em ambiente hospitalar ou no sector da saúde, enquanto estágio na área da

[9]Imagens retiradas de: `https://medicaldeviceacademy.com/iec-60601-medical-electrical-/equipment/`. Consultado a outubro de 2018.

manutenção de equipamentos de eletromedicina, o estagiário foi confrontado com algumas normas/regras com o intuito de proteger a sua condição física, onde se destacam as seguintes:

- Uso de equipamento de proteção, tais como luvas ou máscaras, na manipulação de equipamentos de eletromedicina, sobretudo os localizados/provenientes de serviços que acartam maiores riscos e exposição biológica (bloco operatório, recobro, entre outros);
- Desinfetar as mãos (através de uma solução com base alcoólica) regularmente ou após cada manipulação de um equipamento sem luvas de proteção;
- Redobrar a atenção em serviços críticos como é o caso do bloco operatório;
- Em casos de dúvidas acerca da condição de um equipamento, não hesitar em informar-se ou perguntar a profissionais de saúde.

3.7 Normas Associadas à Área da Eletromedicina

A área da eletromedicina e dos seus equipamentos está interligada com diversas organizações/instituições internacionais que redigem normas, com o objetivo de definir diretrizes, especificações e características de equipamentos, assegurando a segurança tanto do profissional de saúde como do paciente, promovendo a qualidade dos produtos e serviços. Entre as organizações/instituições, as que constituem grande destaque são [35]:

- ***International Electrotechnical Commission*** **(IEC)** – organização mundial que visa preparar e publicar padrões internacionais nas áreas da eletricidade, eletrónica e tecnologias relacionadas [36];
- ***International Organization for Standardization*** **(ISO)** – organização internacional que fornece especificações para produtos, serviços e sistemas, com a finalidade de garantir a qualidade, a segurança e a eficiência [37];
- ***American National Standards Institute*** **(ANSI)** – instituição americana com o objetivo de melhorar a competitividade global das empresas dos Estados Unidos da América (EUA) e a qualidade da saúde de vida para os consumidores [38];
- ***Association for the Advancement of Medical Instrumentation*** **(AAMI)** – organização cuja a principal missão consiste em servir o bem-estar público e melhorar a segurança do paciente, apoiando o desenvolvimento e utilização segura da tecnologia de saúde, e reconhecendo os profissionais que trabalham na área [39];
- ***National Sanitation Foundation*** **(NFS)** – organização responsável pelo desenvolvimento de normas de saúde pública e programas de certificação que ajudam a proteger a comida, a água, os produtos de consumo e o meio ambiente [40].

De seguida, são apresentadas e abordadas, de forma resumida, algumas das principais normas das organizações/instituições mencionadas anteriormente.

IEC 60601

A IEC 60601 é um conjunto de normas técnicas para a segurança básica e desempenho essencial de equipamento ou sistema elétrico médico, definindo igualmente terminologias e classificações. A norma geral IEC 60601-1 é intitulada de "*Medical Electrical Equipment – Part 1: General Requirements for Basic Safety and Essential Performance*". Ao longo dos anos surgiram normas colaterais e particulares (codificação numérica IEC 60601-1-xx e IEC 60601-2-xx, respetivamente), como a IEC 60601-1-2 (*Medical Electrical Equipment – Part 1-2: General Requirements for Basic Safety and Essential Perfomance, Electromagnetic Disturbances - Requirements and Tests*) e IEC 60601-2-25 (*Medical Electrical Equipment – Part 2-25: Particular Requirements for Safety of Electrocardiographs*) [35].

IEC 62353

A norma IEC 62353 (*Medical Electrical Equipment – Recurrent Test and Test After Repair of Medical Electrical Equipment*) regulamenta testes de equipamentos e sistemas médicos elétricos que estão de acordo com a norma IEC 60601-1. Por outro lado, para os equipamentos ou sistemas que não estejam de acordo com a norma IEC 60601-1, a norma IEC 62353 pode ser aplicada tendo em conta as normas de segurança do projeto e as informações contidas no manual de utilização do equipamento ou sistema [35].

ISO 14971

A norma ISO 14971 (*Medical Devices – Application of the Risk Management to Medical Devices*) estabelece os princípios de gestão de risco desenvolvidos especificamente para os fabricantes de dispositivos médicos [35].

ANSI/AAMI EC13

A norma ANSI/AAMI EC13 (*Cardiac Monitors, Heart Rate Meters, and Alarms*) cobre os requisitos mínimos de segurança e desempenho para monitores de onda de ECG e da frequência cardíaca [35].

NFS/ANSI 49

A norma NFS/ANSI 49 (*Biosafety Cabinetry: Design, Construction Performance, and Field Certification*) estabelece os requisitos mínimos para os materiais, *design*, construção e desempenho das cabines de biossegurança[10] que são projetadas para proteção pessoal, do produto e do ambiente. Define ainda os requisitos detalhados para o teste de desempenho e teste de certificação [35].

[10]Igualmente designadas por cabines de segurança biológica, consistem em dispositivos de contenção utilizado na manipulação de amostras biológicas.

4 Equipamentos de Eletromedicina e Intervenções de Manutenção Preventiva Realizadas

Neste capítulo é apresentada a maioria dos equipamentos de eletromedicina observados e intervencionados ao longo do estágio, descrevendo-se os equipamentos, conceitos teóricos e os seus procedimentos de intervenção de manutenção preventiva (Secção 4.1 a Secção 4.17), de forma breve. No entanto, são salientados dois equipamentos, os MSV (Secção 4.1) e os desfibrilhadores (Secção 4.2), abordando-os de forma mais detalhada. A escolha destes dois equipamentos surgiu devido ao facto dos monitores de sinais vitais serem um dos equipamentos mais relevantes e utilizados em meio hospitalar e os desfibrilhadores serem os equipamentos de extrema importância em casos de perigo de vida humana. Por fim, neste capítulo, são ainda apresentadas algumas considerações finais (Ssecção 4.18).

4.1 Monitor de Sinais Vitais

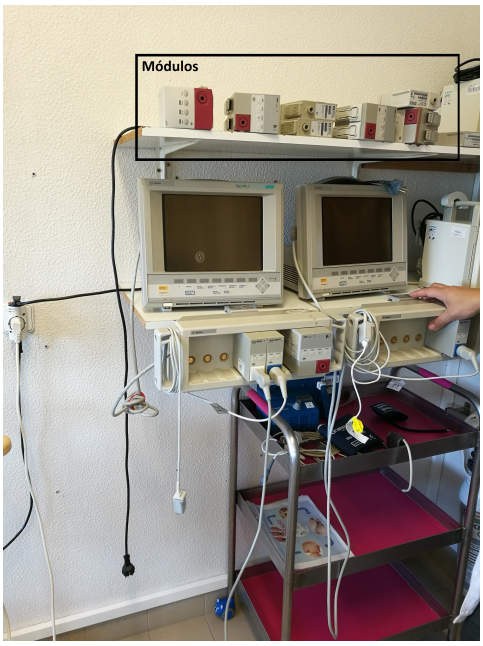
A monitorização contínua e em tempo real de sinais vitais de um paciente é uma ferramenta essencial para os médicos e enfermeiros, uma vez que permite avaliar as condições fisiológicas e o estado clínico de um paciente (adulto, pediátrico ou neonatal), como também oferece informação preciosa para as decisões de tratamento e diagnóstico [41, 42, 43]. Neste sentido, os MSV são equipamentos de eletromedicina, mais ou menos compactos dependendo do seu tipo ou finalidade, capazes de monitorizar simultaneamente, de forma contínua e em tempo real diversos parâmetros fisiológicos de um paciente, gerando valores gráficos e numéricos dos parâmetros monitorizados, utilizados especialmente em unidades de cuidados intensivos hospitalares e também cirurgia ambulatória, urgências e unidades cirúrgicas [42].

Os MSV dividem-se em dois tipos diferentes de acordo com o seu princípio de operação [42]:

- **Pré-configurados** (Figura 4.1-a) – os parâmetros medidos por este equipamento são definidos pelo fabricante, não sendo possível acrescentar/retirar parâmetro(s);
- **Modulares** (Figura 4.1-b) – os utilizadores (profissionais de saúde) podem selecionar diversos parâmetros adicionando dispositivos designados por módulos. Existem módulos independentes para cada um dos parâmetros (módulos individuais) e para grupos de parâmetros (módulos multiparâmetros).



(a) MSV pré-configurado *M3* da *Philips*.



(b) MSV modulares e diversos módulos.

Figura 4.1: Tipos de MSV de acordo com o princípio de operação.

Quanto à mobilidade dos MSV, existem dois tipos diferentes: fixos e móveis ou de transporte (Figura 4.2). Os monitores fixos encontram-se geralmente colocados na cabeceira dos pacientes ou fixos à parede através de um suporte apropriado. Os monitores móveis ou de transporte podem ser utilizados para monitorizar um paciente enquanto este está a ser transportado para outro local, dentro do hospital, ou utilizados para acompanhar o transporte de um paciente para outra instituição de saúde. Desta forma, estes tipos de monitores deverão conter uma bateria com autonomia suficiente para a duração prevista do transporte [42].



Figura 4.2: MSV de transporte *MP5T* da *Philips*.

As funcionalidades típicas de um MSV residem na medição de [41]:

- ECG;
- Saturação Periférica de Oxigénio (SpO_2), saturação de oxigénio do pulso arterial ou oximetria de pulso;
- Pressão Arterial Não Invasiva.

Além das funcionalidades típicas mencionadas, alguns MSV são igualmente capazes de realizar a medição de outros parâmetros, tais como a capnografia, a temperatura corporal e a pressão invasiva. Os acessórios que acompanham um MSV consistem nos diferentes cabos de conexão para a medição do ECG, SpO_2, a braçadeira de medição da pressão arterial não invasiva, o cabo de conexão da braçadeira ao monitor e outros acessórios consoante as funcionalidades de medição do MSV. Nas seguintes secções são abordados cada um dos parâmetros, desde o ECG até à pressão invasiva, de forma a entender a importância e método da sua monitorização.

4.1.1 Eletrocardiograma

O ECG regista o potencial de alteração gerado pela atividade elétrica do coração por meio de elétrodos colocados sobre a superfície corporal do paciente. O ECG representa o somatório de todas as atividades elétricas que ocorrem a cada instante do ciclo cardíaco, nomeadamente [29, 41, 44]:

- Diástole – fase de relaxamento onde ocorre a distensão do coração para receber o sangue;
- Sístole – fase de contração onde o coração se contrai injetando o sangue para a circulação.

O ciclo cardíaco é despoletado por um impulso elétrico gerado pelas células *pacemaker* localizadas no nódulo SinoAtrial (SA). Estas células têm a capacidade de se auto excitar, sendo por isso designadas de células automáticas, gerando um potencial de ação a uma taxa aproximadamente de 70 batimentos por minuto (bpm). Os impulsos elétricos gerados pelas células do nódulo SA percorrem três vias condutoras que se unem no nódulo Aurículo Ventricular (AV) situado entre os ventrículos e as aurículas. Este abranda os impulsos dando tempo para os ventrículos se encherem completamente de sangue. Existe ainda uma via adicional, o feixe de *Baachmann* que leva o impulso até à aurícula esquerda. Após o nódulo AV, os impulsos são conduzidos por outras vias que se dividem e fazem chegar os impulsos aos ventrículos. A propagação do impulso ao logo do coração dá origem a uma série de ondas que podem ser visualizadas através de um ECG (Figura 4.3) [29, 44].

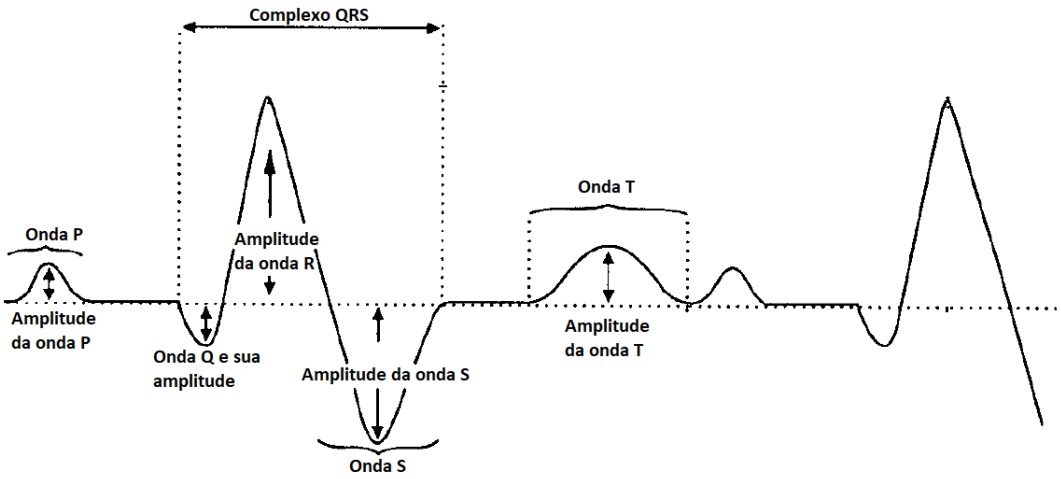
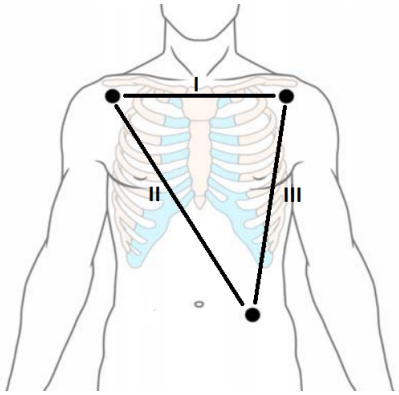


Figura 4.3: Forma da onda do impulso elétrico ao longo da sua propagação pelo coração [29].

O ECG pode ser realizado de três formas distintas, dependendo do número e distribuição dos elétrodos de registo (denominada de derivação), dispostos sobre a superfície do corpo, utilizados para o procedimento [29, 44]:

- **3 Derivações (3 elétrodos)** – em 1912, *Willem Einthoven* descreveu o triângulo equilátero formado pelas derivações I, II e III (Figura 4.4-a), designadas por derivações bipolares padrão, convencionais para membros ou ainda de *Einthoven*. Este triângulo forma o número mínimo de pontos de aquisição para ser possível obter o sinal ECG [29, 45, 46, 47];



(a) Triângulo de *Einthoven* e suas derivações [47].

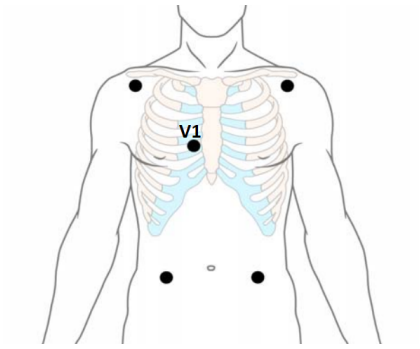


(b) Cabo de ligação aos elétrodos para ECG de três derivações[1].

Figura 4.4: Posição dos elétrodos e cabo de ligação aos elétrodos para ECG de três derivações.

[1]Imagem retirada de: `https://medimart.com/product/edan-3-lead-ecg-integrative-cable-/with-leadwire-snap-for-m50-monitor/`. Consultado a agosto de 2018.

- **7 Derivações (5 elétrodos)** – às derivações *Einthoven* (I, II e III) somam-se as três derivações unipolares aumentadas (aVR, aVF, aVL) e uma das seis derivações precordiais (V1), introduzidas em 1932 por *Charles Wolferth* e *Francis Wood* (Figura 4.5) [29, 45, 46, 47];



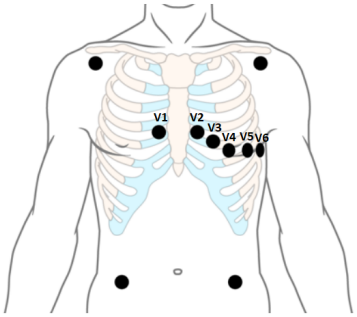
(a) Colocação dos cinco elétrodos utilizados para obter as sete derivações [47].



(b) Cabo de ligação aos elétrodos para ECG de sete derivações[2].

Figura 4.5: Posição dos elétrodos e cabo de ligação aos elétrodos para ECG de sete derivações.

- **12 Derivações (10 elétrodos)** – consistem nas três derivações de *Einthoven* (I, II e III), as três derivações unipolares aumentadas (aVR, aVF, aVL) e as seis derivações precordiais (V1, V2, V3, V4, V5 e V6). [29, 45, 46, 47].



(a) Colocação dos seis elétrodos sobre o peito utilizados para obter as doze derivações [47].



(b) Cabo de ligação aos elétrodos para ECG de doze derivações[3].

Figura 4.6: Posição dos elétrodos no peito e cabo de ligação aos elétrodos para ECG de doze derivações.

Além das configurações mencionadas, foi descoberta recentemente uma inovadora configuração, designada por *EASI System*, que permite a obtenção de sete derivações através de cinco elétrodos (Figura 4.7) [46]. Nesta configuração, as derivações obtidas consistem

[2]Imagem retirada de: `https://www.pacmedcables.com/Philips-ECG-5-Lead-Single-Pin-Grabber/-IEC-p/nlph5151-i.htm`. Consultado a agosto de 2018.

[3]Imagem retirada de: `http://atriummeditech.com/product.php?cat_id=94&subcat_id=494`. Consultado a agosto de 2018.

nas derivações de *Einthoven*, derivações unipolares aumentadas e uma das derivações pericordiais (V1 a V6) que é definida mediante a finalidade médica e consequente colocação do elétrodo central (E).

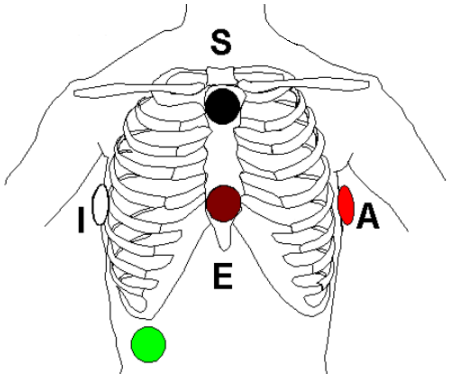


Figura 4.7: Colocação dos cinco elétrodos na configuração *EASI System*.

Os MSV utilizam, habitualmente, as configurações de 3 ou 7 derivações, consoante a informação desejada, a finalidade e o serviço hospitalar a que se destina. Simultaneamente ao sinal ECG e com auxílio do *hardware* presente no MSV e análise dos dados de onda do ECG é visualizado o valor de frequência cardíaca (Figura 4.8) [46]. A respiração pode igualmente ser medida por meio dos elétrodos de ECG, através da pneumografia de impedância. Conforme o tórax do paciente muda de tamanho e forma durante a inspiração e expiração, a resistência entre os dois elétrodos do tórax (ou abdómen) muda. A frequência respiratória é calculada a partir desta alteração na resistência.

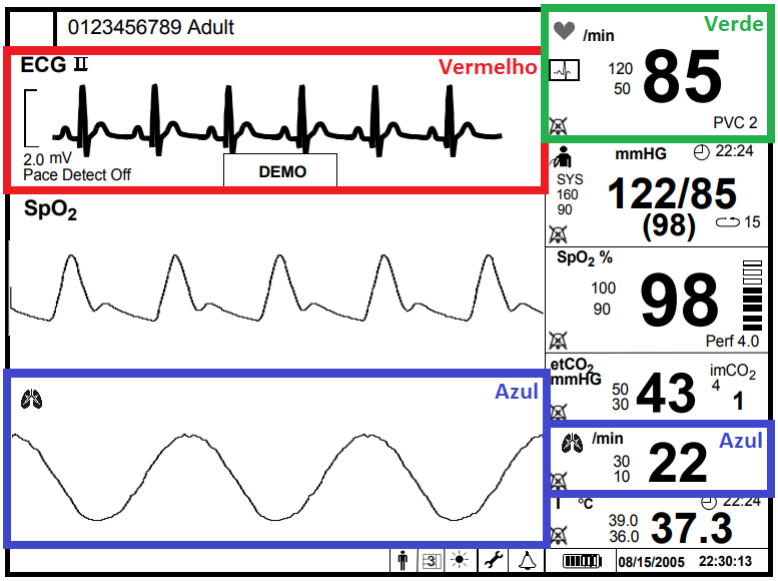


Figura 4.8: Visualização num MSV do ECG (retângulo vermelho), frequência cardíaca (retângulo verde) e respiração numérica (retângulo azul do lado direito) e gráfica (retângulo azul do lado esquerdo) de um paciente [48].

É importante referir que as cores dos terminais dos cabos de ligação aos elétrodos e os títulos/designações das colocações e inscrição nos cabos de ligação aos elétrodos não são internacionalmente uniformes, existindo principalmente dois sistemas distintos, definidos por duas organizações (Figura 4.9):

- IEC, já mencionada anteriormente – corresponde ao sistema utilizado na Europa. Neste sistema, as derivações precordiais são designadas por C1 a C6, em vez de V1 a V6, respetivamente;
- *American Heart Association* (AHA) – corresponde ao sistema utilizado na América do Norte.

AHA (American Heart Association)		IEC (International Electrotechnical Commission)	
Título	Cores	Título	Cores
RA	Branco	R	Vermelho
LA	Preto	L	Amarelo
RL	Verde	N	Preto
LL	Vermelho	F	Verde
V1	Castanho/Vermelho	C1	Branco/Vermelho
V2	Castanho/Amarelo	C2	Branco/Amarelo
V3	Castanho/Verde	C3	Branco/Verde
V4	Castanho/Azul	C4	Branco/Castanho
V5	Castanho/Laranja	C5	Branco/Preto
V6	Castanho/Violeta	C6	Branco/Violeta

Figura 4.9: Títulos e configuração das cores dos terminais dos cabos de ligação aos elétrodos [49].

4.1.2 SpO_2 e Oximetria de Pulso

O oxigénio é vital para o funcionamento de todas as células do corpo humano e, consequentemente, para todos os tecidos e órgãos [50]. A hemoglobina presente nas hemácias do sangue é uma proteína presente com a função de transportar o oxigénio a todas as células do corpo humano, e encontra-se sob várias formas [29, 41]:

- Oxigenada (oxihemoglobina), também designada por hemoglobina saturada;
- Reduzida (desoxihemoglobina), entre outros termos "não oxigenada";
- Disemoglobinas (carboxihemoglobina e metemoglobina).

A SpO_2 corresponde ao rácio de hemoglobina oxigenada a dividir pela soma da hemoglobina oxigenada e da reduzida, como expresso pela seguinte fórmula (4.1):

$$SpO_2 = \frac{oxihemoglobina}{oxihemoglobina + desoxihemoglobina} \times 100 \tag{4.1}$$

Os valores de SpO_2 variam assim entre 0% e 100%, sendo considerados normais entre 95% e 100%, pelo que para valores abaixo de 95%[4] é diagnosticado um problema de hipoxia[5]. A medição da SpO_2 é um auxiliar de diagnóstico e terapêutica, que ajuda a determinar a eficácia do sistema respiratório e cardíaco de um individuo [50, 51, 52].

As disemoglobinas não são medidas diretamente, pelo que não são incluídas na medição. No entanto, para valores de concentrações elevadas, é possível a existência de influência na medição do valor de SpO_2, resultando num valor superior ao realmente presente no paciente [41].

A oximetria de pulso é a tecnologia de medição da SpO_2 e da frequência do pulso através de oxímetros de pulso (Figura 4.10), utilizando os princípios da espectrofotometria[6] e pletismografia[7]. Os sensores óticos utilizados não são invasivos, tornando assim o processo indolor e confortável. Os oxímetros de pulso subdividem-se em dois grupos: os de transmissão e os de reflexão. No primeiro caso (maioritariamente utilizado) o oxímetro de pulso contém numa das extremidades dois tipos de indicadores luminosos (vermelho e InfraVermelho (IV)), sendo que cada tipo emite um comprimento de onda de luz específico: a luz vermelha ronda os 600 a 750 nanômetros e a luz IV os 850 a 1000 nanômetros. Como a hemoglobina oxigenada e a hemoglobina reduzida absorvem luz de forma seletiva e previsível, os montantes dos dois tipos de hemoglobina podem ser determinados através da medição da intensidade de cada comprimento de onda que passa pelo local de medição, com auxílio de um fotodetector colocado na outra extremidade do oxímetro

[4] Não existe total concordância com este valor máximo.
[5] Deficiente oxigenação do sangue (pressão parcial do oxigénio) e acompanha a agudização de várias doenças respiratórias.
[6] Usa vários comprimentos de onda de luz para efetuar uma medição quantitativa sobre a absorção da luz em diferentes materiais.
[7] Usa a tecnologia de absorção da luz para reproduzir ondas geradas pelo pulsar do sangue.

de pulso (Figura 4.11). As intensidades da luz são assim convertidas num sinal elétrico enviado para o MSV, onde o microprocessador é responsável pelo cálculo do rácio entre as intensidades, que, de seguida, é comparado à função típica de calibração de SpO_2, onde a curva de calibração é gerada com base em dados empíricos (Figura 4.12) [29, 41, 51, 52].



Figura 4.10: Sensor de dedo do oxímetro de pulso[8].

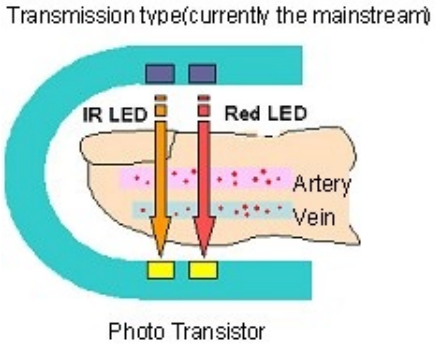


Figura 4.11: Medição da SpO_2 através da tecnologia de oximetria de pulso[9].

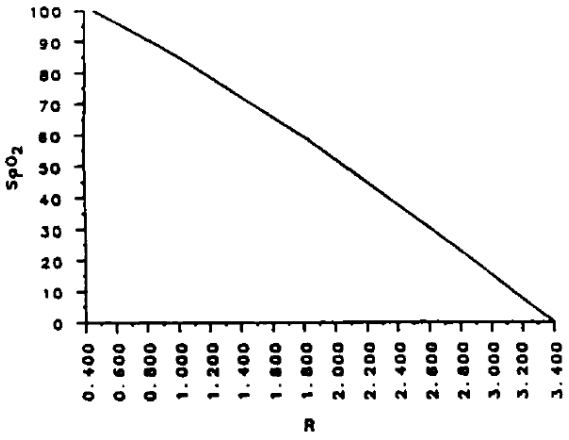


Figura 4.12: Função típica de correspondência do SpO_2 com o rácio [51].

[8]Imagem retirada de: `http://www.medicalmed.com.br/home/produto/monitorizacao/sensor-de-oximetria/sensor-de-oximetria-clip-emai-mx-300-34160.html`. Consultado a agosto de 2018.

[9]Imagem retirada de: `https://www.njr.com/products/press2013/NJL5501R.html`. Consultado a agosto de 2018.

Para além dos convencionais sensores de oximetria de pulso, existem também sensores de orelha e neonatais, usualmente utilizados no pé (Figura 4.13). O importante consiste, no entanto, que o local de medição (Figura 4.14) seja uma zona periférica, para que a atenuação luminosa não seja muito grande. Porém, existem igualmente sensores para uso em regiões como testa ou peito [29].



Figura 4.13: Sensor neonatal de oxímetro de pulso[10].

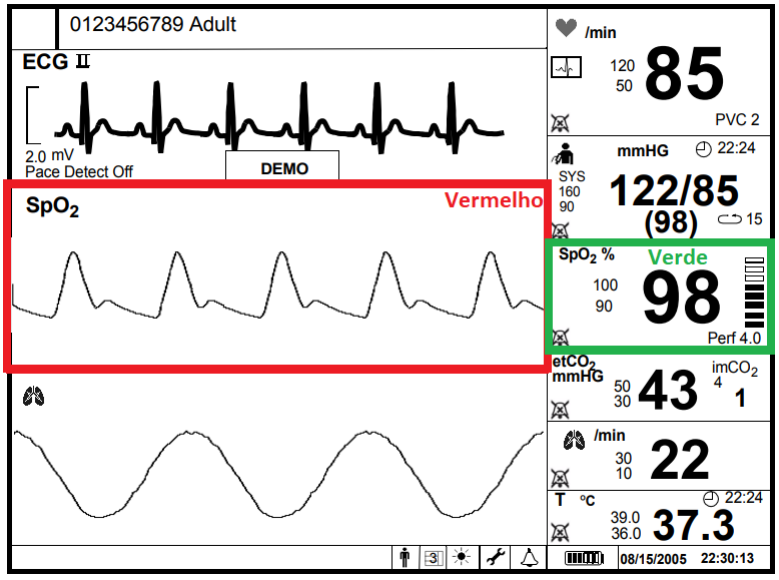


Figura 4.14: Visualização num MSV da onda pletismográfica (retângulo vermelho) e valor de SpO_2 (retângulo verde) de um paciente [48].

4.1.3 Pressão Arterial Não Invasiva

A Pressão Arterial (PA) consiste na pressão exercida pelo sangue contra as paredes das artérias [53]. A cada contração do coração (contração ventricular ou sístole), o sangue é expelido através da artéria aorta. A pressão arterial máxima atingida durante a expulsão do sangue é designada por pressão sistólica (pressão máxima). De seguida, a pressão dentro das artérias vai descendo à medida que o coração se relaxa (relaxamento ventricular ou diástole). A pressão arterial mais baixa atingida é designada por pressão diastólica (pressão mínima) [54]. A pressão arterial bem como a de todo o sistema circulatório encontra-se, em condições normais, um pouco acima da pressão atmosférica, sendo a diferença responsável por manter as artérias e demais vasos não colapsados [53].

[10]Imagem retirada de: `http://catalogohospitalar.com.br/sensores-para-oximetria-de-pulso.html`. Consultado a agosto de 2018.

Os valores da PA (Figura 4.1) depende essencialmente de:

- Débito cardíaco, ou seja, do volume de sangue – quanto maior a quantidade de sangue presente no corpo, maior é o débito cardíaco, o que se traduz em maiores valores de PA;
- Resistência do fluxo de sangue – quanto maior for a resistência, maiores os valores da PA. A resistência está relacionada com o raio dos vasos, viscosidade do sangue e a espessura das paredes dos vasos sanguíneos.

Tabela 4.1: Classificação da PA de acordo com os valores de pressão[11].

Categoria	**Pressão Sistólica**	**Pressão Diastólica**
Normal	<120 mmHg	<80 mmHg
Pré-hipertensão	120-139 mmHg	80-89 mmHg
Hipertensão Arterial Estado 1	140-159 mmHg	90-99 mmHg
Hipertensão Arterial Estado 2	>160 mmHg	>100 mmHg

A correta medição da PA assume, assim, extrema importância na prática diária dos cuidados de saúde, sendo um parâmetro clínico amplamente avaliado no diagnóstico (como a hipertensão, doença crónica, entre outras) e monitorização do estado de saúde de um indivíduo [55]. Existem duas formas diferentes de medição [53]:

- Pressão Arterial Invasiva (PAI) ou *Invasive Blood Pressure* (IBP) (Secção 4.1.6) – requer a entrada de uma agulha, cateter ou outro instrumento numa parte do corpo, incluindo:
  - Sensor Extravascular;
  - Sensor Intravascular.
- Pressão Arterial Não Invasiva (PANI) ou *Non-Invasive Blood Pressure* (NIBP) – não requer a entrada de qualquer instrumento no corpo ou a perturbação dos tecido do mesmo, podendo ser exercido através do:
  - Método Auscultatório;
  - Método Oscilométrico;
  - Método Automático;
  - Método Ultrassónico.

Tradicionalmente, os MSV empregam o método oscilométrico para a medição da PANI (Figura 4.15), com auxílio de uma braçadeira de medição [41]. Esta deve ser colocada sobre a parte superior do braço de forma a que o tubo do ar e a seta indicadora de artéria

[11]Tabela retirada de: `http://www.fpcardiologia.pt/saude-do-coracao/factores-de-risco/hipertensao/`. Consultado a novembro de 2018.

apontem para a parte inferior do braço, devendo a pessoa encontrar-se sentada, sem falar e com o cotovelo apoiado para a braçadeira ficar ao mesmo nível do seu coração (Figura 4.16).

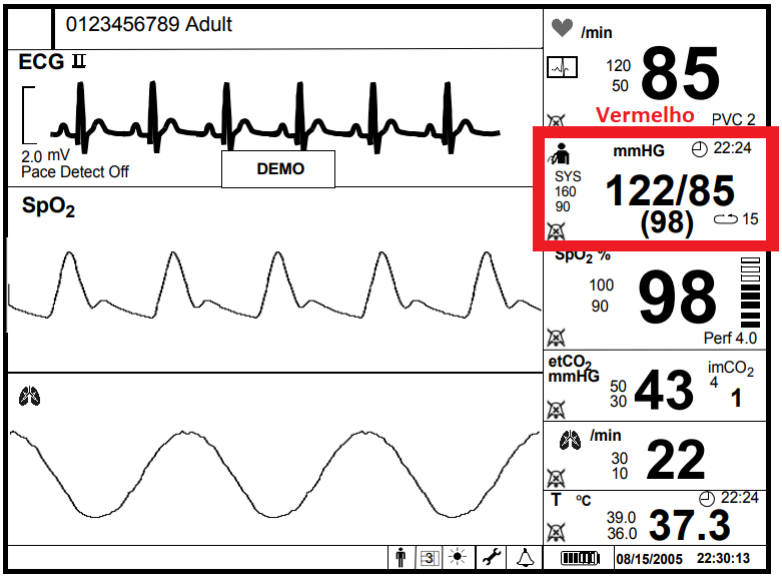


Figura 4.15: Visualização num MSV da PANI (retângulo vermelho) de um paciente [48].



Figura 4.16: Braçadeira de medição e sua colocação e posição do braço na medição da PANI[12].

O método oscilométrico deteta o deslocamento de volume na artéria e as variações de pressão na braçadeira de medição da PANI durante a insuflação automática. À medida que a pressão da braçadeira atinge a tensão diastólica do paciente, a onda de pressão da braçadeira começa a indicar a onda de pulso (Figura 4.17). A pressão da braçadeira neste ponto é igual à tensão diastólica do paciente que será armazenada pelo MSV. À medida que a pressão da braçadeira aumenta, a onda de pulso fica mais forte atingindo o seu máximo na tensão arterial média do paciente. O MSV armazena este valor como sendo a tensão média. À medida que a pressão da braçadeira aumenta ainda mais, atinge a

[12]Imagem retirada de: `https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-981045290-monitor-digital-/de-presso-de-braco-pilhas-ou-energia-_JM`. Consultado a agosto de 2018.

tensão sistólica do paciente e a amplitude da onda de pulso diminui. A onda de pulso da braçadeira desaparece quando a pressão da braçadeira é igual à tensão sistólica do paciente. Quando o MSV determina que a onda da braçadeira diminuiu para a amplitude zero, este memoriza o valor da pressão da braçadeira como sendo a tensão sistólica e liberta a pressão da braçadeira, esvaziando-a rapidamente [41].

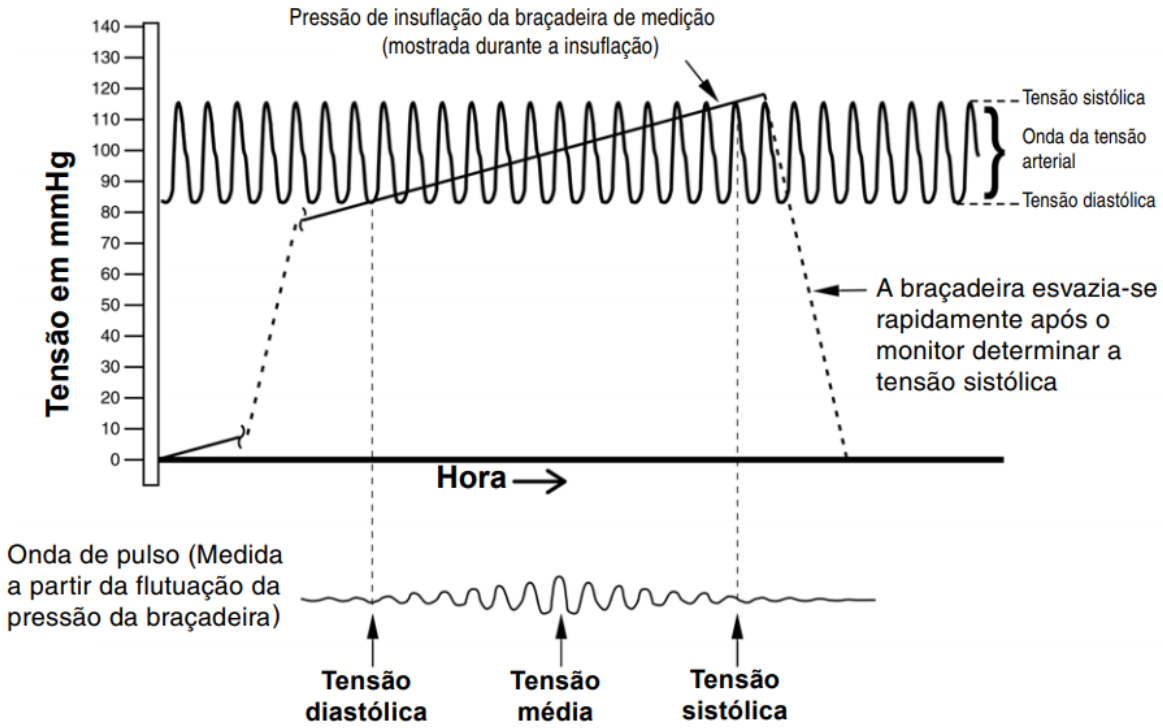


Figura 4.17: Onda da PA, onda de pulso e pressão de insuflação da braçadeira durante a medição da PANI [41].

Existem, no entanto, MSV que empregam o mesmo método aplicado de forma inversa na medição da PANI, ou seja, durante o esvaziamento da braçadeira de medição. Depois da pressão da braçadeira aumentar acima da PA sistólica, esta diminui a uma taxa constante. Durante o esvaziamento, o sinal referente à medição de pressão da braçadeira começa a oscilar, com uma amplitude crescente a partir da pressão sistólica, atingindo o máximo de oscilação quando atinge a PA média. À medida que a pressão de insuflação da braçadeira continua a descer, a amplitude das oscilações baixa proporcionalmente, até que a braçadeira esteja totalmente vazia. Não existe, assim, uma quebra bem definida nas oscilações do sinal, continuando a diminuir, mesmo após ter passado a pressão diastólica [55].

Atualmente, existem instrumentos que conjugam os métodos auscultatório e oscilométrico, através da incorporação de um microfone na braçadeira de medição, aplicando algoritmos para obter o valor da pressão através dos sons da artéria do indivíduo[55].

Consoante a fisiologia do paciente, existem braçadeiras de medição de diversos tamanhos, como as braçadeiras neonatais (Figura 4.18) e braçadeiras para coxa (utilizadas, por exemplo, para paciente cujos braços não estejam disponíveis para a colocação da braçadeira de medição).



Figura 4.18: Braçadeira de medição neonatal[13].

Tipicamente, os MSV incorporam *software* responsável pela proteção do paciente contra a pressão exercida. Desta forma, limitam a insuflação até valores pré-configurados consoante o paciente (adulto, pediátrico e neonatal). Além dessa proteção, a pressão da braçadeira de medição pode permanecer acima de um determinado valor (geralmente a rondar os 30 mmHg) durante aproximadamente 2 minutos (varia consoante os MSV e fabricante). Após o limite de tempo excedido, o MSV esvazia automaticamente a braçadeira de medição. Por fim, os MSV estão igualmente equipados com uma proteção de *hardware* contra condições de sobrepressão, falhas do recetor/transmissor de pressão ou falhas do microprocessador e do circuito de controlo da bomba [41].

