



isec
Engenharia

MESTRADO EM INSTRUMENTAÇÃO
BIOMÉDICA

**Manutenção Preventiva e Corretiva de
Equipamentos de Eletromedicina –
Estágio Curricular na PromeiCentro**

Autor

Pedro Miguel Pacheco Roça

Orientadores

Professora Doutora Fernanda de Madureira Coutinho

Professor Doutor Inácio de Sousa Adelino da Fonseca

INSTITUTO POLITÉCNICO
DE COIMBRA

INSTITUTO SUPERIOR
DE ENGENHARIA
DE COIMBRA

Coimbra, maio de 2022



isec

Engenharia

DEPARTAMENTO DE FÍSICA E MATEMÁTICA

Manutenção Preventiva e Corretiva de Equipamentos Eletromedicina - Estágio Curricular na PromeiCentro

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

Autor

Pedro Miguel Pacheco Roça

Orientadores

Professora Doutora Fernanda de Madureira Coutinho

Professor Doutor Inácio de Sousa Adelino da Fonseca

Supervisor na empresa PromeiCentro, Lda

Engenheiro Rui Miguel Vicente Antunes Vinagre

INSTITUTO POLITÉCNICO
DE COIMBRA

INSTITUTO SUPERIOR
DE ENGENHARIA
DE COIMBRA

Coimbra, maio de 2022

AGRADECIMENTOS

A conclusão do presente relatório de estágio representa o final de uma importante etapa da minha vida, não podendo deixar de expressar toda a gratidão e reconhecimento:

À minha família, por me permitir ter a oportunidade de estudar longe de casa, onde e o que quis, sendo sempre os primeiros a demonstrar o seu apoio a todos os níveis.

À minha amiga, namorada e companheira de todas as ocasiões, Bruna Sousa, por toda a paciência, apoio e motivação ao longo de todo o meu percurso académico e evolução pessoal.

Aos orientadores de estágio, a Professora Doutora Fernanda Coutinho e o Professor Doutor Inácio Fonseca, por todo o acompanhamento e disponibilidade demonstrada ao longo de todo o processo envolvente ao estágio.

Ao supervisor de estágio, o engenheiro Rui Vinagre, pela confiança depositada em mim e pela oportunidade de cumprir o estágio curricular na PromeiCentro.

A toda a equipa da PromeiCentro, pela disponibilidade, acolhimento, paciência e essencialmente pela vontade demonstrada na partilha de conhecimento.

Aos meus amigos, por tudo.

A Coimbra e a todos os que de alguma maneira contribuíram para a minha evolução pessoal e para que fosse possível a conclusão da minha jornada académica.

Pedro Miguel Pacheco Roça

RESUMO

O presente relatório de estágio insere-se no plano curricular do Mestrado em Instrumentação Biomédica (MIB), lecionado no Instituto Superior de Engenharia de Coimbra (ISEC). Este pretende apresentar e descrever o trabalho realizado durante o estágio curricular na PromeiCentro, empresa cuja principal missão é realizar manutenção preventiva, manutenção corretiva e comercialização de equipamentos médicos, fornecendo um serviço de assistência técnica aos seus clientes.

A manutenção é fundamental em qualquer sector profissional que dependa do uso de equipamentos, garantindo a segurança na sua utilização, otimizando o seu ciclo de vida e preservando a qualidade da prestação de serviços. Em ambiente hospitalar, a manutenção é fulcral no que diz respeito ao correto e seguro funcionamento dos equipamentos médicos e na garantia de qualidade da prestação de cuidados de saúde dos diversos serviços hospitalares.

O estágio focou-se essencialmente na área de manutenção de equipamentos de eletromedicina, decorrendo este em ambiente hospitalar e nas instalações da empresa. Sendo assim, o documento pretende traduzir as principais tarefas realizadas durante as manutenções de equipamentos de eletromedicina, descrevendo o seu funcionamento e relatando a experiência vivida durante os seis meses do estágio curricular realizado.

São ainda apresentados e descritos os principais equipamentos de teste utilizados durante as ações de manutenção preventiva e corretiva, os parâmetros vitais associados aos equipamentos de eletromedicina e informação normativa associada à área de manutenção em ambiente hospitalar.

Palavras-Chave: Eletromedicina, Equipamentos Médicos, Instrumentação Biomédica, Manutenção.

ABSTRACT

This report is an essential part of the Master's Degree in Biomedical Instrumentation (MIB), taught at Instituto Superior de Engenharia de Coimbra (ISEC). The aim of this report is to introduce and describe the work carried out during the curricular placement at PromeiCentro, a company whose main goal is to carry out preventive and corrective maintenance, and commercialization of medical equipment, providing technical assistance service to customers.

Maintenance is essential in any professional sector that is equipment dependent. Maintenance guarantees the safety and optimization of those equipments by extending their performance time and ensures the quality of rendered services. In a clinical setting, the maintenance of equipments is crucial with regards to the correct and safe operation of medical equipment and by maintaining the high standards of healthcare provided by each department.

This placement was based in the company's headquarters and several hospital settings and was focused on the maintenance of electromedical equipment.

Therefore, the document describes the duties performed during the maintenance of electromedical equipment, relevant procedures and information detailing 6 months of placement experience.

The main test equipment used for preventive and corrective maintenance actions is described in this document as well as vital parameters associated with electromedical equipment and normative information associated with the maintenance area in a hospital environment.

Keywords: Biomedical Instrumentation, Electromedicine, Maintenance, Medical Equipment.

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS.....	ii
RESUMO	iv
ABSTRACT	iv
ÍNDICE.....	v
ÍNDICE DE FIGURAS	viii
ÍNDICE DE QUADROS.....	xi
SIMBOLOGIA E ABREVIATURAS.....	xiii
CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	1
1.1 Motivação e Enquadramento.....	1
1.2 Organização de Acolhimento - PromeiCentro	2
1.3 Objetivos do Estágio.....	3
1.4 Estrutura do Relatório.....	4
CAPÍTULO 2 – CONCEITOS FUNDAMENTAIS	5
2.1 Manutenção	6
2.2 Dispositivos Médicos e Equipamentos de Eletromedicina	7
2.3 Informação Normativa	8
2.3.1 Organismos de Normalização.....	8
2.3.2 Manutenção Hospitalar.....	12
2.4 Procedimentos de Segurança e Higiene na Manutenção	15
2.5 Conclusão	17
CAPÍTULO 3 – PARÂMETROS VITAIS ASSOCIADOS AOS EQUIPAMENTOS DE ELETROMEDICINA	19
3.1 Pressão Arterial	19
3.1.1 Métodos Indiretos Não-Invasivos	20
3.1.2 Métodos Diretos Invasivos.....	24
3.2 Oximetria de pulso	26
3.2.1 Princípios Físicos: Modelo de Lambert-Beer	27
3.2.2 Sensores de SpO ₂	29
3.3 Eletrocardiograma.....	31
3.3.1 Comportamento Elétrico do Coração	32
3.3.2 Princípios Fundamentais do Eletrocardiograma	33
3.4 Temperatura Corporal.....	36
3.5 Frequência Respiratória	36

3.6	Capnografia	38
3.7	Conclusão	40
CAPÍTULO 4 – EQUIPAMENTOS DE TESTE E DE MEDIÇÃO		41
4.1	Multímetro Digital.....	41
4.2	Simuladores Multiparamétricos.....	44
4.2.1	Riguel Medical UNI-SiM.....	44
4.2.2	MS400	47
4.3	Simulador de Saturação Periférica de Oxigénio no Sangue	48
4.4	Simulador de Pressão Arterial Não Invasiva	49
4.5	Analisador de Ventiladores	50
4.6	Analisador de Desfibriladores	51
4.7	Analisador de Bisturis Elétricos	54
4.8	Conclusão	55
CAPÍTULO 5 – EQUIPAMENTOS INTERVENCIÓNADOS		56
5.1	Monitor de Sinais Vitais	56
5.1.1	Princípio de Funcionamento	56
5.1.1	Normas Relevantes	57
5.1.2	Procedimentos de Manutenção Preventiva e Corretiva	58
5.2	Desfibrilhador.....	62
5.2.1	Princípio de funcionamento	62
5.2.2	Normas Relevantes	64
5.2.3	Procedimentos de Manutenção Preventiva e Corretiva	64
CAPÍTULO 6 - CONCLUSÕES		69
6.1	Apreciação Pessoal.....	69
6.2	Considerações Finais	69

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Instalações da PromeiCentro, Lda.	2
Figura 2 – Tipos de Manutenção, adaptado de EN 13306:2010 [4]	6
Figura 3 - Organização das entidades responsáveis pela normalização nos estados- membros da UE: caso de Portugal [22].	11
Figura 4 - Pulseira antiestática: evita descargas eletroestáticas que podem danificar componentes eletrônicos [31].	16
Figura 5 - Métodos de medição de pressão arterial.	20
Figura 6 - Medição da pressão arterial através do método auscultatório: O método utiliza essencialmente um esfigmomanómetro, uma braçadeira e um manómetro que pode ser aneroide, de mercúrio ou eletrónico [34].	21
Figura 7 - Medição da pressão arterial através do método auscultatório: Sons de Korotkoff, adaptado de Dissertação de Mestrado da Faculdade de Ciências e Tecnologia – Universidade Nova de Lisboa: “Desenvolvimento de uma aplicação de controlo do simulador de pressão arterial PreSphygmós” [35].	21
Figura 8 - Medição da pressão arterial através do método ultrassónico: A diferença de frequência entre o sinal transmitido e o sinal recebido é proporcional à velocidade do sangue na artéria [36].	22
Figura 9 - Representação da medição da pressão sistólica pelo método ultrassónico, adaptado de Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present [36].	22
Figura 10 - Representação da medição da pressão diastólica pelo método ultrassónico, adaptado de de Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present [36].	23
Figura 11 - Curva da pressão exercida pela braçadeira e as oscilações resultantes para aferição da tensão arterial [36].	23
Figura 12 - Medição da pressão sanguínea através de um sensor extravascular [36].	24
Figura 13 - Medição direta da pressão arterial: sensor extravascular adaptado de Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present [36].	24
Figura 14 - Sinal de pressão na medição da tensão arterial através de sensores extravasculares: (a) situação ideal; (b) Sub-amortecimento provocado pela distorção do cateter; (c) Sobre-amortecimento provocado por uma bolha de ar [36].	25
Figura 15 - Representação de um sensor intravenoso baseado em fibras óticas [37].	26
Figura 16 - Oximetria de pulso: (a) fotopletiografia por transmissão; (b) fotopletiografia por reflexão [37].	27
Figura 17 - Sensores de SpO₂: (a) Sensor para medição no lóbulo da orelha [39]; (b) Sensor para medição no dedo [40]; (c) Sensor neonatal, usualmente utilizados no pé [41].	30
Figura 18 - Diversidade de conectores de sensores de SpO₂ [42].	30
Figura 19 - Placas eletrónicas referentes a diferentes tecnologias: Masimo MS-11, Masimo MS-2011, Nellcore e Ohmeda [44].	31
Figura 20 - Comportamento elétrico do coração [45].	32
Figura 21 - Origem e composição do sinal de ECG [46].	33
Figura 22 - Electrocardiograma com três derivações e posicionamento dos elétrodos: RA - Braço direito; LA - Braço Esquerdo; LL - Perna Esquerda [47].	34
Figura 23 - Electrodiograma com sete derivações e posicionamento dos elétrodos [48].	34
Figura 24 - Eletrocardiograma com doze derivações e respetivo posicionamento dos elétrodos [49].	35

Figura 25 - Sensor de temperatura corporal, usado em monitores de sinais vitais [52].	36
Figura 26 – Capnografia aspirativa (sidestream). Adaptado de Monitorização da Respiração: Oximetria e Capnografia [57].	38
Figura 27 - Capnografia não-aspirativa (mainstream). Adaptado de Monitorização da Respiração: Oximetria e Capnografia [57].	39
Figura 28 – Capnograma [57].	39
Figura 29 - Multímetro digital: Uni-T UT58C [60].	42
Figura 30 - Equipamento de simulação de parâmetros vitais: Rigel UNI-SiM [63].	45
Figura 31 - Acessórios para medição de PAI e de Temperatura [63].	45
Figura 32 - Acessórios para medição de PANI [63].	46
Figura 33 - PULS-R: Acessório para simulação de dedo humano [63].	46
Figura 34 - MS400: Simulador Multiparamétrico [65].	47
Figura 35 - MS100 - Equipamento de teste para simulação de parâmetros de oximetria [66].	48
Figura 36 - MS200: Simulador de pressão arterial não invasiva [67].	50
Figura 37 - Certifier FA Plus: equipamento analisador de Ventiladores [68].	51
Figura 38 - DP300: Analisador de Desfibriladores [69].	52
Figura 39 - DP600: Simulador de Desfibriladores [70].	54
Figura 40 - HF-400: Analisador de Eletrobisturis [71].	54
Figura 41 - Monitores de Sinais Vitais: a) Contec CMS9000; b) Cetus xl Axcent; c) Datascope Passport 2.	57
Figura 42 - Braçadeira para avaliação da pressão arterial [74].	58
Figura 43 - Utilização do equipamento de teste Rigel UNI-SiM.	59
Figura 44 - Utilização dos equipamentos de teste MS100 para simulação do SpO₂ e MS200 para simulação da PANI.	59
Figura 45 - ECG normal em cima e ECG de uma Fibrilação Ventricular em baixo [79].	62
Figura 46 - Desfibrilhação [79].	63
Figura 47 - Desfibriladores: a) Mindray BeneHeart D6 [82], b) Primedic DefiMonitor XD [83], c) GE Responder AED PRO.	64
Figura 48 - Análise de um DAE.	65

ÍNDICE DE QUADROS

Tabela 1 - Resumo das classes de dispositivos médicos, adaptado de Certification and Resgistration: Medical devices on the European Market [7].	8
Tabela 2 - Tipos de sensor de oximetria de pulso, adaptados para o peso dos pacientes, adaptado de Zoll M Series User's Manual [43].	31
Tabela 3 - Código de cores dos terminais de cabos de ECG segundo as normas IEC e AHA [50] [51].	35
Tabela 4 - Métodos de monitorização da frequência respiratória [54] [55] [56] [57].	37
Tabela 5 - Características técnicas do multímetro digital Uni-T UT58C, adaptado de Mixtrónica, UT58C – Multímetro Digital [60].	42
Tabela 6 - Valores de teste de transiente para categorias de instalação de sobretensão. Adaptado de IEC 1010-1 [61] [62].	43
Tabela 7 - Rigel UNI-SiM: Características técnicas [64].	46
Tabela 8 - Características técnicas do simulador MS400. R/min: Respirações por minuto; bpm: batimentos por minuto. [65].	48
Tabela 9 - Características técnicas do simulador MS100. P - Precisão do equipamento de oximetria testado; ND - não definido; bpm – batimentos por minuto [66].	49
Tabela 10 - Tabela de características técnicas do simulador de PNI MS200 [67].	50
Tabela 11 - Descrição dos módulos constituintes do analisador de Ventiladores [68].	51
Tabela 12 - DP-300: Função de desfibrilhação [69].	52
Tabela 13 - DP-300: Função de pacemaker [69].	53
Tabela 14 – DP-300: Função de simulação de ECG [69].	53
Tabela 15 - Informação técnica do HF-400 [71].	55
Tabela 16 - Principais avarias e reparações de monitores de sinais vitais	60
Tabela 17 - Principais avarias, causas e reparações de Desfibrilhadores.	66

SIMBOLOGIA E ABREVIATURAS

AAMI - *Association for the Advancement of Medical Instrumentation*

AC - *Alternating Current*

AHA - *American Heart Association*

ANSI - *American National Standards Institute*

APCER - Associação Portuguesa de Certificação

ATP - Adenosina Trifosfato

AV - Atrioventricular

BS - *British Standard*

CAT - Categoria

CDI - Cardioversor Desfibrilhador Implantável

CEN - Comité Europeu de Normalização

CENELEC - Comité Europeu de Normalização Eletrotécnica

CO₂ - Dióxido de Carbono

CT - Comissão Técnica de Normalização

DAE - Desfibrilhador Automático Externo

DC - *Direct Current*

DM - Dispositivo Médico

DME - Desfibrilhador Manual Externo

ECG - Eletrocardiograma

EFTA - *European Free Trade Association*

EM - Equipamento Elétrico Médico

EN - *European Norm*

ENV - Pré-Norma Europeia

ETSI - Instituto Europeu de Normalização das Telecomunicações

FR - Frequência Respiratória

FV - Fibrilação Ventricular

IBP - *Invasive Blood Pressure*

IEC - *International Electrotechnical Commission*

IEEE - *Institute of Electrical and Electronics Engineers*

IPQ - Instituto Português da Qualidade

ISO - *International Organization for Standardization*

KPI - *Key Performance Indicator*

N₂ - Diazo

N₂O - Protóxido de Azoto

NIBP - *Non-Invasive Blood Pressure*

NP - Norma Portuguesa

NSF - *National Sanitation Foundation*

O₂ - Molécula de Oxigénio

OEN - Organização Europeia de Normalização

ONN - Organismo Nacional de Normalização

ONS - Organismo de Normalização Setorial

P - Pressão

PAI - Pressão Arterial Invasiva

PANI - Pressão Arterial Não Invasiva

PCR - Paragem Cardiorrespiratória

PD - Pressão Diastólica

PM - Pressão Média

PP - Pressão de Pulso

PS - Pressão Sistólica

SA - Sinoatrial

SGQ - Sistema de Gestão e Qualidade

SpO₂ - Saturação de Oxigénio no Sangue

EU - European Union

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

Este capítulo pretende introduzir e enquadrar o trabalho realizado durante o estágio curricular, decorrido no âmbito da Unidade Curricular Projeto/Estágio do segundo ano do Mestrado em Instrumentação Biomédica, no Instituto Superior de Engenharia de Coimbra.

O estágio realizou-se em parceria com a PromeiCentro, empresa especializada em engenharia hospitalar, num período de aproximadamente seis meses, com início a 14 de dezembro de 2020 e termo a 30 de junho de 2021. Decorreu nas instalações da empresa e em diversas instalações hospitalares e clínicas, sendo estas:

- Centro Cirúrgico de Coimbra – Intercir;
- Centro de Saúde Militar de Coimbra;
- DIATON Coimbra – Grupo Sanfil;
- Hospital da Luz de Águeda;
- Hospital da Luz de Aveiro;
- Hospital da Luz de Oeiras;
- Hospital da Luz de Setúbal;
- Hospital da Luz – Torres de Lisboa;
- Hospital Distrital da Figueira da Foz;
- Instituto Português de Oncologia de Coimbra Francisco Gentil.

Este capítulo é constituído pela Secção 1.1, onde se enquadra o presente relatório e se descrevem as motivações adjacentes ao estágio, pela Secção 1.2, onde é apresentada a organização de acolhimento, responsável pela realização do estágio curricular, pela Secção 1.3 que descreve os objetivos propostos para a realização deste estágio e, por último, a Secção 1.4 que, apresenta resumidamente a estrutura do presente relatório.

1.1 Motivação e Enquadramento

Atualmente, a manutenção hospitalar desempenha um papel fulcral para a garantia de qualidade no funcionamento dos equipamentos médicos e consequentemente para a segurança dos profissionais de saúde e dos pacientes intervencionados. Sendo assim, tem-se verificado uma crescente procura deste tipo de serviços de modo que as instituições hospitalares possam também ter um maior controlo acerca do estado dos seus equipamentos e uma maior facilidade no controlo económico-financeiro associado.

Deste modo, a probabilidade de avaria para um determinado equipamento é reduzida significativamente, ou seja, a necessidade de manutenções corretivas diminui e consequentemente os custos associados a cada equipamento também diminuem.

A escolha desta organização para a realização do estágio curricular, prendeu-se essencialmente com a oportunidade de integrar a equipa profissional de técnicos da PromeiCentro, participando nos processos de manutenção preventiva e corretiva, podendo compreender a coordenação e colaboração existente entre os hospitais e as respetivas empresas de manutenção.

Outro fator preponderante para a escolha deste estágio foi a possibilidade de aprofundar o conhecimento acerca de equipamentos de eletromedicina, do seu funcionamento e importância dos mesmos nos diversos serviços hospitalares.

Esta colaboração entre o ISEC e a PromeiCentro, pretende que o estagiário apreenda conhecimentos necessários para a realização de manutenção preventiva e corretiva na área de eletromedicina.

1.2 Organização de Acolhimento - PromeiCentro

A PromeiCentro (Figura 1), está sediada no parque industrial de Taveiro, em Coimbra, sendo esta a segunda sede desde a sua fundação em 1990.



Figura 1 – Instalações da PromeiCentro, Lda.

É uma empresa especializada na área da engenharia hospitalar e oferece um serviço de assistência técnica a equipamento hospitalar em hospitais e clínicas, realizando manutenção preventiva, corretiva e comercialização de equipamentos médicos, de diversas marcas. A diversidade de marcas e de equipamentos intervencionados pode ser considerada uma vantagem, do ponto de vista da aprendizagem e iniciação nesta área de trabalho.

A empresa pretende fornecer um serviço de qualidade e que garanta uma melhor prestação de cuidados de saúde por parte dos seus clientes, estes que podem ser de origem contratual ou através da requisição de serviços pontuais.

A nível contratual, são acordados os equipamentos que são abrangidos por este e a periodicidade da manutenção preventiva a realizar. Por outro lado, a prestação de serviços pontuais ocorre quando há um pedido para que se resolva uma avaria, ou seja realização de manutenção corretiva, de emergência. A resolução da avaria pode ser realizada nas instalações do cliente ou pode ser diferida, quando o equipamento é reparado no laboratório da PromeiCentro.

A qualidade dos serviços prestados é assegurada pela certificação da *International Organization for Standardization*, ISO 9001, norma esta que garante os requisitos para o Sistema de Gestão de Qualidade (SGQ).

Um SGQ é o conjunto de processos, registos, políticas e procedimentos que definem o modo como o serviço é realizado ou fornecido. É adaptado e moldado consoante as necessidades e requisitos da organização alvo, através dos princípios descritos no guia do utilizador da **ISO 9001:2015** [1]:

- Foco no cliente;
- Progressão contínua;
- Liderança;
- Envolvimento das pessoas;
- Abordagem por processos;
- Abordagem sistémica à gestão;
- Abordagem factual à tomada de decisão;
- Relação mutualmente benéfica com os fornecedores.

1.3 Objetivos do Estágio

O principal objetivo da realização deste estágio foi contactar diretamente com o mundo profissional na área de manutenção hospitalar no sector de eletromedicina, podendo assim associar conhecimentos apreendidos em diversas unidades curriculares, durante o percurso académico, às situações e problemas reais encontrados.

Assim, pretendeu-se com este estágio:

- Integração nos processos da instituição de acolhimento;
- Compreender o Sistema de Gestão de Manutenção da empresa;
- Obter conhecimento sobre manutenção hospitalar na área de eletromedicina;
- Perceber o funcionamento dos equipamentos médicos intervencionados;

- Compreender e interpretar os documentos associados à manutenção: ações e tarefas de manutenção;
- Acompanhamento, observação e colaboração nas ações de manutenção preventiva e corretiva;
- Identificar os recursos necessários para a realização da manutenção preventiva e corretiva de cada equipamento.

No desenvolvimento do estágio, o estagiário teve a possibilidade de realizar os objetivos supracitados, sempre acompanhado e supervisionado pela equipa profissional de técnicos da PromeiCentro.

1.4 Estrutura do Relatório

O presente documento está organizado de modo que seja possível ao leitor a compreensão e interpretação do trabalho e das atividades desenvolvidas ao longo do estágio. Assim, este divide-se em seis capítulos:

No Capítulo 1 faz-se uma breve introdução do estágio desenvolvido, apresentando-se a organização de acolhimento, os objetivos do estágio e a estrutura do relatório.

O capítulo 2 aborda os conceitos considerados fundamentais para a compreensão do trabalho realizado durante o estágio, essencialmente relacionados com os equipamentos de eletromedicina e dispositivos médicos, informação normativa associada ao tema e os procedimentos de segurança referentes aos procedimentos de manutenção hospitalar.

No capítulo 3 são apresentados alguns conceitos teóricos pertinentes para a compreensão deste documento. Abordam-se os parâmetros vitais que são analisados durante os procedimentos de manutenção preventiva a equipamentos médicos como os monitores de sinais vitais e desfibrilhadores.

No capítulo 4 são apresentados os equipamentos de teste utilizados durante o estágio curricular, incluindo as principais características técnicas e funcionalidades de cada um deles.

No capítulo 5 abordam-se equipamentos médicos intervencionados durante o estágio. Para o efeito, foram escolhidos os monitores de sinais vitais e os desfibrilhadores por serem dos equipamentos mais frequentemente intervencionados.

Por último, no capítulo 6, é feito um balanço geral do estágio, apresentando-se as conclusões do trabalho realizado durante o mesmo.

CAPÍTULO 2 – CONCEITOS FUNDAMENTAIS

Inicialmente, a Manutenção era vista como um mal necessário, devido aos custos imediatos associados. Atualmente, esta é aceite e vista como fundamental, sendo uma das funções mais importantes de qualquer empresa ou organização profissional, permitindo melhorar fatores como a rentabilidade e a qualidade de funcionamento das mesmas.

A evolução nesta área, muito se deve aos primeiros grandes fabricantes industriais nas mais diversas áreas, mas principalmente na indústria automóvel, sendo estes os grandes impulsionadores em diversas áreas, como na manutenção ou na robótica, por exemplo. Assim, rapidamente se começou a perceber as vantagens de se aplicar uma manutenção preventiva sistemática em vez da manutenção corretiva de emergência. Mais recentemente, os estudos e desenvolvimentos nesta área, tem permitido que a manutenção seja condicionada por fatores como as condições dos equipamentos ou o seu modo de funcionamento, permitindo ainda maiores vantagens no controlo desta atividade. A manutenção condicionada implica uma análise e interpretação contínua do desempenho dos equipamentos, de modo a se perceber a necessidade de manutenção dos mesmos [2].

Direcionando o tema para a área da saúde, percebe-se que nas últimas décadas a evolução da tecnologia aplicada neste sector tem apresentado uma evolução exponencial, sendo esta acompanhada pelos desenvolvimentos associados à medicina e à engenharia. Por este motivo surgiu a necessidade de criação de um ramo da engenharia associado à medicina, a engenharia biomédica.

O engenheiro biomédico integra e relaciona conhecimentos de diversas áreas da engenharia com o objetivo de desenvolver ou otimizar tecnologias associados ao sector médico [3].

As funções de um engenheiro biomédico em ambiente hospitalar podem ser associadas à manutenção e/ou à gestão de equipamentos médicos, sendo estes dois fatores fundamentais para um bom funcionamento hospitalar.

As vantagens atualmente reconhecidas em relação à gestão e manutenção de equipamentos hospitalares são por exemplo, a diminuição de custos associados e otimização da utilização dos equipamentos durante o seu ciclo de vida, permitindo uma maior segurança tanto para os pacientes como para os seus utilizadores (profissionais de saúde).

Assim, este capítulo disponibiliza informação relativa a alguns conceitos considerados importantes na área de manutenção, seja esta hospitalar ou de qualquer outro ramo de negócio. A secção 2.1 aborda o tema da Manutenção de um modo genérico, apresentando e descrevendo os conceitos fundamentais associados ao

tema. A secção 2.2 apresenta as definições associadas a equipamentos de eletromedicina e dispositivos médicos, para melhor compreensão do presente documento. Na secção 2.3, pretende-se apresentar alguma informação normativa referente ao tema tratado ao longo do documento. Por último, a secção 2.4 expõe os procedimentos de segurança e higiene que devem ser tidos em conta durante as ações de manutenção preventiva ou corretiva de equipamentos médicos.

2.1 Manutenção

Segundo a norma **EN 13306:2010 – Terminologia da Manutenção**, a manutenção é definida como “a combinação de todas as ações técnicas, administrativas e de gestão durante o ciclo de vida de um bem, destinadas a mantê-lo ou repô-lo num estado em que ele pode desempenhar a função requerida”, ou seja, são consideradas todas as ações que pretendem estabelecer o correto funcionamento de um determinado equipamento ou instalação [4].

Resumidamente, a manutenção divide-se em preventiva e corretiva, sendo a primeira realizada de modo a evitar ou minimizar a necessidade de realizar a segunda. Com isto, pretende-se dizer que através de uma gestão eficaz da manutenção preventiva a realizar em qualquer tipo de equipamento ou instalação, evitam-se falhas, avarias e consequentemente a necessidade de realizar manutenção corretiva.

De seguida, são apresentados os tipos de manutenção existentes através de um esquema representado na Figura 2, adaptado da **EN 13306:2010**.

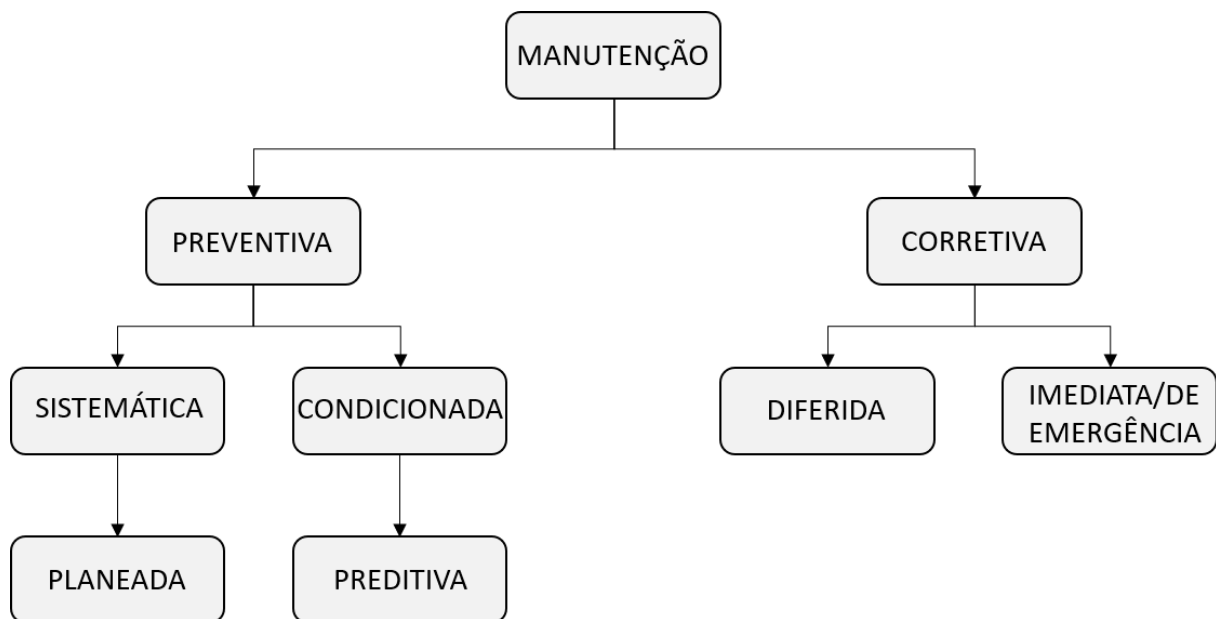


Figura 2 – Tipos de Manutenção, adaptado de EN 13306:2010 [4]

Através do diagrama apresentado na Figura 2 é possível interpretar e perceber os tipos de manutenção existentes. Em primeira instância, abordamos as definições gerais de cada uma das designações apresentadas na Figura 2.

A manutenção preventiva é realizada em intervalos pré-determinados, com o objetivo de reduzir a probabilidade de falha e degradação de um determinado bem, seja de equipamentos ou de instalações. Esta divide-se em manutenção preventiva sistemática e manutenção preventiva condicionada.

Em primeiro lugar, a manutenção preventiva sistemática é realizada em intervalos de tempo ou número de utilizações definidos previamente – Manutenção preventiva sistemática planeada.

A manutenção preventiva condicionada implica a monitorização das condições de inspeção, teste e análise das ações de manutenção, de modo a ajustar os períodos de manutenção consoante estas condições. Esta pode ainda ser preditiva, no sentido em que a periodicidade das manutenções é condicionada a partir de previsões derivadas da análise constante de parâmetros significativos para a degradação dos equipamentos ou instalações.

No lado direito do esquema apresentado na Figura 2, é referida a manutenção corretiva que é realizada após se detetar uma falha, com o objetivo de reestabelecer a função para a qual o equipamento foi projetado. A manutenção corretiva pode ser classificada em diferida e em imediata ou de emergência.

A manutenção corretiva diferida é a manutenção realizada após a deteção da falha, mas que é adiada por razões associadas ao tipo de equipamento ou à necessidade de aquisição de componentes por exemplo.

Por último, a manutenção corretiva imediata ou de emergência é realizada de imediato após a deteção da falha ou avaria, de modo a evitar o agravamento ou maior deterioração do equipamento [4].

2.2 Dispositivos Médicos e Equipamentos de Eletromedicina

Segundo a Autoridade Nacional do Medicamento e Produtos de Saúde, o Infarmed, a definição de dispositivos médicos (DM's) refere-se a qualquer instrumento, aparelho, equipamento, *software*, material ou artigo utilizado para fins de diagnóstico ou terapêuticos. Segundo a entidade reguladora, estes pretendem o diagnóstico, prevenção, controlo, tratamento ou atenuação de uma doença, lesão ou deficiência [5].

Os equipamentos de eletromedicina são caracterizados pela utilização de energia eletromagnética com fins medicinais, como por exemplo para diagnóstico ou tratamento de determinadas patologias clínicas [6]. Assim, percebe-se que os dois

conceitos são indissociáveis, de maneira que os equipamentos de eletromedicina se enquadram perfeitamente na definição de dispositivos médicos supracitada.

Os DM's são então classificados tendo em conta critérios bem definidos, como a duração de contacto e invasibilidade do corpo humano, anatomia afetada pela sua utilização e riscos potenciais decorrentes da conceção técnica e do fabrico.

Assim, são atualmente definidas quatro classes de dispositivos médicos descritas no Decreto-Lei nº 145/2009, de 17 de junho, sendo estas apresentadas de modo simplificado na Tabela 1.

Tabela 1 - Resumo das classes de dispositivos médicos, adaptado de *Certification and Resgistration: Medical devices on the European Market* [7].

Classe	Categoria	Exemplos
I	Baixo Risco	Ligaduras, canadianas, cadeira de rodas, medidor de tensão arterial, etc.
Ila	Médio Risco	Agulhas, luvas cirúrgicas, lancetas, etc.
Ilb	Médio Risco	Incubadoras, soluções oftálmicas, sacos de sangue, etc.
III	Alto Risco	Válvulas cardíacas, implantes mamários, próteses de anca, etc.

2.3 Informação Normativa

2.3.1 Organismos de Normalização

A normalização define-se como a ação de definir um conjunto de diretrizes facultativas, que pretendem o estabelecimento e a aplicação de especificações técnicas a produtos, serviços e processos. Estas pretendem estabelecer um determinado padrão para o nível de qualidade, segurança e de fiabilidade, sendo

estas desenvolvidas por entidades/organizações competentes e especializadas para o efeito [8].

Entre as principais entidades responsáveis pela normalização a nível mundial, europeu e nacional, são destacadas:

- ***International Electrotechnical Commission (IEC)***: Fundada em 1906, a IEC é uma organização mundial que pretende a padronização, segurança, eficiência e interoperabilidade de tecnologias de informação, produtos elétricos e eletrónicos, de modo a melhorar o seu comércio a nível internacional [9].
- ***Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE)***: É uma organização técnica mundial criada a 1884, com o objetivo de promover o desenvolvimento e inovação tecnológica para a evolução da Humanidade nas áreas de eletrónica, eletricidade, computação e áreas relacionadas [10].
- ***International Organization for Standardization (ISO)***: É uma organização internacional não governamental constituída em 1946. A ISO promove o desenvolvimento de normas internacionais para o apoio ao desenvolvimento e inovação em diversas áreas, estando esta associada a 165 organismos nacionais de normalização (ONN) [11].
- ***American National Standards Institute (ANSI)***: É uma organização sem fins lucrativos focada na gestão e aplicação de padrões normativos a nível nacional e internacional. Fundada em 1918, é uma das principais organizações dos Estados Unidos da América responsável por desenvolver soluções relacionadas com a padronização em diversos sectores, objetivando o aumento da sua eficiência e confiança dos consumidores, a abertura de mercados e a redução de custos [12].
- ***Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI)***: A associação foi fundada em 1967 tendo como principal missão a gestão e o desenvolvimento tecnológico na área da saúde. Através da aplicação de normas e padrões técnicos, a AAMI pretende promover a eficácia e a segurança no desenvolvimento e na utilização de dispositivos médicos, melhorando a prestação de cuidados de saúde a nível mundial [13].
- ***National Sanitation Foundation (NSF)***: Opera desde 1944 com o propósito de padronizar e promover a certificação relacionada com o ambiente e a saúde

pública. Enquanto entidade reguladora, a NSF realiza serviços de auditoria e certificação, garantindo qualidade, sustentabilidade e segurança a produtos e serviços das mais variadas áreas como na indústria alimentar, na saúde ou na construção civil [14].

A nível europeu, as normas são estabelecidas e adotadas por três organizações europeias de normalização (OEN):

- **Comité Europeu de Normalização (CEN):** Entidade oficialmente reconhecida pela União Europeia (UE) e pela Associação Europeia de Comércio Livre (EFTA) cujas principais funções desempenhadas implicam o desenvolvimento normativo e de especificações técnicas para uma vasta gama de setores económicos, processos, serviços e produtos [15].
- **Comité Europeu de Normalização Eletrotécnica (CENELEC):** Criado em 1973, o CENELEC é uma organização responsável pela normalização na área da engenharia eletrotécnica. Têm como principal objetivo e motivação, a criação de novos mercados, facilitando o comércio entre países de modo a apoiar o desenvolvimento de um Mercado Único Europeu [16].
- **Instituto Europeu de Normalização das Telecomunicações (ETSI):** É uma entidade europeia responsável pela legislação e normalização a nível de telecomunicações. Pretendem o desenvolvimento e a promoção de padrões normativos para sistemas e serviços de Tecnologia da Informação e Comunicação (TIC) [17].