4.1.4 Temperatura Corporal

A temperatura corporal, enquanto grandeza física, é um importante indicador do estado de saúde e funcionamento do ser humano [42]. Divide-se em temperatura central e temperatura cutânea. A temperatura central diz respeito à temperatura dos tecidos profundos do corpo e que permanece quase constante (variação diária de $\pm$ 0,6^{o}C), enquanto que a temperatura cutânea refere-se à temperatura superficial da pele que aumenta e diminui com relativa facilidade, em consonância com as variações da temperatura do meio ambiente [56]. Em condições normais, a temperatura corporal média e normal é de aproximadamente 37^{o}C, dependendo de fatores como o método e local de medição [57]. A variação da temperatura corporal num adulto depende, fundamentalmente, da sua idade atividade física, nível de hidratação e estado de saúde, incluindo a presença de infeção [56]. Perante a realização de exercício extenuante ou de grande aumento da temperatura ambiental, a temperatura corporal pode subir. Pelo contrário, a exposição prolongada a temperaturas baixas ou muito baixas, provocará a queda da temperatura corporal [57]. A monitorização da temperatura corporal (Figura 4.19) é de extrema importância, pois permite denunciar um estado febril, caso a temperatura seja acima da considerada normal e em estado de hipotermia, caso a temperatura se localize abaixo.

[13]Imagem retirada de: `http://www.medcleanprodutohospitalar.com.br/bracadeira-neonatal-2-vias-silicone-n-02-4-2x7-1cm-p1230`. Consultado a agosto de 2018.

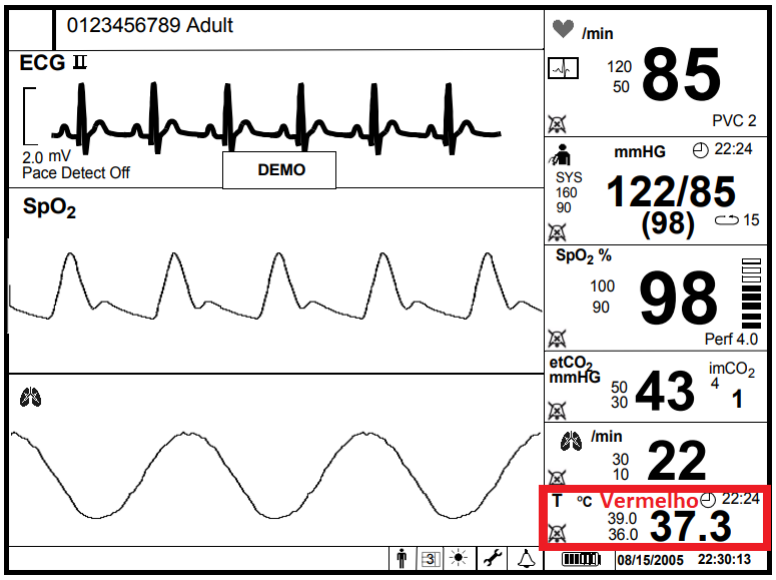


Figura 4.19: Visualização num MSV da temperatura corporal (retângulo vermelho) de um paciente [48].

Nos MSV, a temperatura corporal é medida através de um sensor de temperatura (Figura 4.20) que consiste num termostato ou termístor que variam a sua resistência consoante a temperatura corporal, para que cada valor de resistência possa representar um determinado valor de temperatura corporal. O sensor é fixo, com auxílio de adesivo, em locais como axilas, mãos, costas, entre outros. Os MSV podem igualmente recorrer a termopares para a medição da temperatura corporal, que consistem em sensores de temperatura que se baseiam num efeito termoelétrico, denominado por efeito *Seebeck* [41].



Figura 4.20: Sensor de temperatura corporal[14].

4.1.5 Capnografia

A capnografia consiste na medição e representação gráfica do nível de dióxido de carbono (CO_2) ao longo do curso de um ciclo respiratório do paciente. O valor numérico de capnografia (considerado normal entre 35 mmHg e 45 mmHg) e a sua forma de onda (Figura 4.21), refletem a eficácia da ventilação e representam um indicador precoce de problemas respiratórios (Figura 4.22) [58].

[14]Imagem retirada de: `http://catalogohospitalar.com.br/sensores-para-oximetria-de-pulso.html`. Consultado a agosto de 2018.

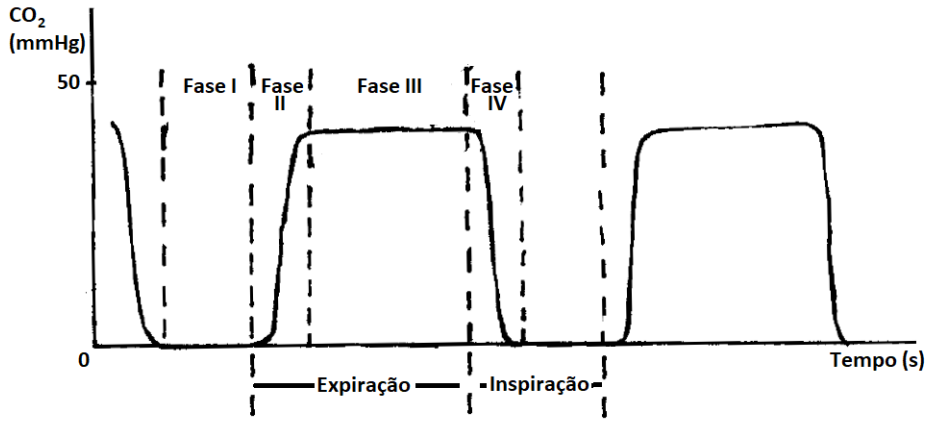


Figura 4.21: Forma de onda do CO_2 *versus* o tempo de medição [59].

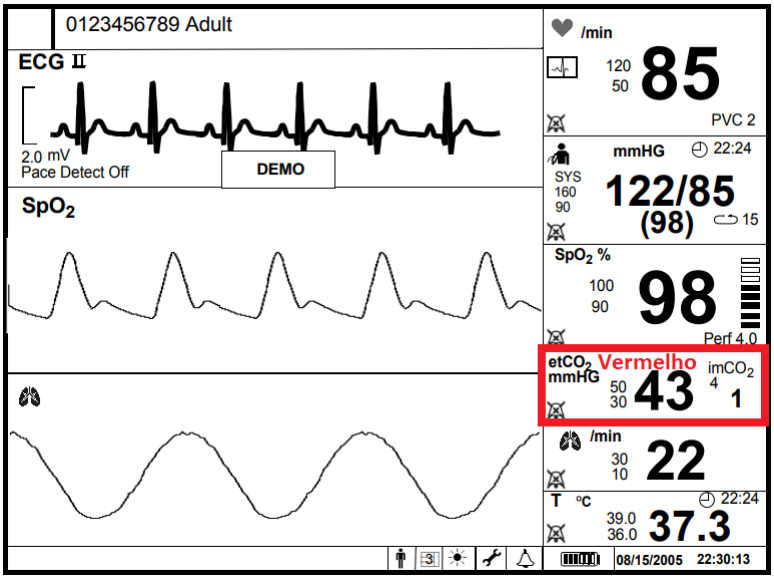


Figura 4.22: Visualização num MSV da capnografia (retângulo vermelho) de um paciente [48].

O método de medição é baseado nos princípios da espectrometria de absorção de IV. O CO_2, expresso em mmHg, percentagem, kPa ou Torr, é calculado comparando-se a respetiva absorção de luz de IV com valores de referência [41]. Por norma, os MSV integram um barómetro e um termostato que permitem a compensação das alterações ocorridas numa gama de temperaturas e pressões atmosféricas [41].

4.1.6 Pressão Arterial Invasiva

Como referido na Secção 4.1.3, existem duas formas diferentes de medição da PA: a invasiva e a não invasiva. Relativamente à PAI, esta requer a entrada de uma agulha, cateter ou outro instrumento numa artéria do corpo (normalmente é a radial localizada nos braços). É utilizada maioritariamente em unidades de cuidados intensivos e em blocos operatórios, onde é necessário monitorizar a PA em tempo real, de forma constante e

mais precisa [42, 58]. Além de propriedade e classificação de invasão no corpo humano, o método de medição da PAI pode ainda ser classificado de acordo com o sensor utilizado como [53]:

- Sensor Extravascular – o sensor (extensómetro, indutância variável, capacidade variável, optoelectrónico, piezoeléctrico ou outro) está localizado atrás do cateter sendo a pressão vascular transmitida pela conexão hidráulica. O cateter está ligado a um sistema rígido composto por um transdutor, que, por sua vez, é conectado ao cabo do MSV que regista a pressão arterial. O transdutor é responsável pela conversão das ondas de pressão, captadas pelo diafragma do mesmo, em sinais elétricos transmitidos posteriormente ao MSV [53, 60];

- Sensor Intravascular – o sensor está localizado na ponta do cateter. A conexão hidráulica é substituída por uma ligação elétrica ou ótica. Alguns sensores utilizam fibras óticas para medir o deslocamento do diafragma através da variação da reflexão da luz.

4.1.7 Precauções, Cuidados e Advertências

Durante a utilização dos MSV é necessário ter em conta diversas precauções, no sentido de precaver o equipamento, bem como obter dados reais, com mínima influência externa.

Uma delas está ligada à medição do valor de SpO_2, onde, sempre que possível, é importante não colocar o sensor do oxímetro de pulso no mesmo braço onde é colocada a braçadeira de medição da PANI ou de uma linha arterial para a medição da PAI. A oclusão do fluxo de sangue durante as determinações da PANI pode afetar as leituras de saturação [41].

Relativamente à medição dos parâmetros de ECG, é necessário ter atenção à correta preparação da pele na aplicação dos elétrodos. Devem ser removidos os óleos naturais da pele limpando o local com um disco embebido em álcool e secar a área com uma gaze [15] ou toalha.

Na medição da PANI é importante ter atenção no modo (adultos, pediátrico ou neonatal) escolhido no MSV. Por exemplo, caso esteja selecionado o modo neonatal e seja configurada uma PA de 140 mmHg - 180 mmHg, o MSV será incapaz de medir o parâmetro, devido aos valores serem extremamente elevados para um recém-nascido e o *software* do MSV limitar a insuflação até um determinado valor para cada modo de medição.

Quanto à limpeza, não devem ser utilizados agentes de limpeza abrasivos no MSV e acessórios, sob risco de danificá-los. A superfície externa do MSV, à exceção do ecrã, pode ser limpa com álcool e um pano seco e macio (pano em algodão), pois as toalhas e lenços podem arranhar a superfície do ecrã. A janela do ecrã pode unicamente ser limpa com um pano seco e macio sem fios, pulverizado com um agente limpa vidros normal, não pulverizando, no entanto, o agente diretamente no ecrã. A braçadeira de medição de PANI pode ser limpa com um pano ou uma esponja humedecida. Se necessário, pode

[15] Tecido esterilizado, poroso, usado em curativos e outros procedimentos médicos.

ser desinfetada com uma solução de lixívia suave e álcool a 70% ou com outro tipo de desinfetante [41].

Caso ocorra introdução acidental de líquidos sobre o MSV, o tempo é vital. Quanto mais tempo o líquido permanecer no MSV, mais graves poderão ser os danos provocados. É assim primordial que o MSV seja assistido por um técnico qualificado o mais rápido possível depois de entrar em contacto com líquidos [41].

Por fim, e como conclusão, é importante referir que qualquer técnico de saúde deve observar atentamente o equipamento antes da sua utilização, garantindo a inexistência de quaisquer sinais de falha ou possível mau funcionamento do equipamento.

4.1.8 Intervenção de Manutenção Preventiva de um MSV

Durante o estágio foram realizadas diversas intervenções de manutenção preventivas a vários MSV de diversas marcas, sendo realizadas anualmente por um técnico qualificado, embora a periodicidade possa variar de acordo com as especificações do fabricante do equipamento. Ao longo de toda a intervenção de manutenção preventiva ao MSV, deve ser preenchida a respetiva ficha de manutenção preventiva.

A intervenção de manutenção preventiva de um MSV está dividida em três etapas principais: as verificações qualitativas, as verificações quantitativas e a realização do teste de segurança elétrica. A ordem na realização destas etapas é irrelevante, sendo, no entanto, primordial a realização das verificações qualitativas antes das quantitativas.

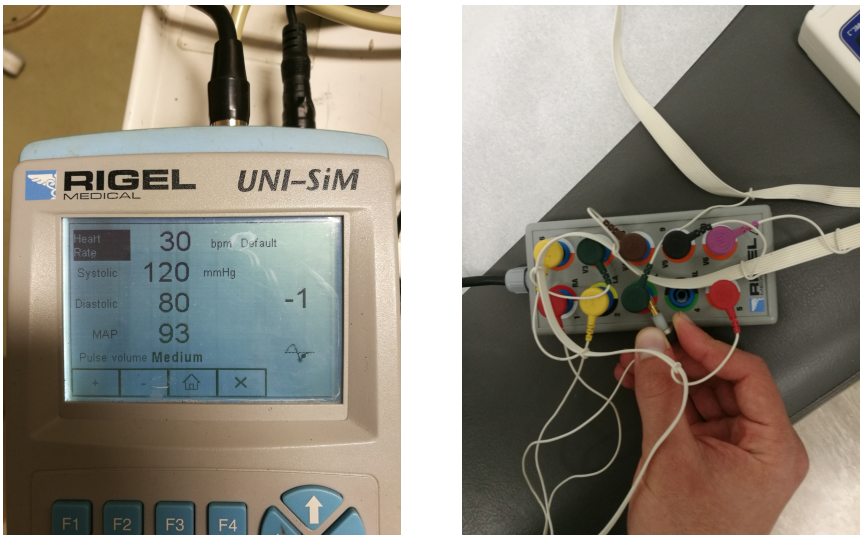
Nas verificações qualitativas, onde é verificada a componente exterior do equipamento e acessórios, são realizados/inspecionados os seguintes tópicos[16]:

- Inspeção visual/limpeza técnica, devendo respeitar certas advertências técnicas quanto à limpeza do MSV (Secção 4.1.7);
- Fixação, unicamente aplicável para o caso de MSV fixo;
- Carro de transporte/travões, unicamente aplicável para o caso de MSV móvel ou de transporte;
- Tomada de alimentação/cabo de alimentação;
- Automático/fusível;
- Cabos (substituir se necessário);
- Conectores, principalmente com relação à oxidação;
- Elétrodos (substituir se necessário);
- Tubos/mangueiras (substituir se necessário);
- Sensores (substituir se necessário);

[16] Todas as informação acerca das intervenções de manutenção preventiva são provenientes das respetivas fichas das manutenções, formuladas pela empresa.

- Controlos, testando e verificando todos os controlos e suas respetivas funções;
- Bateria/carregador, onde a bateria é testada ao longo de toda a intervenção de manutenção preventiva, servindo como única fonte de alimentação ao MSV, caso este seja constituído por uma, devendo para tal ser desligado o cabo de alimentação;
- Indicadores/*display*;
- Alarmes;
- Sinais acústicos;
- Filtros.

Após as verificações qualitativas concluídas, a intervenção de manutenção preventiva prossegue com as verificações quantitativas, onde é verificado o correto funcionamento do equipamento, aferindo todos os parâmetros. Relativamente aos parâmetros de ECG, são avaliados os valores de frequência cardíaca e a forma de onda do ECG com auxílio do equipamento de teste apropriado, *UNI-SiM*, capaz de simular diversos parâmetros, tais como ECG e PANI. O procedimento desta avaliação consiste na programação e simulação no equipamento de teste de sinais ECG com valores de frequência cardíaca de 30 bmp (Figura 4.23-a), 60 bpm, 90 bpm, 120 bpm e 180 bpm, devendo os valores medidos pelo MSV não se desviar dos valores programados por mais de 5%. Para a medição dos valores é necessário proceder à ligação do cabo de ECG do MSV aos respetivos pinos do acessório do equipamento de teste, que desempenham o papel dos elétrodos (Figura 4.23-b).



(a) Simulação de um sinal ECG com frequência cardíaca de 30 bpm.

(b) Ligação do cabo de ECG aos acessórios do equipamento de teste.

Figura 4.23: Utilização do equipamento de teste *UNI-SiM* na avaliação dos parâmetros de ECG de um MSV.

Além dos valores medidos, é importante analisar igualmente a forma de onda do sinal ECG medido, no sentido de averiguar se esta corresponde e não apresenta nenhuma anomalia, como interferência e/ou ruído. Relativamente aos alarmes, a sua verificação consiste em comprovar que, caso os valores de frequência cardíaca ultrapassem os valores mínimos (simulando um caso de bradicardia) e máximos (simulando um caso de taquicardia) configurados, o MSV emita o alerta da ocorrência.

Quanto ao parâmetro de SpO_2, existem dois métodos para a realização da sua avaliação: com auxílio de um simulador da percentagem de oxigénio ou por meio da medição direta num indivíduo saudável. Com auxílio do simulador da percentagem de oxigénio, é possível simular um valor programado de SpO_2, devendo o MSV medir o valor com uma margem máxima de $\pm$ 1% relativamente ao valor programado. Por outro lado, é possível a realização da avaliação através da medição direta do valor de SpO_2 num individuo saudável, com a condição da total certeza que o indivíduo em questão se encontra efetivamente de boa saúde, com parâmetros vitais estáveis e normais. Através de ambos os métodos, e tal como na verificação aos parâmetros de ECG, é necessário proceder à verificação do alarme do MSV relativo ao valor de SpO_2. Para tal, com auxílio do simulador da percentagem de oxigénio, basta programar um valor abaixo do valor mínimo configurado no MSV. Através da medição direta num individuo saudável, é necessário que este último sustenha a sua respiração, para visualizar uma descida progressiva do valor de SpO_2, no sentido de aumentar a concentração de hemoglobina reduzida e diminuir a concentração de hemoglobina oxigenada.

Por fim, a avaliação do parâmetro PANI é auxiliada pelo mesmo equipamento de teste aquando da avaliação do parâmetro de ECG. Esta consiste na configuração das pressões diastólicas e sistólicas de 40 mmHg - 80 mmHg, 80 mmHg - 120 mmHg, 100 mmHg - 140 mmHg e 140 mmHg - 180 mmHg, respetivamente. Os valores medidos não devem exceder o valor programado de $\pm$ 10%. Caso nalguma medição de PANI algum valor exceder a margem máxima, é necessário proceder a uma calibração da PANI, sendo, de seguida repetida a avaliação ao parâmetro. Após as medições efetuadas, é necessário proceder ao ensaio de teste de fuga de ar, que consiste na verificação da existência de uma fuga de ar desde a braçadeira de medição, no cabo de ligação ao MSV ou no próprio *hardware* do MSV. O valor medido da fuga de ar (designado por *P Drop*) não deve exceder os 15 mmHg.

A última etapa da manutenção preventiva de um MSV consiste na realização do teste de segurança elétrica, com auxílio do equipamento de teste apropriado, *288 Electrical Safety Analyzer*, devendo o MSV (equipamento de classe I) passar por todos os testes e medições realizados automaticamente pelo equipamento de teste. Antes de iniciar o teste de segurança elétrica é necessário ligar o equipamento[17].

[17]Regra geral durante a realização dos diversos testes de segurança elétrica referidos ao longo deste capítulo

4.2 Desfibrilhador e Cardioversor

A Paragem Cárdio Respiratória ou Cardiorrespiratória (PCR) é definida como a incapacidade total, parcial ou ineficaz do coração em bombear o sangue, provocando a cessação da respiração e inexistência de pulso, tornando-se assim, numa situação limite entre a vida e o óbito [61, 62, 63]. É um acontecimento súbito, constituindo-se como uma das principais causas de morte por todo o mundo, afetando entre 350,000-700,000 indivíduos por ano (cerca de dois terços das mesmas ocorrem em ambiente extra hospitalar), só na Europa [61, 63, 64]. Existem inúmeras causas possíveis para o acontecimento de um episódio de PCR, tais como o enfarto do miocárdio, doença coronária, stress, excesso de exercício físico, consumo de drogas, entre muitas outras. A Fibrilhação Ventricular[18] (FV) é o mecanismo mais frequente da PCR de origem cardíaca, onde o coração passa a apresentar apenas tremulação ineficaz e não bombeia o sangue (Figura 4.24) [61, 63, 65].



Figura 4.24: Exemplo de uma FV[19].

O único tratamento eficaz consiste na desfibrilhação, que corresponde à passagem de uma corrente elétrica controlada, através do miocárdio (músculo do coração), com magnitude suficiente para permitir o restabelecimento de uma atividade elétrica coordenada e, por conseguinte, do ritmo cardíaco eficaz [64, 66]. A desfibrilhação precoce, realizada entre 3 a 5 minutos após o colapso da vítima, resulta em taxas de sobrevivência de 50% a 70% [61]. Cada minuto de atraso na desfibrilhação reduz a probabilidade de sobrevivência entre 10% a 12%. Deste modo, quanto mais precoce for a desfibrilhação, maior será a taxa de sobrevivência [61]. A desfibrilhação precoce representa um dos elos fundamentais da Cadeia de Sobrevivência e um dos fatores determinantes para o sucesso da reanimação [64]. A Cadeia de Sobrevivência interliga os diferentes elos, que se assumem como vitais, para o sucesso da reanimação (Figura 4.25) [61, 63]:

- Pedir ajuda e ligar o 112 – acesso precoce ao Sistema Integrado de Emergência Médica (SIEM);
- Reanimar – início precoce de Suporte Básico de Vida (SBV);

[18] Arritmia cardíaca causada geralmente por isquemia miocárdica relacionada a doença das artérias coronárias.

[19] Imagem retirada de: `https://www.healio.com/cardiology/learn-the-heart/ecg-review/ecg-topic-reviews-and-criteria/ventricular-fibrillation-review`. Consultado a setembro de 2018.

- Desfibrilhar o mais precocemente possível;
- Estabilizar – início precoce do Suporte Avançado de Vida (SAV) e cuidados pós-reanimação.



Figura 4.25: Os quatro elos da Cadeia de Sobrevivência[20].

No intervalo de tempo que decorre entre a ativação e a chegada dos serviços de emergência ao local da ocorrência, a execução de manobras de SBV assume uma importância fundamental. O SBV representa um conjunto de procedimentos bem definidos, com metodologias padronizadas, que consiste em duas ações principais, as compressões torácicas e insuflações, tendo como objetivos [61, 63, 64]:

- Reconhecer as situações em que há risco de vida iminente;
- Saber quando e como pedir ajuda;
- Saber iniciar, de imediato e sem recurso a qualquer equipamento (à exceção do equipamento de proteção), manobras que contribuam para preservar a oxigenação e circulação até à chegada das equipas diferenciadas e, eventualmente, o restabelecimento do normal funcionamento cardíaco e respiratório.

O SAV é um conjunto de procedimentos invasivos de suporte ventilatório e circulatório, com recurso à abordagem diferenciada da via aérea, utilização de fármacos e correção das causas prováveis de PCR, representando assim ações fundamentais após a abordagem inicial da PCR [61, 63].

Relativamente à desfibrilhação precoce, o principal obstáculo residia na dificuldade da sua realização em poucos minutos, devido a ser unicamente reservada a médicos ou profissional especificamente treinados para o devido efeito. Face a esta realidade, foi instituída e/ou regulamentada, em muitos países, a autorização da desfibrilhação por indivíduos não médicos. O Programa Nacional de Desfibrilhação Automática Externa (PNDAE) foi desenvolvido após a publicação do Decreto-Lei nº188/2009 de 12 de agosto, e veio estabelecer as regras a que se encontra sujeita a utilização de Desfibrilhador Automático Externo (DAE) por pessoal leigo, em ambiente extra hospitalar. O Instituto Nacional de Emergência Médica (INEM) desenvolveu o PNDAE previsto na legislação e, paralelamente, definiu os requisitos necessários quer para o licenciamento de programas de DAE,

[20]Imagem retirada de: `http://www.cardiologiahg.net/em-caso-de-paragem-cardio-respiratoria`. Consultado a setembro de 2018.

quer para a acreditação de entidades ou escolas de formação em SBV e utilização de DAE. Assim, e de acordo com o Decreto-Lei 188/2009 de 12 de agosto, dependem de licença, a instalação e utilização de equipamentos de DAE em [61, 63]:

- Ambulâncias de socorro ou transporte tripuladas por operacionais não pertencentes ao INEM;
- Em locais de acesso ao público.

Ainda de acordo com o mesmo Decreto-Lei, o ato de desfibrilhar, ainda que realizado através de DAE, só pode ser realizado por não médicos por delegação de um médico, sob a sua supervisão e desde que integrado em programa de desfibrilhação automática externa previamente licenciado pelo INEM [66].

A desfibrilhação é efetuada por um equipamento de eletromedicina denominado por desfibrilhador (Figura 4.26). Consiste num equipamento usado para aplicar um choque elétrico forte ao miocárdio, com o objetivo de reverter a FV para um ritmo ventricular organizado ou alterar um ritmo cardíaco muito rápido e ineficaz para um ritmo mais lento e eficaz [66].

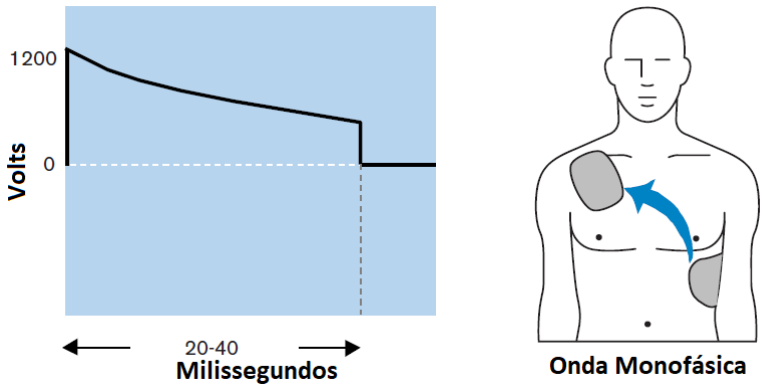


Figura 4.26: Desfibrilhador *HeartStart XL* da *Philips*.

O funcionamento consiste num condensador de grande capacidade que armazena energia na forma de eletrões a uma determinada tensão, carregado a uma velocidade lenta, a partir de um transformador de corrente alternada (*Alternating Current* (AC)) e de um retificador. Posteriormente, a energia armazenada é descarregada de forma controlada, onde o choque elétrico é fornecido por meio de pás colocadas no peito da vítima. A energia do choque elétrico pode variar entre 2 Joules (J) a 360 J (Fórmula 4.2), com uma tensão entre 1.000V e 2.000V e corrente de 1A a 35A, dependendo de vários fatores como o tipo de desfibrilhador, a idade e a bioimpedância da vítima, entre outros [64, 65, 66, 67].

$$Joules\,(J) = Tensão\,(V) \times Corrente\,(A) \times Tempo\,(s) \tag{4.2}$$

Os primeiros desfibrilhadores traduzem-se em desfibrilhadores monofásicos, que consistiam na administração do choque elétrico através de uma onda monofásica. A energia era entregue no peito da vítima numa única direção, ou seja, do elétrodo externo para o outro elétrodo ápice (Figura 4.27). As energias para este tipo de desfibrilhadores podem atingir, normalmente, o máximo de 360 J [64, 65, 66, 67].

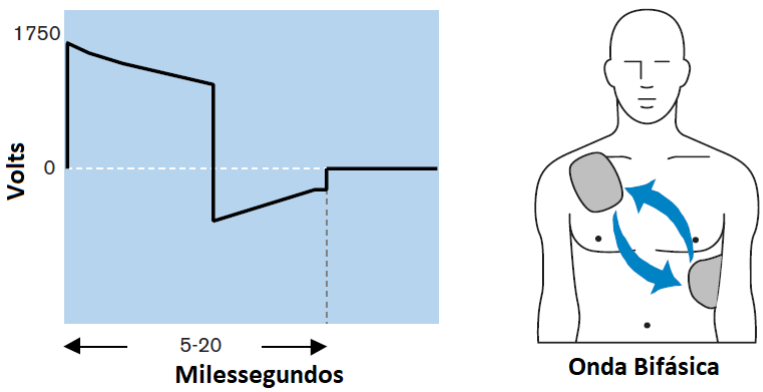


(a) Onda monofásica numa descarga do choque elétrico de um desfibrilhador monofásico.

(b) Caminho da corrente numa onda monofásica.

Figura 4.27: Onda monofásica e caminho da corrente de uma descarga num desfibrilhador monofásico [64].

Os desfibrilhadores atuais e, os mais utilizados, denominados por bifásico, administram o choque elétrico através de uma onda bifásica, tendo a grande vantagem de necessitar de menos energia para proporcionar os mesmos resultados dos desfibrilhadores monofásicos. Deste modo, são considerados mais eficazes, além de serem equipamentos de menor dimensão. A energia entregue circula em duas direções, havendo inversão do sentido ou da polaridade, perto do ponto médio da forma de onda (Figura 4.28). As energias para este tipo de desfibrilhadores podem atingir, normalmente, o máximo de 200 J, minimizando assim o risco e gravidade das possíveis lesões no músculo cardíaco [64, 65, 66, 67].



(a) Onda bifásica numa descarga do choque elétrico de um desfibrilhador bifásico.

(b) Caminho da corrente numa onda bifásica.

Figura 4.28: Onda bifásica e caminho da corrente de uma descarga num desfibrilhador bifásico [64].

Um cardioversor consiste num desfibrilhador com uma unidade de sincronismo ou sincronização, responsável pela monitorização do ECG da vítima, no sentido de avaliar a atividade do coração bem como controlar o momento no qual a descarga pode ser aplicada à vítima. A cardioversão é empregada em situações onde o ciclo cardíaco é irregular, alternando entre curtos episódios não severos de FV, também designado por Fibrilhação Atrial (FA) [64, 65, 66, 67]. É primordial que a descarga não coincida com a onda T do ECG, denominado por período vulnerável da repolarização ventricular, sob risco de causar a fibrilhação completa do coração. A unidade de sincronismo é, geralmente, constituída por [66]:

- Um amplificador de ECG, que recebe o complexo QRS[21];
- Um circuito de atraso de tempo que estabelece o tempo de guarda após o complexo QRS;
- Um condensador que é descarregado após o intervalo de atraso desejado ($\approx$ 20 ou 30 ms).

Atualmente, e por norma, é comum observar um misto destes dois equipamentos, ou seja, um desfibrilhador com a opção de cardioversor e consequente unidade de sincronismo.

Os desfibrilhadores são igualmente constituídos por um modo de marcapasso, utilizado para sincronizar/regular os batimentos do *pacemaker* com os batimentos do paciente e mantê-lo à frequência cardíaca desejada através do envio de impulsos de estímulo. Neste modo é possível a seleção da frequência e modo dos impulsos existindo dois modos distintos [68]:

- Modo demanda – são enviados impulsos somente quando a frequência cardíaca do paciente se encontra abaixo da frequência de estímulo selecionada;
- Modo fixo – são enviados impulsos na frequência de estímulo selecionada.

4.2.1 Tipos de Desfibrilhadores

Os desfibrilhadores podem ser classificados em dois tipos, segundo a localização da administração do choque elétrico ao paciente [62, 67]:

- **Internos** – o equipamento é implantado cirurgicamente no peito ou abdómen do paciente, pelo que os choques são aplicados automaticamente na superfície do coração (como por exemplo o *pacemarker* e Cardioversor Desfibrilhador Implantável (CDI));

[21] O complexo QRS corresponde à despolarização ventricular, visível na Figura 4.3

- **Externos** – os choques são aplicados por meio de pás em contacto com a superfície do tórax do paciente. Os desfibrilhadores externos podem ainda ser classificados de acordo com o nível de intervenção humana no processo de desfibrilhação:
  - Manuais;
  - Semi-automáticos;
  - Automáticos.

4.2.1.1 Desfibrilhador Manual Externo

Neste tipo de desfibrilhador, o utilizador é responsável pela seleção da energia desejada para descarregar na vítima através das pás, de acordo com diversos fatores como a anatomia da vítima, idade, peso, duração da arritmia, entre outros, bem como o momento da descarga da energia. Quando é utilizado o modo de sincronismo apenas é necessário selecionar o valor da energia e pressionar o botão de carga [67].

4.2.1.2 Desfibrilhador Semi-automático Externo e Desfibrilhador Automático Externo

O desfibrilhador semi-automático e automático externo são equipamentos muito semelhantes, tanto na aparência como no funcionamento, sendo que a diferença reside no papel do operador aquando da sua utilização. Os desfibrilhadores semi-automático externo (Figura 4.29) é um equipamento que capta o sinal ECG, através de elétrodos adesivos, utiliza um microprocessador que realiza a análise de características múltiplas do ECG e sugere ao operador quais os procedimentos a seguir, através de comandos sonoros/verbais e luminosos/visuais, nomeadamente o disparo do choque elétrico caso identifique um ritmo cardíaco desfibrilhável. É considerado como um equipamento seguro e concebido para pessoas com menos treino (bombeiros, paramédicos) [66, 69].



Figura 4.29: Desfibrilhador semi-automático externo *HeartStart* da *Philips*.[22]

[22]Imagem retirada de: `http://www.formationlangevin.com/philips/21-dea-onsite-de-philips.html`. Consultado a setembro de 2018.

Relativamente aos DAE (Figura 4.30), apenas é necessário colocar os elétrodos adesivos no tórax da vítima e ativar o equipamento. Todos os passos desde a interpretação do ECG até a descarga aplicada, são realizados automaticamente pelo equipamento, não necessitando de intervenção humana [62, 69].



Figura 4.30: DAE *LIFEPAK CR Plus* da *Physio-Control*.[23]

4.2.2 Precauções, Cuidados e Advertências

Durante a utilização dos desfibrilhadores é necessário ter em conta diversas precauções e preocupações, devido às elevadas tensões e energia com as quais este equipamento lida. Desta forma, uma das regras de cumprimento obrigatórios aquando da utilização de desfibrilhadores manuais externos consiste em nunca levantar as pás quando o desfibrilador se encontra carregado e pronto para a administração de choque elétrico.

Como medidas de segurança, os desfibrilhadores têm um conjunto de alarmes responsáveis por alertar todos os utilizadores para situações clínicas anormais e/ou situações de utilização inadequadas do equipamento por parte dos mesmos. Um dos mecanismos e alarmes é responsável por detetar a qualidade de contacto das pás/elétrodos adesivos na superfície da vítima. O mecanismo consiste na constante monitorização da bioimpedância da vítima, pelo que, se a qualquer momento este valor sofrer alteração (se for muito alto), pode indicar que os elétrodos adesivos não estão aplicadas corretamente ou que pode haver um problema com a interface elétrodo adesivo-pele.

Aquando a utilização dos desfibrilhadores é necessário respeitar diversas cuidados antes de qualquer administração de choque elétrico, como [61, 63]:

- Remover os pelos em excesso, com a lâmina de barbear para conseguir um adequado contacto entre os elétrodos adesivos e a pele da vítima;
- Secar a pele, caso se encontra molhada. Algumas vítimas podem ter o tórax húmido (sudorese, pré-afogamento, ocorrência à chuva) o que, quando aplicado o choque,

[23] Imagem retirada de: `http://www.cardiopartners.com/physio-control-lifepak-cr-plus-aed.html`. Consultado a setembro de 2018.

faria divergir a corrente pela superfície do tórax, diminuindo a eficácia da desfibrilhação. Nenhuma vítima molhada deve ser desfibrilhada. Desta forma, se necessário, a vítima deve ser removida para local abrigado e só depois de secar convenientemente o tórax poderá ter lugar a desfibrilhação;

- Remover pensos transdérmicos no tórax e limpando a pele. Algumas vítimas podem ter medicamentos de absorção transcutânea na parede torácica, que devem ser removidos de forma a evitar faíscas ou queimaduras durante a desfibrilhação, ou o bloqueio da transferência de energia para o coração;

- Afastar equipamentos de desfibrilhação interna, colando os elétrodos adesivos afastados destes equipamentos pelo menos 2,5 cm. Geralmente são facilmente visíveis ou palpáveis debaixo da pele do tórax, logo abaixo da clavícula. Estes dispositivos têm uma componente metálica, pelo que caso seja aplicado um choque elétrico, poderá absorver parte da corrente utilizada e reduzir a eficácia da desfibrilhação;

- Remover peças de joalharia, todas as peças de metal que possam entrar em contacto com os elétrodos adesivos do DAE, pela mesma razão apresentada para os pacemaker e/ou CDI. No caso das peças não removíveis, como os piercings, segue-se o princípio de colar os elétrodo adesivos afastados pelo menos 2,5 cm;

- Para o caso dos desfibrilhadores semi-automáticos externos e DAE, é necessário afastar-se da vítima e não permitir que alguém toque na mesma, nos cabos ou no equipamento. A interferência no processo de análise do equipamento, pode inviabilizar a identificação de um ritmo desfibrilhável e conduzir a uma não recomendação de choque, comprometendo totalmente a recuperação da vítima.

4.2.3 Intervenção de Manutenção Preventiva de um Desfibrilhador

Durante todo o estágio foram realizadas diversas intervenções de manutenção preventivas a vários desfibrilhadores de diversas marcas e tipos (desfibrilhador manual externo e desfibrilhador semi-automático externo), sendo realizadas semestralmente por um técnico qualificado, embora a periodicidade possa diferir de acordo com as especificações do fabricante do equipamento. Ao longo de toda a intervenção de manutenção preventiva aos diferentes desfibrilhadores, deve ser preenchida a respetiva ficha de manutenção preventiva.

Partindo da mesma lógica na intervenção de manutenção preventiva de um MSV, mencionado anteriormente, a intervenção de manutenção preventiva a um desfibrilhador está dividida em três etapas (duas para os desfibrilhadores semi-automáticos) principais: as verificações qualitativas, as verificações quantitativas e a realização do teste de segurança elétrica (tarefa exclusiva para os desfibrilhadores manuais externos). É importante referir que o programa da intervenção de manutenção preventiva deve corresponder às indicações do fabricante, podendo, por isso, variar consoante o modelo e marca em causa.

Nas verificações qualitativas são realizados/inspecionados os seguintes tópicos:

- Inspeção visual/limpeza técnica;
- Fixação, unicamente aplicável para alguns desfibrilhadores manuais externos que se encontram fixos/imobilizados ao carro de emergência/reanimação através de fitas (na maioria dos casos);
- Carro de transporte/travões, unicamente aplicável para desfibrilhadores manuais externos dispostos sobre um carro de emergência/reanimação;
- Tomada de alimentação/cabo de alimentação;
- Automático/fusível;
- Cabos (substituir se necessário);
- Conectores, principalmente com relação à oxidação;
- Pás/Elétrodos, conforme o tipo de desfibrilhador (substituir se necessário). Consiste em verificar se não existe possíveis picos de disparo nas pás, fenómeno este que pode acontecer durante as diversas descargas de energia e que danifica as pás (Figura 4.31-a). Além da verificação visual, é possível realizar um teste às pás para verificar a sua operacionalidade. O teste consiste em ligar o desfibrilhador, juntar as pás no sentido de criar um sistema fechado e abaná-lo. Caso as pás se encontram operacionais, a linha representada no *display* do desfibrilhador deve manter-se relativamente estável e sem interferência. É costumo observar maior degradação na pá externo, pelo facto da área de contacto ser mais irregular, o que, consequentemente, reduz a superfície de contacto, oferecendo um caminho de alta resistência [69];
- Controlos, testando e verificando todos os controlos suas respetivas funções;
- Indicadores/*display*;
- Impressora;
- Alarmes;
- Sinais acústicos;
- Bateria/carregador, onde a bateria é testada ao longo de toda a intervenção de manutenção preventiva, devendo para tal ser desligado o cabo de alimentação. Para certos modelos e marcas de desfibrilhadores manuais externos, é possível verificar o estada da bateria de forma direta. Para tal, é necessário proceder à remoção da mesma e clicar no botão de verificação do estado da bateria, o que ascende uma série de LED's (Figura 4.31-b). Quando mais LED's forem acessos, melhor se encontra o estado da respetiva bateria. É necessário igualmente verificar a data de expiração da bateria, sendo que caso esta esteja expirada, deve ser reportado no relatório da manutenção preventiva.



(a) Verificação do estado das pás de um desfibrilhador manual externo.