A nível nacional, existem os organismos nacionais de normalização (ONN) responsáveis por publicar e aplicar as normas em cada país da União Europeia (UE). Estes têm ainda a função de transpor normas para o sistema nacional e revogar aquelas que são incompatíveis com o mesmo [8].

- **Organismos de Normalização Setorial (ONS):** São entidades que exercem atividades relacionadas com a normalização técnica, para domínios de atividade específicos, no âmbito do Sistema Português da Qualidade. Estas abrangem diversos sectores e domínios, entre estes a cerâmica, higiene e segurança no trabalho, manutenção industrial, área ferroviária ou comunicações [18].

- **Comissões Técnicas de Normalização (CT):** Visam a elaboração de documentos normativos em determinados domínios. São identificadas pelo âmbito de atividade, podem organizar-se em Subcomissões (SC) ou Grupos de Trabalho (GT) e ainda ter um caráter permanente ou apenas para um determinado fim [19].
- **Instituto Português da Qualidade (IPQ):** Sendo o ONN em Portugal, tem como principal objetivo garantir a qualidade de processos, serviços e produtos, competindo-lhe a elaboração e atualização de normas portuguesas em prol de uma melhor qualidade de vida para os cidadãos. Objetiva o aumento da competitividade empresarial e consequente melhoria das atividades económicas nacionais. A nível internacional, o IPQ assegura a representação e participação portuguesa em diversas estruturas europeias e internacionais como as referidas acima (CEN, ISO, IEC, CENELEC) [20].
- **Associação Portuguesa de Certificação (APCER):** prestam serviços de certificação, auditoria e de formação em qualquer setor de atividade, permitindo aos seus clientes diferenciarem-se no mercado, evoluindo de forma segura e sustentável [21].

Em Portugal o Organismo Nacional de Normalização (ONN) é o IPQ que reconhece os Organismos de Normalização Setorial (ONS) para cada domínio setorial que, por sua vez, têm a função de coordenação das funções das Comissões Técnicas de Normalização (CT's) (Figura 3).



Figura 3 - Organização das entidades responsáveis pela normalização nos estados- membros da UE: caso de Portugal [22].

2.3.2 Manutenção Hospitalar

O presente subcapítulo apresenta de forma breve e resumida algumas das principais normas associadas à manutenção hospitalar. Entre as normas existentes, foram selecionadas as consideradas fundamentais para a referida área de atividade, de modo a complementar o conhecimento apreendido durante o estágio realizado.

- **EN 13306 - Terminologia da Manutenção**

A norma **EN 13306:2010** foi baseada na **IEC 60050**, sendo definida a terminologia relacionada com a manutenção de qualquer bem ou serviço, excluindo aplicações informáticas. São ainda estabelecidos os critérios estratégicos fundamentais para qualquer organização de manutenção [4]:

- Considerando os custos envolvidos, é primordial otimizar a relação qualidade/durabilidade do produto ou serviço fornecido;
- Garantia da disponibilidade dos bens em questão para as funções que se pretende que desempenhem, considerando sempre a otimização de custos;
- Ter em consideração e definir os critérios de garantia da segurança dos bens e dos profissionais de manutenção, atendendo ao impacto ambiental causado.

- **EN 13269 - Manutenção - Instruções para a preparação de contratos de manutenção**

A **EN 13269:2007** apresenta uma abordagem estruturada e correta para a elaboração de contratos relativos à área de manutenção. A norma objetiva a melhoria da qualidade dos contratos de manutenção, bem como apoiar a esquematização, organização e a negociação dos mesmos.

Para a utilização e aplicação da norma são apresentadas três etapas transcritas da **EN 13269:2007** [23]:

1. *“O contrato deverá decidir quais os serviços de manutenção que serão executados internamente e quais os serviços que serão contratados externamente.”*
2. *“A fase de pré-qualificação é a que se segue à decisão de contratar externamente um serviço de manutenção ou parte dele, e é durante este período que a empresa identifica os fornecedores de serviços com capacidade para realizar as tarefas de manutenção requeridas.”*

3. *“O contrato de manutenção poderá ser preparado, utilizando esta Norma como guia e o fornecedor dos serviços de manutenção deve ser selecionado pela negociação do preço ou por concurso.”*

- **EN 13460 - Manutenção - Documentação para a Manutenção**

As referências normativas para a elaboração da norma **EN 13460:2002** são a **EN 13306, *Maintenance - Terminology*** e a **EN 13269, *Maintenance – Guideline on preparation of maintenance contracts***. A **EN 13460** estabelece a documentação necessária para a atividade de manutenção em qualquer setor de atividade, integrando ainda anexos informativos relativos à manutenção nas diferentes fases durante o ciclo de vida de um bem. Nesta são descritas as fases genéricas para a preparação e execução dos procedimentos de manutenção, como a fase preparatória que requer a planificação e organização de documentos relativos ao bem em questão. Na fase de execução é necessário o registo das atividades a realizar e a gestão das ordens de trabalho [24].

- **EN 15341 – Manutenção – Indicadores de desempenho da manutenção (KPI)**

As referências normativas para a elaboração da presente norma são a **EN 13306, *Maintenance – Terminology*** e a **IEC 60050-191, *International electrotechnical vocabulary; chapter: dependability and quality of service***. A **EN 15341** determina os indicadores de desempenho (KPI) necessários para a otimização da gestão de manutenção para qualquer serviço ou bem. Estes são aplicados com o fim de estabelecer comparações, realizar diagnósticos, definir objetivos e acompanhar a evolução das medidas aplicadas [25].

- **NP 4492 - Requisitos para Prestação de Serviços de Manutenção**

Na norma **NP 4492:2010** são definidos e especificados os requisitos essenciais e subjacentes à otimização da prestação de serviços de manutenção, para qualquer empresa, independentemente do tipo, dimensão e serviço que proporcionam. A aplicação dos requisitos tem como objetivo estabelecer um equilíbrio entre os custos associados e a qualidade dos serviços prestados de modo que a premissa seja a de maximizar a qualidade e a eficácia dos serviços de manutenção [26].

- **ISO 9001 – Sistema de Gestão da Qualidade**

Numa organização, a qualidade dos serviços prestados é assegurada pela certificação da *International Organization for Standardization*, **ISO 9001**, norma esta

que garante os requisitos para um Sistema de Gestão de Qualidade (SGQ). Baseia-se numa abordagem por processos através do conceito PDCA (*Plan-Do-Check-Act*), que permite planear processos e prever as respetivas intervenções.

Um SGQ é o conjunto de processos, registos, políticas e procedimentos que definem o modo como o serviço é realizado ou fornecido. É adaptado e moldado consoante as necessidades e requisitos da organização alvo, através dos princípios descritos na **ISO 9001:2015** [27]:

- Foco no cliente;
- Progressão contínua;
- Liderança;
- Envolvimento das pessoas;
- Abordagem a processos;
- Abordagem sistémica à gestão;
- Abordagem factual à tomada de decisão;
- Relação mutualmente benéfica com os fornecedores;

Os principais benefícios da implementação de um SGQ descritos na norma **ISO 9001:2015** são:

- Fornecimento de produtos e serviços que satisfaçam os requisitos dos clientes;
- Proporcionar o aumento do grau de satisfação dos clientes;
- Abordar riscos e oportunidades de forma contextualizada e de acordo com os objetivos da organização;
- Capacidade de cumprir as especificações do sistema de gestão da qualidade.

- **IEC 60601 – Equipamentos de Eletromedicina – Medical Electrical Equipments**

O principal objetivo da norma **IEC 60601** é regulamentar a utilização e desempenho de equipamentos ou sistemas elétricos médicos e definir um conjunto de normas técnicas essenciais para a segurança dos pacientes e utilizadores dos equipamentos elétricos médicos (EM's). Esta norma é constituída por duas partes, sendo que cada uma delas se subdivide em normas colaterais associadas a cada equipamento.

A primeira parte é a **IEC 60601-1: “Medical Electrical Equipment – Part 1: General Requirements for Basic Safety and Essential Performance”**. Esta define um conjunto de requisitos gerais que abordam a segurança e o desempenho de EM's como:

- Requisitos gerais de teste;

- Classificação de equipamentos e sistemas elétricos médicos;
- Proteção contra perigos elétricos;
- Proteção com riscos mecânicos;
- Proteção contra radiações;
- Compatibilidade eletromagnética.

A segunda parte da norma **IEC 60601**, define os requisitos essenciais de desempenho para tipos específicos de equipamentos médicos, como por exemplo a **IEC 60601-2-12** associada a equipamentos de ventilação e a **IEC 60601-2-2** associada a equipamentos de eletrocirurgia [28].

- **ISO 14971 - Dispositivos Médicos - Aplicação de gestão de riscos a dispositivos médicos**

Este documento foi desenvolvido para auxiliar a gestão de riscos associados a equipamentos médicos, aos seus utilizadores e pacientes. O processo de gestão de risco foi desenvolvido com o intuito de ser utilizado pelos fabricantes de equipamentos médicos [29].

- **ISO 13485 - Dispositivos Médicos - Sistemas de Gestão da Qualidade - Requisitos para Fins Regulatórios**

A norma agora abordada foi desenvolvida com o objetivo de apoiar organizações envolvidas em uma ou mais etapas do ciclo de vida de um equipamento médico e atividades relacionadas como por exemplo o suporte técnico.

Os principais benefícios da certificação e implementação da norma **ISO 13485** são [30]:

- Cumprimento dos requisitos regulamentares associados a dispositivos médicos e serviços relacionados;
- Controlo da produção e destino final dos equipamentos médicos;
- Aumento da confiança dos clientes;
- Acesso a novos mercados nacionais e internacionais.

2.4 Procedimentos de Segurança e Higiene na Manutenção

Durante as ações de manutenção a equipamentos médicos, é fundamental garantir a segurança do profissional, de modo que este possa exercer a sua prática de forma eficaz.

Em contexto hospitalar, existem riscos associados à manutenção que podem ser minimizados adotando-se um conjunto de regras e medidas preventivas relacionadas principalmente a riscos biológicos e a riscos elétricos.

A minimização dos riscos biológicos tem em consideração a contaminação dos equipamentos aos quais se realiza a manutenção preventiva ou corretiva, sendo essencial a sua desinfecção antes de qualquer procedimento. Para o efeito, geralmente é utilizada uma solução alcoólica, limpando-se a superfície do equipamento e os respetivos acessórios. Em determinadas situações, como é o caso da manutenção a equipamentos de ventilação, é aconselhável a utilização de equipamento de proteção individual como luvas, óculos, máscara e bata. É ainda de salientar a extrema importância de os profissionais de manutenção respeitarem as regras de segurança e higiene em meio hospitalar, uma vez que estes intervêm em locais de grau de assepsia elevado, como é o caso de blocos operatórios, neonatologia, quartos de isolamento, unidades de cuidados intensivos, entre outros.

Em relação à segurança elétrica, é importante que o profissional de manutenção tenha conhecimento dos riscos associados. Durante os procedimentos de manutenção a equipamentos elétricos, este deve ter em consideração o tipo de equipamento intervencionado bem como a sua normalização e certificação. Deste modo, é facilitada a escolha de ferramentas devidamente isoladas e equipamentos de teste adequados.

Primeiramente deve-se certificar que o equipamento não está alimentado eletricamente, seja através de corrente elétrica ou de baterias de alimentação. Posteriormente, quando se acede ao interior do equipamento e elimina-se o seu isolamento elétrico, retirando-se a carcaça do equipamento, deve-se ter em atenção que os componentes eletrónicos como condensadores, se encontram descarregados, utilizando um multímetro para esta avaliação.

Para se evitar descargas electroestáticas por parte do profissional de manutenção para o equipamento pode ser usada uma pulseira anti estática como a da Figura 4.



Figura 4 - Pulseira antiestática: evita descargas eletroestáticas que podem danificar componentes eletrónicos [31].

2.5 Conclusão

O capítulo 2 é considerado essencial para uma melhor compreensão do presente documento. Neste são abordados os conceitos teóricos fundamentais relativos à manutenção, aos dispositivos médicos, equipamentos de eletromedicina, normalização associada à área e procedimentos de segurança e higiene.

Estes conceitos estão diretamente associados à área de manutenção preventiva e corretiva de equipamentos de eletromedicina, sendo que estes devem estar presentes durante qualquer procedimento de manutenção realizado a equipamentos médicos para uma maior eficiência e segurança no trabalho realizado.

CAPÍTULO 3 – PARÂMETROS VITAIS ASSOCIADOS AOS EQUIPAMENTOS DE ELETROMEDICINA

Esta secção pretende introduzir e apresentar alguns parâmetros vitais considerados importantes e abordados ao longo do documento. Deste modo objetiva-se uma melhor interpretação dos conceitos, métodos e equipamentos apresentados posteriormente.

3.1 Pressão Arterial

A pressão sanguínea ou pressão arterial, como normalmente é designada, refere-se à força exercida pelo sangue nas paredes vasculares do sistema circulatório, sendo geralmente medida em milímetros de mercúrio (mmHg). A medição da pressão sanguínea permite avaliar a fisiologia e patologias associadas ao sistema cardiovascular, sendo que o seu valor depende essencialmente do débito cardíaco, do diâmetro das artérias e da quantidade de sangue circulante (resistência periférica) [32].

A medição da tensão arterial pode ser feita através de métodos diretos invasivos (sensores extravasculares e sensores intravasculares) ou através de métodos indiretos não-invasivos (esfigmomanómetro manual ou automático).

Através destes métodos medem-se a pressão sistólica (PS), a pressão diastólica (PD), que podem variar significativamente ao longo do sistema arterial, e a pressão média (PM) que apresenta valores geralmente constantes. A pressão de pulso (PP) pode ainda ser calculada pela diferença entre a pressão sistólica e a pressão diastólica.

Dito isto, é fundamental compreender as principais diferenças entre os métodos invasivos e os métodos não-invasivos (Figura 5), sendo que, primeiramente são abordados os métodos indiretos não-invasivos e posteriormente os métodos diretos invasivos.

Os métodos indiretos não-invasivos mais conhecidos atualmente são o auscultatório, o ultrassónico e o oscilométrico. Estes métodos requerem a utilização de uma braçadeira que é inflada até que a pressão exercida corte o fluxo de sangue momentaneamente, geralmente medida na artéria braquial. Nesta fase a pressão da braçadeira é superior à pressão sistólica e posteriormente esvazia-se a braçadeira gradualmente, de modo a retomar o fluxo sanguíneo.

Relativamente aos métodos diretos invasivos, os mais utilizados atualmente são através de sensores intravasculares e de sensores extravasculares, métodos estes

que requerem a punção de uma artéria através da introdução de uma agulha ou cateter [33].

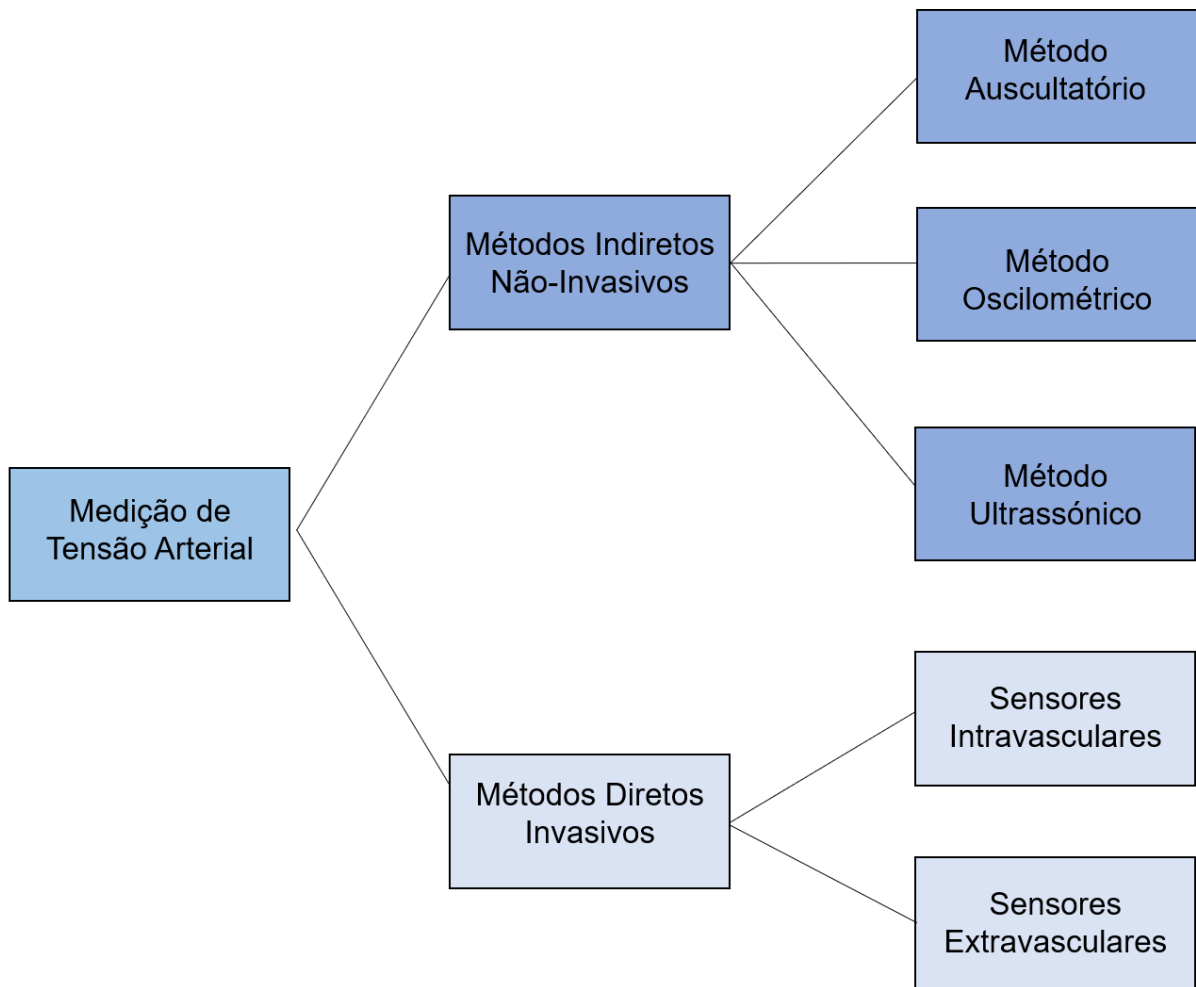


Figura 5 - Métodos de medição de pressão arterial.

3.1.1 Métodos Indiretos Não-Invasivos

3.1.1.1 Método Auscultatório

No método auscultatório (Figura 6), a PS e a PD são avaliadas através dos sons de Korotkoff (Figura 7), formados através dos impulsos de pressão propagados ao longo da artéria braquial após o restabelecimento do fluxo sanguíneo.



Figura 6 - Medição da pressão arterial através do método auscultatório: O método utiliza essencialmente um esfigmomanómetro, uma braçadeira e um manómetro que pode ser aneróide, de mercúrio ou eletrónico [34].

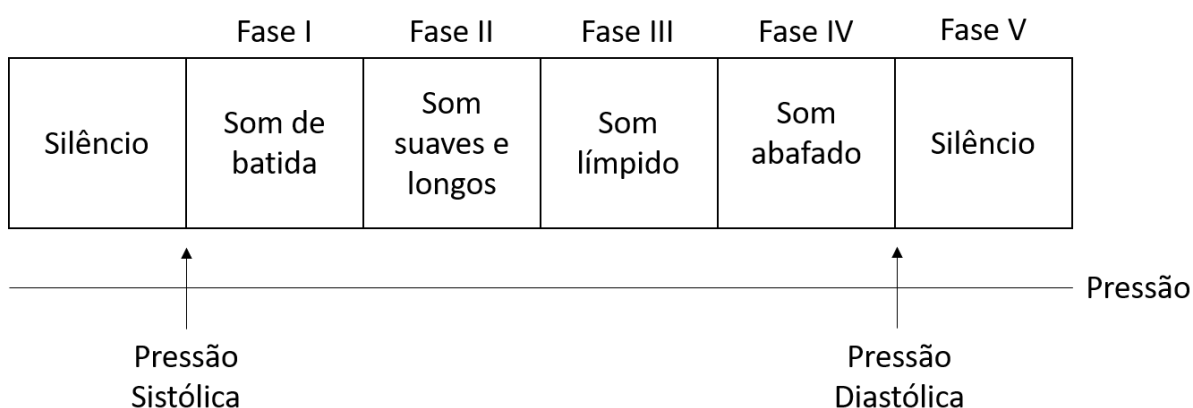


Figura 7 - Medição da pressão arterial através do método auscultatório: Sons de Korotkoff, adaptado de Dissertação de Mestrado da Faculdade de Ciências e Tecnologia – Universidade Nova de Lisboa: “Desenvolvimento de uma aplicação de controlo do simulador de pressão arterial PreSphygmós” [35].

Para uma avaliação correta da pressão arterial através do método auscultatório, é fundamental o conhecimento acerca dos sons de Korotkoff sendo que, como indicado na Figura 7, a pressão correspondente ao início dos sons da fase I equivale à PS e o fim da fase IV corresponde à PD.

3.1.1.2 Método Ultrassónico

Este método de medição arterial requer a utilização de uma braçadeira, uma fonte emissora de ultrassons e um sensor Doppler transcutâneo, que deteta os movimentos das paredes dos vasos sanguíneos em vários estados de oclusão (Figura 8). A

pressão exercida pela braçadeira aumenta até que a oclusão da artéria seja total e nesse momento a pressão da braçadeira corresponde à pressão sistólica (Figura 9). Seguidamente diminui-se a pressão da braçadeira até ao momento em que a artéria se encontre sempre aberta, avaliando-se assim a pressão diastólica (Figura 10).

As principais vantagens deste método são que este pode ser empregue em ambientes ruidosos e pode ser utilizado com crianças e hipotensos [36].

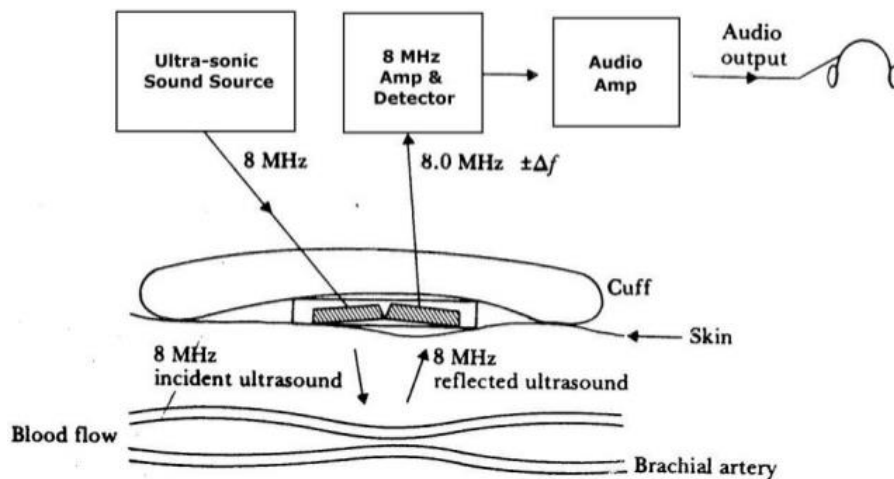


Figura 8 - Medição da pressão arterial através do método ultrassónico: A diferença de frequência entre o sinal transmitido e o sinal recebido é proporcional à velocidade do sangue na artéria [36].

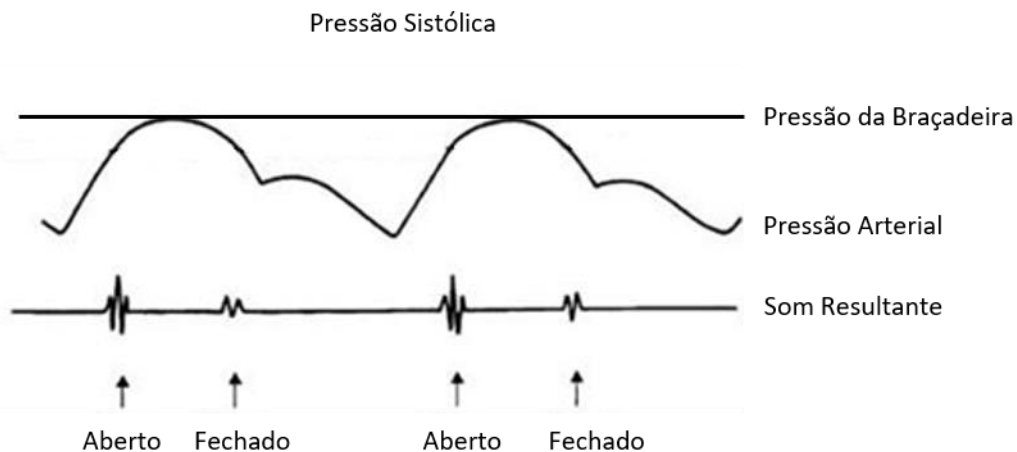


Figura 9 - Representação da medição da pressão sistólica pelo método ultrassónico, adaptado de *Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present* [36].

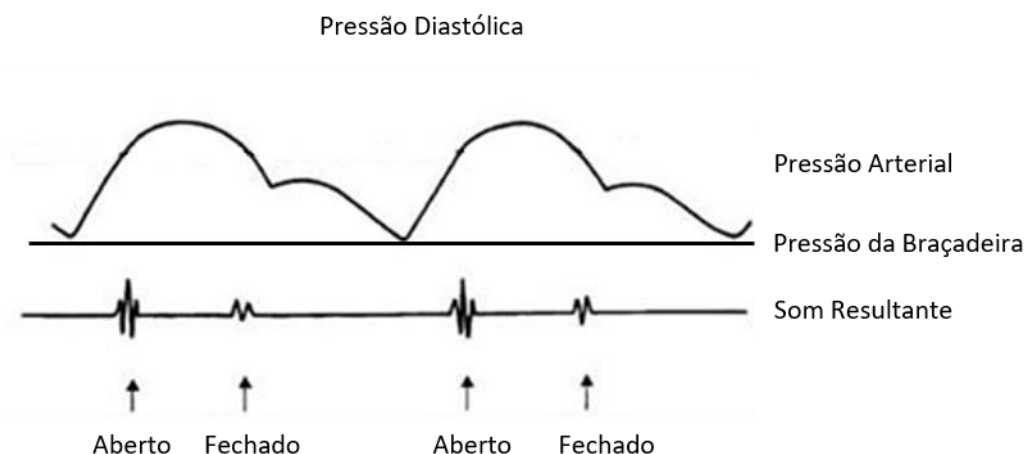


Figura 10 - Representação da medição da pressão diastólica pelo método ultrassônico, adaptado de de Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present [36].

3.1.1.3 Método Oscilométrico

O método agora apresentado baseia-se na detecção da amplitude das oscilações provocadas na braçadeira pela pulsação resultante na artéria. Para o efeito são usados sensores piezoelétricos de modo que se avalie a PS e a PD através de um algoritmo empírico. A PS e a PD são detetadas quando as amplitudes de oscilação respetivas são uma determinada fração da amplitude máxima de oscilação. Isto é, a PS é a pressão acima da pressão média para a qual $AS/AM = 0,55$ e a PD é a pressão abaixo da pressão média para a qual $AD/AM = 0,85$ [36].

Na Figura 11 observa-se graficamente a pressão exercida pela braçadeira e as oscilações resultantes durante a aplicação deste método para aferição da tensão arterial.

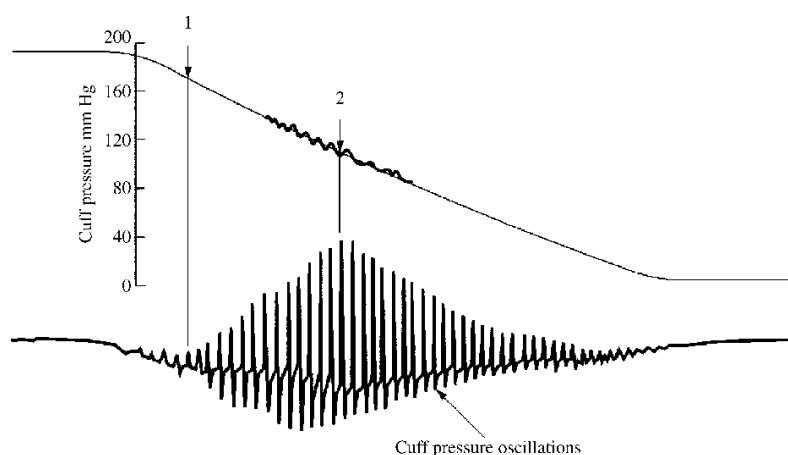


Figura 11 - Curva da pressão exercida pela braçadeira e as oscilações resultantes para aferição da tensão arterial [36].

3.1.2 Métodos Diretos Invasivos

3.1.2.1 Sensores Extravasculares

Para medição direta da pressão arterial, o método mais usual é através de sensores extravasculares. Neste processo é introduzido um cateter cheio com soro fisiológico e heparina (anticoagulante), sendo que no final do cateter situa-se um sensor (Figura 12), normalmente um sensor de esforço ou como é vulgarmente designado, “*strain gauge*”, apesar de poder ser utilizado outro tipo de sensor como por exemplo um de indutância variável, de capacidade variável, optoeétrico, piezoelétrico ou outro [36].

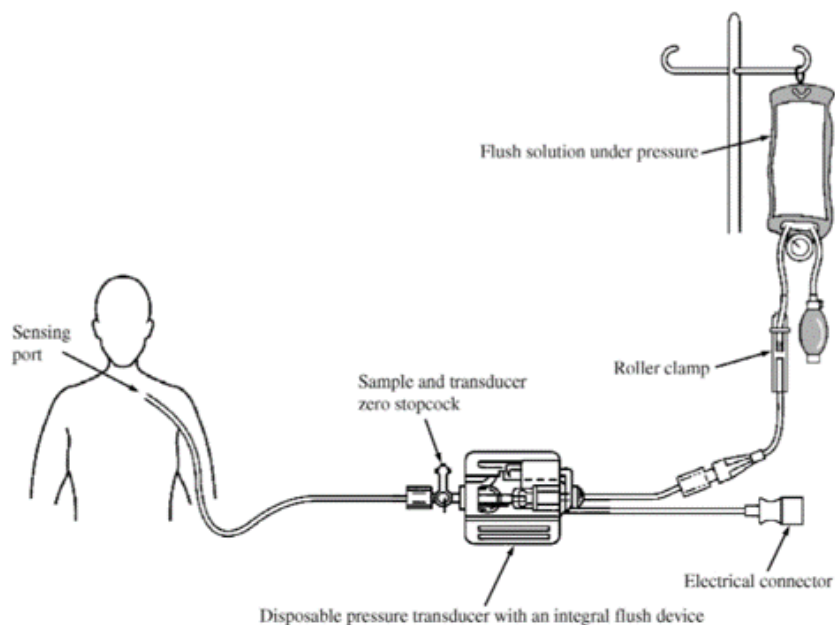


Figura 12 - Medição da pressão sanguínea através de um sensor extravascular [36].

O aumento de pressão (P) no sistema vascular provoca o deslocamento do líquido na direção do sensor que por sua vez induz uma deflexão no diafragma. Esta variação de volume é detetada por um sistema eletromecânico que gera um sinal elétrico proporcional à referida deflexão do diafragma (Figura 13) [37].

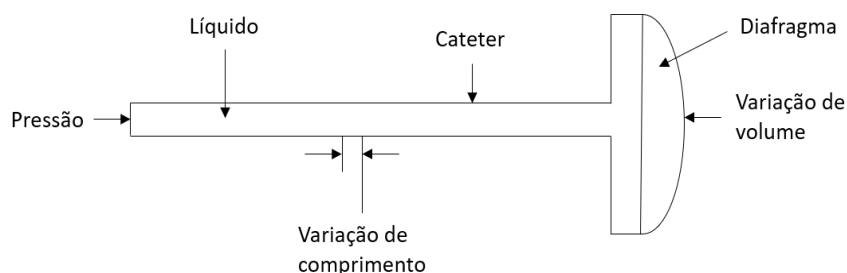


Figura 13 - Medição direta da pressão arterial: sensor extravascular adaptado de *Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present* [36].

Apesar destes serem bastante utilizados atualmente, devem ser consideradas algumas causas de erro relacionados com as propriedades hidráulicas deste tipo de sistemas, que influenciam a medição. As principais causas de erro a ter em conta são a distorção do posicionamento do cateter e a existência de bolhas de ar no sistema. Estes fatores podem provocar um efeito de sub ou sobre-amortecimento na medição dos gradientes de pressão [36]. Este efeito é representado através da Figura 14.

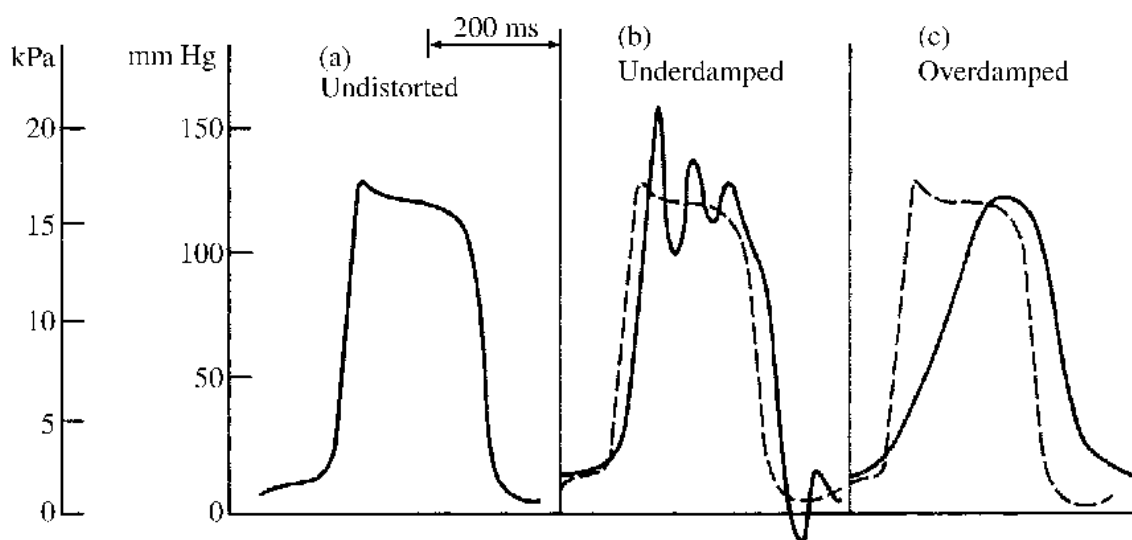


Figura 14 - Sinal de pressão na medição da tensão arterial através de sensores extravasculares: (a) situação ideal; (b) Sub-amortecimento provocado pela distorção do cateter; (c) Sobre-amortecimento provocado por uma bolha de ar [36].

3.1.2.2 Sensores Intravasculares

No caso da medição da tensão arterial com sensores intravasculares, são utilizados sistemas elétricos ou óticos, ao invés do método apresentado anteriormente, onde se usa um sistema hidráulico. Esta diferença apresenta algumas vantagens uma vez que os atrasos temporais são praticamente inexistentes entre o estímulo e a resposta. Outro aspeto vantajoso neste tipo de sensores é que a resposta em frequência não é limitada pelas propriedades hidráulicas do sistema [36].

Em relação ao tipo de sensor utilizado, também podem ser consideradas diversas opções, embora um dos mais utilizados são os sensores de esforço (*strain gauges*) acoplados a um sistema baseado em fibra ótica (Figura 15). Neste tipo de sistema, o deslocamento do diafragma é medido através das variações da luz [36].

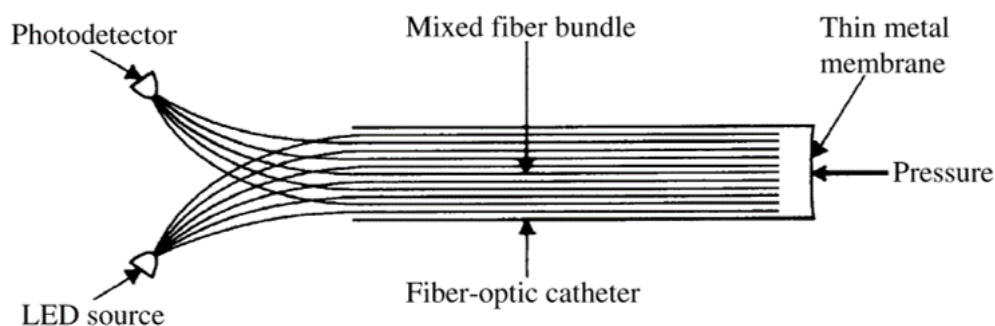


Figura 15 - Representação de um sensor intravenoso baseado em fibras óticas [37].

3.2 Oximetria de pulso

A oximetria de pulso é o método que permite a avaliação e a medição da saturação de oxigénio no sangue (SpO_2) de forma não invasiva. Para além da medição de SpO_2 , a oximetria de pulso tem a vantagem de também poder avaliar os batimentos cardíacos e o ritmo respiratório. Embora existam outros métodos para a medição do SpO_2 , como por exemplo os métodos invasivos colorimétricos e químicos, que envolvem a extração de sangue aos pacientes, o mais utilizado atualmente é a oximetria de pulso.

Este método baseia-se essencialmente na pletismografia e na espectrofotometria que são técnicas desenvolvidas com a evolução dos conhecimentos acerca da luz e da sua interação com a matéria. A interação da luz com a matéria é fundamental para a compreensão desta técnica de medição do SpO_2 .