(b) Verificação do estado de uma bateria de um desfibrilhador manual externo.

Figura 4.31: Verificação do estado das pás e bateria de um desfibrilhador manual externo.

Após as verificações qualitativas concluídas, a intervenção de manutenção preventiva é prosseguida com as verificações quantitativas. Devido ao facto das etapas das verificações quantitativas diferirem consoante o tipo de desfibrilhador, numa primeira parte, são apresentados as etapas relativas a um desfibrilhador manual externo e, posteriormente, as de um desfibrilhador semi-automático externo.

Relativamente ao desfibrilhador manual externo, a primeira tarefa consiste na realização do teste de segurança elétrica (Figura 4.32), já mencionado anteriormente, sendo este um equipamento de Classe I.



Figura 4.32: Teste de segurança elétrica a um desfibrilhador manual externo.

A segunda tarefa consiste na administração de diversos choques elétricos consecutivos, com auxílio de um equipamento de teste apropriado, *Metron QA-40*, com o objetivo de testar o estado da bateria do desfibrilhador. Os choques elétricos administrados consistem numa sequência de três choques elétricos de energia média e um de energia máxima (o valor médio e máximo, difere segundo a forma da onda de descarga, monofásico ou bifásico, como mencionado anteriormente). Caso a bateria se encontre fraca, é imediatamente apresentada uma mensagem no *display* do desfibrilhador a avisar da ocorrência.

A terceira etapa consiste na verificação dos parâmetros de ECG com auxílio do mesmo equipamento de teste, que consiste num processo similar aquando da verificação dos parâmetros de ECG de um MSV. Desta forma, são simulados sinais ECG com valores de frequência cardíaca de 30 bmp, 60 bpm, 90 bpm, 120 bpm e 180 bpm. Os valores medidos pelo equipamento são obtidos, uma primeira vez, através do cabo ECG ligado ao equipamento de teste (Figura 4.33) e, uma segunda vez, através das pás dispostas no equipamento de teste (Figura 4.34). À semelhança da verificação dos parâmetros de ECG de um MSV, os valores medidos não devem exceder os valores programados por ± 5%, sendo igualmente verificados os alarmes.

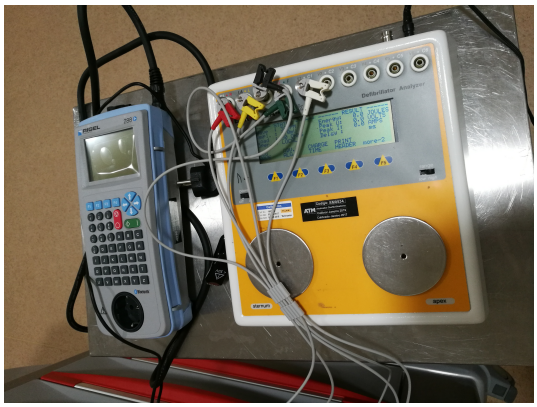


Figura 4.33: Medição dos sinais ECG através do cabo ECG do desfibrilhador manual externo.



Figura 4.34: Locais onde dispor as pás, externo (círculo nº1) e ápice (círculo nº2), no equipamento de teste.

A próxima etapa consiste na administração consecutiva de vários choques elétricos no equipamento de teste, através da disposição das pás nos correspondentes locais do equipamento de teste. Numa primeira fase são realizadas três descargas de energia mínima, energia média e energia máxima, onde os valores dependem e diferem consoante o tipo de desfibrilhador. No equipamento de teste são lidos os valores das energias das diversas descargas, sendo que não podem exceder 15% do valor programado de energia. De seguida, é realizada uma quarta descarga à energia máxima, mas, desta vez, com contagem do tempo de carga do condensador, ou seja, o tempo que o desfibrilhador necessitou para preparar o choque elétrico à energia máxima após o utilizador ter pressionado o controle de carga do desfibrilhador. O valor de energia medido, à semelhança das descargas anteriores, não pode exceder 15% do valor programado de energia e o tempo deve ser inferior a 15 segundos. Por fim, a última descarga é denominada por descarga interna de energia e consiste numa descarga de energia (normalmente a 50 J) com as pás em posição "descanso", ou seja, dispostas e fixas no próprio desfibrilhador, estando este último ligado a uma tomada de alimentação através do respetivo cabo de alimentação. Em algumas marcas de desfibrilhadores, esta descarga está implementada e registada como uma descarga de teste, imprimindo, desta forma, o resultado do teste como aprovado ou não.

A quarta tarefa é denominada por ensaio de energia após 30 segundos. Consiste em administrar um choque elétrico, no equipamento de teste, imediatamente antes do tempo de espera máximo do desfibrilhador após estar carregado e verificar o valor medido relativamente ao programado (da mesma forma como nas etapas mencionadas anteriormente). Os desfibrilhadores contêm um tempo de espera máximo após estarem carregados, pelo que após esse tempo atingindo, realizam uma descarga interna de energia, como medida de segurança. Este tempo de espera pode variar consoante o modelo e marca do desfibrilhador. De forma a avaliar o estado do condensador e verificar a sua capacidade de manter a energia durante o tempo de espera máximo, o choque elétrico é administrado imediatamente antes do tempo esgotar ($\pm$ 5 segundos antes do tempo máximo).

A quinta etapa é realizada na sequência da etapa anterior. Consiste em verificar se o desfibrilhador realiza a descarga interna da energia após o tempo de espera máximo.

A próxima etapa é uma etapa adicional opcional que consiste no ensaio da mudança de energia após o desfibrilhador estar carregado a uma energia diferente. Neste sentido, após a mudança de energia, é realizada uma administração do choque elétrico, no equipamento de teste, para verificar e confirmar se o desfibrilhador administrou o choque elétrico à energia atual programada e não à anterior energia.

A sétima etapa traduz-se na avaliação dos modos de sincronismo e marcapasso[24].

Por fim, a oitava etapa consiste na realização do teste diário (auto-teste) dos desfibriladores, com auxílio do *Test Load* (Figura 4.35), que consiste num equipamento acessório ao desfibrilhador que simula a bioimpedância de um indivíduo (50Ω). Após a ligação do *Test Load* e a remoção do cabo de alimentação do desfibrilhador, é apenas necessário seguir as instruções amostradas no *display*. Este teste deve ser realizado diariamente por um profissional de saúde relativo ao serviço onde se encontra o equipamento.

[24]O estagiário não teve a oportunidade de assistir à verificação e avaliação destes parâmetros.

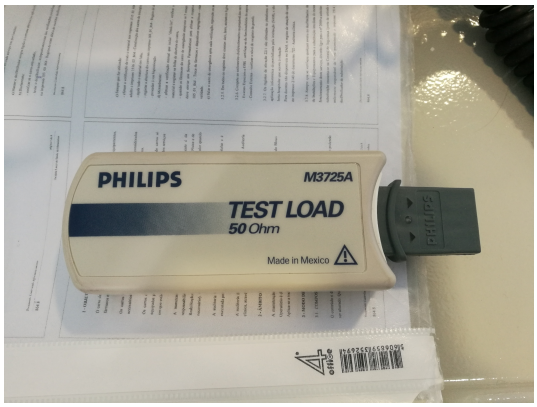


Figura 4.35: *Test Load* para a realização do teste diário.

Ao longo de toda a intervenção de manutenção preventiva (à exceção do teste da descarga interna de energia), é boa prática a abertura da impressora do desfibrilhador, no sentido de evitar a impressão dos resumos de todas as descargas efetuadas, poupando desta forma papel de impressão.

Relativamente à componente de desfibrilhador semi-automático externo, a sua manutenção é opcional, devido ao facto de, em ambiente hospitalar, não ser empregue. Todas as descargas efetuadas são realizadas através do modo desfibrilhador manual externo. A manutenção preventiva consiste, no entanto, na verificação do correto funcionamento do equipamento, mais especificamente, o correto diagnóstico dos sinais cardíacos analisado. Deste modo, após colocação dos elétrodos adesivos no mesmo equipamento de teste e simulação de um sinal ECG em FV, é iniciado o modo desfibrilhador semi-automático externo e verificado se este deteta a presença do sinal e sua necessidade de desfibrilhação. Por outro lado, é igualmente importante a simulação de um sinal ECG estável e normal, no sentido de verificar que o equipamento deteta a não necessidade de desfibrilhação.

4.3 Eletrobisturi

A eletrocirurgia é a aplicação controlada de corrente elétrica no corpo humano com a finalidade de corte de tecidos e hemostasia[25] de vasos sanguíneos. Neste sentido, um eletrobisturi ou bisturi elétrico (Figura 4.36) consiste num equipamento ligado a um gerador de energia de alta frequência, que varia entre de 400 kHz a 500 kHz. A utilização da alta frequência previne a estimulação neuromuscular permitindo que a corrente atravesse o paciente de forma segura, evitando electrocussões e ataques cardíacos, contrariamente, à passagem de correntes de baixa frequência pelo corpo. Relativamente a queimaduras, os pacientes não sofrem queimaduras devido à potência que incide transitar de uma pequena área de grande densidade de corrente para uma área superior com uma densidade de corrente inferior [70, 71, 72].

[25]Conjunto de mecanismos fisiológicos por meio dos quais se faz a paragem de uma hemorragia.

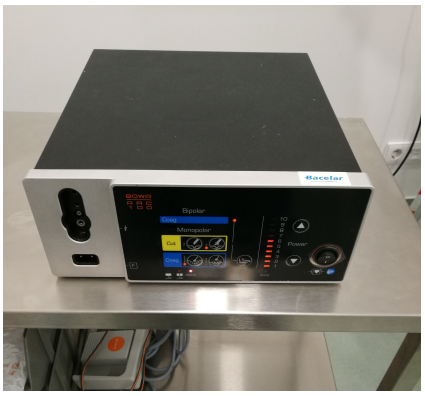


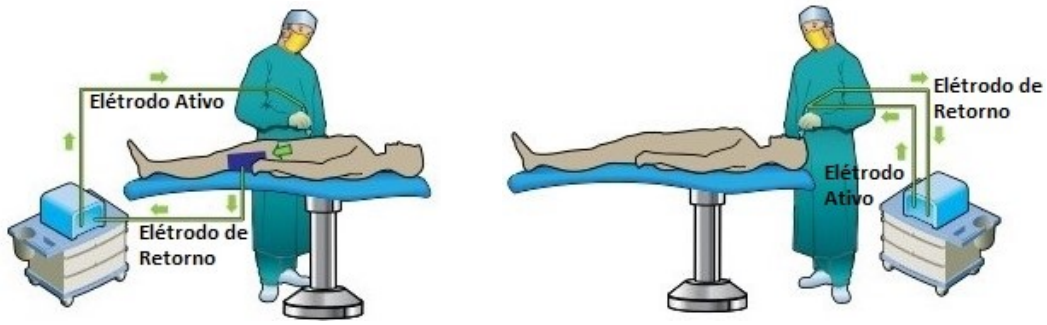
Figura 4.36: Eletrobisturi *ARC 100* da *Bowa*.

Existem essencialmente dois modos de funcionamento do eletrobisturi [73]:

- **Modo monopolar** (Figura 4.37-a) - o paciente é parte integrante do circuito da corrente, ou seja, a corrente sai do gerador, chega ao paciente, através do elétrodo ativo, e após atravessar o paciente, retorna pelo elétrodo de retorno. Dentro deste modo, existem ainda dois modos que diferem na tensão utilizada e o tempo de funcionamento, sendo eles:
  - **Corte** – a corrente flui durante todo o tempo, ou seja, o *duty cycle*[26] é 100%, o que conduz a temperaturas extremas, provocando a vaporização das células. A tensão usada neste modo ronda os 1.300V a 2.300V, substancialmente menor que no modo de coagulação. Dentro deste modo existe ainda outro, designado por *Blend*, onde a tensão ronda os 3.000V e 3.500V, com um *duty cycle* de 50%. Este último modo permite realizar corte com hemostasia.
  - **Coagulação** – neste modo a potência é dada em impulsos com *duty cycle* de 6%, o que conduz a uma menor geração de calor, pelo que em vez de sofrer vaporização, a pele é aquecida mais lentamente, o que permite dessecar o tecido. A tensão utilizada neste modo é de 3.500V a 9.000V, pelo que é recomendado usar em períodos limitados, cerca de 5 segundos, para prevenir de lesões colaterais.

- **Modo bipolar** (Figura 4.37-b) – neste modo a passagem da corrente é restringida entre garras (os dois elétrodos: o ativo e o passivo/retorno ou ainda placa do paciente) e retorna diretamente ao equipamento sem contacto com outros tecidos corpóreos. A tensão utilizada neste modo é de 750V.

[26] Percentagem de tempo durante a qual um componente, dispositivo ou sistema está ligado/em funcionamento.



(a) Modo monopolar na eletrocirurgia. (b) Modo bipolar na eletrocirurgia.

Figura 4.37: Modos de funcionamento na eletrocirurgia[27].

No entanto, existem sempre diversos perigos no uso do eletrobisturi, sendo mais acentuados aquando da utilização numa situação de cirurgia minimamente invasiva [71, 72]:

- *Direct Coupling* – ocorre quando o elétrodo ativo é ativado em proximidade ou contacto direto com outros instrumentos condutores dentro do corpo do paciente. O instrumento condutor vai receber energia e servir de passagem de corrente para fechar o circuito da mesma. Nesta situação, se esse instrumento condutor estiver em contacto com algum órgão do paciente, esse mesmo órgão vai receber essa energia e provocar lesões. Para piorar a situação, muitas vezes, esse fenómeno acontece fora do campo de visão dos profissionais de saúde;

- *Insulation Failures* – ocorre quando o revestimento isolante do elétrodo ativo está comprometido. Ocorre em especial no modo coagulação devido à alta tensão. Como na situação anterior, qualquer lesão provocada é muitas vezes fora do campo de visão;

- *Capacity Coupling* – ocorre quando a construção do sistema inserido no paciente não assegura o isolamento, podendo provocar lesões como queimaduras.

4.3.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de um Eletrobisturi

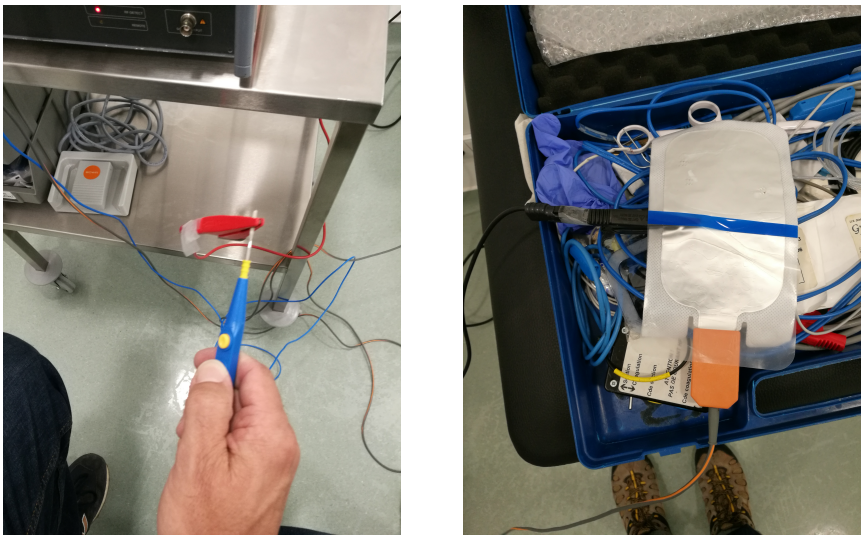
Durante todo o estágio foram realizadas diversas intervenções de manutenção preventivas a alguns eletrobisturis de diversas marcas, sendo realizadas semestralmente por um técnico qualificado, embora a periodicidade possa diferir de acordo com as especificações do fabricante do equipamento.

A intervenção de manutenção preventiva inicia-se por uma primeira fase de inspeção visual do equipamento, como a tomada de alimentação/cabo de alimentação, conetores, controlos, pedal de comando, entre outros. De seguida, é realizado o teste de segurança elétrica, já mencionado anteriormente, sendo este um equipamento de Classe II.

[27]Imagem retirada de: `https://www.slideshare.net/TrinhCaoXuan/6004312-0000-engaw`. Consultado a setembro de 2018.

A próxima etapa consiste na verificações das potências nos modos de corte e coagulação. Para tal, é necessário ligar o equipamento de teste apropriado, *Fluke - Electrosurgery Analyser*, e proceder às ligações necessárias:

- Ligar o elétrodo ativo no ponto positivo da resistência variável do equipamento de teste (Figura 4.38-a);
- Ligar o elétrodo de retorno no ponto negativo da resistência variável do equipamento de teste (Figura 4.38-b).



(a) Ligação do elétrodo ativo no ponto positivo da resistência variável do equipamento de teste.

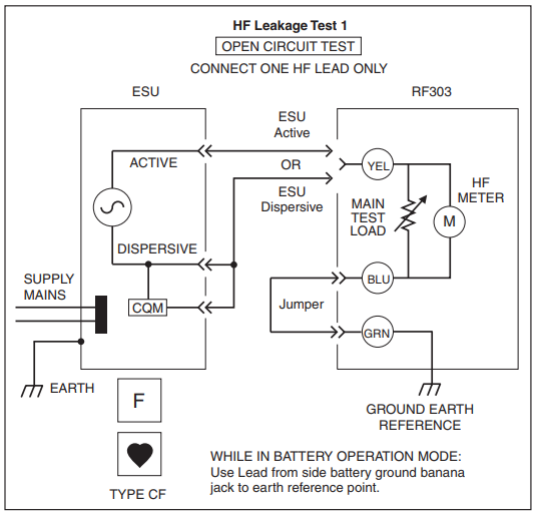
(b) Ligação do elétrodo de retorno no ponto negativo da resistência variável do equipamento de teste.

Figura 4.38: Ligações na avaliação das potências dos diferentes modos de um eletrobisturi.

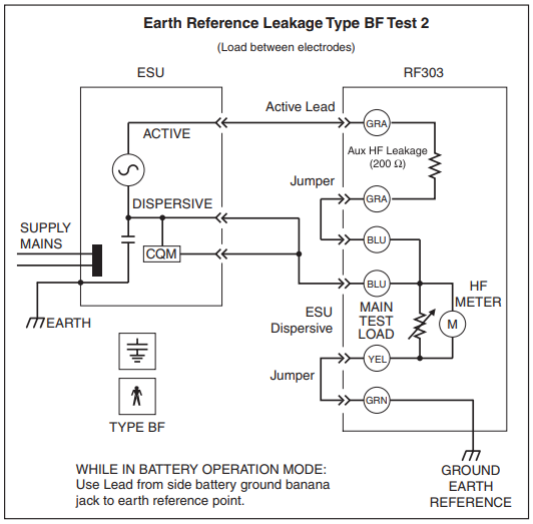
Após as ligações efetuadas, são programados quatro potências para cada modo, de forma a envolver toda a gama de potência do equipamento (desde a potência mínima até à máxima). A margem admitida entre as potências medidas pelo equipamento de teste e as potências programadas dependem do valor da potência programada. Para valores de potência elevadas, a margem admitida é cerca de 5 a 10 watt. Para valores de potência reduzidas, a margem admitida já é significativamente mais baixa, cerca de 1 watt.

A última etapa consiste na montagem de três circuitos para a verificação de correntes de fuga. Para cada montagem, a medição da corrente de fuga (o valor de potência programada correspondem ao valor máximo) é realizada tanto para o modo corte como para o modo coagulação, sendo que os valores não podem exceder os 200mA [74]:

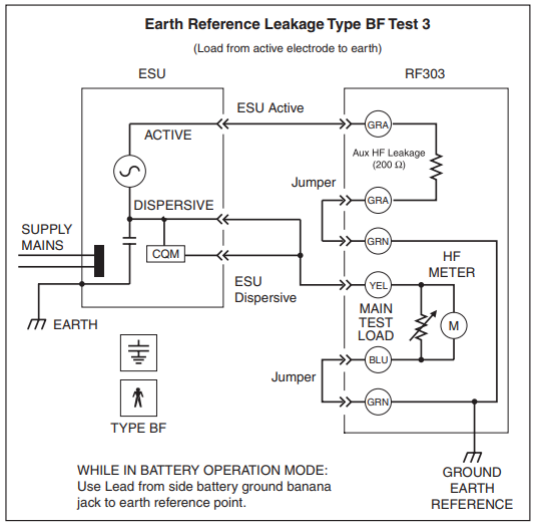
- *Current 1 - HF Leakage Test 1* (Figura 4.39-a);
- *Current 2 - Earth Reference Leakage Type BF Test 2* (Figura 4.39-b);
- *Current 3 - Earth Reference Leakage Type BF Test 3* (Figura 4.39-c).



(a) Circuito para o teste de corrente de fuga número 1 [74].



(b) Circuito para o teste de corrente de fuga número 2 [74].



(c) Circuito para o teste de corrente de fuga número 3 [74].

Figura 4.39: Circuitos para o teste de correntes de fuga [74].

4.4 Ecógrafo

A ecografia é uma técnica de diagnóstico por imagem que se baseia na emissão de ultrassons (US), sons de alta frequência inaudíveis ao ouvido humano, e receção de ecos produzidos pela reflexão dos US ao nível dos diferentes tecidos. O ecógrafo (Figura 4.40) consiste assim num equipamento que dirige uma onda de US ao corpo, a qual se propaga aos tecidos até encontrar uma interface que a reflita de novo para o transdutor (sonda), que atua quer como emissor quer como recetor dos US [75].

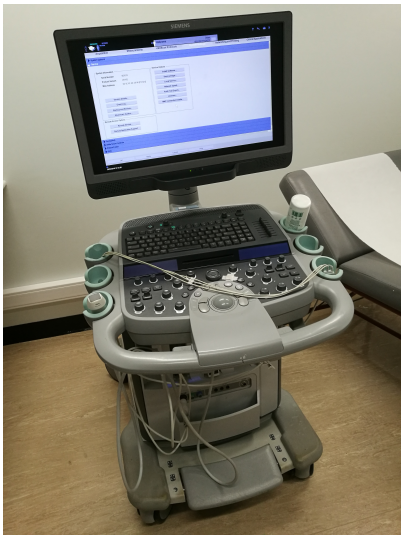
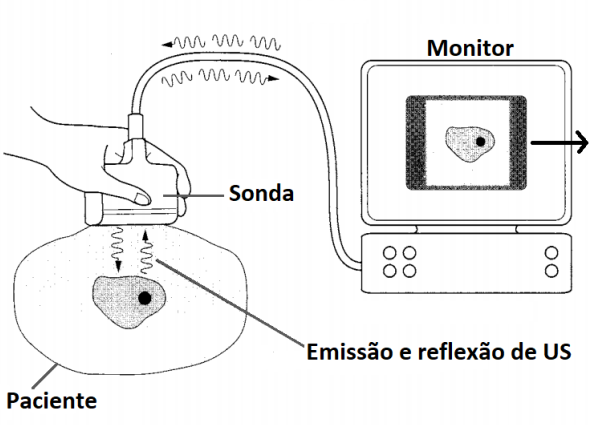
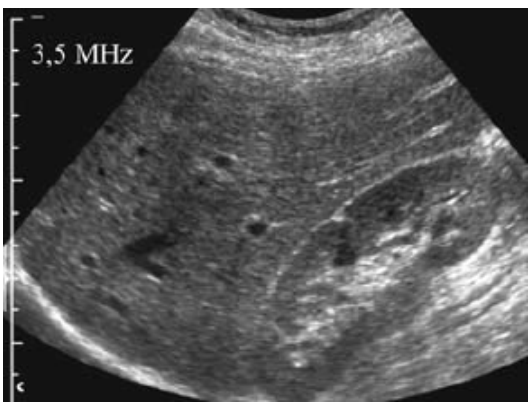


Figura 4.40: Ecógrafo *ACUSON SC2000 PRIME* da *Siemens*.

O ecógrafo está calibrado para assumir uma velocidade constante de propagação de som nos tecidos (1540 m/s). Assim, consoante o tempo que o US demora a voltar para a sonda, o ecógrafo calcula a distância a que a interface onde foi refletido se situa. Este princípio leva à formação de imagens bidimensionais formadas por pontos mais ou menos brilhantes correspondentes aos ecos recebidos (Figura 4.41). Os pontos são mais brilhantes consoante maior for a capacidade do tecido de refletir os US.



(a) Princípio de funcionamento de um ecógrafo [76].



(b) Exemplo de uma ecografia [77].

Figura 4.41: Princípio de funcionamento de um ecógrafo e exemplo de uma ecografia.

4.4.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de um Ecógrafo

Durante todo o estágio foi realizada uma intervenção de manutenção preventiva a um ecógrafo, sendo realizadas semestralmente por um técnico qualificado, embora a periodicidade possa diferir de acordo com as especificações do fabricante do equipamento.

A intervenção de manutenção preventiva consiste inicialmente numa inspeção visual do equipamento (verificar o funcionamento do equipamento, os pedais e os seus módulos) e na limpeza técnica do último, como o filtro e as sondas (verificar os estados dos cristais das sondas). É igualmente necessário realizar um *backup* dos dados.

4.5 Ventilador de Anestesia

Um ventilador pulmonar é um equipamento concebido para ventilar artificialmente os pulmões de um paciente, mais especificamente o transporte dos gases respiratórios entre a atmosfera e os alvéolos [78]. A classificação dos ventiladores pulmonares é baseada segundo diversas categorias, como o modo de controlo das variáveis:

- Controlado por pressão – o profissional de saúde ajusta a pressão inspiratória desejada no ventilador, resultando num volume de ventilação específico;
- Controlado por volume – o profissional de saúde pode ajustar diretamente o volume tidal administrado ao paciente, resultando numa pressão de ventilação.

Podem igualmente ser classificados segundo o tipo do circuito de controlo (malha aberta ou malha fechada), o destino de utilização (para cuidados intensivos, transporte ou ainda para anestesia, os designados de ventiladores de anestesia), bem como do modo como é disponibilizado o fluxo de ar aos pulmões do paciente (pressão positiva ou pressão negativa) e do tipo de ventilação (manual ou automática). Especificando nos ventiladores de anestesia (Figura 4.42), estes consistem em equipamentos utilizados para assegurar a funcionalidade pulmonar, fornecer fármacos e gases anestésicos e monitorizar em tempo real o paciente durante um procedimento cirúrgico (parâmetros como os volumes respiratórios, concentração de diversos gases, entre outros) [79, 80].

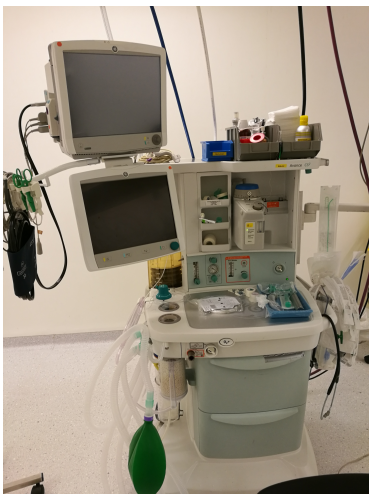
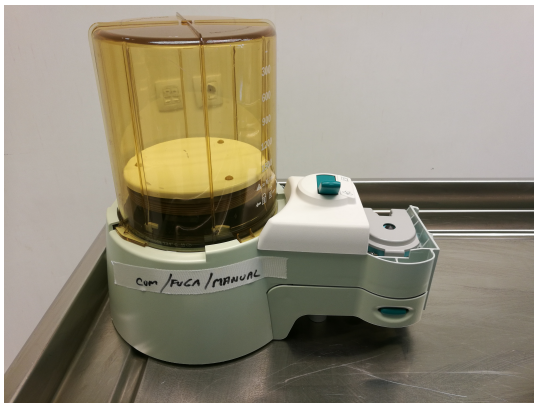


Figura 4.42: Ventilador de anestesia *Avance CS*^{2} da *General Electric* (GE).

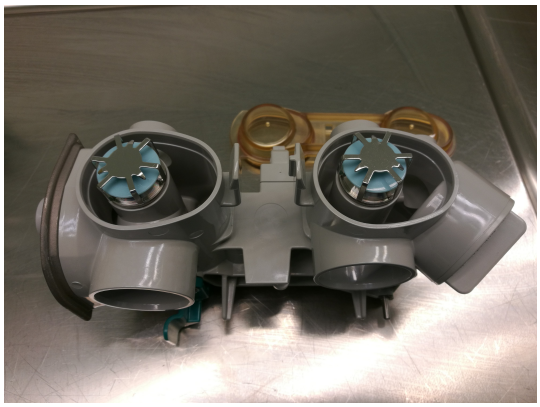
4.5.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de um Ventilador de Anestesia

Durante todo o estágio foram realizadas algumas intervenções de manutenção preventiva a ventiladores de anestesia, sendo realizadas semestralmente por um técnico qualificado, embora a periodicidade possa diferir de acordo com as especificações do fabricante do equipamento.

A intervenção de manutenção preventiva consiste inicialmente numa inspeção visual do equipamento, especialmente em componentes técnicos como o fole (Figura 4.43-a), válvulas (Figura 4.43-b), bloco paciente (Figura 4.43-c), membranas, entre outros.



(a) Exemplo de um fole de um ventilador de anestesia.



(b) Exemplo das válvulas de um ventilador de anestesia.



(c) Exemplo de um bloco paciente de um ventilador de anestesia.

Figura 4.43: Componentes de um ventilador de anestesia.

A próxima etapa consiste na verificação geral do funcionamento do equipamento, através da realização do teste diário (Figura 4.44) que deve ser efetuado sempre antes de cada utilização do equipamento. O teste diário consiste numa verificação pré-operatório que demora cerca de alguns minutos, onde as instruções são mostradas no *display* do monitor

à medida do avanço do teste. De seguida, são verificados os diversos módulos de medição de parâmetros à semelhança de um MSV. Por vezes, é necessário calibrar os sensores dos gases respiratórios, pelo que deve seguir-se os passos sinalizados no monitor.

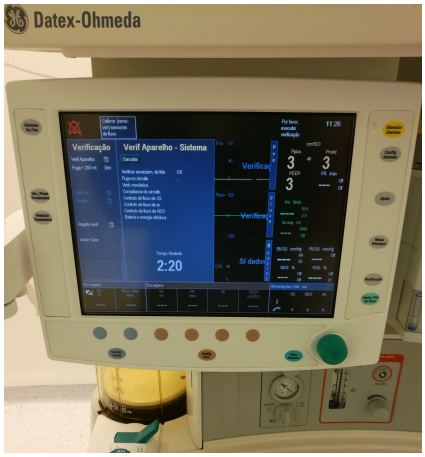


Figura 4.44: Teste diário de um ventilador de anestesia.

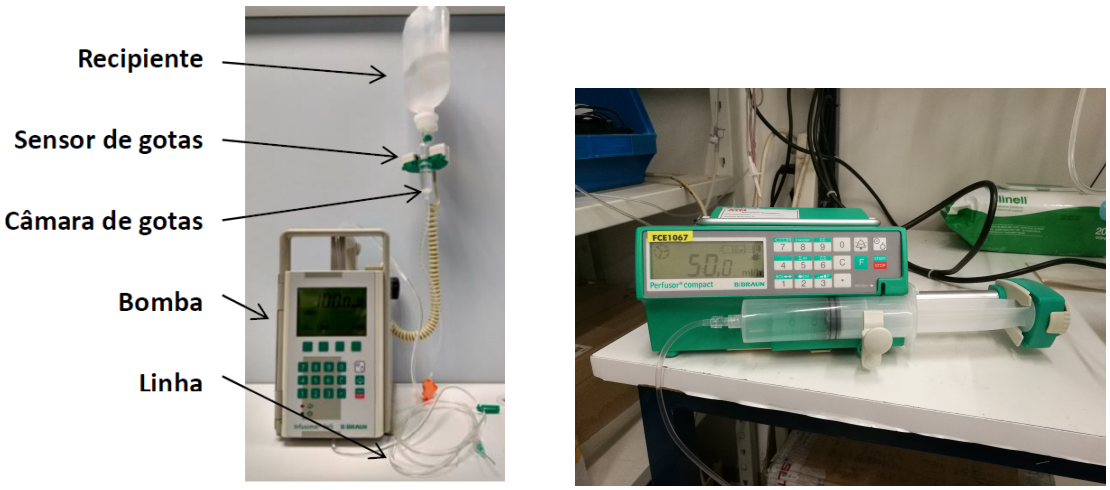
4.6 Bomba de Perfusão

Antes de abordar o tema das bombas de perfusão, é de extrema relevância referir que é um tema de discussão acerca das terminologias utilizadas. Existe uma certa "confusão" e/ou dúvida sobre qual o termo a empregar (infusão ou perfusão), quer em literaturas de referência e fidedignas, quer em ambiente hospitalar e clínico. Tanto o termo infusão como perfusão, aplicado à medicina, referem-se, resumidamente, à injeção lenta e contínua, geralmente por via endovenosa, de uma substância diluída num meio líquido (circulação sanguínea). De forma a apresentar este tema de forma clara e sucinta, o estagiário optou por se basear numa única referência fidedigna (artigo científico) proveniente do Instituto Português da Qualidade (IPQ): Metrologia na Saúde – Guia de Boas Práticas, Parte II, Capítulo III, Bombas de Perfusão [81].

As bombas de perfusão (Figura 4.45a) consistem em instrumentos médicos eletrónicos para a administração de substâncias ou fluidos (medicação, nutrientes, entre outros) em pacientes. Independentemente do tipo de bomba de perfusão, os principais componentes destes sistemas, habitualmente, são [81]:

- Um reservatório ou recipiente de fluido – contém a substância ou fluido a administrar;
- O mecanismo de perfusão – permite gerar a pressão de perfusão, responsável pelo caudal do fluido. Existem dois tipos de mecanismos: peristáltico ou volumétrico (Figura 4.45-a) e por êmbolo mecânico por seringa (Figura 4.45-b);
- Os sensores existentes – composto pelo sensor de gotas nas bombas peristálticas (responsável pela contagem de gotas e enchimento na câmara de gotas), sensor de ar nas bombas peristálticas (indica a presença de ar no sistema) e sensor de pressão de oclusão (utilizado para controlar a pressão de perfusão);

- O motor – habitualmente, são utilizados motores passo-a-passo para acionar os mecanismos de perfusão;
- O circuito de controlo da bomba – desempenha diversas funções, tais como a interpretação das informações inseridas pelo utilizador no instrumento e dos sinais dos sensores, o controlo do mecanismo de perfusão, entre outros;
- Os acessórios que permitem o transporte de fluidos até ao doente, como é exemplo a linha de perfusão e agulha;
- Mostrador e painel de controlo – apresenta informações sobre a perfusão em curso (volume a administrado e volume administrado, caudal expresso em ml/h ou mg/h, pressão expressa em kPa, *Pound per Square Inch* (psi) ou bar, tempo de perfusão e tempo restante da perfusão, entre outros);
- Os alarmes – indicam situações adversas, por exemplo bolhas de ar ou oclusão no sistema, bateria fraca, entre outros.



(a) Bomba de perfusão peristáltica *Infusomat fmS* da *B.Braun* e seus principais componentes [81].

(b) Bomba de perfusão com seringa *Perfusor Compact* da *B.Braun*.

Figura 4.45: Tipos de bomba de perfusão consoante o mecanismo de perfusão.

4.6.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de uma Bomba de Perfusão

Durante todo o estágio foram realizadas algumas intervenções de manutenção preventiva a bombas de perfusão peristálticas e por seringa, sendo realizadas anualmente por um técnico qualificado, embora a periodicidade possa diferir de acordo com as especificações do fabricante do equipamento.

A intervenção de manutenção preventiva consistiu inicialmente na realização do teste de segurança elétrica, já mencionado anteriormente.

A próxima etapa consiste numa inspeção visual do equipamento, que consiste em abrir o equipamento (para o caso das bombas peristálticas) e averiguar a existência de peças quebradas ou danificadas, verificar o *display*, os movimentos mecânicos, as dobradiças, o conetor para o cabo de alimentação, os diferentes sensores como o sensor de gotas, entre outros.

Por fim, é necessário proceder às verificações quantitativas que resumem-se nas programações e medições dos parâmetros durante uma perfusão, com auxílio de um equipamento de teste apropriado, *IDA-5*. O fluido utilizado durante este procedimento consiste em água destilada. O primeiro teste consiste em programar um determinado caudal no equipamento (250 ml/h para as bombas peristálicas e 50 ml/h para a bombas com seringa), sendo que o valor medido pelo equipamento de teste não pode divergir em 5% e 2% para as bombas peristálicas e bombas por seringa, respetivamente, ou seja, um intervalo de 237,5 ml/h a 262,5 ml/h e 49 ml/h a 51 ml/h (Figura 4.46). Caso os valores excedam as margens máximas admitidas, o equipamento deve ser calibrado com auxílio de um acessório e *software* específico. O teste é realizado durante um período de cerca de 30 minutos. O segundo teste consiste no teste de oclusão programado no equipamento de teste, com o objetivo de verificar os valores de pressão. Os valores medidos não devem exceder $\pm$ 1 psi da especificação do fabricante do equipamento.

O equipamento de teste permite a realização dos testes a mais do que um equipamento em simultâneo. No entanto, para facilitar os processos e evitar confusões, é recomendado um intervalo de tempo razoável entre o início do teste para cada equipamento (cerca de 30 segundos), no sentido de possibilitar tempo de parar cada teste.



Figura 4.46: Teste do caudal de bombas peristálticas.

4.7 Incubadora Neonatal

Os recém-nascidos de parto prematuro têm uma grande dificuldade em regular a sua temperatura corporal, o que muitas vezes é acompanhado com complicações de saúde. Dentro deste período de vida precoce, as incubadoras neonatais (Figura 4.47) são equipamentos fundamentais com a responsabilidade de viabilizar a manutenção de um ambiente favorável aos recém-nascidos prematuros, possibilitando [82, 83, 84]:

- Um isolamento do recém-nascido em relação aos agentes contaminantes transportados pelo ar, através do fornecimento de ar micro-filtrado que é admitido na incubadora;
- A completa visualização e acesso ao recém-nascido através da cúpula transparente;
- Aquecimento do recém-nascido através de um ambiente de circulação de ar e distribuição uniforme do calor. Por norma, as incubadoras neonatais possibilitam o controlo da temperatura via duas formas:
  - Monitorização constante da temperatura do ar interno da incubadora neonatal;
  - Monitorização da temperatura cutânea do recém-nascido através de um sensor colocado na superfície da pele do mesmo.
- Oxigenação do ar ambiente;
- A humidificação do ambiente em que se encontra o recém-nascido, por meio de duas formas possíveis:
  - Sistema passivo de humidade relativa;
  - Sistema ativo microcontrolado integrado.
- Monitorização do peso do recém-nascido no ambiente interno da cúpula;
- Monitorização de parâmetros vitais, tais como o SpO_2 e a frequência cardíaca.



Figura 4.47: Incubadora *Isolette Infant* da *Hill-Rom*.

Uma incubadora neonatal é constituída assim por um aquecedor AC, um ventilador elétrico, um recipiente de água para adicionar humidade, um filtro mecânico através do qual o oxigénio flui, entre outros componentes. O ventilador elétrico permite que o ar aquecido circule através de uma entrada de ar na parte inferior do equipamento, influenciando os níveis de temperatura e humidade dentro da cúpula da incubadora, bem como o nível de oxigénio. O ar é renovado por um conjunto composto por um exaustor elétrico e uma entrada de ar. A temperatura e a humidade relativa são medidas por sensores posicionados na cúpula (Figura 4.48) [84].

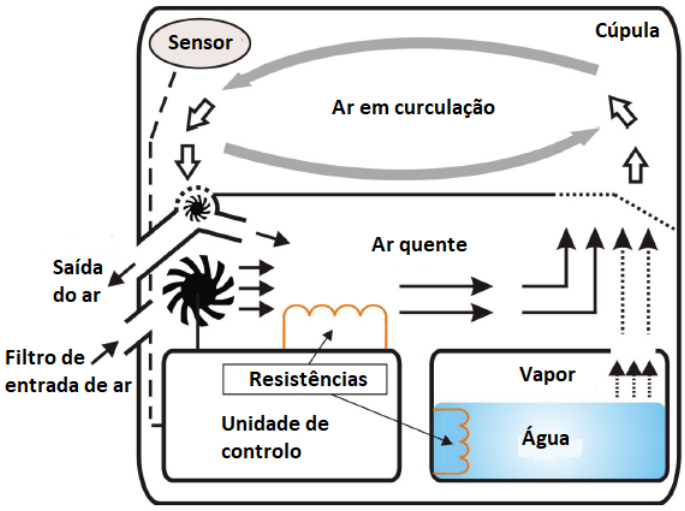


Figura 4.48: Visão geral do funcionamento de uma incubadora neonatal [84].

4.7.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de uma Incubadora Neonatal

Durante todo o estágio foram realizadas diversas intervenções de manutenção preventiva a várias incubadoras neonatais de diversas marcas, sendo realizadas semestralmente por um técnico qualificado, embora a periodicidade possa diferir de acordo com as especificações do fabricante do equipamento.

A manutenção preventiva inicia-se, numa primeira fase, pela inspeção visual, onde é desmontada a incubadora neonatal, no sentido de verificar a existência de alguma peça quebrada ou algo de fora do normal (Figura 4.49). Segue-se pela inspeção dos travões, acionamentos verticais (permite subir ou descer a incubadora neonatal) e laterais (permite inclinar a incubadora neonatal).



(a) Desmontagem da cúpula e janelas da incubadora neonatal.



(b) Desmontagem dos diferentes tabuleiros da incubadora neonatal.

Figura 4.49: Desmontagem de componentes da incubadora neonatal.

A próxima etapa consiste na introdução de um equipamento de teste, *IncuTest*, no interior da incubadora neonatal (Figura 4.50), responsável pela realização de medições, em vários pontos, da temperatura e humidade relativa segundo a norma IEC 60601-2-19. De seguida, o *software vPad-IN* do equipamento de teste realiza automaticamente as medições, durante cerca de uma hora. A temperatura medida não pode exceder a temperatura programada por $\pm$ 0.8^{o}C e a humidade relativa por $\pm$ de 10%. Por fim, a última etapa da intervenção de manutenção preventiva corresponde à realização do teste de segurança elétrica.

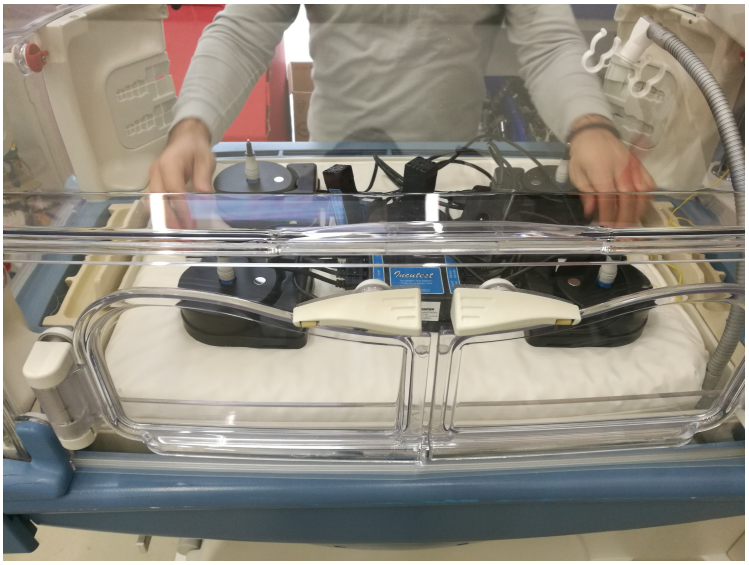


Figura 4.50: Introdução do equipamento de teste na incubadora neonatal.

Existe ainda um teste adicional (opcional) que é possível realizar e que consiste na medição do ruído produzido pelo ventilador elétrico (Figura 4.51), existindo a recomendação de não exceder os 50-60 decibéis (dB).



Figura 4.51: Medição do ruído dentro da incubadora neonatal.

4.8 Cardiotocógrafo

O acompanhamento e avaliação pré-natal tem como objetivo assegurar o bem-estar materno e fetal. Ao observar as relações ente a gestante e o feto, o obstetra tem a oportunidade de recomendar terapêuticas e fornecer orientações. A cardiotocografia é um dos exames mais utilizados na avaliação do bem-estar fetal, principalmente no seguimento das gestações de alto risco, devido a ser de fácil execução e de interpretação imediata. Este exame baseia-se nos padrões da Frequência Cardíaca Fetal (FCF), sendo efetuado por um equipamento designado de cardiotocógrafo (Figura 4.52), que regista em traçados próprios a FCF, através da sonda Doppler (Figura 4.53), as contrações uterinas, através da sonda Tocotonômetro (Figura 4.54) e movimentações fetais, através de um marcador de eventos [85, 86, 87].

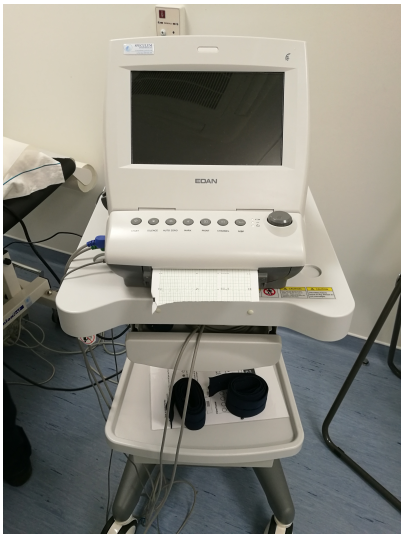
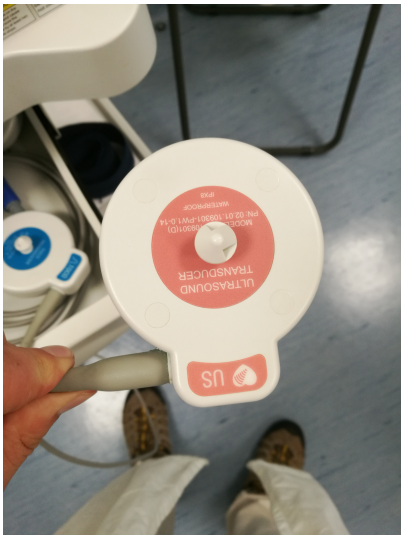


Figura 4.52: Cardiotocógrafo *F6* da *Edan*.



(a) Sonda Doppler ou US de um cardiotocógrafo, parte superior.



(b) Sonda Doppler ou US de um cardiotocógrafo, parte inferior (que contacta com o corpo).

Figura 4.53: Sonda Doppler ou US de um cardiotocógrafo.



(a) Sonda Tocotonômetro ou sonda Toco, parte superior.



(b) Sonda Tocotonômetro ou sonda Toco, parte inferior (que contacta com o corpo).

Figura 4.54: Sonda Tocotonômetro ou sonda Toco de um cardiotocógrafo.

4.8.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de um Cardiotocógrafo

Durante todo o estágio foram realizadas algumas intervenções de manutenção preventivas a vários cardiotocógrafos de diversas marcas, sendo realizadas anualmente por um técnico qualificado, embora a periodicidade possa diferir de acordo com as especificações do fabricante do equipamento.

A intervenção de manutenção preventiva de um cardiotocógrafo consiste inicialmente na realização do teste de segurança elétrica, sendo um equipamento de Classe I, seguido

da inspeção visual do equipamento e sondas. A etapa seguinte consiste na verificação do funcionamento do equipamento e sondas, através de um equipamento de teste apropriado, *V1000 Foetal Heart Simulator*. Relativamente à sonda Doppler, é simulado no equipamento de teste sinais ECG com batimentos cardíacos de 90 bpm, 120 bpm e 210 bpm, sendo que os valores medidos pelo equipamento não devem exceder dos valores programados por ± 5%. No sentido de aumentar a condutividade do sinal, é aplicado um gel (composição maioritariamente de água) na sonda e no equipamento de teste, pelo que no final da verificação, é necessário proceder à limpeza tanto da sonda como do equipamento de teste. Quanto à sonda Toco, a sua verificação de funcionamento consiste na simulação de contrações pressionando o centro da sonda (Figura 4.54-b).

4.9 Centrífuga

A centrifugação é uma técnica, desempenhada por um equipamento designado por centrífuga (Figura 4.55), que consiste na separação de partículas (por exemplo, de soro ou plasma dos glóbulos vermelhos) com base nas suas propriedades de sedimentação. As propriedades de sedimentação das partículas dependem de diversos fatores, tais como o tamanho, a densidade e a forma [88, 89].



Figura 4.55: Interior de uma centrífuga.

A separação das partículas é atingida graças à rotação do tubo de ensaio, contendo a amostra, em torno de um eixo de rotação, para obter a atuação da força centrífuga relativa (*Relative Centrifugal Field*, RCF) nas partículas. A RCF gerada depende da velocidade do rotor, medida em Rotações Por Minuto (rpm) e o raio de rotação (r), em centímetros, e é expressa pela fórmula (4.3) [88, 89]:

$$RCF = 11,18 \times r \times \left(\frac{rpm}{1000}\right)^2 \tag{4.3}$$

Como regra geral, quanto maior a força centrífuga, menor o tempo de separação. Existem três tipos de centrífugas de acordo com as velocidades máximas utilizadas [88, 89]:

- *Low-speed*, ou seja, de baixa velocidade, atingindo uma velocidade máxima de 10.000 rpm;
- *High-speed*, atingindo uma velocidade máxima de 21.000 rpm;
- *Ultra-speed*, excedendo uma velocidade de 30.000 rpm.

4.9.1 Manutenção Preventiva de uma Centrífuga

Durante todo o estágio foram realizadas algumas intervenções de manutenção preventiva a várias centrífugas de diversas marcas, sendo realizadas anualmente por um técnico qualificado, embora a periodicidade possa diferir de acordo com as especificações do fabricante do equipamento.

A intervenção de manutenção preventiva de um centrífuga consiste inicialmente numa inspeção visual do equipamento, como a verificação dos controlos no painel de controlo, a porta (se abre e fecha corretamente), bem como a verificação do interior da centrífuga, no sentido de certificar se está tudo bem apertado (parafusos) devido às forças centrífugas serem elevadas. A próxima fase consiste na medição das velocidades de rotação e comparação com as velocidades programadas, através de um equipamento de teste apropriado, *Traceable*, sendo admissível uma margem máxima de ± 10%. São programadas três velocidades que correspondem à velocidade máxima, média e mínima da respetiva centrífuga.

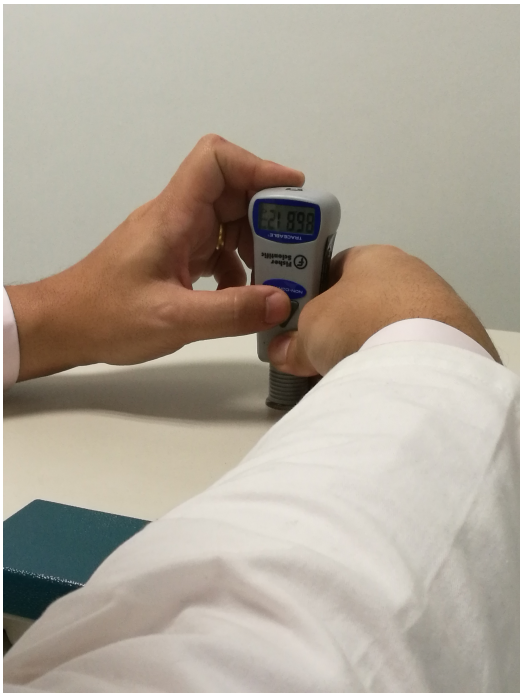


Figura 4.56: Medição da velocidade de rotação de uma centrífuga.

4.10 Fonte de Alimentação Ininterrupta

Assegurar a continuidade do fornecimento de energia, independentemente de flutuações ou interrupções de tensão, é um requisito essencial para aplicações críticas, tais como os blocos operatórios hospitalares. Uma fonte de alimentação ininterrupta (Figura 4.57), em inglês *Uninterruptible Power Supply* ou *Uninterruptible Power Source* (UPS), consiste assim num equipamento caraterizado como uma fonte de energia limpa e estável, livre de distorção de tensão, variações de frequência, ruído elétrico, harmónicos, picos, quedas e sobretensões [90]. Desta forma, todos os equipamentos/serviços que estão ligados a uma UPS estão garantidos do fornecimento de alimentação por um período de tempo, bem como da sua proteção.



Figura 4.57: UPS's *MetaSystem* da *Legrand*.

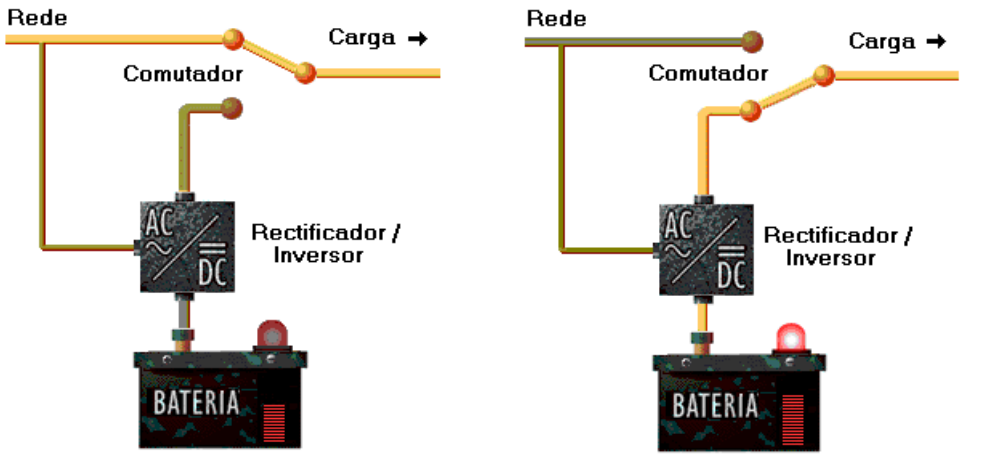
Por norma, uma UPS é constituída por [91]:

- Bateria(s) que armazena(m) corrente, com determinada capacidade, medida em ampere-hora (Ah). A capacidade da(s) bateria(s) e número da(s) mesma(s) determina(m) o período de tempo de alimentação dos equipamentos por parte da UPS;
- Carregador de bateria(s), o que é composto por um retificador e um controlador;
- Inversor que converte a corrente DC proveniente da(s) bateria(s) em AC, fornecida posteriormente às cargas;
- Comutador ou *bypass*, que permite que a alimentação das cargas seja efetuada através da(s) bateria(s) ou através da rede elétrica.

Existem três tipos de UPS consoante o tipo de tecnologia que utilizam para a proteção dos equipamentos e a forma utilizada para comutação a uma fonte de energia externa (bateria(s)) [91]:

- *Standby/Offline* – quando ocorre uma falha na rede elétrica, uma queda de energia ou sobretensão, o comutador redireciona a saída de energia para a(s) bateria(s), garantindo o fornecimento de energia aos equipamentos/serviços associados (Figura 4.58);

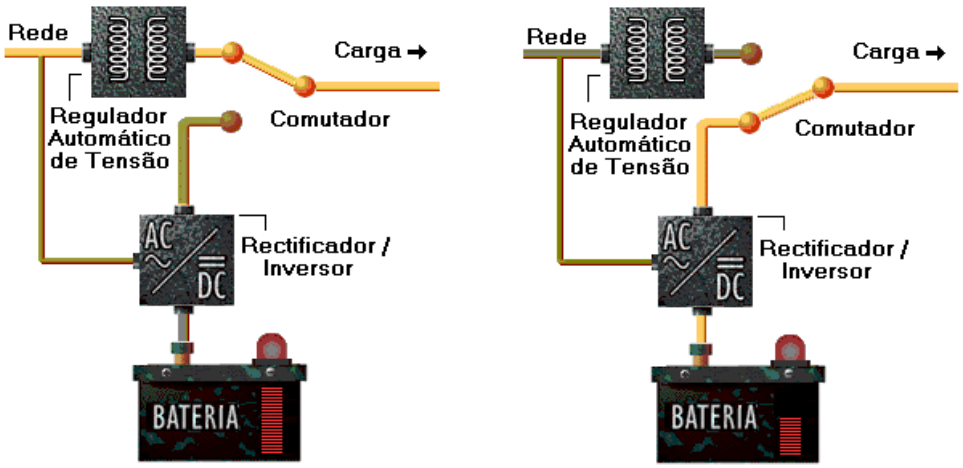
- *Line-interactive* – muito semelhante ao sistema *standby/offline*, no entanto, apresentam um transformador ou regulador automático de tensão que, automaticamente, ajusta e regula a tensão dentro de um intervalo de tensões (Figura 4.59);
- *Online* ou dupla conversão – ao contrário de uma UPS do tipo *Standby/Offline*, o inversor está sempre acoplado (Figura 4.60). Em caso de problema na rede elétrica, a corrente DC da(s) bateria(s) é convertida em corrente AC para alimentar a carga.



(a) Funcionamento da UPS na presença de rede elétrica.

(b) Funcionamento da UPS na ausência de rede elétrica.

Figura 4.58: Funcionamento de uma UPS tipo *Standby/Off-line*[28].



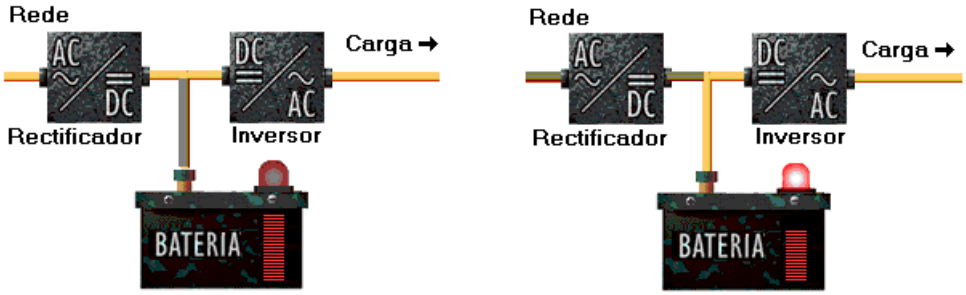
(a) Funcionamento da UPS na presença de rede elétrica.

(b) Funcionamento da UPS na ausência de rede elétrica.

Figura 4.59: Funcionamento de uma UPS tipo *Line-interactive*.[29]

[28]Imagem retirada de: `http://www.tecnicontrol.pt/pt/wiki/item.html?id=60-tipologias-de-ups`. Consultado a setembro de 2018 .

[29]Imagem retirada de: `http://www.tecnicontrol.pt/pt/wiki/item.html?id=60-tipologias-de-ups`. Consultado a setembro de 2018.



(a) Funcionamento da UPS na presença de rede elétrica.

(b) Funcionamento da UPS na ausência de rede elétrica.

Figura 4.60: Funcionamento de uma UPS tipo *Online* ou dupla conversão[30].

4.10.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de uma UPS

Durante todo o estágio foram realizadas algumas intervenções de manutenção preventiva a várias UPS, sendo realizadas anualmente por um técnico qualificado, embora a periodicidade possa diferir de acordo com as especificações do fabricante do equipamento.

A intervenção de manutenção preventiva de uma UPS consiste inicialmente numa verificação visual do equipamento e do estado de aquecimento do mesmo e respetivos cabos (é aconselhável a instalação da UPS num espaço protegido, separado de tudo e, o mais importante, ventilado). De seguida, é analisado o histórico de eventos do equipamento, no sentido de verificar se houve ocorrências de erros, e o estado da(s) sua(s) bateria(s), através de um teste interno ao equipamento. Por fim, o último teste realizado consiste em desligar o fornecimento da energia da rede elétrica aos respetivos equipamentos/serviços hospitalares associados à UPS e verificar se esta inicia o fornecimento da energia, proveniente da(s) bateria(s), aos respetivos equipamentos/serviços hospitalares (Figura 4.61). É igualmente verificado a autonomia da(s) bateria(s).



Figura 4.61: Fornecimento da energia da rede elétrica, por parte da UPS, aos respetivos equipamentos/serviços hospitalares.

[30]Imagem retirada de: `http://www.tecnicontrol.pt/pt/wiki/item.html?id=60-tipologias-de-ups`. Consultado a setembro de 2018.

4.11 Termómetro Digital Auricular de IV

Um termómetro é um instrumento de medição da grandeza temperatura de um determinado corpo (em contexto clínico, da temperatura corporal) ou objeto [56, 92]. Atualmente, existem várias tipologias de termómetros clínicos, classificados de acordo com o seu princípio e método de medição, sendo os termómetros digitais auriculares de IV (Figura 4.62), também designados por termómetros timpânicos, os mais utilizados. A correta medição da temperatura corporal assume relevância na prática diária dos cuidados de saúde, sendo um parâmetro regularmente analisado no diagnóstico e monitorização do estado de saúde de um indivíduo.



Figura 4.62: Termómetro digital auricular de IV *Genius 2* da *Convidien*[31].

O modo de operação consiste na medição, de forma não invasiva, da radiação térmica da membrana timpânica (Figura 4.63). Posteriormente, uma lente concentra a radiação IV num detetor que, por sua vez, a converte num sinal elétrico. Este tipo de termómetro apresenta resultados mais rigorosos, graças à proximidade entre a membrana timpânica e o hipotálamo que partilham a mesma fonte de sangue proveniente da artéria carótida interna e externa [56, 92].

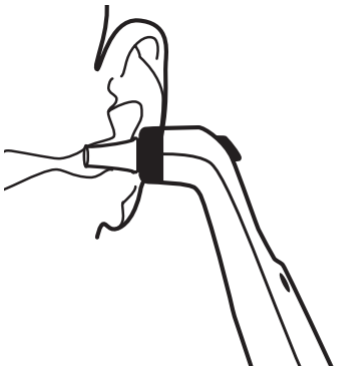


Figura 4.63: Colocação da sonda do termómetro digital auricular de IV na membrana timpânica [93].

[31] Imagem retirada de: `http://peoplespharmacy.co.za/product/genius-tympanic-thermometer/`. Consultado a setembro de 2018.

4.11.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de um Termómetro Digital Auricular de IV

Durante todo o estágio foram realizadas algumas intervenções de manutenção preventivas a vários termómetros digitais auriculares de IV, sendo realizadas anualmente por um técnico qualificado, embora a periodicidade possa diferir de acordo com as especificações do fabricante do equipamento.

A intervenção de manutenção preventiva deste tipo de termómetro consiste inicialmente numa verificação visual e geral do equipamento. É aferido o estado do sensor e feita a limpeza da sonda do mesmo, seguida da verificação do estado de carga das pilhas. A próxima etapa consiste na realização da calibração do equipamento. Para tal, é necessário a remoção das respetivas pilhas, sendo o equipamento, posteriormente, alimentado pelo equipamento de teste apropriado - *Genius 2*. Após a ligação do equipamento de teste, é necessário seguir os passos indicados no *display* do mesmo, e realizar a medição das temperatura mínimas e máximas programadas pelo equipamento de teste (Figura 4.64). Caso este último detete que os valores medidos pelo equipamento divergem dos valores programados para além das margens máximas admitidas, é indicada a necessidade de uma calibração do equipamento. A calibração consiste na medição sequencial das temperatura mínimas e máximas programadas pelo equipamento de teste, três vezes seguidas.

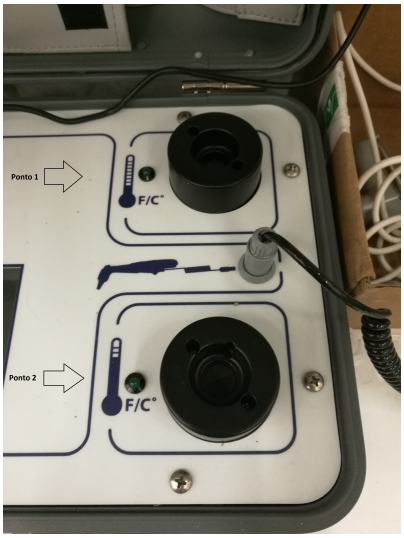


Figura 4.64: Local de medição da temperaturas mínimas (ponto 1) e máximas (ponto 2).

4.12 Esfigmomanómetro Digital

Como referido anteriormente (Secção 4.1.3), existem diferentes métodos de medição da PANI:

- Método Auscultatório;
- Método Oscilométrico;
- Método Automático;
- Método Ultrassónico.

Os esfigmomanómetros consistem em equipamentos de medição da PANI, sendo essencialmente divididos em dois tipos [55, 94]:

- **Manuais** – os esfigmomanómetros manuais são instrumentos que medem a PANI através do método auscultatório, baseando-se na auscultação dos sons da artéria do indivíduo. Existem diversos tipos de esfigmomanómetros manuais, sendo o principal designado por esfigmomanómetro aneroide (Figura 4.65). O processo de medição inicia-se com a colocação da braçadeira no indivíduo e insuflação até uma pressão que obstrui a corrente sanguínea na artéria (pressão superior à PA sistólica). Após esta etapa, inicia-se o processo de desinsuflação da braçadeira. No momento em que se atinge o valor da PA sistólica, é possível auscultar, com o auxílio do estetoscópio, o primeiro som de Korotkoff, provocado pela passagem do sangue em fluxo turbulento. Com o decorrer do esvaziamento, é possível continuar a ouvir-se sons que alteram gradualmente de intensidade até ser atingida a mesma pressão na braçadeira e na artéria. Este ponto, a partir do qual se deixam de auscultar sons, deverá ser considerado como a PA diastólica. Este método apresenta limitações, entre as quais se destaca a influência da sensibilidade auditiva de quem realiza a medição;



Figura 4.65: Esfigmomanómetro manual aneroide[32].

- **Automáticos** – os esfigmomanómetros automáticos medem a PANI utilizando os métodos oscilométrico e auscultatório (Secção 4.1.3). Os mais populares são designados por esfigmomanómetros digitais (Figura 4.66), que consistem em equipamentos dotados de um monitor eletrónico, e é mais indicados para o uso doméstico.



Figura 4.66: Esfigmomanómetro digital *M3* da *Omron*[33].

[32]Imagem retirada de: `https://www.pinterest.pt/pin/147774431502147506/`. Consultado a setembro de 2018.

[33]Imagem retirada de: `https://www.medicalshop.pt/esfigmomanometro-digital-automatico-de-/braco-omron-m3-dm0101002/p`. Consultado a setembro de 2018.

4.12.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de um Esfigmomanómetro Digital

Durante todo o estágio foram realizadas intervenções de manutenção preventivas a vários esfigmomanómetro digitais de diversas marcas, sendo realizadas anualmente por um técnico qualificado, embora a periodicidade possa diferir de acordo com as especificações do fabricante do equipamento.

A intervenção de manutenção preventiva de um esfigmomanómetro digital consiste na realização das mesmas etapas da avaliação dos parâmetros da PANI durante uma intervenção de manutenção preventiva a um MSV (Secção 4.1.8).

4.13 Microscópio Ótico

O microscópio é um instrumento utilizado para ampliar e observar estruturas pequenas dificilmente visíveis ou invisíveis a olho nú. Existem dois tipos de microscópios, sendo que na área clínica os microscópios utilizados são os microscópios óticos (Figura 4.67). A característica que define os microscópios óticos reside na utilização de luz visível e um sistema de lentes de vidro para obter a ampliação de uma imagem. Os microscópios óticos são geralmente constituídos por uma componente mecânica de suporte e de controlo da componente ótica que amplia as imagens [95].

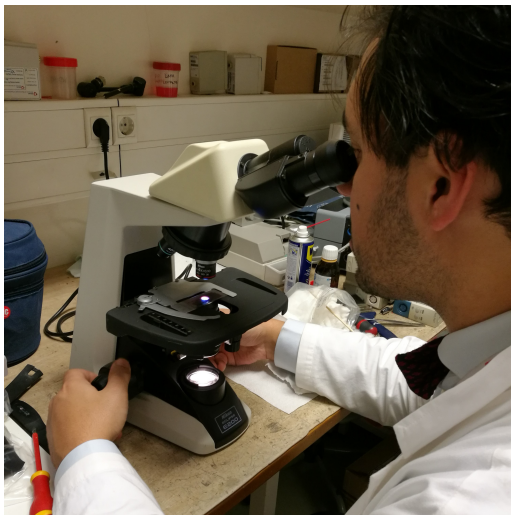


Figura 4.67: Microscópio ótico comum usado em laboratórios.

Os componentes mecânicos de um microscópio ótico são [95]:

- Pé ou base – é o apoio do microscópio;
- Braço – fixo à base, serve de suporte às lentes e à platina;

- Platina – base de suporte e fixação da preparação, tem uma abertura central (sobre a qual é colocada a preparação) que deixa passar a luz. As pinças ajudam à fixação da preparação;
- Revólver – suporte das lentes objetivas, permite trocar a lente objetiva rodando sobre um eixo;
- Tubo ou canhão – suporta a ocular na extremidade superior;
- Parafuso macrométrico e micrométrico – permite movimentos verticais da grande e pequena amplitude da platina para focagem precisa da imagem, respetivamente.

Os componentes óticos de um microscópio ótico são [95]:

- Condensador – sistema de duas lentes (ou mais) convergentes que orientam e distribuem a luz emitida de forma igual pelo campo de visão do microscópio;
- Diafragma – regula a quantidade de luz que atinge o campo de visão do microscópio, através de uma abertura que abre ou fecha em diâmetro (semelhante às máquinas fotográficas);
- Fonte luminosa – atualmente utiliza-se luz artificial emitida por uma lâmpada incluída no próprio microscópio com um interruptor e algumas vezes com um reóstato que permite regular a intensidade da luz;
- Lente objetiva ou objetiva – conjunto de lentes convergentes fixas no revolver, que apresenta pequena distância focal e que fornece uma imagem real e aumentada do objeto que é observado;
- Lente ocular ou ocular – cilindro com duas ou mais lentes convergentes que permitem ampliar (podem ser de diferentes ampliações) a imagem real fornecida pela objetiva, formando uma imagem virtual mais próxima dos olhos do observador.

Existem, no entanto, diferentes configurações de microscópios (sem alguns componentes mecânicos, como por exemplo a platina), que diferem consoante a aplicação dada ao microscópio, como por exemplo os microscópios de consulta (Figura 4.68-a), utilizados durante as consultas de oftalmologia, ou microscópios de bloco ou cirúrgico (Figura 4.68-b), que como o nome indica, são utilizados nos blocos operatórios durante as cirurgias.



(a) Microscópio ótico de consulta.



(b) Microscópio ótico de bloco ou cirúrgico.

Figura 4.68: Diferentes tipo de microscópios óticos.

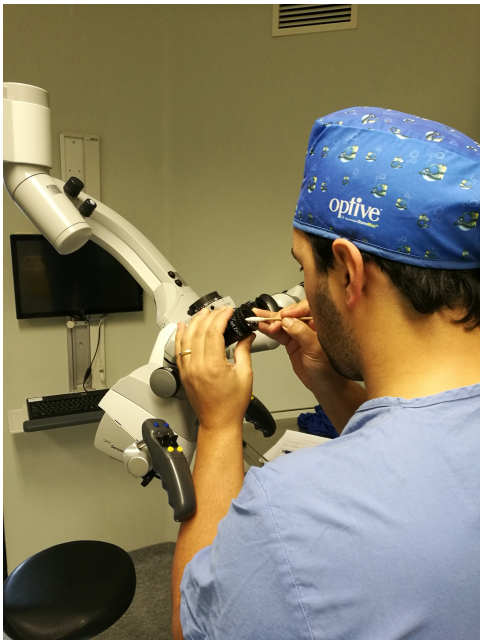
4.13.1 Intervenção de Manutenção Preventiva de um Microscópio Ótico

Durante todo o estágio foram realizadas intervenções de manutenção preventivas a vários microscópios óticos de diversas configurações. Nos microscópios óticos comuns usados em laboratórios, a intervenção de manutenção preventiva é realizada anualmente por um técnico qualificado, enquanto que microscópios óticos de consulta e de bloco ou cirúrgico, é realizada semestralmente, embora a periodicidade possa diferir de acordo com as especificações do fabricante dos diferentes microscópios mencionados.

A intervenção de manutenção preventiva dos microscópios óticos consiste inicialmente numa verificação visual do equipamento, como a tomada de alimentação/cabo de alimentação, fonte luminosa, movimentos mecânicos, controlos, entre outros. De seguida, as próximas etapas da intervenção de manutenção preventiva consistem essencialmente nas limpezas do equipamento, mais especificamente, das lentes oculares, lentes objetivas e fontes luminosas (Figura 4.69). A limpeza desses componentes deve ser realizada com auxílio de algodão enrolado em torna de um pau madeira, molhado numa solução de éter e em movimentos circulatórios.



(a) Limpeza da fonte luminosa de um microscópio ótico.



(b) Limpeza das lentes oculares de um microscópio ótico.

Figura 4.69: Limpezas de diversos componentes dos microscópios óticos.

Relativamente aos microscópios de bloco ou cirúrgicos, além da limpeza técnica, é necessário verificar o registo do número de horas de funcionamento do microscópio com a atual lâmpada (fonte luminosa), sendo que por norma, os microscópios de bloco ou cirúrgicos são constituídos por duas lâmpadas: uma principal, em utilização, e outra de substituição (Figura 4.70). O número de horas de funcionamento não deve exceder as 200 horas, embora este valor possa diferir consoante o microscópio e a marca do mesmo.

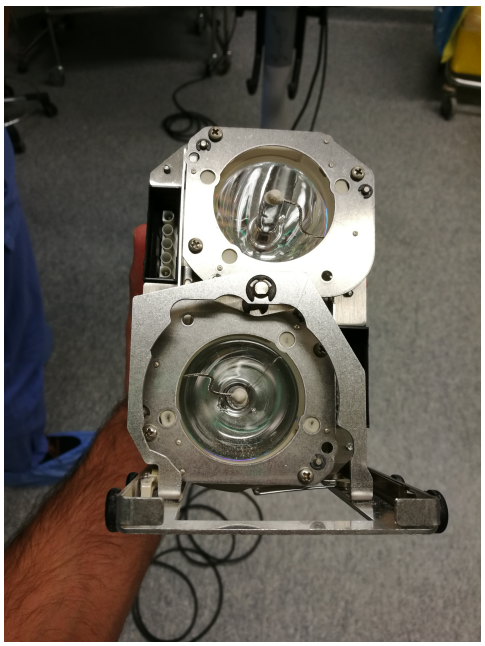


Figura 4.70: Lâmpada principal e lâmpada de substituição de um microscópio cirúrgico.

4.14 Equipamentos da Medicina Física e de Reabilitação

Nesta secção são abordados e descritos, de forma sumária, alguns equipamentos do serviço da Medicina Física e de Reabilitação (MFR) intervencionados ao longo do estágio. A MFR é a especialidade médica responsável pelo diagnóstico, prevenção, tratamento, reabilitação e integração do indivíduo afetado funcionalmente por doença, traumatismo ou deficiência, em todas as idades e em condições agudas e crónicas [96].

4.14.1 Equipamento de Ultrassom

Os US são vibrações mecânicas da matéria semelhantes ao som, produzidos a partir de uma corrente elétrica de frequência superior a 20 kHz [97]. Os efeitos biológicos da ultrassonoterapia (ação do US) dependem de muitos fatores físicos e biológicos, tais como da intensidade e frequência do feixo de US, do tempo de exposição, da zona de aplicação, entre outros [98]. A intensidade corresponde à quantidade de energia por unidade de tempo dividida pela superfície do feixe, expressa em W/cm^2, que, habitualmente, varia entre 0,5 a 2,5 W/cm^2. Existem, essencialmente, dois tipos de efeitos na aplicação de US que consistem em efeitos térmicos (provocam o aumento da temperatura e consequente extensibilidade de estruturas tipo tendões, ligamentos, entre outros) e não-térmicos (provocam a cavitação que engloba a formação, crescimento, colapso e efeitos físicos, químicos e biológicos associados às bolhas gasosas) [97]. Generalizando, os benefícios residem no alívio da dor e no controlo do processo inflamatório [99]. A utilização de um equipamento de US (Figura 4.71) consiste na aplicação direta de US através de uma sonda, após aplicação de um gel na região que vai ser intervencionada.



Figura 4.71: Equipamento de US *Soleo Sono* da *Zimmer*[34].

4.14.2 Equipamento de Microondas

As microondas são uma forma de radiação eletromagnética com uma larga gama de frequências, entre 300 MHz e 300 GHz. Na utilização de micro-ondas para efeitos e fins terapêuticos, com auxílio de equipamentos de microondas (Figura 4.72), a designação

[34]Imagem retirada de: `https://vitalitydepot.ca/zimmer-soleo-sono-ultrasound-unit-next-gen/`. Consultado a outubro de 2018.

apropriada é de diatermia por micro-ondas [100]. Consiste na conversão de energia elétrica em energia térmica diretamente nos tecidos moles, promovendo o aumento do fluxo sanguíneo, facilitação da mobilização, cicatrização tecidual e alívio da dor [100, 101].



Figura 4.72: Equipamento de microondas *Micro 5* da *Zimmer*[35].

4.14.3 Tina/Banho de Parafina

O tina/banho de parafina (Figura 4.73) é um equipamento indicado para situações de dores nas articulações, incitando o fluxo sanguíneo, hidratação e elasticidade da pele bem como o relaxamento. Utiliza uma cera de parafina como componente terapêutico, sendo derretida e mantida entre temperaturas de 42ºC e 52ºC, sem queimar a pele do indivíduo, e indicada, geralmente, em extremidades, tais como mãos e pés [102, 103].



Figura 4.73: Tina/Banho de parafina *Chemopan* da *Vanko*.

[35]Imagem retirada de: `http://www.medicalexpo.com/pt/prod/zimmer-medizinsysteme/product-70625-434367.html`. Consultado a outubro de 2018.

4.14.4 Tina/Tanque

A tina/tanque é um equipamento que resulta na combinação de calor (37ºC a 40ºC) e hidromassagem, com o objetivo de aumentar a temperatura cutânea superficial, diminuir os espasmos e dor e facilitar atividades que incluam exercícios de amplitude de movimento [99]. Existem diferentes tipos de tinas, como as de imersão parcial (Figura 4.74), destinadas ao tratamento das extremidades corporais, e as de imersão completa [104].



Figura 4.74: Tina ou tanque *Hydrocab 24* da *Medical Iberica*.

4.14.5 Estimulação Nervosa Elétrica Transcutânea

Um equipamento de estimulação nervosa elétrica transcutânea (Figura 4.75), do inglês *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation* (TENS), consiste na estimulação elétrica por meio da aplicação de diversos impulsos elétricos, de diferentes intensidades, duração dos impulsos e frequências entre 1–200 Hz, nos nervos periféricos da pele através de elétrodos [105, 106]. Os objetivos terapêuticos residem no controlo da dor, restauração da função normal dos músculos e em facilitar as atividades diárias aumentando a amplitude dos movimentos [99, 105].



Figura 4.75: Equipamento TENS *Ultra 9000* da *Everyway Medical Instruments Co*[36].

[36]Imagem retirada de: `http://www.kosim.ca/products/tens_ems.html`. Consultado a outubro de 2018.

4.14.6 Máquina de Pressoterapia

A máquina de pressoterapia (Figura 4.76) é um equipamento que melhora o sistema circulatório e linfático, reforça o sistema imunitário, tonifica os músculos e as articulações, ajuda na resolução de problemas venosos, entre muitas outras funções (estéticas e terapêuticas) [107]. O funcionamento é não invasivo, seguro, completo e consiste na colocação de botas e mangas pneumáticas nos membros desejados (braços e/ou pernas) que, numa sequência e intensidade exatas, são insufladas, pressionando o local de tratamento. A pressão exercida ativa o sistema circulatório e linfático, estimulando a corrente sanguínea e oxigenação do corpo [108, 109].



Figura 4.76: Máquina de pressoterapia *300 Gradient* da *Lympho-mat*.