Cada substância possui um coeficiente de absorção que determina a luz absorvida para um determinado comprimento de onda, e consequentemente um espectro único e característico. Dito isto, quando a luz atravessa uma determinada solução, parte desta é absorvida, parte transmitida e a restante refletida, em quantidades dependentes das substâncias existentes na solução.

No caso do sangue, o transporte de oxigénio é realizado por uma proteína denominada hemoglobina. Para além do transporte de oxigénio para as células, a hemoglobina também é responsável por transportar o dióxido carbono (CO_2) resultante das trocas gasosas ocorridas nos pulmões. Assim, a hemoglobina pode ser descrita como oxigenada, no caso de se ligar a quatro moléculas de oxigénio (O_2), ou como reduzida quando a proteína não possui ligações com O_2 .

A absorção da luz para a hemoglobina varia consoante o seu estado, oxigenado ou reduzido, e deste modo é visível uma cor vermelha mais clara no caso de sangue arterial, mais oxigenado, e uma cor vermelha mais escura no sangue venoso, menos oxigenado e com maior percentagem de CO_2 .

Para a medição do SpO_2 , o oxímetro de pulso possui dois sensores óticos, um emissor e um recetor, que funcionam com luz vermelha (entre os 600 e os 750 nanómetros) e luz infravermelha (entre os 850 e os 1000 nanómetros). O tipo de radiação utilizada depende simplesmente da absorção da luz ocorrente na hemoglobina oxigenada e na hemoglobina reduzida. As intensidades da luz detetadas pelo sensor recetor são posteriormente convertidas num sinal elétrico tratado por um microcontrolador responsável pelo cálculo do SpO_2 , através da equação 3.1:

$$SpO_2 = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{Hb}} \times 100 \quad (3.1)$$

Onde c_{HbO_2} é a concentração de hemoglobina oxigenada ou oxiemoglobina e a c_{Hb} é a concentração de hemoglobina reduzida ou desoxiemoglobina.

A medição do SpO_2 é comumente realizada no dedo, podendo também ser efetuada no lóbulo da orelha por exemplo, devido à elevada perfusão sanguínea existente nas extremidades corporais. Os oxímetros de pulso podem ser por transmissão ou por reflexão, como ilustrado na Figura 16, sendo que, maioritariamente são utilizados oxímetros de pulso por transmissão.

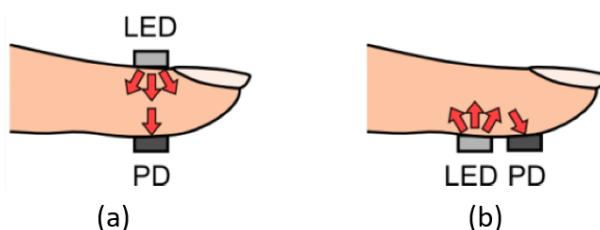


Figura 16 - Oximetria de pulso: (a) fotopletismografia por transmissão; (b) fotopletismografia por reflexão [37].

3.2.1 Princípios Físicos: Modelo de Lambert-Beer

A lei de Lambert-Beer descreve a atenuação da luz quando esta passa através de uma solução, sendo descrita de acordo com as equações 3.2 e 3.3 [38]:

$$I_t = I_0 e^{-\alpha} \quad (3.2)$$

$$\alpha = \varepsilon Dc \quad (3.3)$$

Em que I_t é a luz transmitida, ε é o coeficiente de extinção, D é o comprimento do caminho ótico, c é a concentração da solução e α é a absorvância.

Parte da radiação incidente, I_0 , é transmitida através da solução e a restante é absorvida. A radiação incidente que é transmitida através da solução decresce exponencialmente com a distância percorrida no meio em questão.

A equação 3.2 pode ser resolvida em ordem a α , assumindo-se que a radiação incidente é colimada e monocromática (equação 3.4):

$$\alpha = -\log_{10} \left(\frac{I_t}{I_0} \right) \quad (3.4)$$

No caso de a solução em questão ser composta por várias substâncias, a absorvância total, α_t , é a soma das absorvâncias de cada umas das substâncias para um determinado comprimento de onda λ (equação 3.5):

$$\alpha_t = \sum_1^n \varepsilon(\lambda) D_i c_i \quad (3.5)$$

Sendo que, no sangue a maior parte da hemoglobina apresenta-se na forma oxigenada e na forma reduzida, pode-se reescrever a equação 3.4 tal que:

$$\alpha_t = \varepsilon_{HbO_2}(\lambda) c_{HbO_2} D_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb}(\lambda) c_{Hb} D_{Hb} \quad (3.6)$$

Onde $\varepsilon_{HbO_2}(\lambda)$, c_{HbO_2} e D_{HbO_2} são respetivamente o coeficiente de extinção para um determinado comprimento de onda, a concentração e o comprimento do caminho ótico para a hemoglobina oxigenada. O $\varepsilon_{Hb}(\lambda)$, c_{Hb} e D_{Hb} são respetivamente o coeficiente de extinção para um determinado comprimento de onda, a concentração e o comprimento do caminho ótico para a hemoglobina reduzida.

A radiação absorvida pelos tecidos é constante durante o ciclo cardíaco, representando a componente DC do sinal e a relação entre o pulso sanguíneo e a quantidade de luz absorvida representam a componente AC do sinal. A radiação transmitida durante a diástole I_d é expressa por:

$$I_d = I_0 e^{-\alpha(DC)} e^{-[\varepsilon_{HbO_2}(\lambda) c_{HbO_2} D_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb}(\lambda) c_{Hb} D_{Hb}] D(\min)} \quad (3.7)$$

A radiação transmitida durante a sístole I_s é expressa por:

$$I_s = I_0 e^{-\alpha(DC)} e^{-[\varepsilon_{HbO_2}(\lambda) c_{HbO_2} D_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb}(\lambda) c_{Hb} D_{Hb}] D(máx)} \quad (3.8)$$

Onde, $\alpha(DC)$ é a absorvância dos tecidos que contribuem para a componente DC do sinal.

Assim, a intensidade da radiação captada pelo sensor pode ser expressa pelo rácio entre a radiação captada durante a sístole e durante a diástole:

$$\frac{I_d}{I_s} = I_0 e^{-\alpha(DC)} e^{-[\varepsilon_{HbO_2}(\lambda) c_{HbO_2} D_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb}(\lambda) c_{Hb} D_{Hb}] \Delta D} \quad (3.9)$$

De forma a eliminar ΔD da equação 3.9, calcula-se o rácio entre dois comprimentos de onda diferentes:

$$R = \frac{-\ln\left(\frac{I_d}{I_s}\right) | \text{Radiação Vermelha}}{-\ln\left(\frac{I_d}{I_s}\right) | \text{Radiação IV}} \quad (3.10)$$

Tendo em conta que a componente DC do sinal é comum para os dois comprimentos de onda, calcula-se o valor de SpO₂ substituindo a equação 3.1 em 3.9:

$$SpO_2 = \frac{-\varepsilon_{Hb}(\text{Vermelho}) + \varepsilon_{Hb}(IV)R}{[\varepsilon_{HbO_2}(\text{Vermelho}) - \varepsilon_{Hb}(\text{Vermelho})] + [\varepsilon_{Hb}(\text{Vermelho}) - \varepsilon_{HbO_2}(\text{Vermelho})]} \quad (3.11)$$

Na equação 3.11 verifica-se que quanto maior for a diferença entre os coeficientes de extinção da hemoglobina saturada e da oxigenada, tanto na banda do vermelho como na do infravermelho, maior será a sensibilidade na medição do valor de SpO₂.

3.2.2 Sensores de SpO₂

Existem diferentes tipos de sensores para realizar a medição da saturação de oxigénio no sangue, sendo estes adaptados consoante o local de medição, o peso do paciente e a tecnologia requerida pelo equipamento ao qual o sensor está acoplado.

Em relação ao local de medição, como foi referido na secção 3.2., esta deve ser feita em zonas de elevada perfusão sanguínea, como é o caso das extremidades corporais, para que a atuação da luz seja eficaz, ou seja, de modo a minimizar a atenuação da radiação utilizada. Geralmente a medição de SpO₂ é realizada no dedo

indicador da mão embora a medição possa ser realizada em outras zonas corporais como o lóbulo da orelha ou no pé, como é o caso da medição através de sensores neonatais (ver Figura 17).

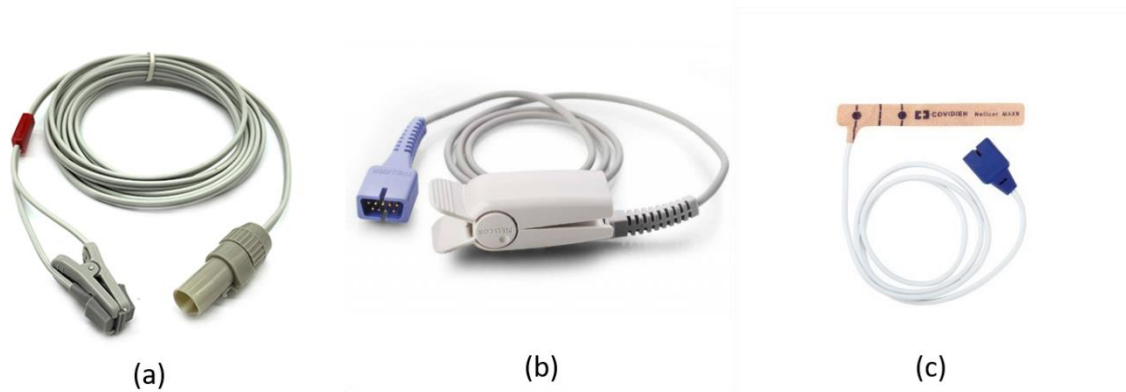


Figura 17 - Sensores de SpO₂: (a) Sensor para medição no lóbulo da orelha [39]; (b) Sensor para medição no dedo [40]; (c) Sensor neonatal, usualmente utilizados no pé [41].

Como é perceptível na Figura 17, os conectores dos sensores de oximetria de pulso podem ter várias formas e consequentemente diferentes pinagens. Assim sendo, a Figura 18 pretende exemplificar a diversidade de conectores de SpO₂ existentes.



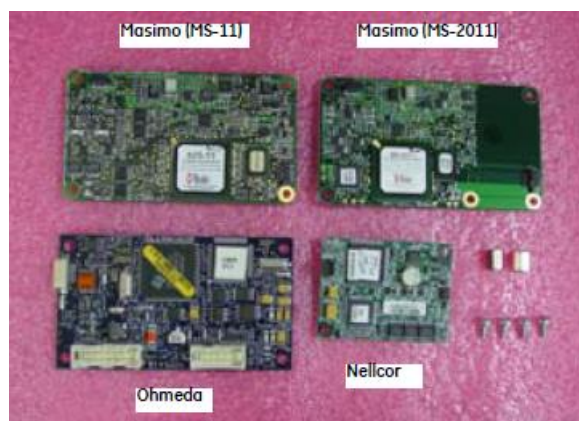
Figura 18 - Diversidade de conectores de sensores de SpO₂ [42].

Relativamente aos tipos de sensor apropriados para o peso de cada paciente, existem diversos modelos desenvolvidos de modo que se obtenha uma medição o mais precisa possível para cada situação. Genericamente, os sensores existentes para a avaliação de SpO₂ são os neonatais, os pediátricos e os para adultos como é exemplificado na Tabela 2, adaptada do manual de utilização do oxímetro de pulso da ZOLL M Series.

Tabela 2 - Tipos de sensor de oximetria de pulso, adaptados para o peso dos pacientes, adaptado de Zoll M Series User's Manual [43].

Tipo de Sensor	Peso (Kg)
Neonatal (Prematuros)	<1
Neonatal	<10
Pediátrico	10 < peso < 50
Adulto	>30

Por último, mas não menos importante, a tecnologia do sensor utilizado depende simplesmente do equipamento ao qual este está acoplado. Atualmente existem diferentes tecnologias usadas na medição de SpO₂, entre as quais a Nellcor, a Masimo ou a Ohmeda. Para estas tecnologias, existem diferentes placas de circuito impresso responsáveis pela aquisição e tratamento de sinal. A Figura 19 demonstra placas eletrônicas relativas a diferentes tecnologias.

**Figura 19 - Placas eletrônicas referentes a diferentes tecnologias: Masimo MS-11, Masimo MS-2011, Nellcore e Ohmeda [44].**

3.3 Eletrocardiograma

O eletrocardiograma (ECG) é um exame médico, realizado através de um eletrocardiógrafo, que permite visualizar e registrar a atividade elétrica do coração (ver Figura 20). Esta é responsável por comandar os movimentos cardíacos que completam cada ciclo cardíaco, constituído pela diástole e pela sístole.

- A diástole corresponde à fase de relaxamento do coração, em que o coração recebe o sangue.
- A sístole é a fase de contração do coração, responsável pela injeção do sangue para a circulação.

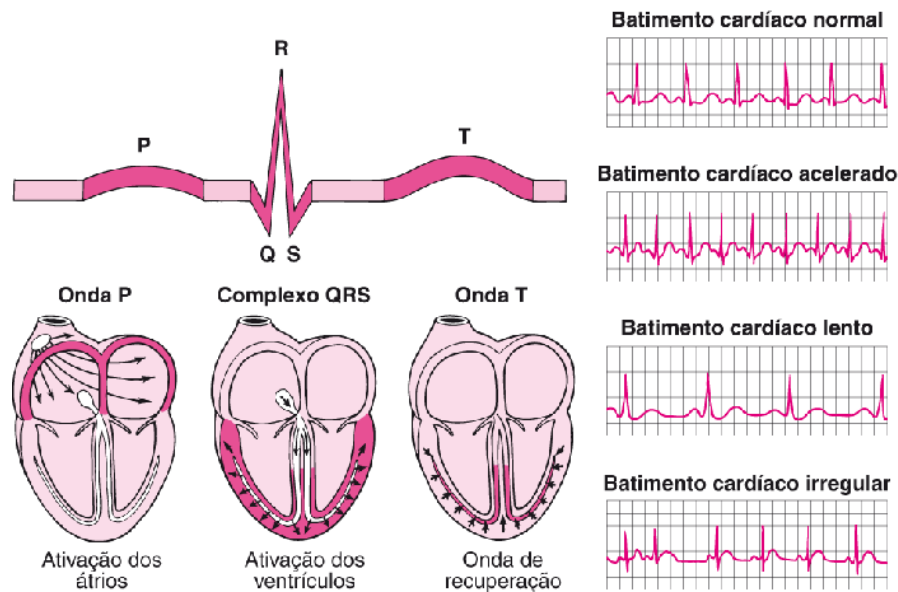


Figura 20 - Comportamento elétrico do coração [45].

3.3.1 Comportamento Elétrico do Coração

A circulação sanguínea no sistema cardiovascular deve-se a um conjunto de contrações rítmicas do coração, sendo o miocárdio o responsável por estes movimentos rítmicos e o sistema nervoso (simpático e parassimpático) responsável por regular a frequência cardíaca. De um modo simplista, as contrações cardíacas são controladas por impulsos elétricos iniciados no nódulo sinoatrial (SA) na aurícula direita, propagando-se pelas aurículas até chegar ao nódulo atrioventricular (AV). A velocidade de propagação ao longo do nódulo AV é menor, induzindo assim, um ligeiro atraso que permite que as aurículas terminem a sua contração antes dos ventrículos iniciarem a sua. Após atravessar o nódulo AV, o sinal progride para a superfície interior dos ventrículos, através do sistema de His-Purkinje [46].

A propagação elétrica ao longo do coração dá então origem à forma de onda visível no eletrocardiograma, representada na Figura 21.

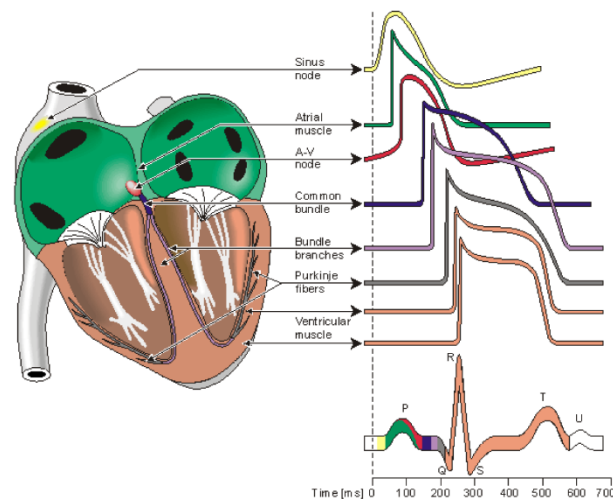


Figura 21 - Origem e composição do sinal de ECG [46].

Como é observável na Figura 21, a onda resultante do eletrocardiograma é genericamente composta pela onda P, pelo complexo QRS, pela onda T e pela onda U, ondas estas denominadas por ondas de polarização e ondas de despolarização [47]:

- **Onda P** – relacionada com a despolarização auricular que resulta na contração auricular.
- **Complexo QRS** – representa a despolarização ventricular, relacionada com a contração dos ventrículos.
- **Onda T** – repolarização ventricular e consequente relaxamento do músculo ventricular.
- **Onda U** – onda nem sempre observável no eletrocardiograma, está relacionada com a repolarização dos músculos papilares, existentes nos ventrículos.

3.3.2 Princípios Fundamentais do Eletrocardiograma

O ECG resulta da captura elétrica através de elétrodos posicionados na superfície do paciente, em que cada derivação resulta da aquisição de sinal em dois pontos distintos, um positivo e um negativo. Genericamente, utilizam-se cabos ECG de três (três derivações), cinco (sete derivações) ou dez elétrodos (doze derivações).

No caso do cabo ECG de três elétrodos, são adquiridas as derivações I, II e III, descritas por Willem Einthoven, em 1912. Estas são designadas como derivações bipolares padrão ou como derivações de Einthoven, representadas na Figura 22.

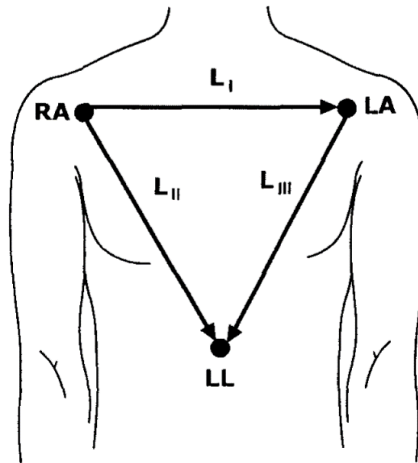


Figura 22 - Electrocardiograma com três derivações e posicionamento dos eléttodos: RA - Braço direito; LA - Braço Esquerdo; LL - Perna Esquerda [47].

Para o cabo de ECG de cinco eléttodos utilizam-se as derivações de Einthoven (I, II e III), três derivações unipolares aumentadas (aVR, aVF e aVL) e uma derivação precordial (V1). O posicionamento genérico dos eléttodos para um cabo de cinco eléttodos é representado na Figura 23.