4.14.7 Hidrocoletor

O hidrocoletor (Figura 4.77) é um equipamento auxiliar utilizado na MFR para o aquecimento de compressas (bolsas de lona que contém sílica gel no interior) utilizadas na termoterapia. Consiste num recipiente de água aquecida na gama de temperatura de 71ºC a 74ºC, um termostato para regular e manter a temperatura e um dispositivo de segurança contra sobreaquecimento [110].



Figura 4.77: Hidrocoletor *M4* da *Chattanooga*.

4.14.8 Intervenção de Manutenção Preventiva de Equipamentos da MFR

Durante todo o estágio foram realizadas diversas intervenções de manutenção preventivas aos vários equipamentos da MFR mencionados, sendo realizadas com uma periodicidade anual, embora a periodicidade possa diferir de acordo com as especificações do fabricante dos diferentes equipamentos mencionados.

A intervenção de manutenção preventiva dos equipamentos da MFR consiste essencialmente na verificação do respetivo funcionamento, na inspeção visual, limpeza técnica e realização do teste de segurança elétrica (exceto para os TENS). Além das tarefas mencionadas, para os TENS é ainda necessário proceder às medições das frequências de três valores distintos, normalmente 20 Hz, 50 Hz e 100 Hz, com auxílio de um equipamento de teste apropriado - multímetro digital.

4.15 Equipamentos da Neonatologia e Bloco de Partos

Nesta secção são abordados e descritos, de forma sumária, alguns equipamentos do serviço da neonatologia e/ou bloco de partos intervencionados ao longo do estágio (além da incubadora neonatal e do cardiotocógrafo, mencionados na Secção 4.7 e 4.8, respetivamente). O serviço da neonatologia e bloco de partos correspondem aos locais onde são prestados cuidados de saúde (intensivos, intermédios ou especiais), obstétricos à mulher e recém-nascidos [111].

4.15.1 Equipamento de Fototerapia

A fototerapia consiste na utilização de fontes de luz artificial para fins terapêuticos, como o tratamento de doenças dermatológicas em recém-nascidos, tais como icterícia neonatal, psoríase, micose fungoide, entre outras [112]. Através de um equipamento de fototerapia (Figura 4.78), o recém-nascido é irradiado com uma luz ultravioleta (para os casos de doenças dermatológicas), proveniente de lâmpadas, por um período que pode ir de algumas horas até vários dia, dependendo do tratamento [112, 113]. A radiação de fototerapia, expressa em $\mu W/(cm^2 \times nm)$, é um fator chave na rapidez do tratamento, determinada pelo comprimento de onda da luz, a intensidade da luz, a distância entre a luz e o recém-nascido e a área da superfície do corpo exposta à luz [114].



Figura 4.78: Equipamento de fototerapia *Fluoro-Lite Phototherapy Unit* da *Air Shields*.

4.15.2 Humidificador

Um humidificador (Figura 4.79) é um equipamento responsável por aumentar a humidade nas vias nasais dos recém-nascidos. O funcionamento do equipamento consiste na introdução de uma campânula transparente preenchida de água destilada, em que a sua base em alumínio vai aquecer e evaporar, humidificando as traqueias do recém-nascido através de sondas nasais.



Figura 4.79: Humidificador *MR290* da *Fisher & Paykel*.

4.15.3 Fontes de Calor Radiante

Uma fonte de calor radiante (Figura 4.80) é um equipamento utilizado para manter a temperatura corporal de um recém-nascido. Consiste num equipamento que emite raios IV, geralmente com comprimento de onda a rondar os $3\mu m$, facilmente absorvida pela pele do recém-nascido e transformada em calor [115, 116].



Figura 4.80: Fonte de calor radiante *Ceratherm 600* da *Nufer Medical AG*.

4.15.4 Mesa de Reanimação Neonatal

Uma mesa de reanimação (Figura 4.81), também designado por ressuscitador, é um equipamento composto pela função de fonte de calor radiante e de todos os componentes necessários para casos de emergência clínica e de procedimentos de Unidade Cuidados Intensivos Neonatais (UCIN), podendo programar parâmetros tais como o valor da respiração por minuto, pressão positiva expiratória final, alívio de pressão das vias aéreas, entre outros [117, 118]. Geralmente, é um equipamento móvel que pode ser facilmente deslocado através do hospital [117].



Figura 4.81: Mesa de reanimação neonatal *Air-Shields Ressuscitaire* da *Dräger*.

4.15.5 Intervenção de Manutenção Preventiva de Equipamentos da Neonatologia e Bloco de Partos

Durante todo o estágio foram realizadas diversas intervenções de manutenção preventivas aos vários equipamentos da neonatologia e bloco de partos mencionados, sendo realizadas com uma periodicidade anual, embora a periodicidade possa diferir de acordo com as especificações do fabricante dos diferentes equipamentos mencionados.

A intervenção de manutenção preventiva dos equipamentos da neonatologia e bloco de partos consiste essencialmente na verificação dos seus funcionamentos, na inspeção visual, limpeza técnica e realização do teste de segurança elétrica. Além das tarefas mencionadas, para o equipamento de fototerapia é ainda necessário proceder às medições da radiação com auxílio de um equipamento de teste apropriado, *PR450*, à distância de segurança de utilização do equipamento, cerca de 40cm (Figura 4.82). O valor da radiação medida não deve exceder os $12W/m^2$ (unidade de medição do equipamento de teste). Para este tipo de equipamento, deve ser verificado igualmente as horas de funcionamento do equipamento com as respetivas lâmpadas que, de acordo com cada fabricante e tipo de lâmpadas que usam, não devem exceder um valor máximo de horas de funcionamento (para o caso anteriormente aqui descrito, o valor máximo correspondia a 500 horas).



Figura 4.82: Verificação da radiação de um equipamento de fototerapia.

Quanto à fonte de calor radiante, é ainda necessário proceder à medição da temperatura com auxílio de um equipamento de teste apropriado, *Kimo - Ami 300*, à distância de segurança de utilização (cerca de 80 cm), sendo que o valor medido não deve exceder os 37ºC (Figura 4.83). Este procedimento deve igualmente ser realizado para as mesas de reanimação neonatal (Figura 4.81).



Figura 4.83: Medição da temperatura numa fonte de calor radiante.

4.16 Equipamentos de Cardiologia

Nesta secção são abordados e descritos, de forma geral, dois equipamentos do serviço de cardiologia intervencionados ao longo do estágio. O serviço de cardiologia é a especialidade médica focada no diagnóstico e tratamento das doenças que atingem o coração e o sistema cardiovascular. Desempenha igualmente um papel importante na promoção da saúde e na prevenção de doenças cardiovasculares [119].

4.16.1 Holter

O holter (Figura 4.84) consiste num equipamento responsável pelo registo contínuo do ECG de um indivíduo (da mesma forma que um MSV), durante um certo período de tempo (tipicamente 24 horas)[37]. O sinal de ECG é armazenado num cartão de memória *flash*, lido posteriormente num computador para a análise dos dados recolhidos. É utilizado para detetar anomalias intermitentes e correlacionar os sintomas com eventuais alterações do ECG (como palpitações, tonturas ou perda da consciência). O equipamento é, geralmente, transportado à cintura numa bolsa apropriada, com alimentação portátil (bateria), devendo o indivíduo fazer a sua rotina normal e atividades diárias, à exceção de banho ou duche [120, 121].



Figura 4.84: Holter *Vista* da *Novacor*.

4.16.2 Monitorização Ambulatória da Pressão Arterial

A Monitorização Ambulatória da Pressão Arterial (MAPA) (Figura 4.85) consiste num equipamento responsável pela medição da PANI (da mesma forma que um MSV e um esfigmomanómetro), durante um certo período de tempo (em tipicamente 24 horas)[38]. A medição da PANI ocorre em intervalos de 15 a 20 minutos durante o dia e de 30 a 60 minutos durante a noite, podendo estes valores sofrerem alterações de acordo com os diferentes fabricantes de equipamento. No entanto, é recomendado que ocorram um mínimo de 16 medições durante o dia e 8 medidas durante a noite. Aquando das medições da PANI, o indivíduo deve manter o braço estendido ao longo do corpo, até que o mesmo seja totalmente desinsuflado. De forma análoga ao Holter, as medições são armazenadas

[37] O exame em si tem igualmente a designação de Holter [120].
[38] O exame em si tem igualmente a designação de MAPA [120].

num cartão de memória *flash*, lido posteriormente num computador para a análise dos dados recolhidos. Durante este exame, o indivíduo deve, igualmente, realizar a sua rotina normal e atividades diárias, à exceção de banho ou duche e evitar a prática de exercícios físicos, e preencher um relatório de rotina [122].

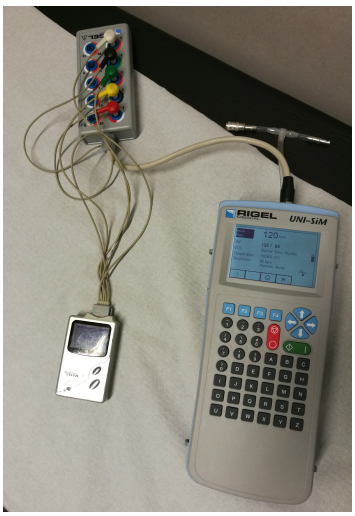


Figura 4.85: MAPA *Mobil-O-Graph* da *Industrielle Entwicklung Medizintechnik*.

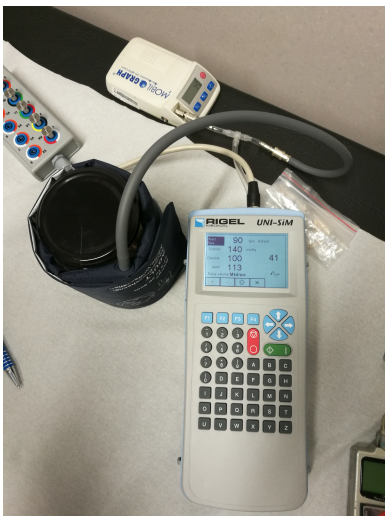
4.16.3 Intervenção de Manutenção Preventiva de Equipamentos de Cardiologia

Durante todo o estágio foram realizadas diversas intervenções de manutenção preventivas aos dois equipamentos de cardiologia mencionados, sendo realizadas com uma periodicidade anual, embora a periodicidade possa diferir de acordo com as especificações do fabricante dos equipamentos mencionados.

A intervenção de manutenção preventiva de um holter e MAPA é análoga à intervenção de manutenção preventiva relativa aos parâmetros de ECG e PANI de um MSV. Relativamente ao holter, cada simulação e medição de sinal ECG (com frequência cardíaca de 30 bmp, 60 bpm, 90 bpm, 120 bpm e 180 bpm) é realizada por um período de 1 a 2 minutos (Figura 4.86-a). Relativamente ao MAPA são simulados e medidos os mesmos valores de PANI aquando a avaliação deste parâmetro num MSV (Figura 4.86-b).



(a) Simulação e medição de sinais ECG no holter.



(b) Simulação e medição da PANI no MAPA.

Figura 4.86: Simulação e medição de parâmetros vitais no holter e MAPA.

4.17 Equipamentos Gerais de Bloco Operatório

Nesta secção são abordados e descritos, de forma geral, alguns equipamentos gerais de bloco operatório intervencionados ao longo do estágio. O serviço de bloco operatório é um serviço de grande diferenciação e de utilização transversal pelas diversas especialidades cirúrgicas. No bloco operatório podem realizar-se intervenções cirúrgicas programadas ou urgentes, bem como exames que requeiram um elevado nível de cuidados de assepsia e/ou anestesia [123].

4.17.1 Garrote Pneumático

Os garrotes pneumáticos (Figura 4.87) são equipamentos usualmente utilizados em cirurgias dos membros superiores e inferiores, com a finalidade da melhoria da visualização do campo cirúrgico, uma vez que reduzem a quantidade de sangue na região, o que por sua vez também diminui o tempo da cirurgia. Consiste num equipamento que aplica uma determinada pressão, através de uma braçadeira, para obstruir a circulação do sangue no respetivo membro [124].



Figura 4.87: Garrote pneumático *DTS-2000s* da *Doctor Life*.

4.17.2 *Trolley*

O *trolley* (Figura 4.88) consiste num equipamento auxiliar muitas vezes utilizado em blocos operatórios, com o objetivo de transportar diversos equipamentos para vários locais do mesmo serviço. Existem variadas tipologias de *trolleys*, tais como aberto ou fechado (com portas), variações de número de tabuleiros, entre outros. Cada equipamento disposto no *trolley* encontra-se ligado, pelo seu cabo de alimentação, ao sistema de tomadas múltiplas do *trolley*, sendo este posteriormente ligado a uma tomada exterior.



Figura 4.88: *Trolley* com portas.

4.17.3 Aspirador Cirúrgico

O aspirador cirúrgico (Figura 4.89) é um equipamento destinado à execução de drenagens ou à aspiração de secreções e substâncias líquidas corporais do organismo do paciente, podendo-se monitorizar a pressão de aspiração, permitindo a sucção adequada em cada aplicação [125]. Na mesma linha do aspirador cirúrgico, existem diversos equipamentos com funções idênticas, podendo ser especializados para uma única aplicação, tais como, aspirador de fumos, equipamento de lipoaspiração, entre outros.



Figura 4.89: Aspirador cirúrgico *New Askir 20* da *CA-MI*[39].

4.17.4 Intervenção de Manutenção Preventiva de Equipamentos Gerais de Bloco Operatório

Durante todo o estágio foram realizadas diversas intervenções de manutenção preventivas aos equipamentos gerais de bloco operatório mencionados, sendo realizadas com uma periodicidade anual, embora a periodicidade possa diferir de acordo com as especificações do fabricante dos equipamentos mencionados.

[39]Imagem retirada de: `https://www.quirumed.com/en/new-askir-20-surgical-aspirator-16l/-min-0-75-bar-continuous-use.html`. Consultado a outubro de 2018.

A intervenção de manutenção preventiva dos equipamentos gerais de bloco operatório consiste inicialmente numa inspeção visual e limpeza técnica, assim como a verificação do funcionamento dos equipamentos. A segunda etapa consiste na realização do teste de segurança elétrica.

4.18 Considerações Finais

Após cada intervenção de manutenção preventiva é imprescindível a colocação de uma etiqueta (Figura 4.90-a) que indica a realização do procedimento e que o equipamento se encontra utilizável. Na etiqueta estão presentes quatro dados:

- O logotipo da empresa que realizou a intervenção de manutenção preventiva do equipamento;
- A data de realização da intervenção de manutenção preventiva;
- A data da próxima intervenção de manutenção preventiva;
- A assinatura do técnico responsável pela intervenção de manutenção preventiva.

Geralmente, as etiquetas são colocadas na face anterior dos equipamentos de eletromedicina (Figura 4.90-b).



(a) Etiqueta da intervenção de manutenção preventiva.



(b) Colocação da etiqueta da intervenção de manutenção preventiva.

Figura 4.90: Etiqueta da intervenção de manutenção preventiva e sua colocação no equipamento.

Esta componente de intervenções de manutenção preventiva representou a grande maioria do trabalho observado e realizado pelo estagiário ao longo do estágio. O estagiário teve, assim, a oportunidade de contactar com uma grande variedade de equipamentos, desde os mais gerais aos mais específicos. Uma das características que o estagiário observou nesta área da manutenção de equipamentos de eletromedicina consistiu na necessidade de uma flexibilidade e adaptação na execução do trabalho. Sendo o meio hospitalar um ambiente muito complexo e em constante atividade é natural a ocorrência de imprevistos que impeçam a realização de procedimentos. Como exemplo concreto, durante o estágio ocorreram por diversas vezes, a necessidade de alterar a ordem de alguns trabalhos

devido a equipamentos e/ou serviços estarem a ser utilizados e/ou ocupados, devido a imprevistos clínicos, mesmo tendo contacto prévio com o hospital de modo a realizar o planeamento da ordem de trabalhos e a definição de datas para o efeito. Desta forma, nesta área, é importante a capacidade de adaptação e, igualmente, comunicação com os profissionais de saúde de forma a encontrar soluções para estas adversidades e para haver um *feedback* mais atempado das mesmas.

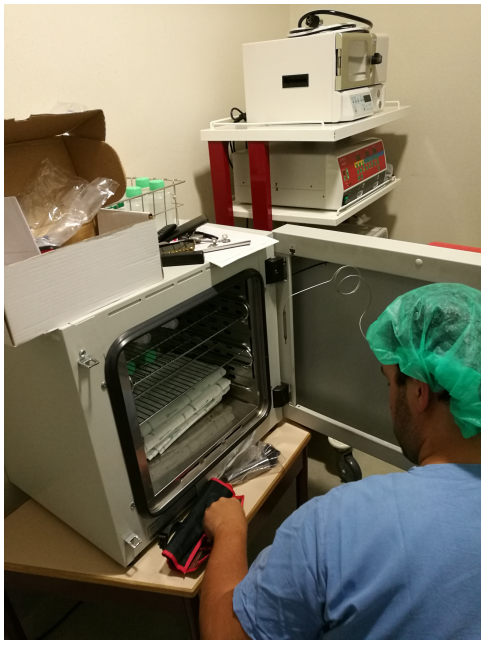
Um dos problemas mais decorrentes na área da manutenção de equipamentos de eletromedicina que o estagiário observou ao longo do estágio consistiu na existência de erros de atribuição dos números de inventários dos equipamentos nas listas e registos dos mesmos. Cada equipamento é composto pelo seu número de serie e número de inventário, com o objetivo de possibilitar a identificação do equipamento. O número de série é uma referência única composta por uma sequência de números e/ou letras que identifica o produto ou equipamento, atribuído no seu local de fabrico. O número de inventário segue a mesma lógica e definição do número de série, com a exceção de ser atribuído pelo hospital ou clínica que o detém, com o objetivo de o identificar dentro da própria instituição. No entanto, foi possível observar a ocorrência repetida de vários erros de atribuição de números de inventário, o que dificulta e que pode ser impeditiva de uma correta gestão da manutenção e execução dos trabalhos.

5 Intervenções de Manutenção Corretiva Realizadas

O estagiário teve a oportunidade de observar e participar em algumas intervenções de manutenção corretiva. Posteriormente, quando o estagiário já demonstrava conhecimentos técnicos interessantes e bem cimentadas, foi-lhe dado alguma autonomia na execução de intervenções de manutenção corretiva, sendo sob supervisão do profissional responsável. A maioria das intervenções de manutenção corretiva observadas e executadas decorreram ao longo dos primeiros três meses do estágio, na ULSM - Hospital Pedro Hispano. Tal deve-se ao facto da maioria dos CAT nesta unidade de saúde incluírem a assistência e a execução das intervenções de manutenção corretiva. Neste contexto, neste capítulo são descritos, de forma breve, as principais intervenções de manutenção corretiva observadas e/ou realizadas pelo estagiário (Secção 5.1), finalizando por algumas considerações finais (Secção 5.2).

5.1 Principais Intervenções de Manutenção Corretiva Realizadas

A primeira intervenção de manutenção corretiva observada pelo estagiário consistiu na substituição da maçaneta de uma estufa de esterilização localizada no bloco operatório. Uma estufa de esterilização consiste num equipamento utilizado para a completa eliminação ou destruição de todas as formas de micro-organismos em instrumentos e material por meio de calor seco. O procedimento revelou-se um procedimento bastante simples, onde foi necessário retirar o sistema da antiga maçaneta (que se encontrava partida) e instalar o sistema da nova (Figura 5.1).



(a) Remoção do sistema da antiga maçaneta.



(b) Instalação do sistema da nova maçaneta.

Figura 5.1: Intervenção de manutenção corretiva numa estufa: substituição da maçaneta.

O estagiário observou igualmente a intervenção de manutenção corretiva sobre um eletrocardiógrafo[1] onde a avaria residia no erro (falha) aquando a transmissão dos dados do equipamento para o computador. Após análise tanto do equipamento como do computador e cabo de conexão entre eles, o diagnóstico realizado detetou que o conetor no equipamento estava solto, consequência da solda ter quebrado. A resolução consistiu na soldagem do conetor ao equipamento (Figura 5.2).

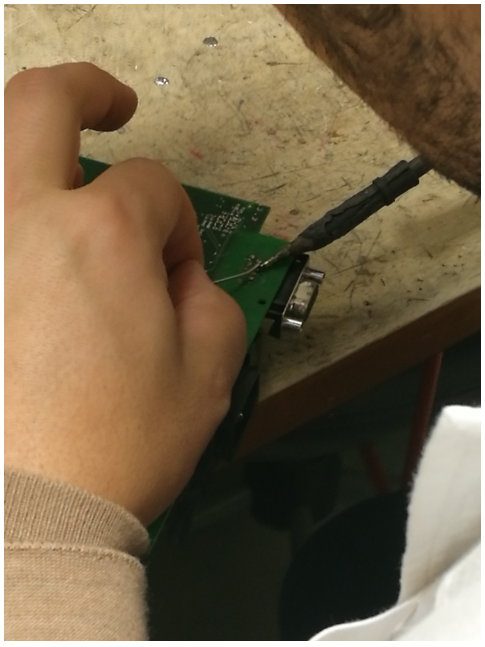


Figura 5.2: Soldagem do conetor no eletrocardiógrafo.

[1]Equipamento utilizado para a medição de ECG.

A primeira intervenção de manutenção corretiva efetuada com total autonomia pelo estagiário consistiu num caso recorrente de um MSV, tendo o estagiário já observado a sua execução anteriormente. O MSV apresentava o botão de ligar/encerrar danificado, pelo que era impossível (sem a intervenção de um técnico qualificado) ligar o equipamento, caso este se encontrasse desligado, ou desligar o equipamento através do botão, caso este estivesse ligado. Além deste facto, a bateria deste MSV encontrava-se praticamente inoperacional, pelo que obrigava o MSV a estar constantemente ligado à rede elétrica. Caso contrário, o MSV desligava-se, necessitando novamente da intervenção técnica. O problema já era assim conhecido pela ATM, que se encontrava à espera da receção de um teclado novo e uma nova bateria. A intervenção de manutenção corretiva consistiu em abrir o equipamento, desligar a fixa de conexão do teclado danificado e, com auxílio de um teclado auxiliar (o mesmo modelo), ligar o equipamento. Este teclado auxiliar também se encontrava danificado, pelo que não podia substituir definitivamente o teclado do MSV.

Foi igualmente realizada a intervenção de manutenção corretiva a um MSV onde a avaria centrava-se na medição da PANI. Após análise do equipamento e execução de vários testes, foi diagnosticada uma avaria do compressor da placa de aquisição de PANI (Figura 5.3), o qual se encontrava inoperacional. Deste modo, após a substituição do compressor por outro disponível no gabinete técnico e realização de novos testes (procedimento igual aquando a avaliação do parâmetro da PANI numa intervenção de manutenção preventiva), a avaria e intervenção de manutenção corretiva foram classificadas como resolvida e o MSV devolvido ao seu respetivo serviço.

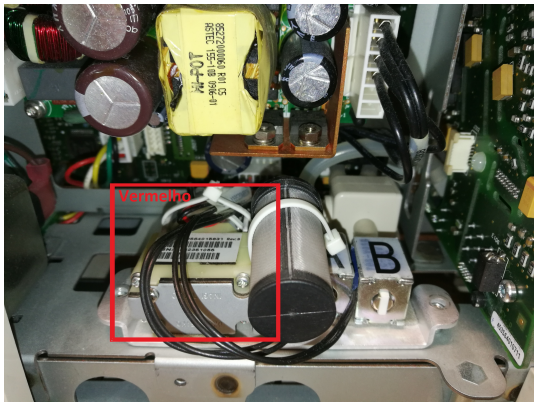


Figura 5.3: Compressor (retângulo vermelho) para a insuflação da braçadeira de medição da PANI num MSV.

Além do trabalho referido anteriormente realizado pelo estagiário, este último pôde assim igualmente testar os seus conhecimentos, tanto técnicos como profissionais, aquando da interação direta com profissionais de saúde nos diversos serviços médicos. Desta forma, durante um trabalho num equipamento de um determinado serviço, o estagiário foi confrontado com o pedido de ajuda por uma enfermeira sobre uma ocorrência de um MSV que não media o SpO_2. O estagiário procedeu assim à inspeção visual do equipamento, detetando que o cabo de SpO_2 não correspondia ao modelo do MSV, tendo danificado o próprio cabo (Figura 5.4) bem como poderia ter danificado igualmente o conetor do MSV. Após a ligação do correto cabo de SpO_2, o MSV continuava a não medir o res-

petivo parâmetro, pelo que as suspeitas de dano no conetor do MSV aumentaram. O MSV em causa não apresentava nenhum CAT como a ATM, mas sim com uma empresa concorrente, pelo que o estagiário, encaminhou o equipamento para um responsável da empresa, apresentando os factos e o seu diagnóstico inicial.



Figura 5.4: Intervenção de manutenção corretiva num MSV: cabo de SpO_2.

5.2 Considerações Finais

Além do trabalho descrito anteriormente, foi igualmente dada a oportunidade ao estagiário de observar e auxiliar na receção e montagem de um novo MSV proveniente do fabricante (Figura 5.5). Permitiu ao estagiário adquirir conhecimentos e técnicas de como proceder neste tipo de trabalho e a importância de ler e executar corretamente, pela respetiva ordem, todas as etapas mencionadas nos folhetos de instruções de montagem do equipamento.

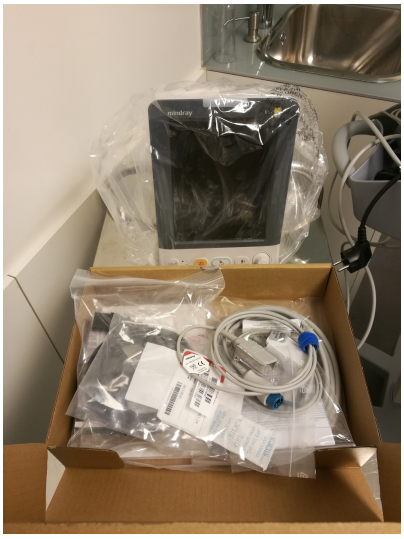


Figura 5.5: Montagem de um novo MSV.

Na opinião do estagiário, a vertente das intervenções de manutenção corretiva envolvem a necessita de grandes conhecimentos técnicos e científicos acerca dos equipamentos de eletromedicina. No entanto, embora as intervenções de manutenção corretiva realizadas tenham sido procedimentos relativamente simples, foi muito importante pois permitiu ao estagiário aumentar os seus conhecimentos e aprender alguns procedimentos essenciais ao longo de uma intervenção de manutenção corretiva, dos quais se destacam:

- Ser organizado e arrumado ao longo da intervenção, como por exemplo, na remoção de parafusos ou peças pequenas, agrupá-las numa caixa no sentido de não as perder;
- Tirar fotografias durante a intervenção para, caso necessário, auxiliar na montagem de peças depois de finalizada a intervenção.

6 Auditorias nos Blocos Operatórios e Recobro

O bloco operatório é um serviço de grande diferenciação e de utilização transversal pelas diversas especialidades cirúrgicas. No bloco operatório podem realizar-se intervenções cirúrgicas programadas ou urgentes, bem como exames que requeiram um elevado nível de cuidados de assepsia e/ou anestesia. O recobro ou unidade de cuidados pós-anestésicos é um espaço fundamental dentro de um bloco operatório, com a finalidade de vigiar o restabelecimento hemodinâmico do doente e evitar ou corrigir o aparecimento de complicações no período pós-operatório. Assim, tanto o bloco operatório como o recobro requerem grandes exigências técnicas, tanto a nível dos procedimentos e dos profissionais de saúde que os executam, como das instalações e dos equipamentos presentes e utilizados [123].

Neste sentido, além da componente das intervenções de manutenção preventiva e corretiva, a ATM executa igualmente o trabalho de auditorias a blocos operatórios e recobros, com o objetivo de classificar a limpeza das salas bem como a segurança de todos os intervenientes.

O estagiário teve a possibilidade de observar e auxiliar por diversas vezes a realização de várias auditorias: Poluição do Ar/Poluição de Gases Anestésicos (Secção 6.1), Segurança da Instalação Elétrica (Secção 6.2), Partículas e AVAC (Secção 6.3) e, por fim, Medição do CO_2 (Secção 6.4). Neste capítulo são ainda referidas algumas considerações finais (Secção 6.5).

6.1 Poluição do Ar/Poluição de Gases Anestésicos

A exposição ocupacional a concentrações residuais de anestésicos inalatórios (voláteis) em salas de operação, ou sala cirúrgica, tem sido associada a efeitos adversos à saúde dos seus ocupantes, como dor de cabeça, irritabilidade, alterações neuro-comportamentais, danos no material genético, influenciando também, negativamente, o conforto e a produtividade. Neste contexto, organizações e instituições de vários países desenvolvidos recomendam valores limite de exposição aos gases anestésicos para minimizar os riscos à saúde [126, 127]. Surge, assim, a necessidade de uma auditoria à poluição do ar, que consiste na verificação da existência de fugas de gás anestésico no interior das diversas salas cirúrgicas. Desta forma, esta auditoria é unicamente realizada em salas cirúrgicas constituídas por um ventilador de anestesia.

Para dar início ao procedimento, é necessário ligar o respetivo ventilador de anestesia, colocá-lo em modo automático e a insuflar com um fluxo de 8 l/min e percentagem de 50%, ou seja, a quantidade de oxigénio e protóxido de azoto (N_2O, também designado por óxido nitroso ou protóxido de nitrogénio) iguais, neste caso 4 l/min. De seguida, é regulada, igualmente, a quantidade de gás anestésico sevoflurano para 5% (Figura 6.1).



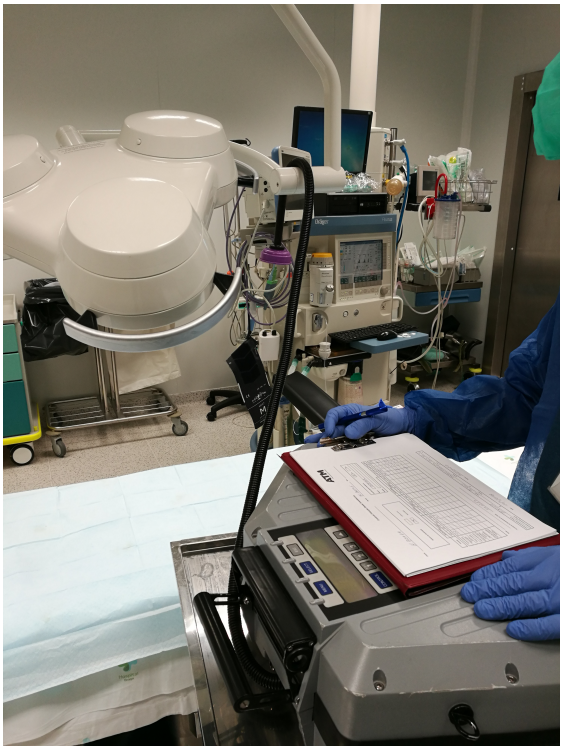
Figura 6.1: Configuração dos parâmetros no ventilador de anestesia.

O procedimento resume-se à recolha e medição do ar em diferentes pontos da sala, três vezes distintas, com auxílio do equipamento de teste apropriado, *MIRAN SapphIRe*, sendo eles:

- Ao pé da porta de entrada da sala (mesma localização aquando da calibração do equipamento de teste, visível na Figura 6.4-b);
- Junto à mesa operatória (Figura 6.2-a);
- Sobre o posto do cirurgião (Figura 6.2-b);
- Sobre o posto do ventilado de anestesia (Figura 6.2-c);
- Junto à grelha de extração do ar condicionado (Figura 6.2-d);
- Junto à zona de vaporização (Figura 6.3-a);
- Junto à zona da traqueia (Figura 6.3-b);
- Junto à tomada de gases ou junto ao pendente, dependendo da constituição da sala (Figura 6.3-c).



(a) Recolha e medição do ar junto à mesa operatória.



(b) Recolha e medição do ar sobre o posto do cirurgião.



(c) Recolha e medição do ar sobre o posto do ventilador de anestesia.



(d) Recolha e medição do ar junto à grelha de extração do ar condicionado.

Figura 6.2: Recolha e medição do ar nos diferentes pontos da sala - Parte I.



(a) Recolha e medição do ar junto à zona de vaporização.



(b) Recolha e medição do ar junto à zona da traqueia.



(c) Recolha e medição do ar junto ao pendente.

Figura 6.3: Recolha e medição do ar nos diferentes pontos da sala - Parte II.

O equipamento de teste é responsável pela aspiração e recolha do ar, conseguindo diferenciar componentes do mesmo através dos seus respetivos comprimentos de onda. Antes da realização das medições do ar nos diferentes pontos é necessário proceder à calibração do equipamento de teste. Esta é realizada automaticamente no arranque do equipamento de teste, sendo apenas necessária a ligação do filtro de calibração (Figura 6.4-a) a este último. Após a calibração (Figura 6.4-b), o filtro de calibração é substituído pelo filtro de medição do ar (Figura 6.5).



(a) Filtro de calibração do equipamento de teste.



(b) Calibração do equipamento de teste.

Figura 6.4: Filtro de calibração e realização do procedimento.



Figura 6.5: Filtro de medição do ar do equipamento de teste.

Após a análise e processamento do ar, o equipamento de teste informa os valores lidos de N_2O e do gás anestésico sevoflurano (Figura 6.6), sendo que os valores máximos autorizados são de 25 partes por milhão (ppm) e 2 ppm, respetivamente. Os valores são anotados ao longo das medições na folha da auditoria (Figura 6.7).



Figura 6.6: Recolha e medição dos componentes do ar na respetiva sala por parte do equipamento de teste.

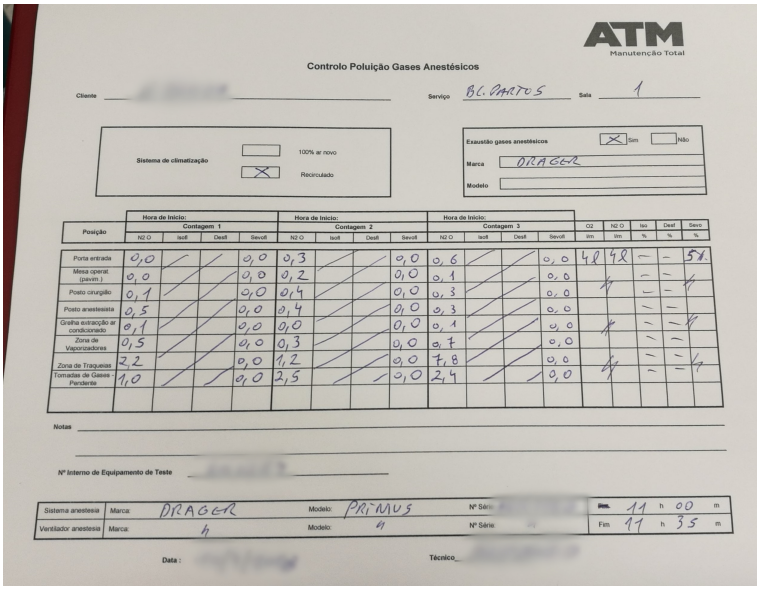


Figura 6.7: Folha da auditoria da poluição do ar.

Após o procedimento de medição do ar realizado, é recomendado voltar a colocar o oxigénio a 100%, no sentido de limpar os condutos, devendo-se para tal deixar o ventilador de anestesia em funcionamento durante um período de tempo adequado para obter o efeito pretendido. De seguida, é programada a insuflação de ar para o modo manual e, por fim, é desligado o ventilador de anestesia.

Quanto às condições da auditoria, alguns hospitais preferem que sejam realizados alguns testes em condições reais (durante uma cirurgia), outros simulados (como referido anteriormente), ou em ambos. Cabe igualmente aos hospitais decidirem a periodicidade da realização da auditoria. Porém, é aconselhado realizar o procedimento com uma periodicidade semestral.

6.2 Segurança da Instalação Elétrica

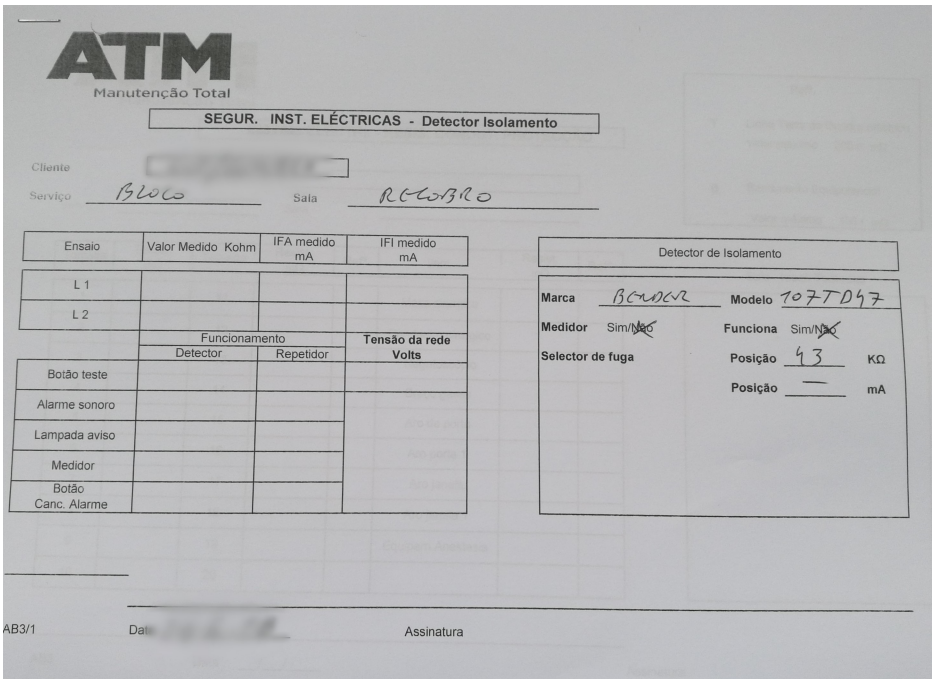
Nas salas cirúrgicas regulam exigências específicas a serem seguidas, no sentido de garantir a segurança tanto dos pacientes como dos profissionais que aí circulam. Assim, é imprescindível a construção e projeção de uma instalação elétrica de qualidade e com total disponibilidade para permitir a continuidade dos cuidados de saúde em todas as circunstâncias. O sistema IT Médico é uma solução que visa garantir essas exigências, sendo capaz de prever falhas elétricas antes que as mesmas danifiquem os equipamentos de eletromedicina ou originem perigo aos pacientes e profissionais de saúde. O sistema IT Médico permite assim a continuação da utilização de um equipamento de eletromedicina para auxiliar ou substituir, temporariamente ou permanentemente, funções vitais de um paciente, mesmo em caso de curto-circuito fase-terra. Além disso, o sistema contém a capacidade da redução das correntes de fuga, circulando pelo condutor de proteção, o que diminui a tensão de contacto e, consequentemente, a intensidade de um choque elétrico acidental. É composto por um dispositivo supervisor de isolamento (denominado igualmente por detetor de isolamento), por um transformador de separação e um repetidor. O dispositivo supervisor de isolamento é responsável pela supervisão permanente das condições da instalação quanto à sua segurança, medindo a resistência entre os condutores de alimentação e o condutor de proteção, sinalizando de forma sonora e visual quando essa resistência fica abaixo de um determinado valor, geralmente 50 $K\Omega$. O repetidor consiste num *display* localizado no interior da sala cirúrgica que repete a informação visualizada no *display* do dispositivo supervisor de isolamento. O transformador de separação isola a alimentação de todos os equipamentos presentes de todos os outros circuitos do estabelecimento, garantindo a fiabilidade da condição do isolamento do circuito, sendo imprescindível para a segurança nas intervenções cirúrgicas [128, 129, 130].

Neste contexto, a auditoria da segurança da instalação elétrica surge no sentido de averiguar o correto funcionamento do sistema elétrico nas diversas salas cirúrgicas do bloco operatório. Esta auditoria encontra-se dividida em duas fases: Dispositivo Supervisor de Isolamento/Detetor de Isolamento (Secção 6.2.1) e Instalação Elétrica - Resistência e Condutividade de Proteção (Secção 6.2.2).