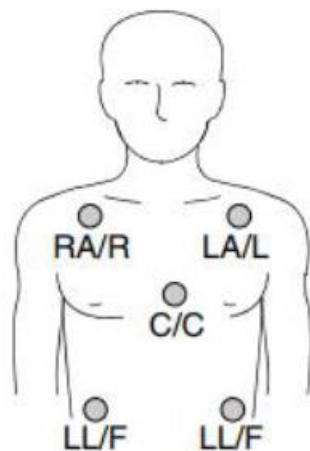


Figura 23 - Electrodiograma com sete derivações e posicionamento dos eléttodos [48].

Em relação ao ECG realizado com um cabo de dez eléttodos, são representadas doze derivações, sendo estas as três derivações de Einthoven (I, II, III), as três derivações unipolares aumentadas (aVR, aVF e aVL) e as seis derivações precordiais (V1, V2, V3, V4, V5 e V6). O posicionamento genérico dos eléttodos para um cabo de dez eléttodos é representado na Figura 24.

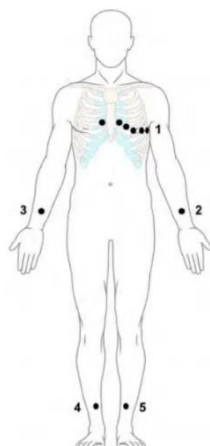


Figura 24 - Eletrocardiograma com doze derivações e respectivo posicionamento dos eletrodos [49].

Para qualquer um dos três casos apresentados anteriormente, existem cabos ECG apropriados, com os terminais coloridos de modo a facilitar a identificação de cada um. Deste modo, pretende-se apoiar o profissional de saúde na colocação dos eletrodos, através de uma de duas normas utilizadas atualmente, a da *International Electrotechnical Commission* (IEC) e a da *American Heart Association* (AHA), como apresentado na Tabela 3.

Tabela 3 - Código de cores dos terminais de cabos de ECG segundo as normas IEC e AHA [50] [51].

Norma			
AHA		IEC	
Descrição	Cor	Descrição	Cor
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/Roxo	C6	Branco/Roxo

3.4 Temperatura Corporal

A temperatura corporal é um dos primeiros parâmetros fisiológicos avaliados numa triagem hospitalar, uma vez que é sabido que um aumento ou uma diminuição deste parâmetro, é uma reação natural do organismo a algum fator adverso ao seu normal funcionamento. No caso de ser medida à superfície da pele, é considerada a temperatura cutânea, que pode ter uma variação ao longo do dia, dependendo de vários fatores como a temperatura ambiente, por exemplo. A temperatura central, refere-se à temperatura interna do corpo humano, apresentando valores mais ou menos constantes.

A monitorização da temperatura corporal geralmente é feita através de um sensor de temperatura, baseado no funcionamento de um termístor. O termístor varia o valor de resistência de modo que cada valor corresponda a um valor de temperatura corporal. Normalmente, os sensores de temperatura (Figura 25) são fixos ao corpo dos pacientes com o auxílio de fita adesiva.



Figura 25 - Sensor de temperatura corporal, usado em monitores de sinais vitais [52].

3.5 Frequência Respiratória

A frequência respiratória (FR) define-se como o número de respirações por minuto (R/min), sendo que em condições normais a FR para um adulto é de 12 a 20 R/min. Uma variação acentuada neste parâmetro fisiológico indica uma maior ou menor necessidade de oxigénio no corpo.

A monitorização do processo respiratório é fundamental para o diagnóstico e controlo da condição clínica de um paciente. Este processo divide-se em respiração externa e respiração interna, sendo que a primeira representa as trocas gasosas a nível alveolar e capilar. A respiração interna, envolve o metabolismo celular, onde ocorrem os processos necessários para a produção de energia, sendo o seu transporte efetuado principalmente pela molécula de Adenosina Trifosfato (ATP).

Alterações e anomalias na FR são indicativos de condições fisiológicas como a hipoxia (diminuição de O_2), hipercapnia (aumento de CO_2), acidose metabólica

(redução de bicarbonato – HCO_3^-) e acidose respiratória (aumento da pressão parcial de CO_2) [54].

Como referido anteriormente, a monitorização da frequência respiratória é imprescindível para o controlo do estado de saúde de um paciente, sendo esta realizada por métodos como a espirometria, a capnometria ou a pneumografia por impedância (Tabela 4).

Tabela 4 - Métodos de monitorização da frequência respiratória [54] [55] [56] [57].

Método	Definição	Vantagens	Desvantagens
Espirometria	Método que permite avaliar os débitos e volumes pulmonares. Exame realizado com um pneumotacógrafo.	Preciso; Medição de múltiplos parâmetros respiratórios.	Interfere com a respiração natural do paciente; Método não eficaz para realizar monitorização contínua.
Capnometria	Permite a medição da pressão parcial de CO_2 durante a expiração. Reflete o estado da circulação pulmonar.	Preciso; Monitorização contínua; Método simples. Monitorização de outros parâmetros biomédicos.	Desconforto para o paciente; Requer equipamento de análise específico.
Pneumografia por Impedância	Técnica baseada na monitorização dos movimentos torácicos ou do volume da caixa torácica. Requer a utilização de dois elétrodo e de corrente alternada de baixa amplitude e alta frequência (50-500 kHz)	Preciso; Monitorização contínua; Medição de múltiplos parâmetros respiratórios.	Difícil execução; Requer equipamento de análise específico.

3.6 Capnografia

A capnografia é um método não-invasivo que permite a monitorização contínua e de forma gráfica da concentração ou pressão parcial de CO_2 (PaCO_2), geralmente expressa em milímetros de mercúrio (mmHg), percentagem (%), Kilopascal (kPa) ou Torr. Este método permite aferir acerca do estado metabólico dos pacientes, da eficácia de manobras de reanimação cardiopulmonares, da qualidade de ventilação efetuada e ainda sobre a instalação do tubo endotraqueal [57] [58].

Existem diversos métodos de medição de capnografia embora, atualmente o método mais utilizado seja através de raios infravermelhos, podendo o capnógrafo ser de um de dois tipos, consoante o posicionamento e localização do sensor:

- **Capnografia aspirativa (side-stream):** realiza-se por aspiração contínua, através de uma linha de amostra que por sua vez está conectada ao sensor de CO_2 , situado no equipamento de análise (Figura 26).

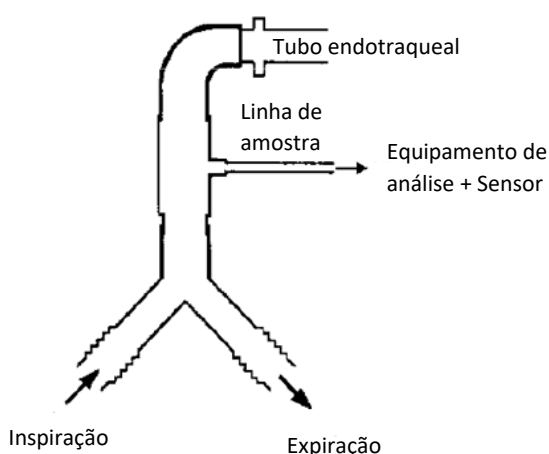


Figura 26 – Capnografia aspirativa (sidestream). Adaptado de Monitorização da Respiração: Oximetria e Capnografia [57].

- **Capnografia não-aspirativa (mainstream):** O sensor de CO_2 é integrado no circuito respiratório sendo que o sinal é enviado para o equipamento de análise através de um cabo elétrico (Figura 27).

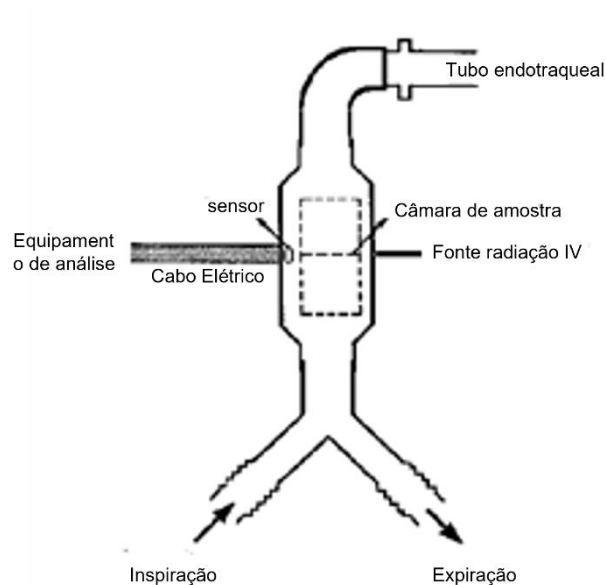


Figura 27 - Capnografia não-aspirativa (mainstream). Adaptado de Monitorização da Respiração: Oximetria e Capnografia [57].

A medição da concentração ou da pressão parcial do CO₂ através do método de capnografia por raios infravermelhos, resulta da comparação do espectro característico de absorção do CO₂ com o obtido através da medida e leitura efetuadas, sendo que quanto maior a absorção de luz, maior a concentração de CO₂ [59].

Usualmente a pressão parcial de CO₂ é expressa graficamente através de um capnograma (Figura 28), sendo este representado em função do tempo ou do volume.

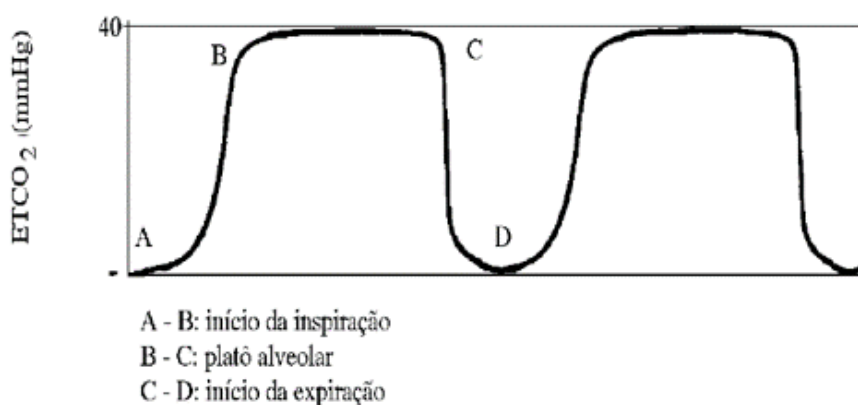


Figura 28 – Capnograma [57].

3.7 Conclusão

No capítulo 3 são apresentados e descritos os parâmetros vitais associados aos equipamentos de eletromedicina considerados pertinentes para a compressão do funcionamento e aplicação dos equipamentos médicos expostos no capítulo 5 e abordados durante o estágio curricular.

CAPÍTULO 4 – EQUIPAMENTOS DE TESTE E DE MEDIÇÃO

Os equipamentos de teste são ferramentas imprescindíveis aquando da realização dos procedimentos manutenção preventiva e corretiva de equipamentos de eletromedicina. Estes permitem avaliar o estado dos equipamentos intervencionados, sendo que devem ser sempre utilizados com consciência crítica, ou seja, devem ser utilizados como uma ferramenta de apoio ao profissional de manutenção hospitalar e não como um substituto da sua avaliação aos diversos equipamentos.

Como forma de garantir a fiabilidade dos equipamentos de teste, estes devem ser calibrados periodicamente por entidades acreditadas para o efeito. Assim, as empresas responsáveis pela realização da manutenção de equipamentos têm a possibilidade de avaliar diversos parâmetros como a saturação periférica de oxigénio no sangue, tensão arterial e temperatura corporal, por exemplo. Através da simulação destes parâmetros é possível comparar os valores de referência (indicados pelos equipamentos de teste) com os apresentados pelos equipamentos de eletromedicina avaliados, permitindo aferir o estado de medição dos equipamentos em análise.

Na PromeiCentro, bem como em qualquer empresa onde se partilham equipamentos de teste entre os colaboradores, é fundamental realizar um planeamento atempado dos equipamentos de teste necessários para efetuar a manutenção preventiva nos equipamentos dos clientes, de modo que os diversos equipamentos estejam disponíveis quando necessário.

No presente capítulo são apresentados os equipamentos de teste utilizados durante o estágio, nomeadamente o multímetro digital (Secção 4.1), o simulador multiparamétrico Rigel UNI-SiM (Secção 4.2), o simulador de saturação de oxigénio no sangue, MS100 (Secção 4.3), O simulador de pressão arterial não invasiva, MS200 (Secção 4.4), o simulador multiparamétrico MS400 (Secção 4.5), o equipamento analisador de ventiladores (Secção 4.6), o equipamento analisador de desfibriladores (Secção 4.7) e o equipamento analisador de bisturis elétricos (Secção 4.8).

4.1 Multímetro Digital

Um multímetro é um equipamento eletrónico que permite avaliar e medir grandezas elétricas que variam consoante o tipo e categoria do multímetro. No estágio foi utilizado um multímetro digital UNI-T UT58C (Figura 29), modelo este que permite a medição de frequência, diferença de potencial DC, diferença de potencial AC, corrente DC, corrente AC, resistência, capacidade e temperatura.



Figura 29 - Multímetro digital: Uni-T UT58C [60].

As características técnicas do modelo de multímetro digital utilizado são descritas na Tabela 5, de modo a exemplificar as grandezas passíveis de serem medidas e avaliadas com o referido equipamento de medida.

Tabela 5 - Características técnicas do multímetro digital Uni-T UT58C, adaptado de Mixtrónica, UT58C – Multímetro Digital [60].

Categoria de Medição	Gama de Medição
Modelo	Uni-T UT58C
Frequência [Hz]	2 kHz / 20 kHz
Diferença de Potencial DC [V]	200 mV / 2 V / 20 V / 200 V / 1000 V
Diferença de Potencial AC [V]	2 V / 20 V / 200 V / 750 V
Corrente DC [A]	2 mA / 200 mA / 20 A
Corrente AC [A]	2 mA / 200 mA / 20 A
Resistência [Ω]	200 Ω / 2 k Ω / 20 k Ω / 2 M Ω / 20 M Ω
Capacidade [F]	2 nF / 200 nF / 100 μ F
Temperatura [$^{\circ}$ C]	-40 $^{\circ}$ C ~ +1000 $^{\circ}$ C
Funções	Teste de transístor; teste de díodo; sinal sonoro de continuidade; data hold; modo sleep; indicação de bateria fraca

Os multímetros são categorizados, de acordo com a norma da *International Electrotechnical Commission*, **IEC 1010 – Safety Requirement for Electrical Equipment for Measurement**, consoante as medições que se pretendem efetuar. As

categorias existentes são definidas de acordo com a exposição do equipamento de medida a sobretensões.

A Categoria I compreende medições de baixa tensão e é indicado para equipamentos eletricamente protegidos.

A Categoria II abrange os multímetros com um sistema de proteção superior aos da Categoria I, sendo possível realizar medições em tomadas elétricas, eletrodomésticos e equipamentos similares, por exemplo. Os equipamentos de medida de Categoria II destinam-se a trabalhos de medida em regime monofásico.

A Categoria III permite a realização de medidas em redes trifásicas, equipamentos em instalações fixas de maior diferença de potencial que nas categorias anteriormente descritas.

Por último, a Categoria IV engloba os equipamentos usados em medições de redes trifásicas e redes aéreas externas [61].

A Tabela 6, adaptada da norma **IEC 1010-1 - Safety Requirement for Electrical Equipment for Measurement**, permite interpretar o modo como as categorias se diferenciam umas das outras. Os parâmetros diferenciadores são essencialmente a tensão de funcionamento, o tensão de impulso de pico e impedância da fonte.

Tabela 6 - Valores de teste para categorias de instalação de sobretensão. Adaptado de IEC 1010-1 [61] [62].

Categoria de Instalação de Sobretensão	Tensão de funcionamento [V]	Tensão de impulso de pico [V]	Impedância da fonte de teste [Ω]
CAT I	600	2500	30
CAT I	1000	4000	30
CAT II	600	4000	12
CAT II	1000	6000	12
CAT III	600	6000	2
CAT III	1000	8000	2
CAT IV	600	8000	2

De acordo com a Tabela acima, podemos interpretar e perceber que, dentro de uma mesma categoria, uma maior tensão de funcionamento corresponde a uma maior tensão de impulso de pico, como é de se esperar. Por exemplo, para um multímetro de Categoria II 600 V o teste é feito com uma tensão de impulso de pico de 4000 V e para um multímetro de Categoria II 1000 V o teste é realizado com uma tensão de impulso de pico de 6000 V.

Em relação a um valor igual de tensão de impulso de pico para duas categorias distintas, é importante perceber que não correspondem ao mesmo efeito. Através da Lei de Ohm (equação 4.1) percebe-se que para uma fonte de teste de $2\ \Omega$ na categoria III obtemos seis vezes mais corrente (equação 4.4) que para uma fonte de $12\ \Omega$ na categoria II, ambos com um transiente de 6000 V. Este efeito deve-se essencialmente ao valor de impedância da fonte de teste, como demonstrado no seguimento desta secção.

$$V = R \cdot I \quad (4.1)$$

$$I = \frac{6000\ V}{2\ \Omega} = 3000\ A \quad (4.2)$$

$$I = \frac{6000\ V}{12\ \Omega} = 500\ A \quad (4.3)$$

$$\frac{3000\ A}{500\ A} = 6\ \text{vezes mais corrente} \quad (4.4)$$

Deste modo é possível concluir que um multímetro CAT III 600 V oferece uma melhor proteção comparado com um CAT II 1000 V [62]. É ainda importante salientar que cada uma das categorias também engloba as características das categorias anteriores, ou seja, a categoria III possui as características das categorias I e II.

4.2 Simuladores Multiparamétricos

4.2.1 Riguel Medical UNI-SiM

O Rigel Medical UNI-SiM (Figura 30) é um equipamento de teste utilizado para realizar manutenção preventiva em equipamentos de eletromedicina como monitores de sinais vitais, desfibriladores e eletrocardiógrafos, por exemplo. Este é um simulador portátil e leve que permite a simulação de seis parâmetros habitualmente avaliados na prestação de cuidados de saúde em meio hospitalar. Os parâmetros simulados por este equipamento de teste são a pressão arterial não invasiva (PANI), pressão arterial invasiva (PAI), a saturação periférica de oxigénio (SpO_2), o sinal de eletrocardiograma (ECG), a temperatura corporal e a respiração [63].



Figura 30 - Equipamento de simulação de parâmetros vitais: Rigel UNI-SIM [63].

Para a medição e respectiva avaliação dos parâmetros vitais acima descritos, o simulador é acompanhado por acessórios específicos. Para a medição da PAI e da temperatura são utilizados os acessórios representados na Figura 31, para a medição da PANI são utilizados tubos apropriados como os da Figura 32 e para a simulação da respiração e da saturação de oxigénio no sangue (SpO₂) é utilizado um simulador adaptável (PULS-R) representado na Figura 33.

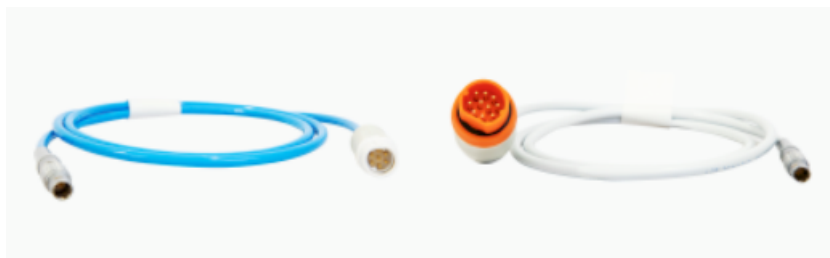


Figura 31 - Acessórios para medição de PAI e de Temperatura [63].



Figura 32 - Acessórios para medição de PANI [63].



Figura 33 - PULS-R: Acessório para simulação de dedo humano [63].

Na Tabela 7, apresentam-se as principais características técnicas do simulador Rigel UNI-SiM.

Tabela 7 - Rigel UNI-SiM: Características técnicas [64].

Parâmetro	Unidades	Gama de valores	Precisão	Observações
PANI	mmHg, inHg, kg/cm ² , cmH ₂ O, mBar, psi, inH ₂ O e kPa	0 - 410 [mmHg]	±0.5% FS	A forma de onda simulada segue o método oscilométrico. FS – <i>Full Scale</i>
PAI	mmHg	0 ~ 300	± 1	2 canais de comunicação.

SpO ₂	-	30% - 100%	$\pm 5\%$, 30-59% $\pm 3\%$, 60-89% $\pm 1\%$, 90-100%	O equipamento disponibiliza diversas tecnologias para a simulação de SpO ₂ .
Frequência Cardíaca	bpm	20 - 300	± 1	bpm: batimentos por minuto
Temperatura	°C	25 - 41	± 0.1 °C	
Respiração	Resp./min.	5 - 180	$\pm 5\%$	Resp/min: Respirações por minuto

4.2.2 MS400

O MS400 (Figura 34) é um equipamento de teste que permite simular o sinal de um eletrocardiograma (ECG) em condições normais e com diversos tipos de arritmias, avaliando até 12 derivações. Permite ainda a simulação da taxa respiratória, temperatura e pressões invasivas de um paciente.



Figura 34 - MS400: Simulador Multiparamétrico [65].

A Tabela 8 apresenta as características técnicas do simulador multiparamétrico MS400.

Tabela 8 - Características técnicas do simulador MS400. R/min: Respirações por minuto; bpm: batimentos por minuto. [65].

ECG	Amplitude [mV]	0.5,1.0,1.5, 2.0
	Frequência [bpm]	15,20,25,30,40,60,80,100,120,140,160,180,200,220,240,260,280,300,320,340, 350
PAI	Canal 1 [mmHg]	0, 80, 160, 240, 320, 400
	Canal 2 [mmHg]	0, 50, 100, 150, 200, 250
	Canal 3 [mmHg]	0, 20, 40, 60, 80,100
	Canal 4	Controla as pressões do canal 3
Respiração	Taxa [R/min]	0 (Apneia), 15, 20, 30, 40, 60, 80, 100, 120, 150
	Apneia	12 s, 22 s, 32 s
Temperatura [°C/°F]	0/32, 24/75, 37/98.6, 40/104	

4.3 Simulador de Saturação Periférica de Oxigénio no Sangue

O MS100 (Figura 35) é um equipamento de teste portátil, que simula parâmetros essenciais para o teste de equipamentos de oximetria. O equipamento simula o SpO₂ e a frequência de pulso através de diferentes curvas, sendo compatível para diferentes tecnologias de oximetria.



Figura 35 - MS100 - Equipamento de teste para simulação de parâmetros de oximetria [66].

O simulador de SpO₂ acima referido apresenta determinadas características técnicas descritas na Tabela 9, sendo estas as consideradas mais importantes e pertinentes para a compreensão do seu funcionamento.

Tabela 9 - Características técnicas do simulador MS100. P - Precisão do equipamento de oximetria testado; ND - não definido; bpm – batimentos por minuto [66].

Parâmetro	Gama de Valores	Resolução	Erro	
SpO ₂	35%~100%	1%	SpO ₂ :75%~100%	> entre $\pm 2\%$ e $\pm P$
			SpO ₂ :74%~50%	> entre $\pm 2\%$ e $\pm P$
			SpO ₂ : <50%	ND
Frequência de Pulso [bpm]	25~250	5	1% $\pm$ 1bpm	
Amplitude	0.000%~20.000%	1% para 1.000%~20.000%		
		0.1% para 0.100%~0.900%		
		0.025% para 0.000%~0.075%		

4.4 Simulador de Pressão Arterial Não Invasiva

O MS200 (Figura 36) é um equipamento simulador de PANI capaz de gerar pressões até 400 mmHg (53,3 kPa). O simulador permite efetuar simulações dinâmicas de pressão arterial, calibração de pressões, teste de fugas a braçadeiras de tensão arterial, teste de alívio de pressão e ainda a possibilidade de simular diversas condições de pacientes em modo neonatal e adulto [67].



Figura 36 - MS200: Simulador de pressão arterial não invasiva [67].

A Tabela 10 pretende apresentar e descrever as principais características técnicas do equipamento de teste aqui descrito.

Tabela 10 - Tabela de características técnicas do simulador de PNI MS200 [67].

Unidades de Pressão	mmHg, kPa, cmH ₂ O, inH ₂ O, psi
Medição de Pressão [mmHg]	0-400
Gerador de Pressão [mmHg]	50-400
Taxa de Vazamento	<2 mmHg por minuto, com um volume mínimo de 300 cc
Pressão Sistólica [mmHg]	20-250
Pressão diastólica [mmHg]	10-200
Frequência Cardíaca [bpm]	30-250
Volume de pulso [cc]	0.1-2.4

4.5 Analisador de Ventiladores

O Certifier FA Plus (Figura 37) é um equipamento de teste utilizado na medição de fluxos, volumes, pressões, concentrações de gases (oxigénio – O₂, dióxido de carbono – CO₂ e protóxido de azoto - N₂O) e taxas respiratórias, sendo este apropriado para a verificação e análise de equipamentos de ventilação.



Figura 37 - Certifier FA Plus: equipamento analisador de Ventiladores [68].

O equipamento analisador de ventiladores é constituído pelo módulo principal (interface), módulo de baixo fluxo, módulo de alto fluxo e pelo sensor de oxigénio, descritos na Tabela 11 [68].

Tabela 11 - Descrição dos módulos constituintes do analisador de Ventiladores [68].

Módulo	Descrição
Principal (Interface)	Permite selecionar as unidades de medida que são lidos e os parâmetros a visualizar.
Baixo Fluxo	Realiza a medida de fluxo de ar, O ₂ , N ₂ , CO ₂ e N ₂ O numa gama de valores entre 0.01 L/min e 20 L/min.
Alto Fluxo	Medição de fluxo de ar, O ₂ , N ₂ e CO ₂ numa gama de valores entre 0 L/min e 40 L/min para o CO ₂ e entre 0 L/min e 300 L/min para o ar, O ₂ e N ₂ .
Sensor de Oxigénio	Realiza medições para o O ₂ e misturas de ar e O ₂ .

4.6 Analisador de Desfibrilhadores

O DP-300 (Figura 38) é um equipamento utilizado nos procedimentos de manutenção preventiva de desfibrilhadores. Este permite realizar a medição de descargas em desfibrilhadores monofásicos e bifásicos, simular eletrocardiograma e testar o modo pacemaker.

Durante o teste de descargas aos desfibrilhadores, o DP-300 permite a medição da energia, da corrente e da diferença de potencial aplicadas, bem como a visualização gráfica da forma de onda descarregada, através de um *software* apropriado.

Em relação ao teste de pacemaker, o equipamento de teste opera em modo assíncrono e em modo *demand*, efetuando a medição da amplitude do pulso, o tempo de pulso, a frequência de pulso e o tempo de atraso atrioventricular. Para além das medições referidas, o DP-300 possibilita a determinação do tempo entre a despolarização atrial e o início de condução de corrente do complexo de His-Purkinje, a sensibilidade e a frequência do modo *demand* [70].



Figura 38 - DP300: Analisador de Desfibriladores [69].

Seguidamente, através das tabelas 12, 13 e 14, são descritos os modos de funcionamento do analisador de desfibriladores DP-300, sendo estes, o modo de desfibrilhação (DEFI), o modo pacemaker (PACE) e modo de simulação de ECG.

Tabela 12 - DP-300: Função de desfibrilhação [69].

DEFI		
Parâmetro	Gama de Valores	Erro
Resistência [Ω]	50	$\pm 1 \%$
Sensibilidade [V]	1	-
Tensão [V]	0 - 403 0 - 4440	$\pm 1 \text{ V}$ ou $\pm 1 \%$ do valor medido
Corrente [A]	0 - 89 A	$\pm 1 \text{ A}$ ou $\pm 1 \%$ do valor medido

Energia [J]	0 – 1000	-
Largura de pulso [ms]	0 – 20	$\pm 0,1$ ms ou ± 2 % do valor medido
Delay de Pulso [ms]	0 – 100	$\pm 0,1$ ms ou ± 2 % do valor medido
Modos de Operação	Assíncrono, Síncrono, Bifásico	

Tabela 13 - DP-300: Função de pacemaker [69].

PACE		
Parâmetro	Gama de Valores	Erro
Resistência [Ω]	50 – 1600	-
Sensibilidade [mV]	0,5 – 25	-
Tensão [V]	0,1 – 277,5	$\pm 0,1$ V ou ± 5 % do valor medido
Frequência Medida [bpm]	30 – 800	± 1 bpm ou ± 1 % do valor medido
Frequência Demand [bpm]	55 – 65	-
Frequência de Inibição [bpm]	55 – 65	-
Largura de Pulso [ms]	0,1 – 250	± 1 ms ou ± 5 % do valor medido
Modos de Operação	Transtorácico, intracardíaco	

Tabela 14 – DP-300: Função de simulação de ECG [69].

ECG	
Nº de Derivações	12
Formas de Onda	Sinusoidal, quadrada, triangular, retangular, ECG, fibrilação ventricular, taquicardia ventricular, complexo QRS

No decorrer do estágio foi ainda utilizado a versão DP-600 (Figura 39) do simulador de desfibriladores descrito. Este contém características semelhantes à versão DP-300 e segue as normas **IEC 60601-2-4:2010 – Particular requirements for the basic safety and essential performance of cardiac defibrillators** e **IEC 60601-2-31:2020 – Particular requirements for the basic safety and essential performance of external cardiac pacemakers with internal power source** [70].



Figura 39 - DP600: Simulador de Desfibriladores [70].

4.7 Analisador de Bisturis Elétricos

O HF-400 (Figura 40) é um equipamento utilizado nos processos de manutenção de eletrobisturis, sendo este desenvolvido de acordo com a norma **IEC 60601-2-2:2017 – Particular requirements for the basic safety and essential performance of high frequency surgical equipment and high frequency surgical accessories**. Este permite o ajuste da resistência de carga para a realização de testes aos equipamentos de eletrocirurgia e a medição de parâmetros essenciais ao seu diagnóstico (Tabela 15) [71].



Figura 40 - HF-400: Analisador de Eletrobisturis [71].

Tabela 15 - Informação técnica do HF-400 [71].

Parâmetro	Gama de Valores	Erro
Potência [W]	0 - 500	± 1 W ou $\pm 2,5$ % do valor medido
Corrente (RMS) [mA]	0 - 5000	± 2 mA ou ± 4 % do valor medido
Corrente (Pico) [mA]	0 - 5000	± 2 mA ou ± 4 % do valor medido
Resistência de Carga [Ω]	10, 25 - 6375	± 3 %
Frequência [MHz]	0,3 - 10	-

4.8 Conclusão

A descrição técnica e funcional dos equipamentos de teste utilizados durante o estágio curricular, é primordial e crucial para a interpretação do presente documento e deve ser tida em conta durante as manutenções preventivas e corretivas de equipamentos de eletromedicina. Deste modo evitam-se erros de medida e de análise aos equipamentos, concluindo-se assim que um conhecimento aprofundando dos equipamentos de teste é essencial para uma avaliação correta e um diagnóstico preciso para qualquer equipamento de eletromedicina.

CAPÍTULO 5 – EQUIPAMENTOS INTERVENCIONADOS

Neste capítulo são descritos e apresentados alguns equipamentos de eletromedicina intervencionados ao longo do estágio, apresentando-se os equipamentos, o seu funcionamento e os procedimentos de manutenção preventiva e corretiva realizados. É de salientar que os equipamentos são apresentados de modo generalista, uma vez que existem diversos modelos e marcas com especificidades e características diferentes. No entanto, a abordagem descritiva destes equipamentos teve em consideração a escolha de modelos e marcas mais comuns e usuais nos clientes da PromeiCentro, sendo que os equipamentos mais comuns nas ações de manutenção preventiva e corretiva foram os monitores de sinais vitais e os desfibriladores.

5.1 Monitor de Sinais Vitais

5.1.1 Princípio de Funcionamento

Um monitor de sinais vitais é um equipamento médico que permite a monitorização contínua e em tempo real de sinais vitais de um paciente, sendo este fundamental para a avaliação do seu estado de saúde e para o suporte de decisões clínicas relativas a diagnósticos e tratamentos adequados. Geralmente, o tipo de sinais vitais avaliados varia com as necessidades dos serviços hospitalares onde o equipamento se encontra, uma vez que existem diversos modelos de monitores de sinais vitais que são escolhidos de acordo com estas necessidades. Existem monitores de sinais vitais que avaliam e monitorizam parâmetros vitais como o ECG, o SpO₂, a PANI, a PAI, a temperatura, a frequência respiratória e a capnografia, parâmetros estes que geralmente são apresentados de forma numérica e gráfica, podendo em alguns modelos de monitores de sinais vitais, ser impressos em papel. De modo a controlar os parâmetros vitais de um paciente, este tipo de equipamento médico permite configurar alarmes visuais e sonoros que alertam quando os valores numéricos se encontram fora da gama de valores pré-definidos.

Durante o estágio curricular foi possível acompanhar a realização de procedimentos de manutenção preventiva e corretiva a diferentes modelos de monitores de sinais vitais, sendo que na Figura 41 são apresentados três exemplos diferentes.

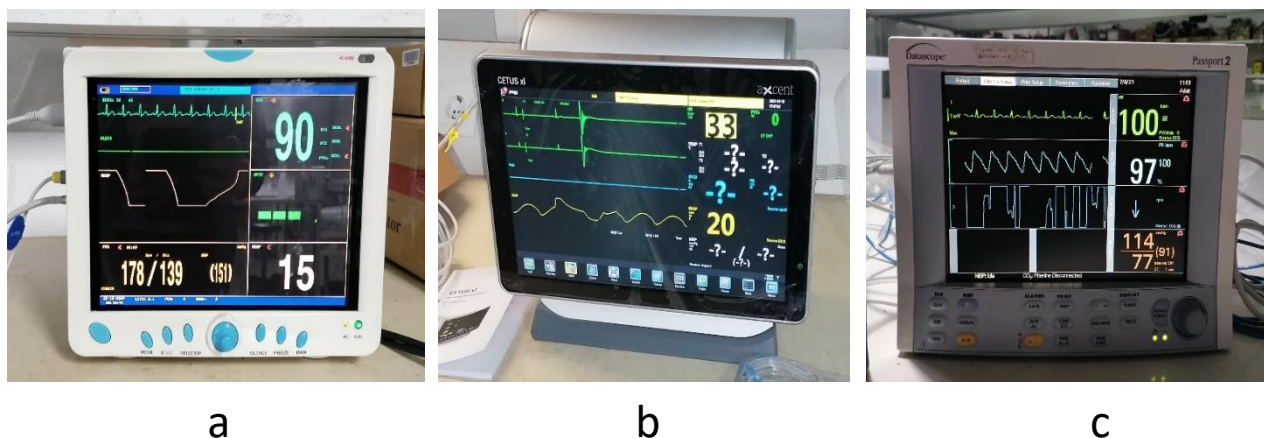


Figura 41 - Monitores de Sinais Vitais: a) Contec CMS9000; b) Cetus xl Axcent; c) Datascope Passport 2.

5.1.1 Normas Relevantes

De seguida são apresentadas algumas normas particulares relevantes, redigidas pela IEC, relevantes para os fabricantes e para os profissionais de manutenção e de calibração.

A este tipo de equipamentos está associada a norma **IEC 80601-2-49:2018 – Requisitos específicos para a segurança básica e desempenho essencial de monitores multifuncionais de pacientes**, que se aplica aos requisitos de segurança e desempenho de monitores de sinais vitais utilizados em ambiente hospitalar e domiciliário. Este documento não especifica os requisitos para a monitorização de parâmetros fisiológicos individualmente, como é o caso do ECG ou da PANI, sendo que para o efeito foram desenvolvidas as normas apresentadas posteriormente [72].

Em relação à medição da pressão arterial através de métodos não invasivos, existe a norma **IEC 80601-2-30:2018 – Requisitos específicos para a segurança básica e desempenho essencial de esfigmomanómetros não invasivos automatizados**, norma esta que especifica os requisitos relacionados com a segurança e o desempenho de equipamentos utilizados na medição e avaliação da pressão arterial não invasiva, ou seja, uma avaliação indireta da PANI através de uma braçadeira como a da Figura 42. Este documento destina-se a equipamentos de monitorização da PANI de modo automático, seja para equipamentos usados em meio hospitalar ou domiciliário [73].



Figura 42 - Braçadeira para avaliação da pressão arterial [74].

A norma **IEC 60601-2-34 - Requisitos específicos para a segurança básica e desempenho essencial de equipamentos de monitorização de pressão arterial invasiva**, diz respeito à segurança e ao desempenho na medição da pressão arterial invasiva para esse tipo de equipamentos [75].

Associada à medição e avaliação de eletrocardiograma existe a norma internacional: **IEC 60601-2-27 – Requisitos específicos para a segurança básica e desempenho essencial do eletrocardiógrafo**. Esta tem como objetivo descrever os requisitos para a segurança e desempenho do ECG em eletrocardiógrafos e sistemas de monitorização de ECG utilizados em ambiente hospitalar ou extra-hospitalar como em transportes aéreos ou ambulâncias [76].

A norma **ISO 80601-2-61 – Requisitos específicos para a segurança básica e desempenho essencial de oxímetros de pulso**, pretende estipular requisitos de segurança e desempenho de equipamentos de monitorização de oximetria de pulso e dos seus acessórios como é o caso dos sensores de oximetria e dos seus extensores [77].

5.1.2 Procedimentos de Manutenção Preventiva e Corretiva

Como apoio às ações de manutenção preventiva de equipamentos de eletromedicina, a PromeiCentro dispõe de uma lista de procedimentos que devem ser efetuados para cada tipo de equipamento.

No caso dos monitores de sinais vitais, como em qualquer outro tipo de equipamento intervencionado, primeiramente é necessário realizar uma limpeza externa ao equipamento com uma solução alcoólica. Deste modo desinfeta-se o corpo do equipamento e os seus acessórios.

É necessário realizar uma avaliação inicial do estado do equipamento, bem como dos seus acessórios, através de uma verificação visual ao equipamento. Nesta fase é possível detetar-se algum componente partido ou danificado, se existem cabos descarnados ou pernos das fichas de ligação tortos ou partidos, geralmente devido a descuido ou má utilização.