6.2.1 Dispositivo Supervisor de Isolamento/Detetor de Isolamento

Antes de iniciar o procedimento desta primeira fase, é fundamental desligar tudo o que se encontra eletricamente ligado às tomadas da sala cirúrgica, de forma a não ocorrer qualquer interferência no circuito elétrico durante as diversas medições e testes da auditoria. Como tal, é fundamental não esquecer de voltar a ligar tudo como estava inicialmente após o final da auditoria. O procedimento inicia-se pelo preenchimento dos dados da respetiva sala cirúrgica e do detetor de isolamento (Figura 6.8).

De seguida, é realizado o auto-teste no detetor de isolamento, anotando assim o valor da sua posição (mencionado anteriormente como a resistência entre os condutores de alimentação e o condutor de proteção). São igualmente registadas as funcionalidades do detetor e do repetidor.



ATM
Manutenção Total

SEGUR. INST. ELÉCTRICAS - Detector Isolamento

Cliente [redacted]
Serviço Bloco Sala Recobro

Ensaio	Valor Medido Kohm	IFA medido mA	IFI medido mA
L 1			
L 2			

	Funcionamento		Tensão da rede
	Detector	Repetidor	Volts
Botão teste			
Alarme sonoro			
Lampada aviso			
Medidor			
Botão Canc. Alarme			

Detector de Isolamento

Marca Bender Modelo 107D47
Medidor Sim/~~Não~~ Funciona Sim/~~Não~~
Selector de fuga Posição 43 KΩ
Posição — mA

AB3/1 Dat [redacted] Assinatura

Figura 6.8: Folha da auditoria da segurança da instalação elétrica, fase da deteção de isolamento.

A próxima etapa consiste na medição da corrente elétrica com auxílio de um multímetro e um detetor de fugas (Figura 3.7), realizando as ligações à fase, neutro e terra da tomada (Figura 6.9).

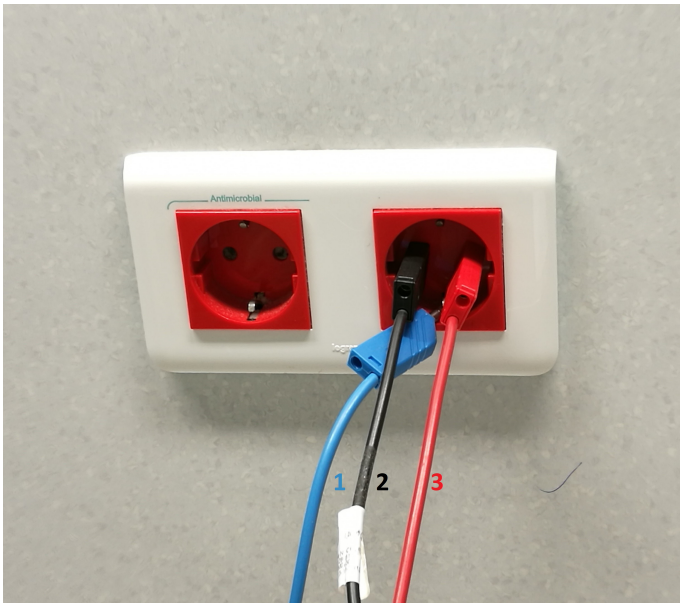


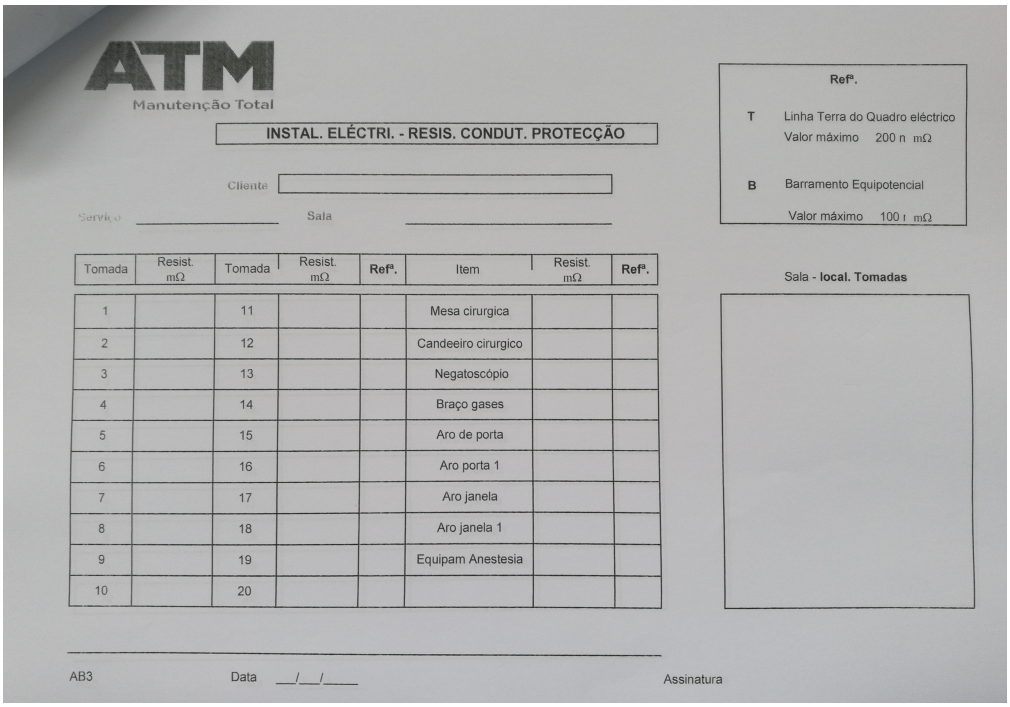
Figura 6.9: Ligações da fase (fio nº3), neutro (fio nº2) e terra (fio nº1) de uma tomada.

Após as ligações realizadas, procede-se à simulação de correntes de fuga na instalação (opção IFI do detetor de fugas, visível na Figura 3.7-a) e no dispositivo supervisor de isolamento (opção IFA do detetor de fugas, visível na Figura 3.7-a), anotando os respetivos valores em mA. Estes valores não devem exceder os 2 mA e 6 mA, respetivamente. De seguida, é realizada a inversão da fase e neutro, procedendo-se novamente à simulação de correntes de fuga e registo dos valores. Em casos pontuais, os motores das portas automáticas e as luzes podem influenciar nos valores medidos. É assim aconselhável recomendar a verificação das terras dos balastros das lâmpadas fluorescentes e os motores das portas automáticas.

6.2.2 Instalação Elétrica - Resistência e Condutividade de Proteção

A segunda fase da auditoria da segurança da instalação elétrica consiste em averiguar a resistência e condutividade de proteção. O procedimento inicia-se com o registo dos dados da sala, bem como o desenho do planeamento das tomadas e equipotenciais da sala (Figura 6.10). Para tal, é aconselhável numerar e identificar corretamente cada tomada e equipotencial, no sentido de evitar possíveis confusões entre os dados registados.

A próxima etapa consiste em ligar o equipamento de teste apropriado, *Profi Test 0100s*, no modo de baixa resistência, e proceder para o zero do mesmo, registando o valor indicado. De seguida, é necessário proceder à ligação do equipamento de teste ao barramento de terra do respetivo quadro elétrico no exterior da sala cirúrgica (Figura 6.11) e com o auxílio da ponta *Test Probes* dirigir-se a cada condutor de terra das tomadas e aos pontos equipotenciais presentes na sala cirúrgica (Figura 6.12). O valor máximo de resistência não deve exceder os 200 $m\Omega$ e 100 $m\Omega$ nas tomadas e nos equipotenciais, respetivamente.


ATM
Manutenção Total

INSTAL. ELÉCTRI. - RESIS. CONDUT. PROTECÇÃO

Cliente

Serviço Sala

Refª.	
T	Linha Terra do Quadro eléctrico Valor máximo 200 n mΩ
B	Barramento Equipotencial Valor máximo 100 r mΩ

Tomada	Resist. mΩ	Tomada	Resist. mΩ	Refª.	Item	Resist. mΩ	Refª.
1		11			Mesa cirurgica		
2		12			Candeeiro cirurgico		
3		13			Negatoscópio		
4		14			Braço gases		
5		15			Aro de porta		
6		16			Aro porta 1		
7		17			Aro janela		
8		18			Aro janela 1		
9		19			Equipam Anestesia		
10		20					

Sala - **local. Tomadas**

AB3 Data __/__/____ Assinatura

Figura 6.10: Folha da auditoria da segurança da instalação elétrica, fase da instalação elétrica - resistência e condutividade de proteção.



Figura 6.11: Ligação do equipamento de teste à terra do respetivo quadro elétrico no exterior da sala cirúrgica.



Figura 6.12: Ligação do *Test Probes* à terra da tomada.

A próxima etapa do procedimento consiste, com auxílio do mesmo equipamento de teste, na medição do valor da resistência à terra, que não deve exceder os 200 $m\Omega$, em diferentes locais/objetos da sala:

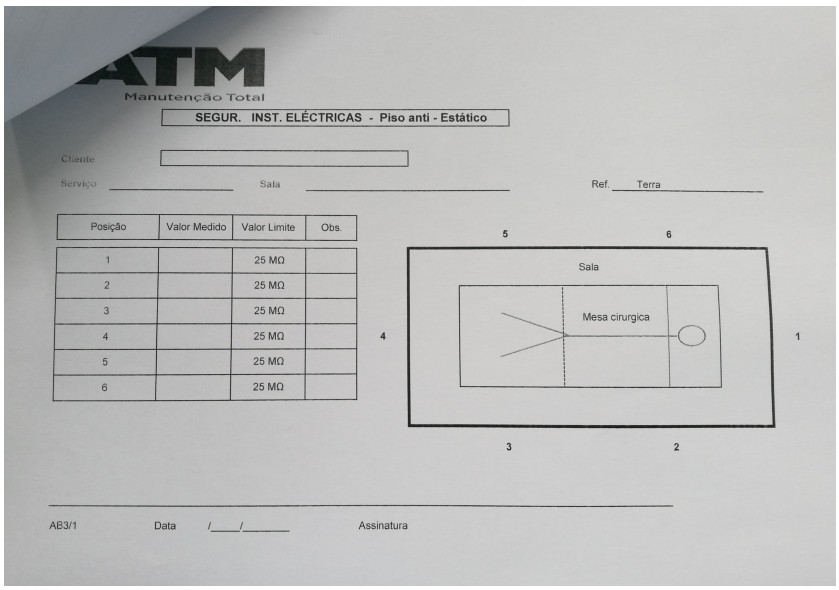
- Mesa cirúrgica;
- Candeeiro cirúrgico;
- Negatoscópio[1];
- Braço de gases;
- Aro de todas as portas.

A última tarefa do procedimento consiste na medição do valor do isolamento do piso da sala cirúrgica (Figura 6.13), que deve ser anti-estático condutivo. Para tal, é necessário

[1]Utilizado no diagnóstico por imagens para a visualização de radiografias panorâmicas, telerradiografias, periapicais, interproximais, oclusais, carpais, seios da face, entre outras [131].

alterar o modo do equipamento de teste para resistência de isolamento e conectar o acessório base triangular ao equipamento de teste através da ponta *Test Probes* com auxílio de um terminal crocodilo.

De seguida, são realizadas seis medições (ao longo das medições é necessário colocar um peso mínimo de 50Kg por cima da base triangular, podendo ser assim uma pessoa, no sentido de aumentar o contacto da base triangular com o piso) em diferentes pontos da sala cirúrgica, todos em redor da mesa cirúrgica ou plano de trabalho, sendo que o valor medido não deve ser inferior a $25M\Omega$ (Figura 6.14) [28].


ATM
Manutenção Total

SEGUR. INST. ELÉCTRICAS - Piso anti - Estático

Cliente

Serviço _____ Sala _____ Ref. Terra

Posição	Valor Medido	Valor Limite	Obs.
1		25 MΩ	
2		25 MΩ	
3		25 MΩ	
4		25 MΩ	
5		25 MΩ	
6		25 MΩ	

AB3/1 Data /____/_____ Assinatura

Figura 6.13: Folha da auditoria da segurança da instalação elétrica, fase do piso anti-estático.



(a) Conexão do equipamento de teste com a base triangular.



(b) Medição do valor do isolamento do piso da sala cirúrgica.

Figura 6.14: Medições do valor do isolamento do piso da sala cirúrgica.

6.3 Partículas e AVAC

Os sistemas de AVAC instalados nos blocos operatórios devem ser capazes de satisfazer e manter a qualidade do ar dentro dos limites requeridos, caso contrário a probabilidade do risco de saúde para os pacientes aumenta. Assim, dado que a relação existente entre a infeção pós-operatória e a qualidade do ar do bloco se encontra bem definida, é necessário assegurar a separação das várias áreas dentro do bloco mantendo o sentido do fluxo de ar entre as salas, mesmo quando as portas são abertas, bem como manter as condições ambiente no bloco operatório, não obstante a mudança nas condições exteriores do ar ou das atividades naquele espaço [132, 133]. De modo a avaliar o funcionamento dos sistemas de AVAC e classificar a qualidade do ar, é realizada a auditoria das partículas e do sistema AVAC. Esta encontra-se dividida em três fases: Medição das Partículas (Secção 6.3.1), Sistema de AVAC (Secção 6.3.2) e Diferenciais de Pressão (Secção 6.3.3).

6.3.1 Medição das Partículas

Tal como nas auditorias mencionadas anteriormente, o procedimento da medição das partículas na sala operatório inicia-se pelo registo dos dados da sala cirúrgica. Para tal, é necessário proceder às medições das dimensões da sala, ou seja, o comprimento, largura e altura, com auxílio de um equipamento de teste apropriado*, TLM 99*. Através das medições efetuadas, é possível obter a área (Fórmula 6.1) da respetiva sala cirúrgica:

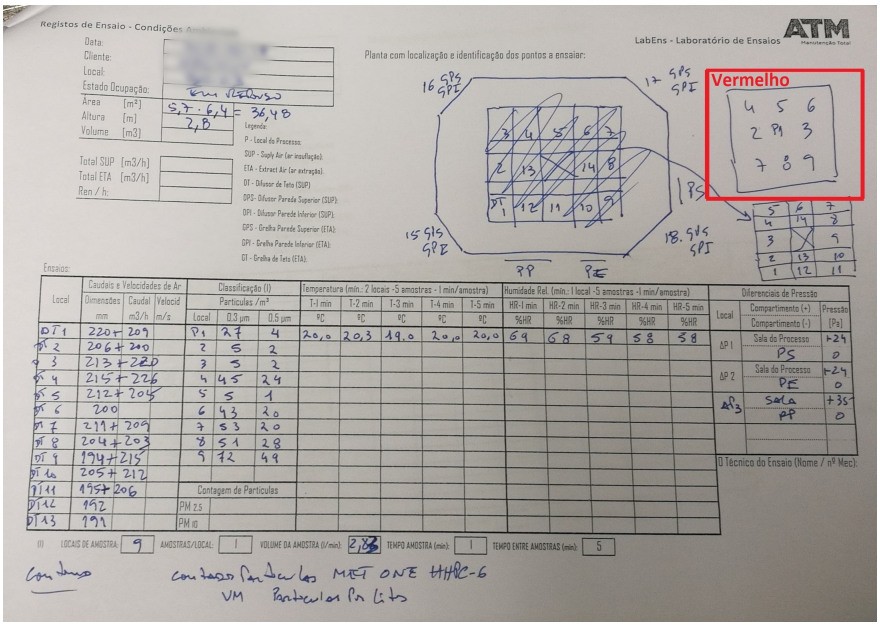
$$Área = Comprimento \times Largura \tag{6.1}$$

A área é utilizada para conhecer o número de pontos necessários para proceder à recolha e análise do ar, através de uma tabela (Tabela 6.1) disponibilizada na norma ISO 14644-1:2015(E) [134]. Esta norma especifica a classificação da limpeza do ar em termos de concentração de partículas (que variam entre 0,1 μm e 5 μm de diâmetro) transportadas pelo ar em salas cirúrgicas.

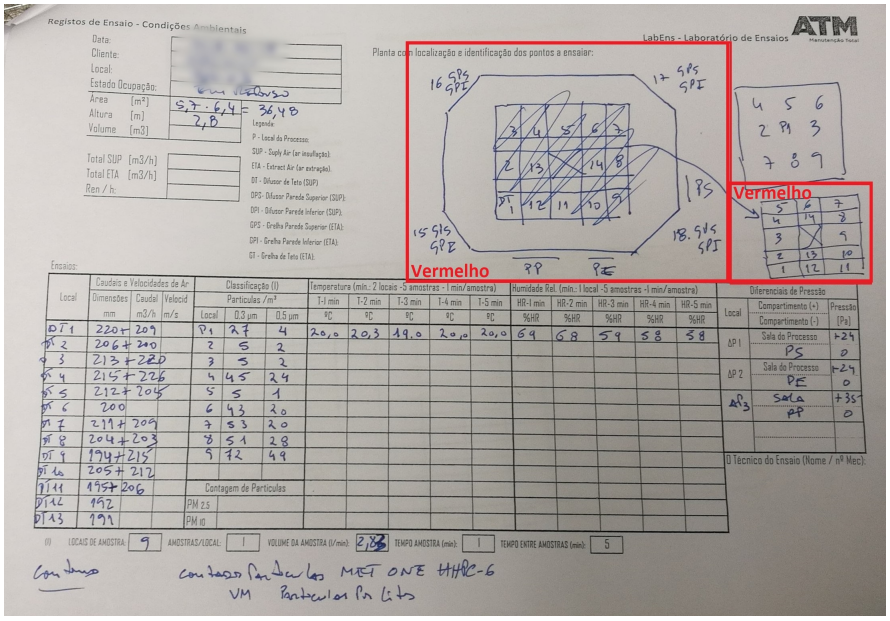
Tabela 6.1: Número de pontos de recolha e análise do ar relacionado com a área da sala cirúrgica [134].

Area of cleanroom (m^2) less than or equal to	Minimum number of sampling locations to be tested (N_L)
2	1
4	2
6	3
8	4
10	5
24	6
28	7
32	8
36	9
52	10
56	11
64	12
68	13
72	14
76	15
104	16
108	17
116	18
148	19
156	20
192	21
232	22
276	23
352	24
436	25
636	26
1 000	27
> 1 000	See Formula (A.1)
NOTE 1 If the considered area falls between two values in the table, the greater of the two should be selected.	
NOTE 2 In the case of unidirectional airflow, the area may be considered as the cross section of the moving air perpendicular to the direction of the airflow. In all other cases the area may be considered as the horizontal plan area of the cleanroom or clean zone.	

A próxima tarefa consiste no desenho do planeamento da sala, com o objetivo de atribuir os pontos de recolha do ar necessários após análise da Tabela 6.1 (Figura 6.15-a), devendo rodear a zona de trabalho ou mesa de cirurgia que coincide com a zona debaixo da zona de insuflação de ar. É igualmente necessário desenhar outro planeamento da sala cirúrgica (Figura 6.15-b) onde é apontado a disposição das grelhas de insuflação e extração de ar, numerando-as, bem como a localização de todas as portas.



(a) Planeamento da disposição dos pontos de recolha de ar na sala (retângulo vermelho), neste caso sendo necessários nove pontos.



(b) Planeamento da disposição das grelhas de insuflação e extração do ar e a localização de todas as portas na sala (retângulos vermelho).

Figura 6.15: Desenhos dos planeamentos da sala realizados durante a auditoria de medição das partículas.

De seguida, o procedimento continua com a recolha e análise do ar nos diversos pontos planeados (Figura 6.16), com auxílio de um equipamento de teste apropriado, *Met One HHPC-6* , no sentido de proceder à contagem das partículas (Figura 6.17). Ao longo dessa mesma recolha, é primordial respeitar um conjunto de recomendações, com o objetivo de evitar a libertação de partículas na sala e assim não influenciar o ar e as medições, sendo elas:

- Evitar uma movimentação de pessoas dentro da sala operatória, permanecendo parados, bem como a movimentação para dentro e fora da mesma;

- Evitar um elevado número de pessoas dentro da sala operatória;
- Obrigatório que todas as pessoas que se encontrem dentro da sala estejam devidamente equipadas: roupa e calçado de bloco operatório, máscara, luva e gorro cirúrgico ou touca [123].

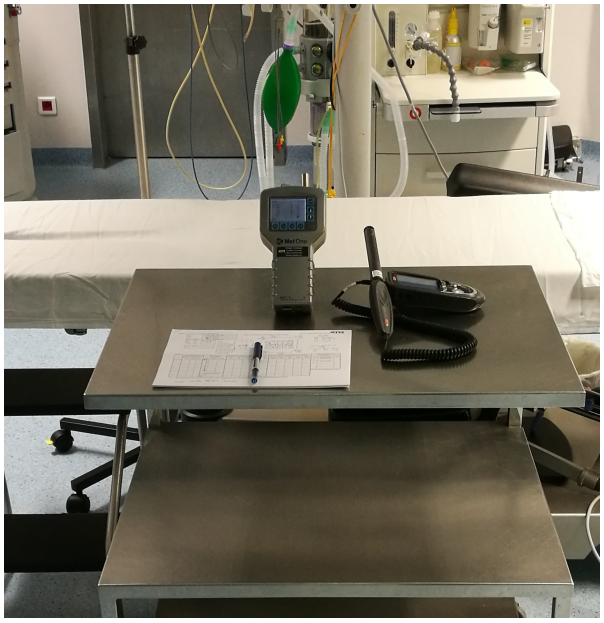


Figura 6.16: Medição das partículas na sala cirúrgica.

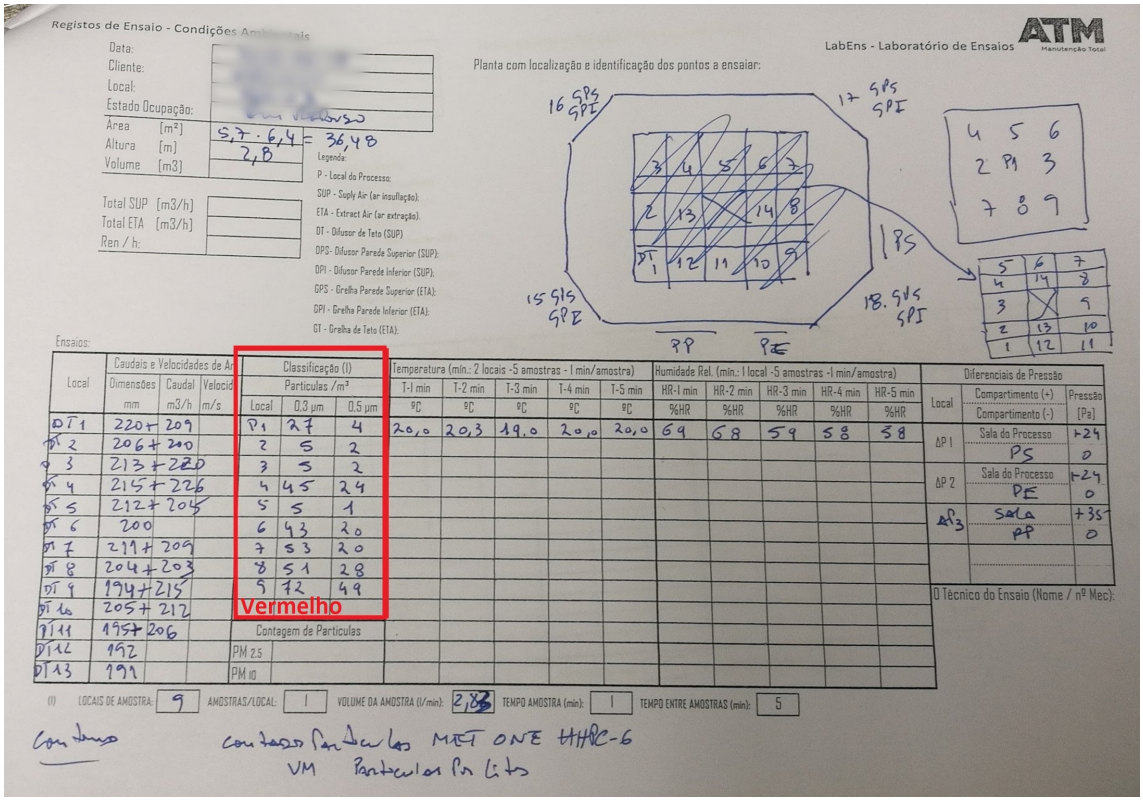


Figura 6.17: Contagem das partículas na sala cirúrgica nos diversos pontos (retângulo vermelho).

A medição das partículas dura cerca de um minuto em cada ponto de recolha e são apresentados os valores relativos à contagem das partículas de 0,3μm e 0,5μm de diâmetro. Segundo a mesma norma mencionada anteriormente, a sala cirúrgica é, de seguida, classificada de acordo com os valores medidos, através da análise que relaciona a classe de limpeza da sala operatória de acordo com a contagem das partículas (Tabela 6.2).

Tabela 6.2: Classes de limpeza do ar por concentração de partículas presente na sala cirúrgica [134].

ISO Class number (*N*)	Maximum allowable concentrations (particles/m³) for particles equal to and greater than the considered sizes, shown below[a]					
	0,1 µm	0,2 µm	0,3 µm	0,5 µm	1 µm	5 µm
1	*10*[b]	d	d	d	d	e
2	100	*24*[b]	*10*[b]	d	d	e
3	1 000	237	102	*35*[b]	d	e
4	10 000	2 370	1 020	352	*83*[b]	e
5	100 000	23 700	10 200	3 520	832	d, e, f
6	1 000 000	237 000	102 000	35 200	8 320	293
7	c	c	c	352 000	83 200	2 930
8	c	c	c	3 520 000	832 000	29 300
9[g]	c	c	c	35 200 000	8 320 000	293 000

[a] All concentrations in the table are cumulative, e.g. for ISO Class 5, the 10 200 particles shown at 0,3 µm include all particles equal to and greater than this size.

[b] These concentrations will lead to large air sample volumes for classification. Sequential sampling procedure may be applied; see Annex D.

[c] Concentration limits are not applicable in this region of the table due to very high particle concentration.

[d] Sampling and statistical limitations for particles in low concentrations make classification inappropriate.

[e] Sample collection limitations for both particles in low concentrations and sizes greater than 1 µm make classification at this particle size inappropriate, due to potential particle losses in the sampling system.

[f] In order to specify this particle size in association with ISO Class 5, the macroparticle descriptor M may be adapted and used in conjunction with at least one other particle size. (See C.7.)

[g] This class is only applicable for the in-operation state.

Durante esta auditoria de medição das partículas são igualmente medidos os valores da temperatura e humidade relativa, com auxílio do mesmo equipamento de teste, no mínimo em dois pontos diferentes ou cinco amostras no mesmo ponto (Figura 6.18). Em Portugal, segundo o Decreto Regulamentar nº63/94 recomenda-se uma temperatura entre os 20°C - 24°C para blocos operatórios, enquanto que outra organização recomenda uma temperatura de 18ºC a 25ºC [132, 134, 135, 136]. Quanto à humidade relativa, as opiniões divergem ligeiramente: uns afirmam que o ar insuflado deve conter uma humidade relativa entre 35% e 70%, outros entre 35% e 45%, ou ainda entre 45% e 55%. No entanto, é unânime que para níveis abaixo de cerca de 40% há tendência para os olhos, o nariz e a garganta secarem, para um aumento da eletricidade estática[2] e dos esporos orgânicos. Para níveis de humidade acima de acerca de 70%, o risco de condensação aumenta criando condições para desenvolvimento de fungos e bactérias. Em Portugal, as especificações técnicas e a legislação em vigor, consideram para o bloco operatório uma humidade relativa entre 40% e os 60 %, o que minimiza as condições de multiplicação de microrganismos, mantendo-os sob controlo [132, 136].

[2] A eletricidade estática é definida como a carga elétrica resultante da acumulação de eletrões na superfície de um material, gerando um campo elétrico que pode afetar outros objetos à distância.

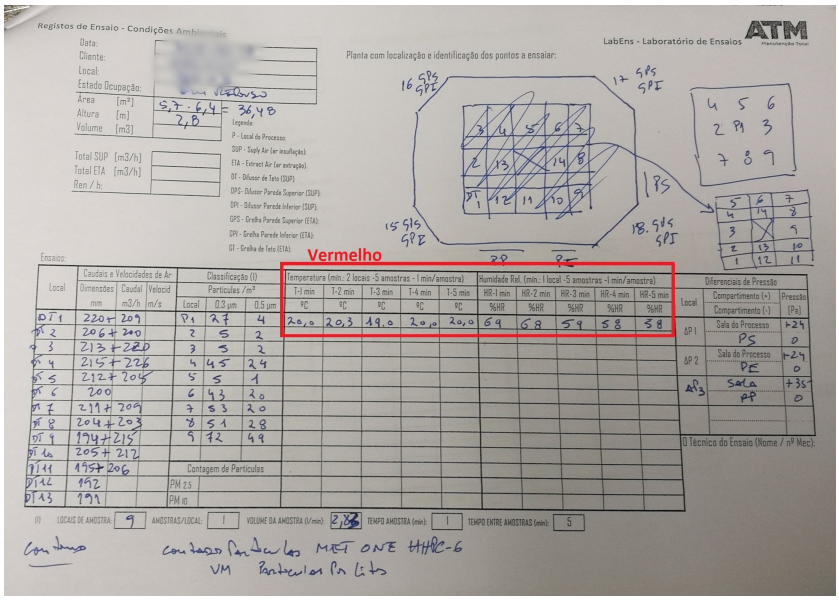


Figura 6.18: Medição da temperatura e da humidade relativa na sala cirúrgica (retângulo vermelho).

6.3.2 Sistema de AVAC

Em Portugal, ainda segundo o Decreto Regulamentar 63/94, o número de renovações do ar por hora, ou seja, o número de vezes que o ar é substituído por hora deve ser de 15 *Renovações/h* a 20 *Renovações/h* [135]. É neste contexto que surge a auditoria do AVAC, no sentido de verificar se a taxa de renovações se encontra dentro das normas e em bom funcionamento. Esta auditoria consiste assim na medição dos caudais (m^3/h) em cada grelha de insuflação e de extração da sala cirúrgica, com auxílio de um equipamento de teste apropriado, *DBM 700*. Após a medição e registo de todos os caudais (Figura 6.20), quer de extração (Figura 6.19) como de insuflação, é necessário proceder a cálculos matemáticos para atingir o valor final do número de *Renovações/h*.



Figura 6.19: Medição do caudal numa grelha de extração de uma sala cirúrgica.

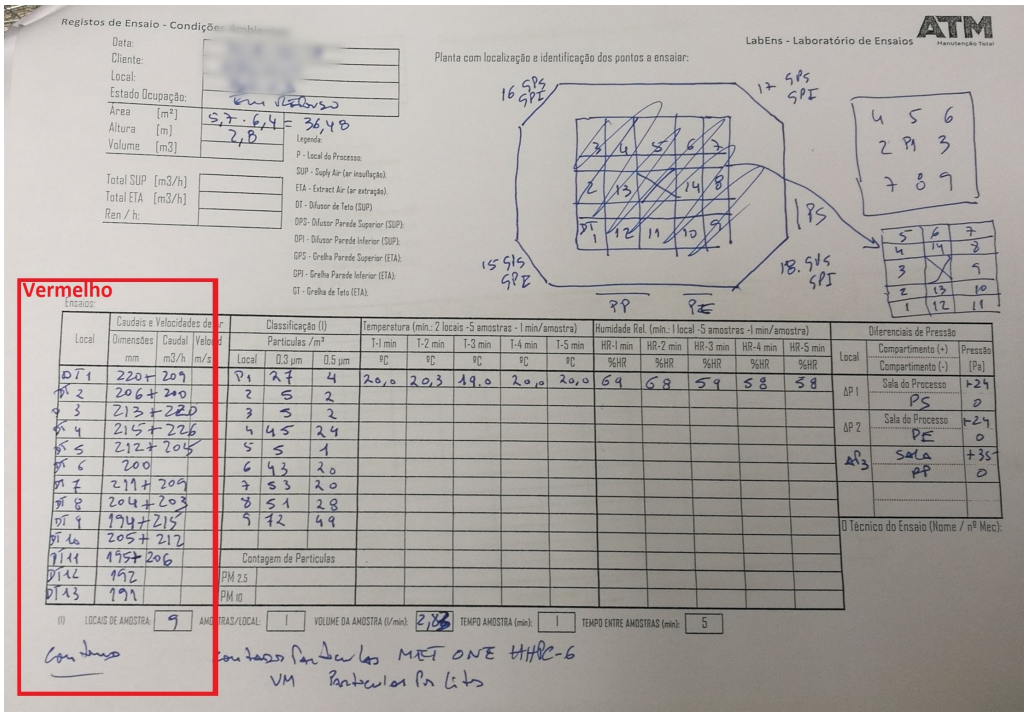


Figura 6.20: Medição dos caudais de extração e insuflação (retângulo vermelho).

A primeira etapa consiste em adicionar todos os caudais de extração medidos e todos os caudais de insuflação medidos, obtendo assim os caudais de extração totais (C_{fe}) e insuflação totais (C_{fi}). A segunda etapa consiste em subtrair os C_{fe} ao C_{fi}, obtendo o caudal total final da sala (C_f) (Fórmula 6.2):

$$C_f = C_{fi} - C_{fe} \tag{6.2}$$

Por fim, para obter o número de $Renovações/h$, é necessário dividir o C_f por volume da sala (Fórmula 6.3):

$$Renovações/h = \frac{C_f}{Volume\,da\,Sala} \tag{6.3}$$

6.3.3 Diferenciais de Pressão

As salas cirúrgicas devem estar em sobrepressão, isto é, com pressão positiva (aproximadamente 15 Pa) em relação aos corredores e outras áreas adjacentes do bloco operatório, com o objetivo que haja um fluxo de ar de um ambiente com pressão positiva para outro com uma pressão inferior (do interior da sala para o interior), impedindo qualquer entrada de possíveis bactérias e/ou partículas [132]. A mesma lógica se aplica entre o bloco operatório e o hospital.

Assim, durante a auditoria das partículas e do AVAC, são igualmente medidos os diferenciais de pressão entre cada porta da sala cirúrgica e o exterior da mesma, com auxílio de um equipamento apropriado, *AMI 300*. O procedimento de medição consiste na colocação de uma ponta de uma mangueira flexível no orifício negativo do equipamento de teste e a outra ponta da mangueira no exterior da sala cirúrgica, passando por debaixo da porta (Figura 6.21). O equipamento de teste é responsável por calcular a diferença de pressões entre o interior (orifício positivo) e o exterior (orifício negativo). Antes deste procedimento é fundamental não esquecer de realizar o zero do equipamento de teste.

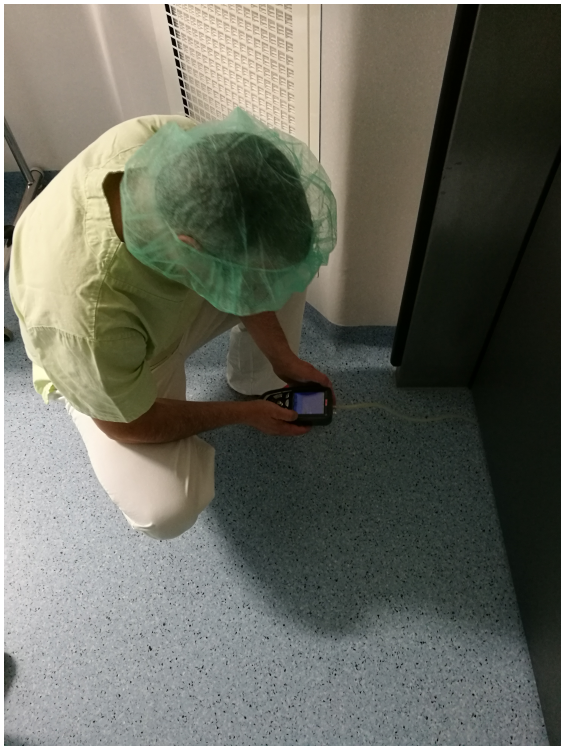


Figura 6.21: Medição do diferencial de pressão no bloco operatório.

6.4 Medição do CO_2

Níveis elevados de CO_2 podem provocar problemas de saúde e de produtividade, pelo que surge a necessidade da auditoria da medição do CO_2. A auditoria da medição de CO_2 consiste, tal como o nome indica, na medição da quantidade do CO_2, com auxílio de um equipamento de teste apropriado, *AMI 300*, em condições reais (durante uma cirurgia), em cinco diferentes pontos da sala cirúrgica, com de três amostras em cada (Figura 6.22). Cada amostra deve ser espaçada em 2 minutos, no entanto, devido a ser uma auditoria em situação real, com procedimentos cirúrgicos em curso, é imprescindível uma sensibilidade na realização das medições e, caso necessário um ajuste na sequência e espaçamento entre amostras para interferir o menos possível com o procedimento cirúrgico em causa. Os valores medidos não devem exceder os 984 ppm ou 1800 mg/m^3 [137].



Figura 6.22: Medição do CO_2 numa sala cirúrgica.

6.5 Considerações Finais

Esta componente das auditorias nos blocos operatórios revelou-se uma área da eletromedicina à qual o estagiário não estava à espera de contactar. Desta forma, foi uma excelente oportunidade de aquisição de novos conhecimentos sobre os principais procedimentos de auditorias. O estagiário ficou com a noção que esta componente é uma área de extrema importância, regulada por inúmeras normas internacionais e nacionais.

7 Plataforma de Gestão da Manutenção

No início dos primeiros três meses do estágio, foi proposto ao estagiário trabalhar e desenvolver uma componente *software*, paralelamente ao trabalho base da manutenção de equipamentos de eletromedicina. Esta componente consistia na implementação de tarefas, a designar posteriormente, para a plataforma de gestão da manutenção utilizada pela empresa no apoio ao trabalho de manutenção na ULSM - Hospital Pedro Hispano. A plataforma consiste num *software* de gestão de toda a componente da manutenção hospitalar e de todos os equipamentos associados ao contrato e suas tarefas envolventes. Esta plataforma foi pensada e iniciada a sua implementação como um projeto pessoal do Engenheiro Nuno Bastos, tendo sido desenvolvida e melhorada à medida do tempo e da passagem e colaboração de diversos estagiários. O estagiário aceitou com entusiasmo esta proposta de desenvolvimento encarando-a, por um lado como um desafio, devido a nunca ter trabalho com o *software Microsoft Access*, e por outro lado, uma oportunidade de aquisição de conhecimentos e consequente mais-valia, por permitir ao estagiário um contacto diferente com a manutenção de equipamentos de eletromedicina, algo igualmente pretendido pelo mesmo para concetualizar e aprender ao longo do estágio.

Deste modo, neste capítulo é, inicialmente, exposto um breve conceito que consiste numa base de dados (Secção 7.1), seguindo para a apresentação do *software* utilizado na ULSM - Hospital Pedro Hispano para o desenvolvimento da plataforma de gestão da manutenção (Secção 7.2). São, igualmente, enumeradas e descritas as principais tarefas implementadas para a plataforma de gestão da manutenção ao longo do estágio (Secção 7.3). Por fim, são apresentadas algumas considerações finais (Secção 7.4)

7.1 Base de Dados

Para entender o conceito de base de dados e a sua utilidade, basta pensar no exemplo de uma lista contendo informação relacionada, por exemplo uma lista de livros numa folha de cálculo no computador ou numa simples folha de papel. À medida que a lista cresce, é provável que comecem a aparecer inconsistências e repetições nos dados [138, 139]. Deste modo, os dados tornam-se difíceis de compreender num formato de lista e as maneiras para efetuar pesquisas ou selecionar subconjuntos de dados para revisão são limitadas. Assim que estes problemas começam a aparecer, é conveniente transferir os dados para uma

base de dados criada por um Sistema de Gestão de Base de Dados (SGBD) ou *Database Management System* (DBMS), também designada simplesmente por Base de Dados (BD) [138, 140, 141].

Uma BD disponibiliza linguagens de [141]:

- Definição de dados: para criação e alteração da estrutura da BD (*Data Definition Language* (DDL));
- Consulta de dados: obter e processar os dados armazenados (*Data Query Language* (DQL));
- Manipulação de dados: para acrescentar dados novos e modificar dados existentes (*Data Manipulation Language* (DML)).

Uma BD consiste assim numa ferramenta informatizada de recolha, armazenamento, organização e consulta de informações relacionadas com um determinado tema ou propósito, como pessoas, produtos, encomendas, entre outros, que facilita a utilidade, manipulação, longevidade e tratamento da mesma informação. Hoje em dia existem diversos *software* para a construção de BD como o *Object Query Language* (OQL), *XQuery*, *Datalog*, *Oracle*, *SQLite* e o *Microsoft Office Access*, sendo este último o *software* utilizado (*Microsoft Access 2013*) para o desenvolvimento da plataforma de gestão da manutenção de equipamentos de eletromedicina na ULSM - Hospital Pedro Hispano [138].

7.2 *Software Microsoft Access*

A primeira versão do *Microsoft Access*, lançada em novembro de 1992, designou-se por *Open Office Access* versão 1.0, seguindo-se a versão 1.1 e a versão 2.0. Após o lançamento do *Office 95*, seguiram-se diversas versões (*Microsoft Access* 95, 97, 2000, 2002, 2003, 2007, 2010, 2013 e 2016). As BD criadas no formato do *Microsoft Access 2007* a *Microsoft Access 2016* têm a extensão de ficheiro ".accdb", sendo que em versões anteriores, estas têm a extensão de ficheiro ".mdb" [138].

O *Microsoft Access* consiste num *software* de criação de BD, unicamente utilizável em computadores que, para além das operações normais de uma BD, como criação de tabelas e edição/consulta de dados, permite a criação de formulários e relatórios sem necessidade de programação, de modo a que o utilizador aceda à BD não diretamente a partir das tabelas, mas utilizando formulários para introdução e visualização de registos e relatórios para consultas envolvendo vários registos [141, 140]. Embora seja desenhado para não necessitar de programação e para um ambiente amador, o *Microsoft Access* permite a utilização da linguagem *Structured Query Language* (SQL) como também permite a programação dentro dos formulários/relatórios. Assim, no *Microsoft Access*, a programação é o processo de adicionar funcionalidades à BD através de macros próprios do *Microsoft Access* ou código *Visual Basic for Applications* (VBA). Os objetos (como formulários e

relatórios) e os controlos (como botões de comando e caixas de texto) têm várias propriedades de evento a que se podem anexar macros ou procedimentos e código VBA. Cada propriedade de evento está associada a um evento específico, como clicar no rato, abrir um formulário ou modificar dados numa caixa de texto. Os eventos também podem ser acionados por fatores exteriores ao *Microsoft Access*, como eventos de sistema, ou por macros ou procedimentos anexados a outros eventos. A BD pode tornar-se complexa se forem adicionadas muitas macros ou procedimentos a várias propriedades do evento de muitos objetos mas, na maioria dos casos, é possível alcançar os resultados pretendidos com muito pouca programação [142].

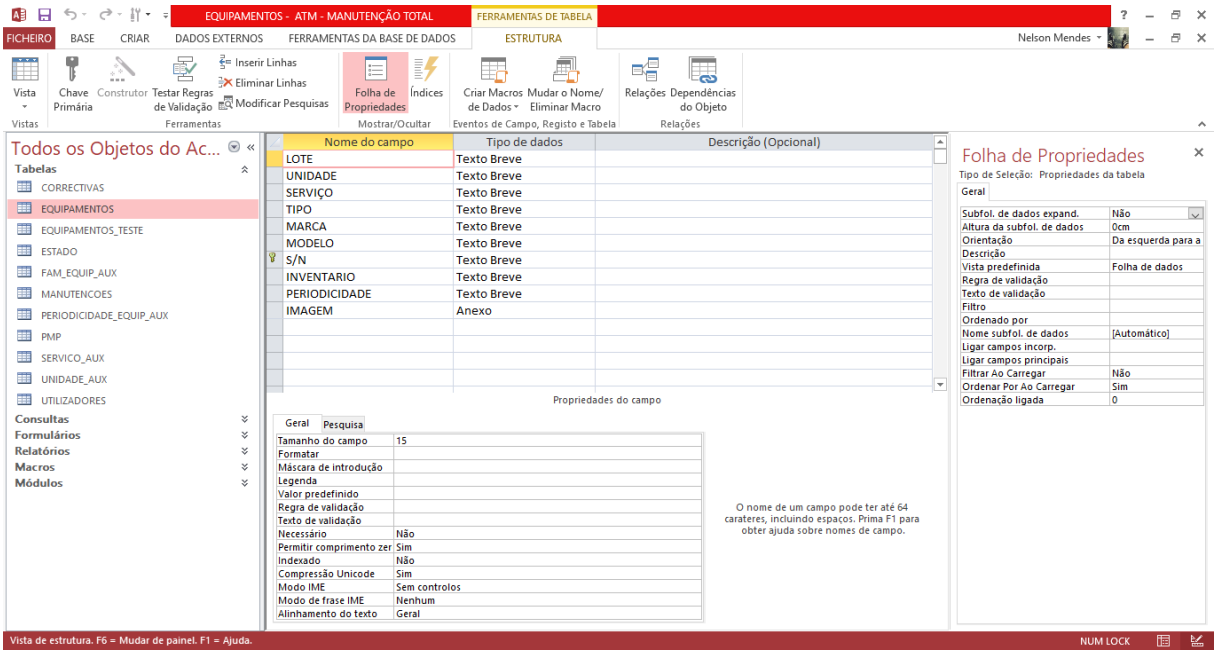
Ao utilizar o *Microsoft Access*, é assim possível [138]:

- Adicionar novos dados a uma BD, como um novo item num inventário;
- Editar dados existentes na BD, como alterar a localização atual de um item;
- Eliminar informações, por exemplo, quando um item é vendido ou retirado;
- Organizar e visualizar os dados de várias formas diferentes;
- Partilhar os dados com outras pessoas através de relatórios, mensagens de e-mail, *intranet* ou a *internet*;
- Outras funcionalidades e aplicações.

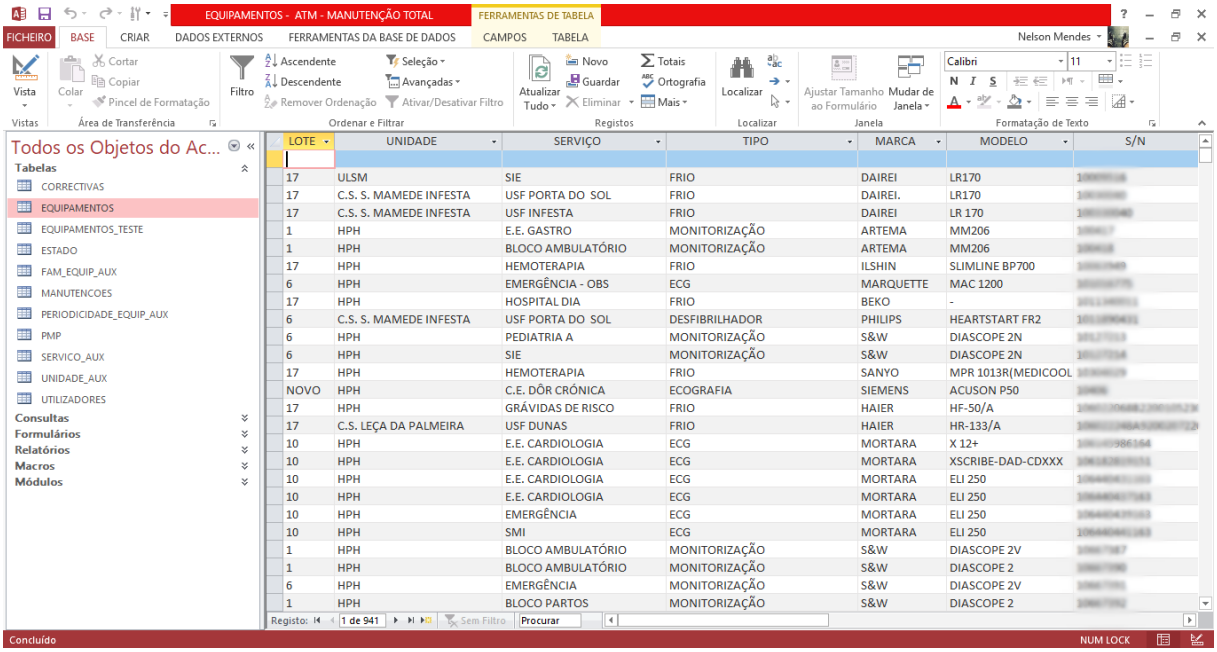
No *Microsoft Access*, a BD consiste num único ficheiro, que inclui objetos para ajudar o utilizador a listar e organizar a informação, bem como criar relatórios, sendo eles: as tabelas (Secção 7.2.1), os formulários (Secção 7.2.2), as consultas (Secção 7.2.3), os relatórios (Secção 7.2.4), as macros (Secção 7.2.5) e os módulos (Secção 7.2.6) [142, 143].

7.2.1 Tabelas

As tabelas (Figura 7.1) são objetos usados para definir e armazenar os dados na BD. Cada linha na tabela corresponde a um registo, onde as informações individuais são armazenadas. Cada registo consiste num ou mais campos, que correspondem às colunas numa tabela. Por exemplo, a tabela denominada "Equipamentos", em que cada registo (linha) contém informação sobre um equipamento diferente e cada campo (coluna) contém um tipo de informação diferente, tal como o lote, unidade, serviço, entre outros. Os campos são personalizáveis e devem ser designados como um determinado tipo de dados, seja texto, data ou hora, número ou outro tipo [142, 143].



(a) Exemplo de uma tabela no *Microsoft Access 2013*, com vista de estrutura.



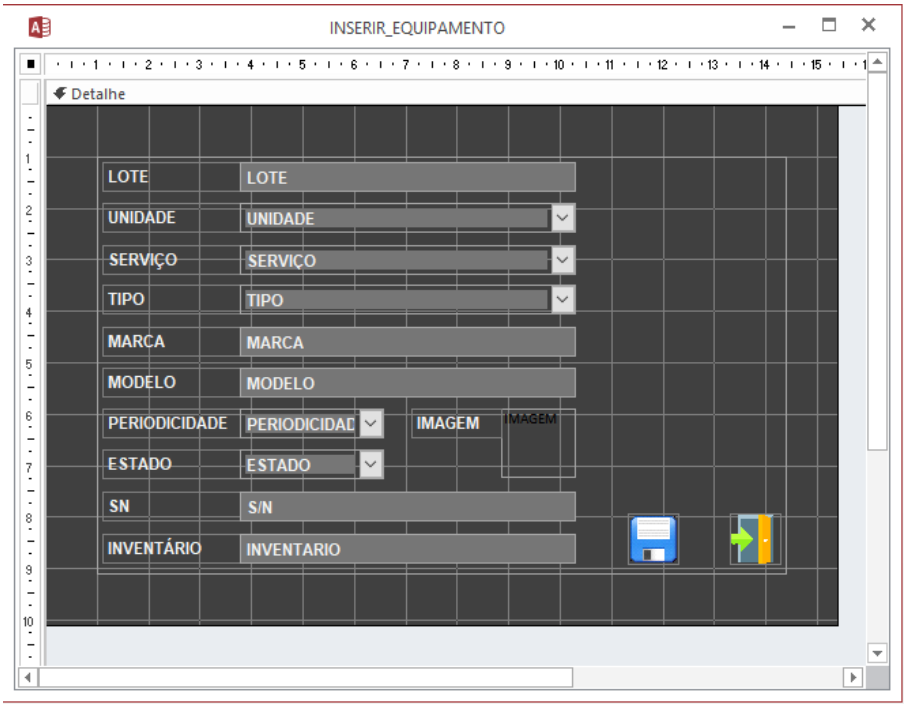
(b) Exemplo de uma tabela no *Microsoft Access 2013*, com vista de folha de dados.

Figura 7.1: Exemplo de uma tabela no *Microsoft Access 2013*.

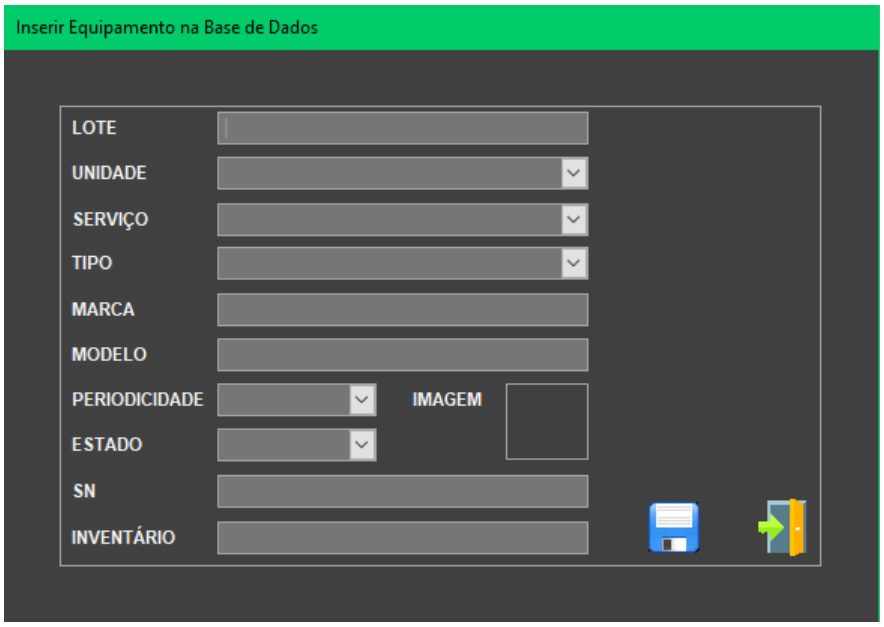
7.2.2 Formulários

Os formulários (Figura 7.2) são objetos que permitem criar uma *interface* de utilizador, com o *design* desejado e trabalhado, no qual é possível introduzir, editar e exibir os dados, ou para o controlo da execução da BD. É perfeitamente viável criar uma BD sem utilizar formulários, devendo assim os dados serem introduzidos e editados nas folhas de dados das tabelas. Contudo, a maioria dos utilizadores opta por utilizar os formulários para esse efeito. Os formulários contêm frequentemente botões de comando e outros controlos que

desempenham várias tarefas, como determinar que dados aparecem no formulário, abrir outros formulários ou relatórios, controlar a forma como os outros utilizadores interagem com a base de dados, entre outras tarefas [142, 143].



(a) Exemplo de um formulário no *Microsoft Access 2013*, com vista de estrutura.

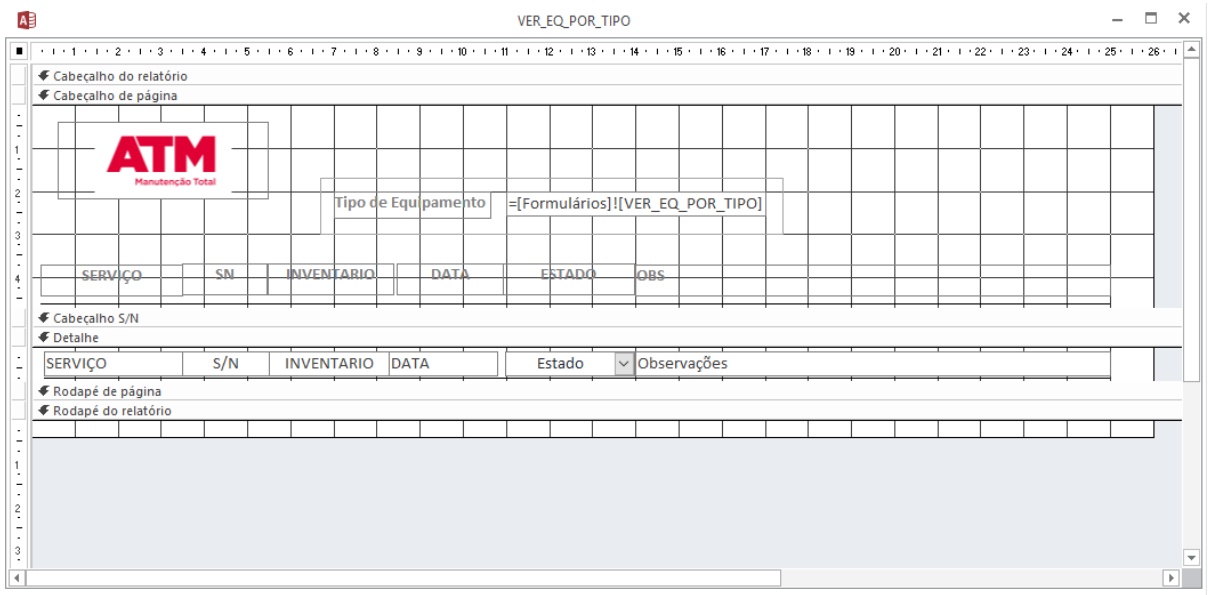


(b) Exemplo de um formulário no *Microsoft Access 2013*, com vista de formulário.

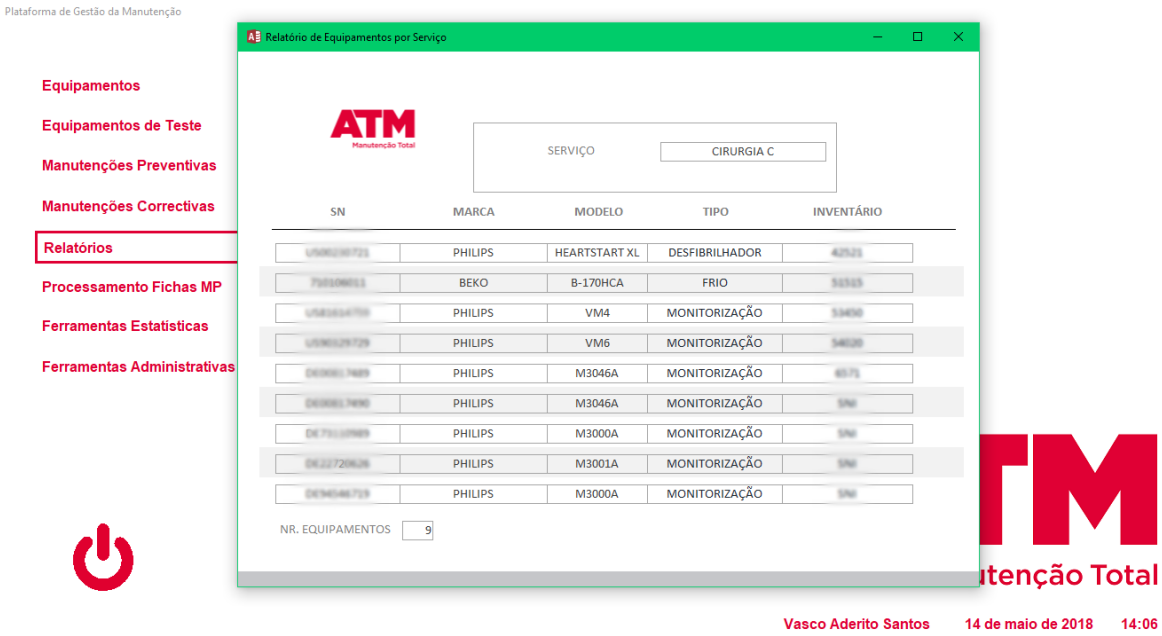
Figura 7.2: Exemplo de um formulário no *Microsoft Access 2013*.

7.2.3 Relatórios

Os relatórios (Figura 7.3) são objetos projetados para formatar, resumir e apresentar dados. Um relatório pode ser executado a qualquer altura e refletirá sempre os dados atuais na BD. Os relatórios são geralmente formatados para poderem ser impressos como também poderem ser visualizados no ecrã, exportados para outro programa ou enviados como um anexo a uma mensagem de *e-mail* [142, 143].



(a) Exemplo de um relatório no *Microsoft Access 2013*, com vista de estrutura.



(b) Exemplo de um relatório no *Microsoft Access 2013*, com vista de relatório.

Figura 7.3: Exemplo de um relatório no *Microsoft Access 2013*.

7.2.4 Consultas

As consultas (Figura 7.4) são objetos que podem desempenhar diferentes funções numa BD. A sua função mais comum consiste na obtenção de dados específicos de uma ou mais tabelas. Ou seja, os dados pretendidos para visualizar podem estar distribuídos por várias tabelas e as consultas permitem visualizá-los numa única folha de dados. Para além disso, tendo em conta que o utilizador, normalmente, não pretende visualizar todos os registos de uma só vez, as consultas permitem adicionar critérios para "filtrar" os dados de modo a visualizar apenas os registos pretendidos. Assim, as consultas são uma maneira de procurar e compilar dados de uma ou mais tabelas [142, 143].

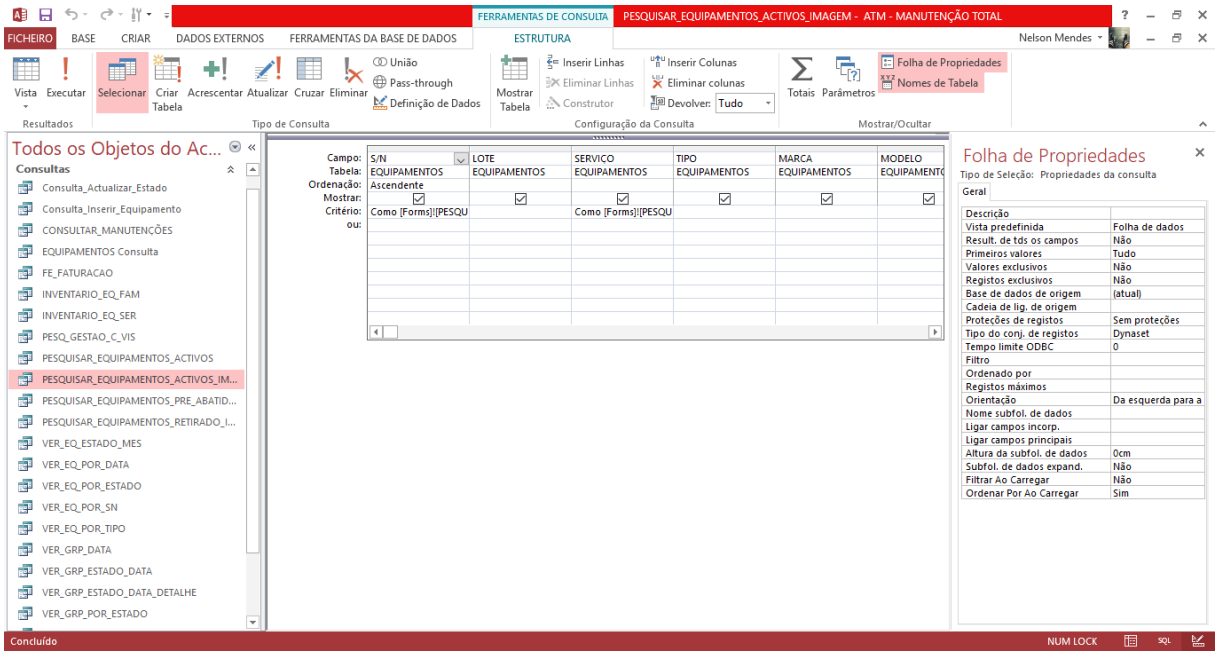


Figura 7.4: Exemplo de uma consulta no *Microsoft Access 2013*.

7.2.5 Macros

As macros (Figura 7.5) são objetos que podem ser entendidos como uma linguagem de programação simplificada e que podem ser utilizadas para adicionar funcionalidades à BD. Por exemplo, anexar uma macro a um botão de comando num formulário de modo a que a macro seja executada sempre que o botão é clicado. As macros contêm ações que desempenham tarefas, tais como a abertura de um relatório, a execução de uma consulta ou o fecho da BD. Assim, a maior parte das operações executadas manualmente podem ser automatizada através de macros, o que permite poupar tempo de uma forma extraordinária [142, 143].

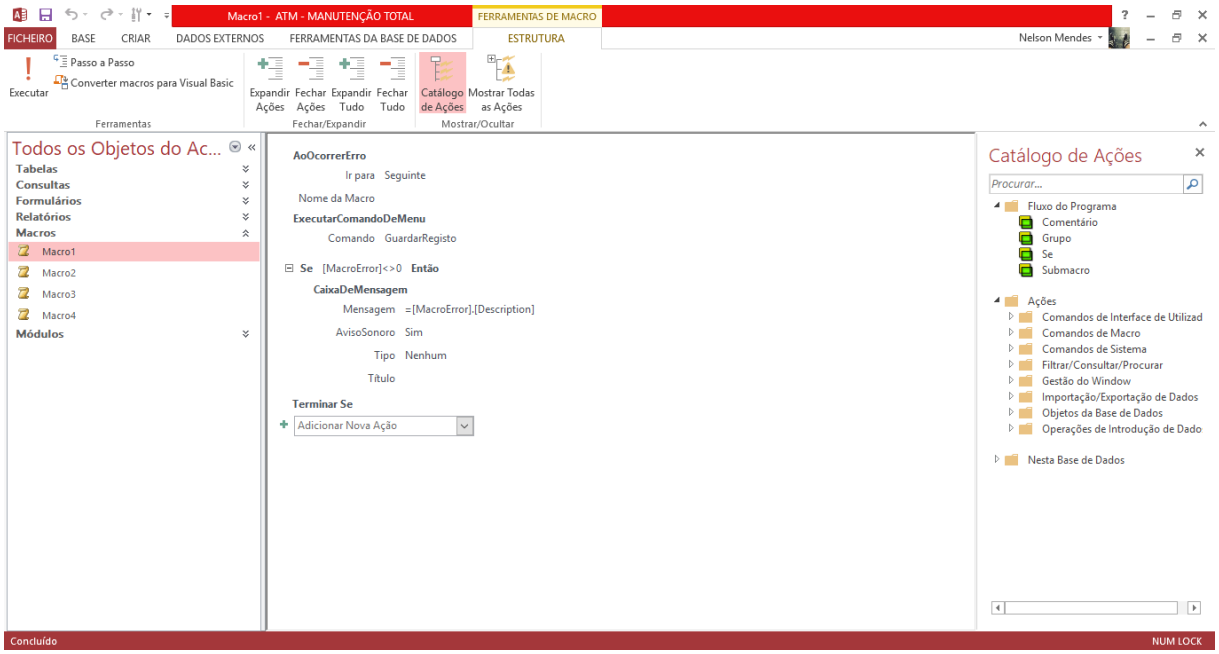


Figura 7.5: Exemplo de uma macro no *Microsoft Access 2013*.

7.2.6 Módulos

Os módulos (Figura 7.6), como as macros, são objetos utilizados para adicionar funcionalidades à BD. Se por um lado o utilizador anexa macros ao escolher a partir de uma lista de ações de macros, os módulos são escritos pelo utilizador na linguagem de programação VBA. Um módulo é assim uma coleção de declarações, instruções e procedimentos que estão armazenados como uma unidade. Deste modo, os módulos fornecem um fluxo mais discreto de ações e permitem intercetar erros [142, 143].

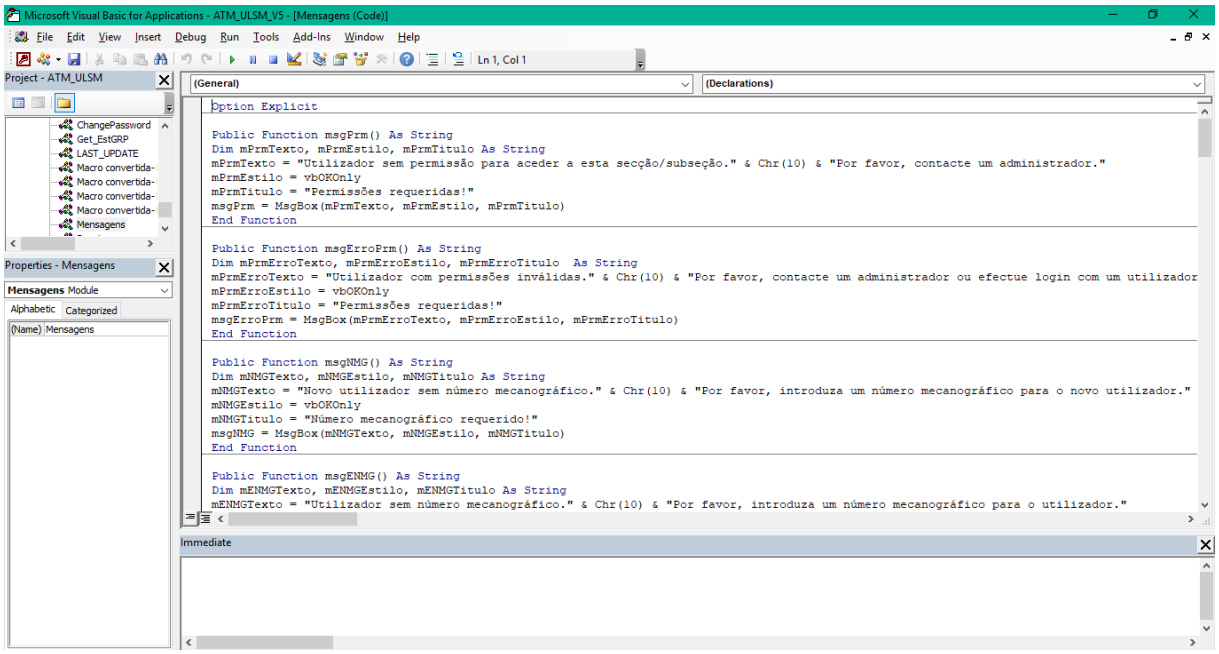


Figura 7.6: Exemplo de um módulo no *Microsoft Access 2013*.

7.3 Principais Tarefas Implementadas

Quando o estagiário iniciou o seu trabalho de desenvolvimento para a plataforma de gestão da manutenção, esta encontrava-se meramente funcional, sem nenhum *design* de utilizador trabalhado e implementado e com funcionalidades adicionais interessantes por implementar. Assim, e após constante discussão e análise com a equipa de trabalho, foram várias as tarefas implementadas, sendo, de seguida, enumeradas e apresentadas resumidamente as principais tarefas, tais como a criação de um sistema de *login*, implementação de um menu dinâmico, desenvolvimento de um *design*, implementação de novas ferramentas e objetos, entre outras.

7.3.1 Criação de um Sistema de *Login*

No sentido de permitir o acesso à plataforma de gestão da manutenção exclusivamente a utilizadores registados e com credenciais de acesso válidas foi planeado e desenvolvido um sistema de *login* de acesso à plataforma de gestão da manutenção. Este sistema é assim responsável por assegurar a proteção dos dados de gestão da manutenção e o controlo da introdução e edição dos mesmos. Após uma pesquisa e análise de sistemas já implementados em BD no *Microsoft Access*, foi definido desenvolver um sistema simples (Figura 7.7), apresentado automaticamente no arranque da plataforma e onde é pedido ao utilizador o seu nome de utilizador e a sua correspondente senha. Cada utilizador possui, deste modo, um nome de utilizador único e uma senha de acesso que o identifica como utilizador válido [144, 145].

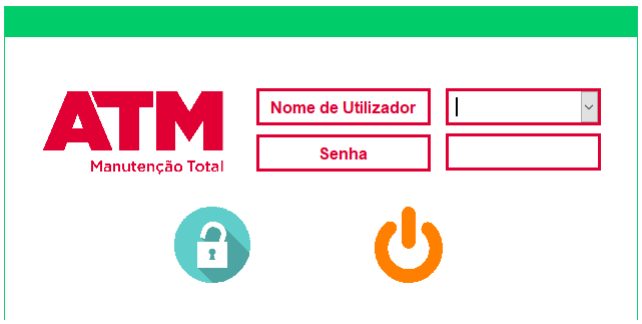


Figura 7.7: Janela de identificação do utilizador.

7.3.2 Implementação de um Menu Dinâmico

Antes do contributo do estagiário, a plataforma de gestão da manutenção era composta unicamente por um menu que continha e apresentava simultaneamente todas as diferentes secções da plataforma (Figura 7.8). O objetivo do responsável pela equipa de trabalho consistia em criar um menu dinâmico, onde era dado ao utilizador o poder de interagir com a plataforma para aceder às secções desejadas. Da mesma forma que para a criação de sistema de *login*, foi realizada uma pesquisa e análise de vários menus já implementados, no sentido de servir de inspiração e conhecer o que era possível desenvolver [146, 147, 148].

Após essa etapa realizada, foi definido desenvolver um menu similar a um dos menus já implementados [146].

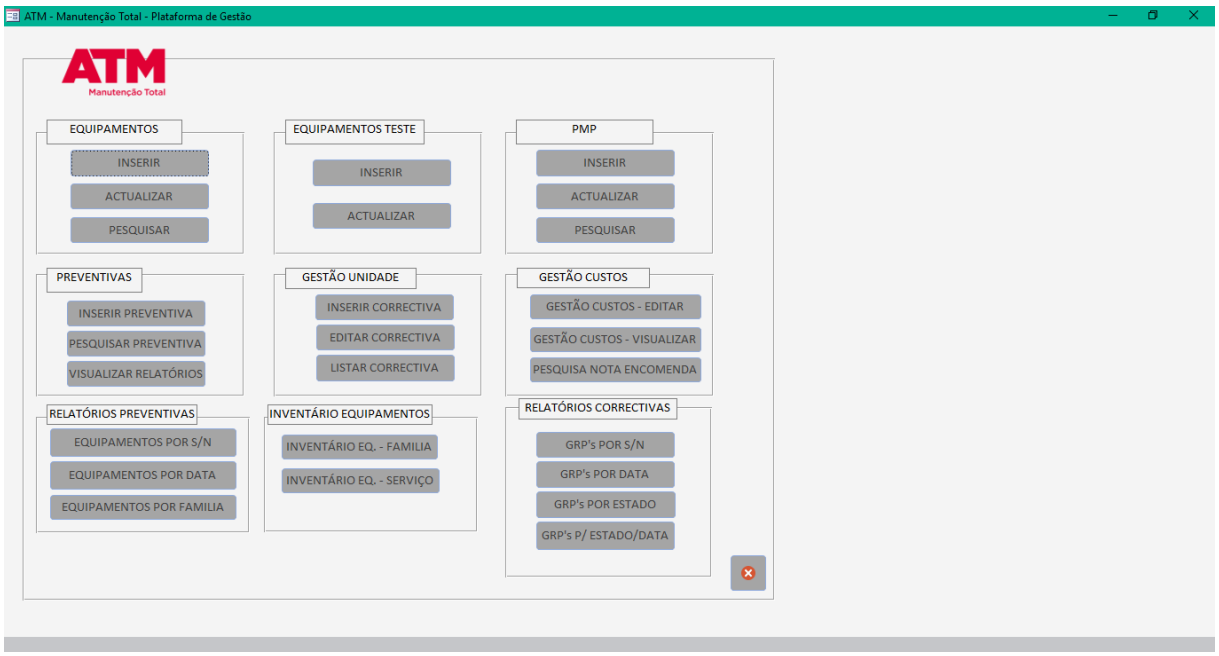


Figura 7.8: Antigo menu da plataforma de gestão da manutenção.

Assim, o menu implementado (Figura 7.9) é composto por oito secções sempre visíveis, sendo que para aceder às subsecções, basta clicar por cima dos diversos retângulos. Após clicar, são apresentadas as subsecções relativas à respetiva secção (Figura 7.10), onde, de seguida, o utilizador deve clicar nos retângulos desejados para abrir a respetiva janela (Figura 7.11). Para ajudar o utilizador a saber em que secção se encontra, todos os contornos dos retângulos das secções são apagados, expeto o contorno do retângulo da secção aberta (Figura 7.10).

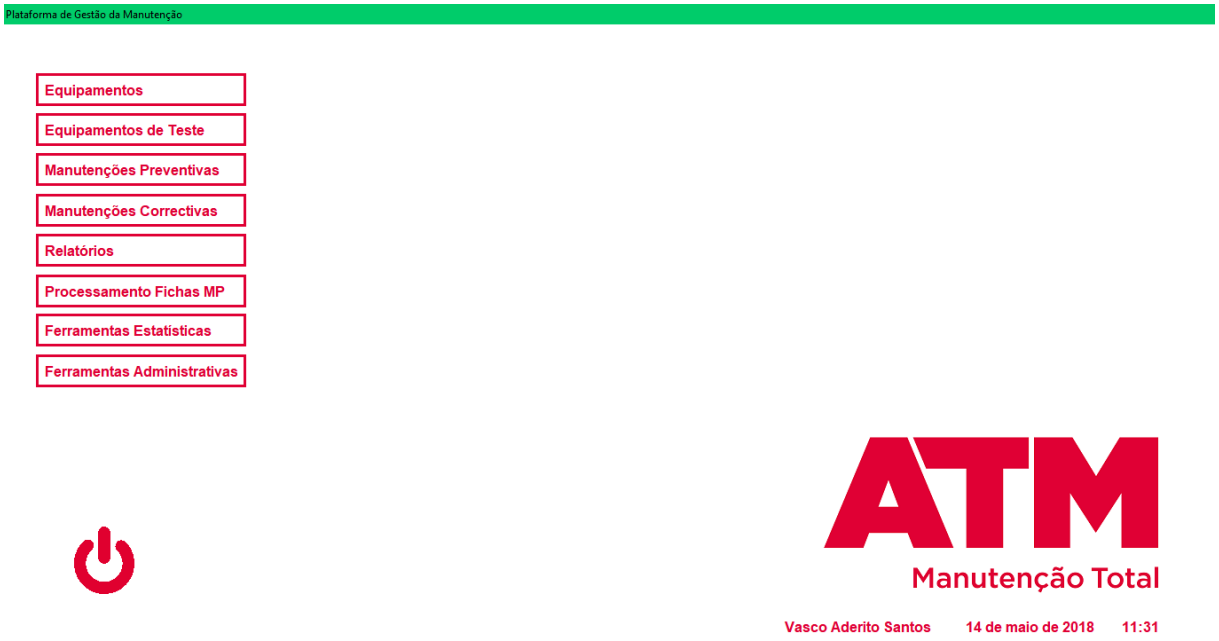


Figura 7.9: Janela do menu da plataforma de gestão da manutenção.

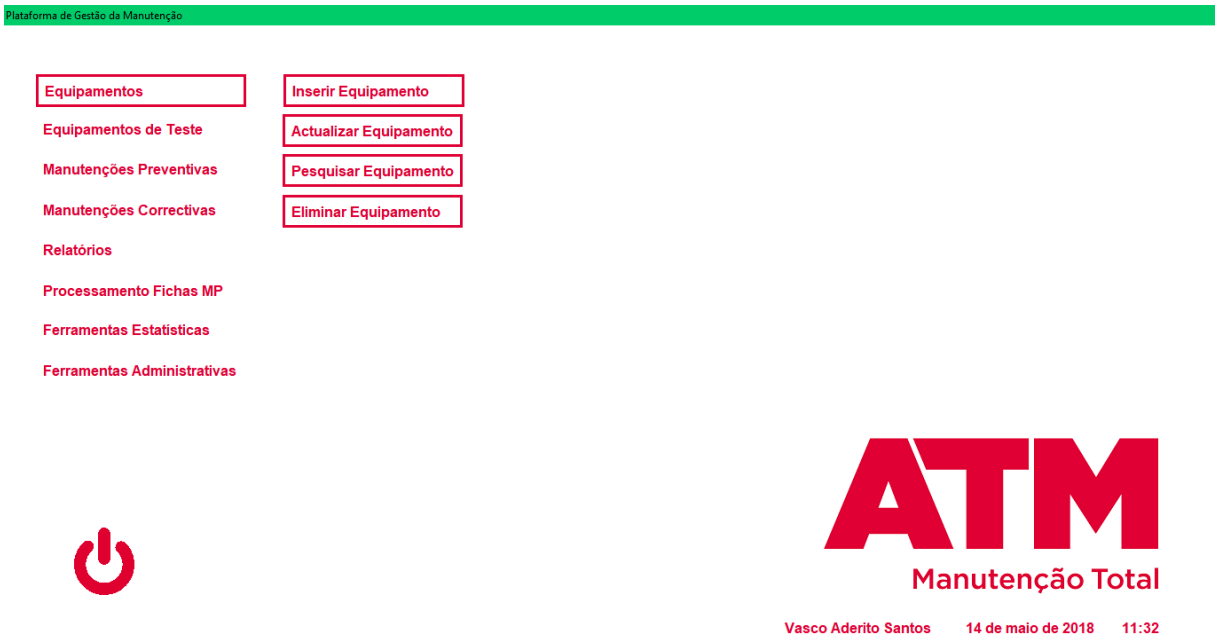


Figura 7.10: Janela do menu relativo aos equipamentos.

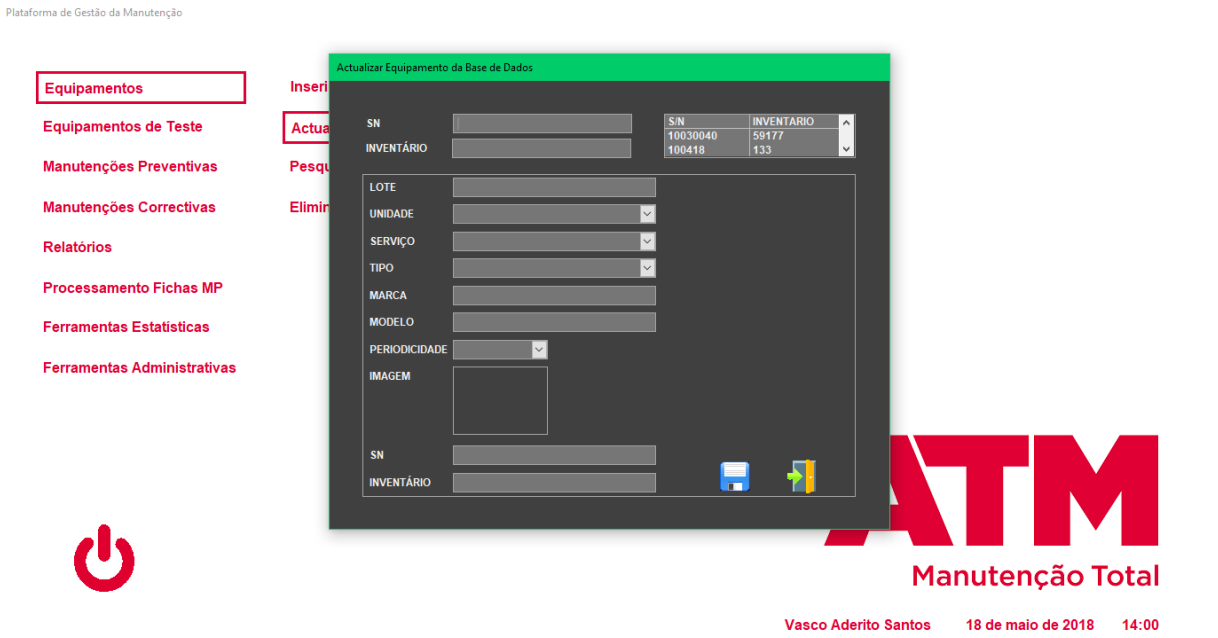


Figura 7.11: Janela de actualização de equipamento(s) registado(s) na BD.

7.3.3 Desenvolvimento do *Design* da Plataforma de Gestão da Manutenção

Como mencionado anteriormente, a plataforma de gestão da manutenção encontrava-se sem nenhum *design* de utilizador trabalhado e implementado. Neste sentido, foi efetuada uma análise e várias tentativas de *design*, de acordo com combinações de cores, com o objetivo de tornar o mais amigável possível e mínimo o cansaço dos olhos dos utilizadores após longos períodos de utilização e com a flexibilidade e liberdade permitida pelas regras da utilização do logótipo da empresa, cores utilizadas, entre outros. No final, o *design*

implementado consistiu num *design* simples, com um fundo branco no menu da plataforma de gestão da manutenção e os textos e contornos, botão de desligar e logotipo da empresa com as cores do último (Figura 7.9). Relativamente às diversas janelas da plataforma de gestão da manutenção, antes eram representadas com fundo branco, sem grande impacto visual (Figura 7.12). No final, as janelas ficaram com um fundo cinza escuro (Figura 7.2-a), com o fundo das caixas de texto mais claras que o fundo da janela e símbolos representativos em vez de texto nos botões da janela.



Figura 7.12: Exemplo de uma antiga janela da plataforma de gestão da manutenção.

7.3.4 Implementação de Novos Objetos

Foram criados diversos novos formulários (Figura 7.13) e relatórios (Figura 7.14) que adicionaram funcionalidades importantes e qualidade informativa à plataforma de gestão da manutenção. Por consequência, foram igualmente criadas novas consultas, macros e módulos.

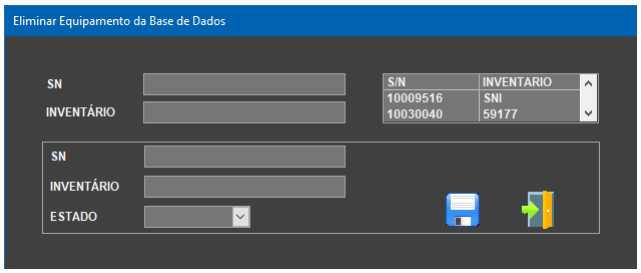


Figura 7.13: Exemplo de um novo formulário que permite eliminar equipamento(s) da DB.

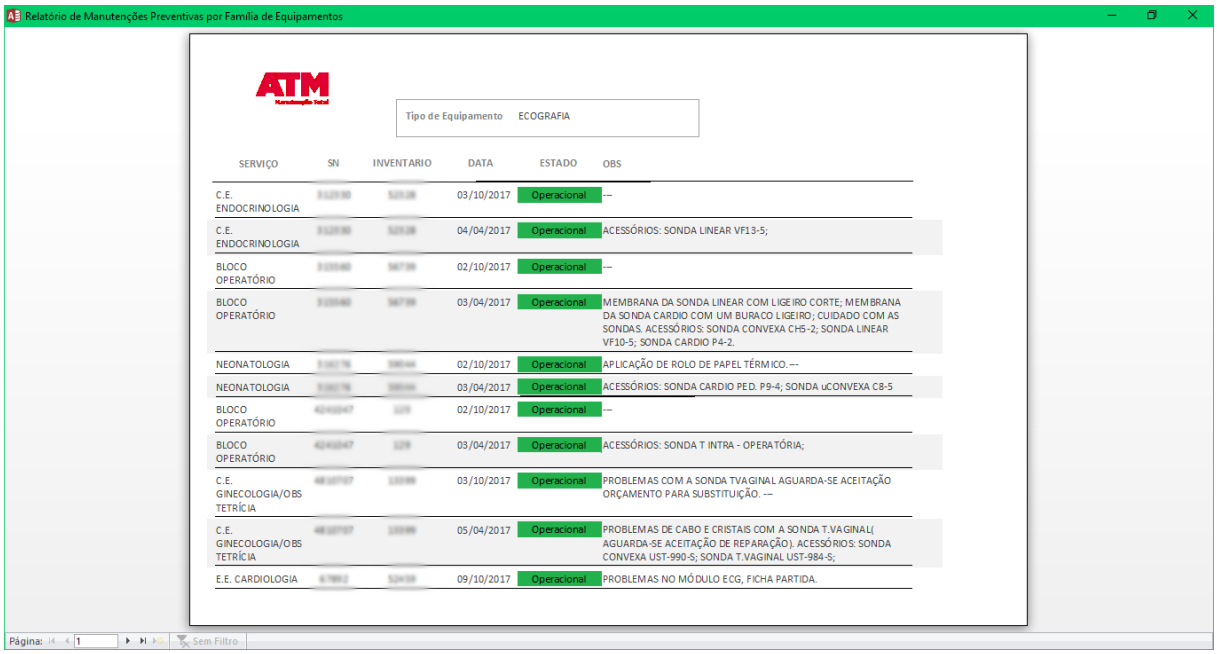


Figura 7.14: Exemplo de um novo relatório que reúne as informações acerca das manutenções preventivas dos equipamentos por família de equipamentos.

7.3.5 Implementação das Ferramentas Administrativas

A plataforma de gestão da manutenção não apresentava nenhuma componente administrativa pelo facto de não a necessitar (visto que não apresentava nenhum utilizador registado). Porém, com a implementação do sistema de *login* e consequente introdução de utilizadores na BD, foi fundamental o desenvolvimento da uma secção de ferramentas administrativas, na perspetiva da gestão dos utilizadores e dos dados associados aos mesmos. Deste modo, foram criados os seguintes formulários de:

- Adição de novo(s) utilizador(es) na BD;
- Edição de utilizador(es) registado(s) na BD;
- Pesquisa de utilizador(es) registado(s) na BD;
- Alteração da senha de utilizador(es) registado(s) na BD;
- Ativação/desativação de utilizador(es) registado(s) na BD.

7.3.6 Implementação das Ferramentas Estatísticas

Tal como as ferramentas administrativas, a plataforma de gestão da manutenção não apresentava nenhuma componente estatística. No entanto, uma informação estatística é sempre primordial para avaliar a qualidade e gestão da manutenção de equipamentos.

Assim, foi planeada a implementação de dois itens estatísticos:

- Análise da faturação: é apresentado um relatório de análise da faturação obtida por intervalo de tempo desejado;
- Análise das intervenções de manutenção corretivas: permite a visualização de dados sob a forma de um relatório estatísticos sobre intervenções de manutenção corretivas [1].

7.3.7 Diversas Tarefas

Além das tarefas implementadas e mencionadas anteriormente, foram ainda desenvolvidas muitas outras, tais como:

- Implementação do máximo de mensagens de aviso e/ou de erros;
- Implementação do nome do utilizador com a sessão iniciada, data por extenso e hora atualizada no menu da plataforma de gestão da manutenção;
- Implementação do comportamento das teclas *Enter*, *Esc* e *Tab*;
- Implementação das permissões de acesso às diferentes secções e subsecções da plataforma de gestão da manutenção: foram definidas quatro tipo de permissões diferentes (Administrador, *Read & Write*, *Read* e Convidado);
- Outras.

7.4 Manual de Utilizador

Com o objetivo de auxiliar o utilizador na correta utilização e interação com a plataforma de gestão da manutenção foi elaborado um manual de utilizador. Este manual foi escrito pelo próprio estagiário com o auxílio e correção do responsável pela equipa de trabalho. O manual é composto por 89 páginas e dividido em três partes distintas. Numa primeira parte, são expostos os requisitos da instalação e uso da plataforma de gestão da manutenção. Segue-se a componente de identificação do utilizador e a apresentação e demonstração do funcionamento da plataforma de gestão da manutenção. Finalmente são demonstradas as permissões de acesso necessárias para a utilização da plataforma.

A informação adicional sobre as tarefas implementadas mencionadas, bem como a correta interação com a plataforma de gestão da manutenção, podem ser consultadas no Anexo "Manual de Utilizador" [2].

[1] Este item não foi implementado na sua totalidade, pelo que ainda se encontra em desenvolvimento.

[2] O manual de utilizador foi escrito de acordo com o antigo acordo ortográfico de 1945 a pedido do responsável pela equipa de trabalho.

7.5 Considerações Finais

Este trabalho de desenvolvimento de *software* revelou-se uma extrema mais-valia e oportunidade de aprendizagem por parte do estagiário. Embora tivesse conhecimentos básicos sobre BD, adquiridos ao longo das diversas unidades curriculares nos seus estudos, este *software* e sua forma de trabalho eram desconhecidos pelo estagiário. Graças a este trabalho, permitiu igualmente oferecer uma perspetiva diferente (gestão da manutenção) da área da manutenção de equipamentos de eletromedicina e manutenção em geral. Neste contexto, ficou nítido a perceção da grande importância de uma boa gestão da manutenção, no sentido de facilitar o trabalho e melhorar a qualidade do mesmo. É de referir que além deste trabalho de desenvolvimento de *software*, o estagiário realizou igualmente trabalho enquanto introdução de dados relativos à gestão da manutenção no próprio software em desenvolvimento, tais como, fichas de intervenções de manutenção preventiva e corretiva, correções do inventário de equipamentos, entre outros.

8 Conclusões e Reflexões Finais

Diante os diversos objetivos traçados para a realização do estágio, o estagiário considera que foram, sem sombra de dúvida, alcançados com sucesso. Além da grande aquisição de conhecimentos na área da manutenção de equipamentos de eletromedicina e aplicação/aprofundamento de conceitos previamente adquiridos, o estagiário teve a oportunidade de contactar e aprender com duas atividades adicionais, as quais não estavam inicialmente previstas: as auditorias nos blocos operatórios e o desenvolvimento do *software*.

O estagiário encarou este estágio como uma oportunidade, assim como um desafio. Uma oportunidade por estagiar numa empresa referência na área da manutenção em geral e de equipamentos de eletromedicina em Portugal. Pôde crescer a nível pessoal, contactando com realidades diferentes, diferentes equipas, profissionais e locais de trabalho, a nível profissional, pela consciencialização de cumprimentos de horários, rotinas de trabalho e realidade de um contexto empresarial, bem como a nível académico, através da consolidação e aprofundamento de conhecimentos teóricos e técnicos. O estagiário encarou, igualmente, o estágio como um desafio devido a tê-lo obrigado a sair da sua zona de conforto (geográfica e familiar), bem como a apreensão do primeiro contacto com o mundo do trabalho na respetiva área. No entanto, apesar da dificuldade inicial e necessidade de adaptação, com o decorrer do estágio e dos conhecimentos adquiridos, o estagiário sentiu-se cada vez mais à vontade e grato pela confiança depositada, dando-lhe autonomia e responsabilidades na realização de diversas atividades.

Realizando uma reflexão crítica das atividades desenvolvidas ao longo do estágio, o maior ponto positivo apontado pelo estagiário consistiu na diversidade dos trabalhos realizados e em especial atenção na realização de intervenções de manutenção preventiva a inúmeros tipos de equipamentos. Não havendo nenhum ponto menos positivo, o estagiário apenas teria tido muito interesse em realizar duas atividades adicionais. A primeira consistia na realização de uma intervenção de manutenção preventiva ou auditoria aos blocos operatórios em condições reais (procedimento cirúrgico em curso), no sentido de testar o estagiário quanto ao possível desconforto da situação. A segunda atividade desejada consistia no acompanhamento e auxílio de ações de formação de equipamentos de eletromedicina.

Ao longo do estágio, o estagiário confirmou o seu interesse pela área da manutenção de equipamentos de eletromedicina, assim como da validação da escolha do estágio e respetiva área. Ainda assim, nesta fase de reflexão final, o estagiário revela igualmente um novo interesse por empresas da mesma área, embora mais especificadas num certo tipo/gama de equipamentos.

Bibliografia

[1] ATM Manutenção Total (2018). *Quem Somos (página internet oficial)*. Disponível em https://atmtotal.com/sobre/, consultada a: julho, 2018.

[2] José de Mello. *História do Grupo (página internet oficial)*. Disponível em https://www.josedemello.pt/historia-do-grupo/, consultada a: agosto, 2018.

[3] José de Mello. *Estrutura e perfil (página internet oficial)*. Disponível em https://www.josedemello.pt/estrutura-e-perfil/, consultada a: agosto, 2018.

[4] João Sarmento (2012). *Internamentos por Causas Sensíveis a Cuidados de Ambulatório em Contexto de Integração Vertical*. Tese de Mestrado da Escola Nacional de Saúde Pública da Universidade Nova de Lisboa, Lisboa, Portugal.

[5] Deloitte (2011). *Saúde em Análise - Uma Visão para o Futuro*. Life Sciences & Healthcare.

[6] Conselho de Administração ULSM EPE (2018). *Relatório de Governo Societário 2017*. Matosinhos, Portugal.

[7] Conselho de Administração ULSM EPE (2017). *Plano de Atividades e Orçamento 2017*.

[8] Cátia Santos (2012). *Um Caminho a Seguir*. Tese de Mestrado do Instituto Ciências da Saúde da Universidade Católica Portuguesa, Porto, Portugal.

[9] Serviço Nacional de Saúde (2016). *Unidade Local de Saúde de Matosinhos, EPE (página internet oficial)*. Disponível em https://www.sns.gov.pt/entidades-de-saude/unidade-local-de-saude-de-matosinhos-epe/, consultado a: setembro, 2018.

[10] Rafael Silva (2014). *Eficiência Energética no Hospital Pedro Hispano*. Tese de Mestrado do Departamento de Engenharia Eletrotécnica do Instituto Superior de Engenharia do Porto, Porto, Portugal.

[11] Abílio Santos (2017). *Manutenção de Equipamentos Médicos*. Tese de Mestrado do Instituto Superior de Engenharia do Porto, Porto.

[12] CERTIF Associação para a Certificação. *Quem Somos (página internet oficial)*. Disponível em http://www.certif.pt/quemsomos.asp, consultada a: julho, 2018.

[13] APCER Associação Portuguesa de Certificação (2018). *Sobre a APCER (página internet oficial).* Disponível em https://www.apcergroup.com/portugal/index.php/pt/, consultada a: setembro, 2018.

[14] Pedro Maça (2015). *Implementação de um Sistema de Gestão da Qualidade Segundo a Norma NP EN ISO 9001:2008.* Tese de Mestrado da Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade de Coimbra, Coimbra, Portugal.

[15] APCER Associação Portuguesa de Certificação. *ISO 9001 - Sistemas de Gestão da Qualidade (página internet oficial).* Disponível em https://apcergroup.com/portugal/index.php/pt/certificacao/40/iso-9001, consultada a: setembro, 2018.

[16] Instituto Português da Qualidade. *NP 4397 - Sistemas de Gestão da Segurança e Saúde do Trabalho: Requisitos (2008).*

[17] APCER Associação Portuguesa de Certificação. *OHSAS 18001 / NP 4397 - Sistemas de Gestão da Segurança e Saúde do Trabalho (página internet oficial).* Disponível em https://apcergroup.com/portugal/index.php/pt/certificacao/66/ohsas-18001-np-4397, consultada a: setembro, 2018.

[18] APCER Associação Portuguesa de Certificação. *ISO 14001 - Sistemas de Gestão Ambiental (página internet oficial).* Disponível em https://apcergroup.com/portugal/index.php/pt/certificacao/6/iso-14001, consultada a: setembro, 2018.

[19] APCER Associação Portuguesa de Certificação. *NP 4492- Requisitos para a Prestação de Serviços de Manutenção (página internet oficial).* Disponível em https://apcergroup.com/portugal/index.php/pt/certificacao/34/np-4492, consultada a: setembro, 2018.

[20] Assembleia da República (2011). *Decreto-Lei n. 56/2011.* Number 79. Diário da República.

[21] Jornal Oficial da União Europeia. *Regulamento (CE) N303/2008 da Comissão (2008).*

[22] INFRAMED. *O que é o INFARMED - Autoridade Nacional do Medicamento e dos Produtos de Saúde I.P.? (página internet oficial).* Disponível em http://www.infarmed.pt/web/infarmed/perguntas-frequentes-area-transversal/sobre-o-infarmed, consultada a: setembro, 2018.

[23] Ministério da Economia e do Emprego (2012). *Despacho Normativo n.15/2012.* Diário da República.

[24] José Farinha (2011). *Manutenção: A Terologia e as Novas Ferramentas de Gestão*. Investimentos e Organização. 1 edition.

[25] Instituto Português da Qualidade (2007). *NP EN 13306:2007 - Terminologia da Manutenção*.

[26] Sécheron (2017). *Sistema de Monitoramento de Corrente de Fuga*. Genebra, Suiça.

[27] Michael Forrest (2002). *The Investigation of Electromedicine*.

[28] Assembleia da República (2008). *Decreto-Lei n. 226/2005: Regras Técnicas das Instalações Eléctricas de Baixa Tensão*. Diário da República.

[29] Ministério da Saúde (2002). *Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerencioamento da Manutenção: Capacitação a Distância*. Brasília, Brasil.

[30] The Biomedical Engineering Handbook (2006). *Medical Devices and Systems*. Taylor & Francis Group.

[31] Joseph Dyro (Eds.) (2004). *The Clinical Engineering Handbook*. The Biomedical Engineering Series. 1 edition.

[32] Safemed (2015). *Segurança e Saúde dos Trabalhadores em Meio Hospitalar (página internet oficial)*. Disponível em http://blog.safemed.pt/seguranca-e-saude-dos-trabalhadores-em-meio-hospitalar/, consultada a: outubro, 2018.

[33] Direcção Direcção-Geral da Saúde (2006). *Organização de Serviços de Segurança, Higiene e Saúde no Trabalho em Serviços de Saúde*.

[34] Tânia Filipe (2012). *A Problemática da Higiene, Segurança e Saúde no Trabalho em Contexto Hospitalar*. Tese de Mestrado da Escola Superior de Tecnologia e Gestão, Porto, Portugal.

[35] Inácio Fonseca (2018). *Manutenção de Equipamentos e Instalações*. Instituto Superior de Engenharia de Coimbra.

[36] International Electrotechnical Commission. *About the IEC (página internet oficial)*. Disponível em https://www.iec.ch/about/?ref=menu, consultada a: outubro, 2018.

[37] International Organization for Standardization. *About ISO (página internet oficial)*. Disponível em https://www.iso.org/home.html, consultada a: outubro, 2018.

[38] American National Standards Institute. *About ANSI (página internet oficial)*. Disponível em https://www.ansi.org/, consultada a: outubro, 2018.

[39] Association for the Advancement of Medical Instrumentation. *AAMI Foundation (página internet oficial)*. Disponível em http://www.aami.org/index.aspx, consultada a: outubro, 2018.

[40] National Sanitation Foundation. *About NSF (página internet oficial)*. Disponível em http://www.nsf.org/about-nsf/, consultada a: outubro, 2018.

[41] Criticare Systems (2005). *Monitor de Sinais Vitais Poet Plus 8100, Manual de Operador*. Brasil.

[42] Cláudia Silva (2012). *Normalização de Equipamento Médico, Requisitos Técnicos e Metrológicos*. Tese de Mestrado do Instituto Superior de Engenharia do Porto, Porto, Portugal.

[43] Hugo Fonseca (2008). *Monitorização de Sinais Vitais com uma Consola de Jogos Portátil*. Tese de Mestrado do Departamento Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro, Aveiro, Portugal.

[44] Liliana Pereira (2015). *Análise de ECG no Contexto de Telemonitorização em Insuficiência Cardíaca*. Tese de Mestrado da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, Coimbra, Portugal.

[45] Mike Cadogan (2018). *Lead Positioning (página internet oficial)*. Disponível em https://lifeinthefastlane.com/ecg-library/basics/lead-positioning/, consultada a: agosto, 2018.

[46] Lippincott Williams & Wilkins (2011). *ECG Interpretation Made Incredibly Easy*. Chris Burghardt, 5 edition.

[47] Philips Medical Systems (2007). *12-Lead ECG Monitoring with EASI Lead System*. Netherlands.

[48] Philips Medical Systems (2006). *SureSigns VM Series Patient Monitors*. USA, 2 edition.

[49] Cables and Sensors. *12-Lead ECG Placement Guide with Illustrations (página internet oficial)*. Disponível em https://www.cablesandsensors.com/pages/12-lead-ecg-placement-guide-with-illustrations, consultada a: outubro, 2018.

[50] Fernando Quintas (2015). *Desenvolvimento de um Oxímetro de Pulso com Comunicação Bluetooth*. Tese de Mestrado da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, Coimbra, Portugal.

[51] Christian Alexander et al. (1989). *Principles of Pulse Oximetry: Theoretical and Practical Considerations*, volume 68. lnternational Anesthtesia Research Society.

[52] Wilma Nunes e Renato Terzi (1999). *Oximetria de Pulso na Avaliação do Transporte de Oxigénio em Pacientes Críticos*, volume 7. Revista Latino-Americana de Enfermagem.

[53] Victor Santos (2017). *Monitores de Sinais Vitais*. Instituto Superior de Engenharia de Coimbra.

[54] Manuel Carrageta (2006). *Tudo o Que Deve Saber Sobre Hipertensão Arterial*. Number 9. Fundação Portuguesa de Cardiologia.

[55] Metrologia na Saúde (2016). *Metrologia na Saúde - Guia de Boas Práticas, Parte II, Capitulo I: Instrumentos de Medição da Pressão Arterial*.

[56] Sandra Castro (2014). *Estudo de Campo de Verificação Metrológica de Termómetros Clínicos Timpánico*. Tese de Mestrado do Instituto Superior de Engenharia do Porto, Porto, Portugal.

[57] Peter Vogelaere e Catarina Pereira (2005). *Termoregulação e Envelhecimento*, volume 24. Port Cardiol.

[58] Andreia Carreira (2015). *Capnografia em Pessoa Submetida a Ventilação Mecânica Não Invasiva*. Tese de Mestrado do Instituro Politécnico de Setúbal, Setúbal, Portugal.

[59] Jacqueline Mello e Manju Butani (2012). *Capnography*, volume 46. Indian Journal of Anaesthesia.

[60] Armindo Cunha et al. (2013). *Interacção Pessoa-Máquina*. Faculdade de Ciências da Universidade do Porto.

[61] Instituto Nacional de Emergência Médica e Departamento de Formação em Emergência Médica (2017). *Manual de Suporte Básico de Vida - Adulto*.

[62] David Szpilman (2013). *Qual a Importância do Desfibrilador Externo Automático (DEA) em Praias e Balneários e Especialmente em Casos de Afogamento?*

[63] Inê Costa et al. (2012). *Manual de Suporte Básico de Vida e Desfibrilhação Automática Externa*. Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal.

[64] Philips Medical Systems (2009). *Heartstart Automated External Desfibrillators Tecnhincal Reference Manual*.

[65] Philips Healthcare (2008). *AED Algorithm*. USA.

[66] Victor Santos (2017). *Desfibrilhadores*. Instituto Superior de Engenharia de Coimbra.

[67] David Silva (2015). *Engenharia Clínica - Manutenção de Equipamentos de Eletromedicina*. Tese de Mestrado do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Coimbra, Portugal.

[68] Philips Medical Systems (2009). *Desfibrilador HeartStart XL*. Andover, USA, 7 edition.

[69] Joana Babo (2016). *Manutenção e Gestão da Manutenção de Equipamentos Médicos*. Tese de Mestrado do Instituto Superior de Engenharia do Porto, Porto, Portugal.

[70] Vanessa Poveda (2016). *Eletrocirurgia*. Universidade de São Paulo.

[71] Covidien (2008). *Principles of Eletrosurgery*. Boulder, USA.

[72] Helder Ferreira e Carlos Ferreira (2015). *A Manual of Minimally Invasive Gynecological Surgery*, chapter Principle and Use of Electrosurgery in Laparoscopy, pages 69–77. Jaypee Brothers Medical Publishers, 5 edition.

[73] Ana Castro (1197). *Estudo de Funcionalidade e Seguraça em Unidades Eltrocirúrgicas de Alta Frequência*. Tese de Mestrado do Departamento de Engenharia ElÃ©trica da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil.

[74] Fluke Corporation (2007). *RF303 Electrosurgical Analyze: Operators Manual*. USA.

[75] Margarida Costa (2013). *Ecografia Abdominal*. Universidade de Évora.

[76] Philip Palmer et al. (1995). *Manual of Diagnostic Ultrasound*, volume 1. World Health Organization, 2 edition.

[77] Michael Reinhardt e Stuart Foster (2008) Peter Hauff. *Ultrasound Basics*. Handbook of Experimental Pharmacology.

[78] David Chang (2013). *Clinical Application of Mechanical Ventilation*. Stephen Helba, USA, 4 edition.

[79] Paulo Martelo (2015). *Ventiladores Pulmonares: Definição Do Método De Calibração/Ensaio, Aplicação Regulamentar E Estudo Da Situação Atual*. Tese de Mestrado do Instituto Superior de Engenharia do Porto, Porto, Portugal.

[80] Filipa Marques (2008). *Análise do Perfil dos Consumos de Gases Frescos e Anestésicos, Durante a Anestesia Geral, em Circuito Fechado*. Tese de Mestrado da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, Coimbra, Portugal.

[81] Metrologia na Saúde (2017). *Metrologia na Saúde - Guia de Boas Práticas, Parte II, Capitulo II: Bombas de Perfusão*.

[82] Cláudia Costa et al. (2017). *Conhecimentos e Práticas de Manuseio de Incubadoras Neonatais por Profissionais de Enfermagem*, volume 30. Acta Paulista de Enfermagem.

[83] Fanem (2009). *Manual do Usuário Incubadora Neonatal Modelo 1186*. São Paulo, Brasil.

[84] José Júnior et al. (2013). *Assessment and Certification of Neonatal Incubator Sensors through an Inferential Neural Network*, volume 13. Sensors.

[85] WEM Equipamentos Médicos (2010). *Instruções de Uso: Perinatal Monitoring System (Sistema de Monitoração Perinatal) Modelo BT-350*. São Paulo, Brasil.

[86] Verbenia Costa (2006). *Cardiotocagrafia Compoturizada em Gestantes com Diabetes Mellitus: Efeitos da Glicemia Capilar Materna na Frequência Cardíaca Fetal*. Tese de Mestrado da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil.

[87] Seizo Miyadahira e Marcelo Zugaib (2009) Roseli Nomura. *Avaliação da Vitalidade Fetal Anteparto*, volume 31. Universidade de São Paulo.

[88] Peter Riddle (2013). *Centrifugation: a Guide to Equipment Use and Maintenance*. The Biomedical Scientist.

[89] David Rickwood (2001). *Centrifugation Techniques*. Encyclopedia of Life Sciences.

[90] Carlos Vieira (2016). *UPS Híbrida - Integração de uma Fonte de Alimentação Ininterrupta com um Sistema de Geração Fotovoltaico*. Tese de Mestrado da Escola Superior de Tecnologia de Setúbal, Setúbal, Portugal.

[91] Indusmelec (2014). *UPS: Unidades de Alimentação Interrupta*. Ramada, Portugal.

[92] Metrologia na Saúde (2016). *Metrologia na Saúde - Guia de Boas Práticas, Parte II, Capitulo II: Termómetros Clínicos*.

[93] Covidien (2012). *Manual de Funcionamiento Genius 2: Termómetro Timpánico y Base*. Espanha.

[94] Sergio Junior (2008). *Estudo da Confiabilidade Metrológica de Esfigmomanômetros*. Tese de Mestrado da Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil.

[95] Catarina Moreira (2013). *Microscópio Ótico*, volume 1. Revista de Ciência Elementar.

[96] Francisco Sampaio et al. (2017). *Rede Nacional de Especialidade Hospitalar e de Referenciação: Medicina Física e de Reabilitação*. República Portuguesa.

[97] Pedro Branco et al. (2005). *Temas de Reabilitação - Agentes Físicos: Magnetoterapia, Laserterapia, Vibroterapia, Ondas de choque*. Porto, Portugal.

[98] Dyjalma Bassoli (2001). *Avaliação dos Efeitos do Ultra-som Pulsado de Baixa Intensidade da Refgeneração de Músculos Esqueléticos com Vista à Aplicabilidade em Clínica Fisioterapêutica*. Tese de Mestrado da Universidade De São Paulo, São Paulo, Brasil.

[99] Camila Marcon et al. (2015). *Atuação Fisioterapêutica nas Principais Lesões Musculares que Acometem Jogadores de Futebol de Campo*, volume 6. Revista Científica da Faculdade de Educação e Meio Ambiente.

[100] Vagner Sá (2003). *Fisioterapia Geral: Termoterapia, Actinoterapia, Laserterapia, Eletroterapia*.

[101] Zimmer MedizinSysteme (2009). *Micro 5, Gebrauchsanweisung*. Hannover, Alemanha.

[102] Rita Neves (2011). *Os Agentes Termofísicos - Revisão da Literatura*. Escola Superior de Saúde Atlântica da Universidade Atlântica.

[103] Isabel Oliveira. *Tratamento de Parafina (página internet oficial)*. Disponível em http://www.isabeloliveira.pt/servicos/manicure/tratamento-de-parafina/, consultada a: outubro, 2018.

[104] Pedro Branco et al. (2006). *Temas de Reabilitação - Reabilitação Aquática*. Porto, Portugal.

[105] Ana Almeida (2012). *Estimulação Nervosa Eléctrica Transcutânea (TENS) no Tratamento da Disfunção Temporo-Mandibular*. Tese de Mestrado da Faculdade de Medicina Dentária Universidade de Lisboa, Lisboa, Portugal.

[106] Gladys Cheing e Christina Hui-Chan (2003). *Analgesic Effects of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation and Interferential Currents on Heat Pain in Healthy Subjects*, volume 35. Journal of Rehabilitation Medicine.

[107] PhysioGo (2018). *Apresentação das Terapêuticas*. Ansião, Portugal.

[108] BodyScience (2017). *Quais as diferenças entre pressoterapia e drenagem linfática? (página internet oficial)*. Disponível em http://bodyscience.pt/blog/pressoterapia-drenagem-linfatica/, consultada a: outubro, 2018.

[109] Centros Único (2013). *Tratamento Pressoterapia [ficheiro em vídeo]*. Disponível em https://www.youtube.com/watch?v=atOvNhUMmD4, consultada a: setembro, 2018.

[110] Grupo Vitalino (2016). *Catálogo Fisioterapia*. Fânzeres, Portugal, 2 edition.

[111] Administração Central do Sistema de Saúde (2017). *Recomendações Técnicas para Serviços de Neonatologia*. República Portuguesa.

[112] Pedro Sousa (2015). *Fototerapia: Indicações e Contravérsias*. Tese de Mestrado da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, Coimbra, Portugal.

[113] Centro Hospitalar do Médio Ave (2014). *O que é a Icterícia Neonatal*. Vila Nova de Famalicão, Portugal.

[114] Laura Stokowski (2006). *Fundamentals of Phototherapy for Neonatal Jaundice*, volume 11. Advances in Neonatal Care.

[115] Ministério da Saúde (2011). *Atenção à Saúde do Recém-Nascido: Guia para os Profissionais de Saúde*, volume 4. Brasília, Brasil, 1 edition.

[116] Nufer Medical AG (2012). *Ceratherm 600-3*. Bern, Suiça.

[117] IBERDATA Hospitalar. *Reanimação (página internet oficial)*. Disponível em http://www.iberdata.pt/p8-c-54-reanimacao-pt, consultada a: outubro, 2018.

[118] Dräger. *Resuscitaire (página internet oficial)*. Disponível em https://www.draeger.com/en-us-us/Hospital/Products/Thermoregulation-and-Jaundice-Management/Neonatal-Open-Care/Resuscitaire, consultada a: outubro, 2018.

[119] CUF. *Cardiologia (página internet oficial)*. Disponível em https://www.saudecuf.pt/areas-clinicas/cardiologia, consultada a: outubro, 2018.

[120] Adalberto Filho et al. (2013). *Recomendações da Sociedade Brasileira de Arritmias Cardíacas para Serviços de Holter*, volume 101. Sociedade Brasileira de Arritmias Cardíacas.

[121] Ana Negrão et al. (2015). *Holtermim*. Universidade do Porto.

[122] CUF. *MAPA - Monitorização Ambulatória da Pressão Arterial (página internet oficial)*. Disponível em https://www.saudecuf.pt/unidades/mafra/areas-clinicas/exames/cardiologia/mapa-monitorizacao-ambulatoria-da-pressao-arterial, consultada a: outubro, 2018.

[123] Administração Central do Sistema de Saúde (2011). *Recomendações Técnicas para Bloco Operatório*. República Portuguesa.

[124] Wagner Castropil et al. (2008). *Neurapraxia do Femoral pelo Uso do Garrote: Relato de Caso*. Revista Brasileira de Ortopedia.

[125] Rúbia Lemes e Janaína Duarte (2004). *Desenvolvimento de um Aspirador Cirúrgico*. Universidade do Vale do Paraíba.

[126] Leandro Braz et al. (2017). *Comparação de Resíduos de Gases Anestésicos em Salas de Operacção Com ou Sem Sistema de Exaustão em Hospital Universitário Brasileiro*, volume 67. Revista Brasileira de Anestesiologia.

[127] João Matos (2014). *Qualidade do Ar Interior em Ambiente Hospitalar: Identificação de Poluentes, Fontes e Estratégias para a Otimização dos Serviços de Saúde*. Tese de Mestrado da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa, Lisboa, Portugal.

[128] Schneider Electric (2010). *High-level Healthcare Thanks to Electric Power Availability*. Rueil-Malmaison, France.

[129] WEG (2016). *Sistema de Isolação e Aterramento IT Médico*. Jaraguá do Sul, Brasil.

[130] Schneider Electric (2009). *Secure Power Distribution and Monitoring Solution for Operating Theatres*. Rueil-Malmaison, França.

[131] Cristófoli Equipamentos de Biossegurança (2012). *Negatoscópios Cristófoli Manual de Instruções*. Campo Mourão, Brasil, 4 edition.

[132] António Santos (2009). *Sistemas de Climatização Destinados a Blocos Operatórios*. Tese de Mestrado do Departamento de Engenharia Mecânica do Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, Lisboa, Portugal.

[133] Peter Hoffman et al. (2002). *Microbiological Commissioning and Monitoring of Operating Theatre Suites*, volume 52. Journal of Hospital Infection.

[134] International Organization for Standardization (2015). *ISO 14644-1:2015 - Cleanrooms and Associated Controlled Environments - Part 1: Classification of Air Cleanliness by Particle Concentration*. 2 edition.

[135] Ministério da Saúde (1994). *Decreto Regulamentar 63/94: Requisitos Unidades Privadas de Saúde*.

[136] Administração Central do Sistema de Saúde (2008). *Especificações Técnicas para Instalações de AVAC ET 06/2008*.

[137] Ministério das Obras Públicas Transportes e Comunicações (2006). *Decreto-Lei n. 79/2006: Regulamento dos Sistemas Energéticos de Climatização em Edifício*.

[138] Microsoft. *Noções Básicas da Base de Dados (página internet oficial)*. Disponível em https://support.office.com/pt-pt/article/Noconsultado a: agosto, 2018.

[139] Alberto Carreira (2000). *Microsoft Access 2000*. Viseu e Escola Superior de Educação.

[140] José Coelho (2011). *Curso Prático: Introdução à Base de Dados Utilizando Microsoft Access*. Universidade Aberta.

[141] Filipe Caldeira (2003). *Introdução aos Sistemas de Gestão de Bases de Dados Microsoft ACCESS*. Escola Superior de Tecnologia de Viseu.

[142] Microsoft. *Introdução à programação do Access (página internet oficial)*. Disponível em https://support.office.com/pt-pt/article/introduconsultado a: agosto, 2018.

[143] Tutorialspoint (2016). *MS Access*.

[144] Zebra Sistemas (2016). *Sistema de Login (Access 2007) [ficheiro em vídeo]*. Disponível em https://www.youtube.com/channel/UCrof-6NP35vk205g5mGRaFg/videos, consultado a: janeiro, 2018.

[145] Gilberlânio Rocha (2017). *Curso de Access: Sistema de Vendas [ficheiro em vídeo]*. Disponível em https://www.youtube.com/watch?v=moBsF2eXfTk&t=6s, consultado a: janeiro, 2018.

[146] Smallbiztlc (2012). *MS Access: Menu Style that Uses Tab Control, Tag Property, and VBA [ficheiro em vídeo]*. Disponível em https://www.youtube.com/watch?v=V1o4HVfiilU&t=115s, consultado a: janeiro, 2018.

[147] Siraj M Saha (2017). *MIcrosoft Access Dynamic Menu | Advance Design | After Login [ficheiro em vídeo]*. Disponível em https://www.youtube.com/watch?v=IMj-4N3EVQs&t=533s, consultado a: janeiro, 2018.

[148] Bruce Fulton (2015). *Create Menus in Microsoft Access 2013 [ficheiro em vídeo]*. Disponível em https://www.youtube.com/watch?v=fzqv6CFJLnU, consultado a: janeiro, 2018.