Posteriormente efetua-se um teste à Interface Homem Máquina (IHM), onde se verifica se os controlos funcionam corretamente e se as definições de hora, data e alarmes se encontram devidamente configuradas. Em alguns modelos de monitores de sinais vitais é possível realizar um autoteste, sendo que estes parâmetros são avaliados pelo próprio *software* do equipamento.

De seguida, verificam-se as funcionalidades do monitor de sinais vitais, com os equipamentos de teste apresentados no Capítulo 4. Em primeiro lugar, utiliza-se o multímetro para se verificar o estado da bateria, medindo-se a diferença de potencial nos terminais, sendo que esta deve ter uma diferença de potencial de, ± 3 V em relação ao seu valor de tensão original. Para se avaliarem os parâmetros vitais medidos pelo monitor, utiliza-se equipamento de teste adequado, sendo que, através dos equipamentos de teste apresentados, existem duas opções. A primeira opção pode ser a utilização do Rigel UNI-SiM para se simular a PANI, a PAI, o sinal de ECG, a temperatura corporal e a respiração (Figura 43). A segunda opção é a utilização dos equipamentos de teste MS100 para simulação de SpO₂, o MS200 para a simulação da PANI e o MS400 para a simulação da PAI, do sinal de ECG e da frequência respiratória (Figura 44). A escolha dos equipamentos de teste depende do ou dos parâmetros que se pretende testar e pode-se concluir que existe uma maior praticidade na utilização do Rigel UNI-SiM uma vez que este concentra num único equipamento de teste a capacidade de simulação de diversos parâmetros vitais.



Figura 43 - Utilização do equipamento de teste Rigel UNI-SiM.



Figura 44 - Utilização dos equipamentos de teste MS100 para simulação do SpO₂ e MS200 para simulação da PANI.

Através dos equipamentos de teste supracitados, é possível simular situações patológicas graves como um valor elevado de pressão arterial ou uma arritmia cardíaca, por exemplo. Deste modo, testam-se os alarmes configurados no monitor de sinais vitais, verificando-se a funcionalidade dos alarmes pré-definidos no monitor de sinais vitais. Por exemplo, se um monitor de sinais vitais está programado para assumir valores normais de SpO₂ de 95% a 100%, significa que este deve alarmar quando se simular um valor inferior a 95% de SpO₂.

Por último deve-se realizar um teste de segurança elétrica ao equipamento testado. Neste teste, utiliza-se o multímetro para se verificar a continuidade entre as partes metálicas expostas do equipamento e a massa.

De seguida é apresentado um resumo das avarias mais comuns em monitores de sinais vitais, as possíveis causas e as consequentes reparações (Tabela 16).

Tabela 16 - Principais avarias e reparações de monitores de sinais vitais

Avaria	Causa	Reparação
Alarme constante de bateria fraca	Bateria danificada	Substituição da bateria
Problemas de leitura de ECG	Cabo de ECG danificado Placa do módulo de ECG danificada Ficha de conexão com o cabo de ECG danificada	Substituição do cabo de ECG Substituição da placa do módulo de ECG Substituição da ficha de conexão do cabo de ECG Limpeza da ficha de conexão
Problemas de leitura de SpO ₂	Sensor de SpO ₂ danificado Cabo extensor do sensor de SpO ₂ danificado Placa do módulo de SpO ₂ danificada Ficha de conexão do cabo extensor do sensor de SpO ₂ danificada	Substituição do sensor de SpO ₂ Substituição do cabo extensor do sensor de SpO ₂ Substituição da placa do módulo de SpO ₂ Substituição da ficha de conexão do cabo extensor de SpO ₂ Limpeza da ficha de conexão.

Problemas de medição de PANI	Fuga nos conectores entre o cabo intermédio, o monitor e a braçadeira de pressão Braçadeira de pressão danificada Placa do módulo de PANI danificada	Substituição dos conectores com fuga Substituição da braçadeira Substituição da placa do módulo de PANI Limpeza da ficha de conexão
Problemas de medição de PAI	Cabo de medição de PAI danificado Placa do módulo de PAI danificada Ficha de conexão do cabo de medição da PAI danificada	Substituição do cabo de medição de PAI Substituição da placa do módulo de PAI Substituição da ficha de conexão do cabo de medição da PAI Limpeza da ficha de conexão
Equipamento não carrega	Cabo de alimentação danificado Placa de alimentação danificada Fusíveis de proteção fundidos	Substituição do cabo de alimentação Substituição da placa de alimentação Substituição dos fusíveis de proteção do equipamento
Equipamento não liga.	Fusíveis fundidos Cabo de alimentação danificado Placa motherboard danificada	Substituição dos fusíveis fundidos do equipamento Substituição do cabo de alimentação Substituição da placa motherboard do equipamento
Botões ou controladores não funcionam	Botões/Controladores presos	Substituição de botões ou de membrana de botões Limpeza interna dos botões
Chassi do equipamento partido ou danificado	Má utilização ou queda do equipamento	Substituição do chassi do equipamento

5.2 Desfibrilhador

5.2.1 Princípio de funcionamento

Os desfibriladores são equipamentos médicos utilizados para reverter situações de Paragem Cardiorrespiratória (PCR). A PCR é definida como um acontecimento repentino que consiste na falência das funções cardiorrespiratórias em que o lesado pode ficar inconsciente. As principais causas de PCR envolvem anomalias no comportamento elétrico do coração (Secção 3.3.1) como alterações do ritmo cardíaco e enfarte agudo do miocárdio [78].

Como descrito anteriormente (Secção 3.3.1), os batimentos cardíacos resultam de uma série de estímulos elétricos organizados e coordenados, responsáveis pela diástole e pela sístole, etapas estas que completam cada ciclo cardíaco. Quando este sincronismo perfeito não se verifica estamos perante um quadro clínico de Fibrilação Ventricular (FV). A FV provoca impulsos cardíacos desregulados, provocando uma desorganização total dos movimentos de contração e relaxamento do coração. Assim sendo, a função principal do coração, de bombear o sangue para as circulações, fica irremediavelmente comprometida, caso não se haja em conformidade. No ECG de uma FV, não é visível qualquer tendência para o ritmo cardíaco, ou seja, não se verifica um padrão quando a FV ocorre, mas sim uma “desorganização” no ECG (Figura 45) [79].



Figura 45 - ECG normal em cima e ECG de uma Fibrilação Ventricular em baixo [79].

Para reverter uma situação de FV, é utilizado um desfibrilhador, aplicando-se uma corrente elétrica no tórax do paciente (Figura 46).

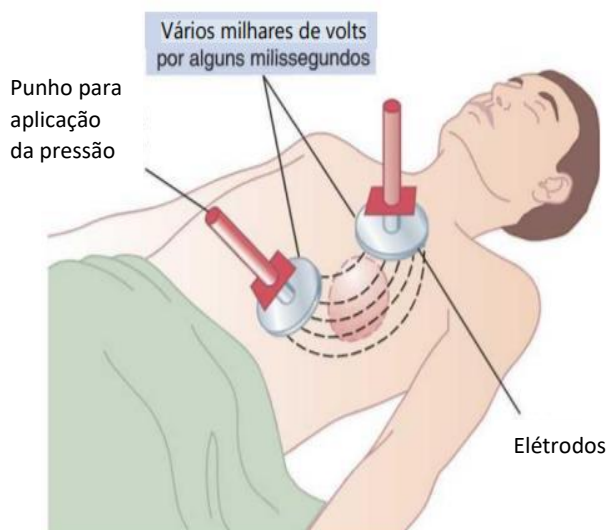


Figura 46 - Desfibrilhação [79].

Em relação aos tipos de desfibriladores, existem três categorias principais:

- Desfibrilhador manual externo (DME);
- Desfibrilhador Automático Externo (DAE);
- Cardioversor Desfibrilhador Implantável (CDI).

Um DAE é um equipamento médico que tem como função identificar e avaliar o ritmo cardíaco de um paciente em PCR através de pás adesivas ou eletrodos descartáveis colocados no tórax [80]. Através desta avaliação o equipamento define qual o valor de energia necessário para descarga a efetuar.

No caso de um DME, é o utilizador que define o valor de energia a aplicar na descarga. Como suporte para esta decisão, geralmente possuem a função de analisar o estado do paciente através do ECG, PANI e SpO₂.

Por último, os CDI são dispositivos implantados no paciente, de modo a monitorizar constantemente o seu ritmo cardíaco. Deste modo é possível reverter situações de taquicardia ou outras patologias do foro coronário evitando assim um ritmo cardíaco descoordenado e descontrolado [81]. Durante o estágio não houve contacto com este tipo de desfibriladores, sendo que apenas foram abordados os DME e os DAE, principalmente os apresentados na Figura 47.



Figura 47 - Desfibriladores: a) Mindray BeneHeart D6 [82], b) Primedic DefiMonitor XD [83], c) GE Responder AED PRO.

5.2.2 Normas Relevantes

Relativamente à informação normativa relevante para os equipamentos de desfibrilhação, existe a norma **IEC 60601-2-4 - Requisitos particulares para a segurança básica e desempenho essencial de desfibriladores cardíacos**. Nesta são referidos os requisitos de segurança e de desempenho para os desfibriladores externos tais como o contacto com o paciente durante a desfibrilhação, os métodos de utilização de elétrodos descartáveis de desfibrilhação, condições de armazenamento e limpeza do equipamento e dos acessórios, tempos de carga e de descarga e ainda as correntes aplicadas ao paciente [84].

5.2.3 Procedimentos de Manutenção Preventiva e Corretiva

Como referido anteriormente, antes de qualquer procedimento de manutenção, é fundamental e necessário proceder-se à desinfeção do equipamento e respetivos acessórios.

Posteriormente é feita uma análise e verificação visual ao estado do equipamento e dos acessórios, sendo que é nesta etapa que se identifica algum acessório danificado e o estado do corpo do equipamento.

De seguida deve realizar-se o autoteste, disponível na maioria dos desfibriladores. Através deste, é possível verificar o estado dos controlos do equipamento, bem como do painel frontal, das pás de desfibrilhação e da bateria. Para se complementar esta etapa, utiliza-se o multímetro para se medir a diferença de

potencial aos terminais da bateria e ainda para se realizar o teste de equipotencialidade onde se verifica a ligação dos componentes metálicos à terra.

De maneira a se verificarem as funcionalidades de um desfibrilhador, utiliza-se um equipamento de teste adequado, sendo que durante o estágio foram utilizados dois modelos diferentes, o DP-300 e o DP-600 para a verificação dos modos de desfibrilhação do equipamento e o Riguel UNI-SiM para se verificar as funções de monitorização (ECG, PANI e SpO2). Através dos equipamentos analisadores de desfibrilhadores, verifica-se o modo de desfibrilhação manual, o modo síncrono, o modo de desfibrilhação automático e o modo de pacemaker ou marca-passo. Nesta etapa deve-se ainda verificar o estado da impressora e a sua funcionalidade, assim como a funcionalidade dos alarmes de segurança do equipamento.

Para se avaliar o modo de desfibrilhação manual, realizam-se três descargas, uma de baixa energia, uma média e uma de alta energia. Seleciona-se a energia de descarga pretendida entre valores de 1J e 360J e de seguida são efetuadas as descargas no equipamento de teste. Verifica-se o valor de energia lido pelo equipamento de teste e assegura-se que este está dentro de uma gama de valores aceitáveis para o equipamento passar no teste, sendo que esta gama de valores varia consoante o modelo do desfibrilhador. Para se avaliar o modo síncrono atua-se de forma idêntica ao modo manual, sendo que se deve verificar o valor de energia lido pelo equipamento de teste em duas descargas de valores diferentes e o instante em que a descarga é efetuada deve ser sincronizado com o complexo QRS da onda de ECG.

De forma a avaliar o modo automático (Figura 48), simula-se no equipamento de teste, por exemplo, uma fibrilação ventricular ou uma taquicardia e verifica-se se o desfibrilhador aconselha uma descarga. Posteriormente realiza-se a descarga e analisa-se o valor lido pelo equipamento de teste. Geralmente são realizadas três descargas em que os valores de energia são selecionados automaticamente pelo desfibrilhador.



Figura 48 - Análise de um DAE.

Por último, para se verificar a funcionalidade do modo marca-passo, conecta-se o desfibrilhador ao equipamento de teste, estando este no modo marca-passo e analisam-se os valores de frequência e de corrente aplicados ao paciente.

De seguida é apresentada uma tabela resumo das principais avarias, possíveis causas e reparações de desfibrilhadores verificados durante o estágio (Tabela 17).

Tabela 17 - Principais avarias, causas e reparações de Desfibrilhadores.

Avaria	Causa	Reparação
Alarme constante de bateria fraca	Bateria fraca ou danificada	Substituição da bateria
Problemas de leitura de ECG	Cabo de ECG danificado Placa do módulo de ECG danificada Ficha de conexão com o cabo de ECG danificada	Substituição do cabo de ECG Substituição da placa do módulo de ECG Substituição da ficha de conexão do cabo de ECG Limpeza da ficha de conexão
Problemas de leitura de SpO ₂	Sensor de SpO ₂ danificado Cabo extensor do sensor de SpO ₂ danificado Placa do módulo de SpO ₂ danificada Ficha de conexão do cabo extensor do sensor de SpO ₂ danificada	Substituição do sensor de SpO ₂ Substituição do cabo extensor do sensor de SpO ₂ Substituição da placa do módulo de SpO ₂ Substituição da ficha de conexão do cabo extensor de SpO ₂ Limpeza da ficha de conexão
Problemas de medição de PANI	Fuga nos conectores entre o cabo intermédio, o monitor e a braçadeira de pressão Braçadeira de pressão danificada Placa do módulo de PANI danificada	Substituição dos conectores com fuga Substituição da braçadeira Substituição da placa do módulo de PANI Limpeza da ficha de conexão
Equipamento não carrega	Cabo de alimentação danificado	Substituição do cabo de alimentação

	Placa de alimentação danificada Fusíveis fundidos	Substituição da placa de alimentação Substituição dos fusíveis de proteção do equipamento
Equipamento não liga.	Fusíveis fundidos Cabo de alimentação danificado Placa <i>motherboard</i> danificada	Substituição dos fusíveis fundidos do equipamento Substituição do cabo de alimentação Substituição da placa <i>motherboard</i> do equipamento
Chassi do equipamento partido ou danificado	Má utilização ou queda do equipamento	Substituição do chassi do equipamento
Erro das pás de desfibrilhação	Pás danificadas	Substituição das pás de desfibrilhação
Valores de Energia não conformes	Condensador danificado Pás de desfibrilhação danificadas	Substituição do condensador Substituição das pás de desfibrilhação
Pás não fazem contacto com o <i>padle trey</i> . (base de apoio das pás de desfibrilhação)	Pás de desfibrilhação não encaixam no <i>paddle trey</i> (base de apoio das pás de desfibrilhação)	Substituição do <i>paddle trey</i> (base de apoio das pás de desfibrilhação)
Impressora não imprime	Impressora danificada	Substituição da impressora
Botões ou controladores não funcionam	Botões/Controladores presos	Limpeza interna dos botões Substituição de botões ou de membrana de botões

CAPÍTULO 6 - CONCLUSÕES

6.1 Apreciação Pessoal

A oportunidade de presenciar o ambiente de trabalho em regime empresarial, foi na opinião do autor, uma grande mais-valia no estágio desenvolvido. Constituída por uma equipa muito profissional e dinâmica, a PromeiCentro, consegue apoiar o estagiário da maneira mais vantajosa para ambas as partes. Como referido anteriormente, o estágio fomenta a capacidade criativa do estagiário, uma vez que o trabalho desenvolvido é acompanhado e incentivado a ser o mais autónomo possível. Ao longo do estágio, foram realizadas reuniões de trabalho de maneira a acompanhar e aconselhar o trabalho que estava a ser desenvolvido, revelando a preocupação e a importância deste tipo de estágio por parte da PromeiCentro.

6.2 Considerações Finais

O principal objetivo de um estágio desta natureza será obter vantagens relacionadas com o desenvolvimento e formação do estagiário e, a nível da organização profissional, a possibilidade de integrar novos colaboradores, se necessário.

Em primeiro lugar, o estagiário tem a possibilidade de integrar uma organização profissional de modo a ter um contacto direto com o mundo de trabalho. Ainda assim, a evolução e interesse do estagiário são fundamentais para que todo o processo se desenrole da melhor forma, ou seja, que este tire o melhor partido da experiência profissional oferecida e a empresa possa retirar o melhor do estagiário.

Em relação às organizações de acolhimento, estas podem beneficiar da contratação dos seus estagiários bem como de novas ideias e conhecimentos, de modo a reforçarem as suas equipas de trabalho.

No estágio curricular realizado, foi possível observar o trabalho efetuado pela equipa técnica de eletromedicina, durante as manutenções preventivas e corretivas realizadas. A participação do estagiário pretendeu sempre cumprir os objetivos propostos realizando-os de uma forma ativa, de modo a poder auxiliar os técnicos nas próprias manutenções e nos registos necessários e associados a cada procedimento realizado.

A conclusão deste estágio, permitiu uma visão real acerca da prestação do serviço de manutenção hospitalar e da sua importância para garantir e até melhorar o funcionamento dos diversos serviços hospitalares, permitindo uma maior durabilidade e um correto desempenho dos equipamentos médicos.

Reuniram-se assim as condições necessárias para finalizar o estágio, cumprindo os objetivos propostos e acordados inicialmente entre ambas as partes.

O apoio e disponibilidade mostrados pelos membros da equipa profissional de técnicos da PromeiCentro, foram fundamentais para adquirir conhecimentos técnicos e teóricos acerca da área de manutenção hospitalar e acerca dos equipamentos médicos intervencionados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] APCER (2015). Guia do Utilizador ISO 9001.
- [2] Pinto, J. (1997). Organização e Gestão da Manutenção. CENERTEC – Centro de Energia e Tecnologia, Terceira Revisão.
- [3] Dyro, J. (2004). The Clinical Engineering Handbook. The Biomedical Engineering Series. Elsevier.
- [4] EN 13306 (2010). Maintenance – Maintenance terminology.
- [5] Infarmed (2016). <https://www.infarmed.pt/web/infarmed/perguntas-frequentes-area-transversal/dm>. Autoridade Nacional do Medicamento e Produtos de Saúde, Portugal.
- [6] Michael Forrest (2002). The Investigation of Electromedicine.
- [7] Ttopstart (2013). Certification and registration. Medical devices on the European Market. Spotlight.
- [8] Your Europe (2021). As Normas na Europa. Retirado de: https://europa.eu/youreurope/business/product-requirements/standards/standards-in-europe/index_pt.htm (página de internet oficial).
- [9] IEC. Retirado de: <https://www.iec.ch/what-we-do/vision-mission?ref=menu> . International Electrotechnical Commission (página de internet oficial).
- [10] IEEE. Retirado de: <https://www.ieee.org/about/vision-mission.html>. Institute of Electrical and Electronics Engineers (página de internet oficial).
- [11] ISO. Retirado de: <https://www.iso.org/home.html>. International Organization for Standardization (página de internet oficial).
- [12] ANSI. Retirado de: <https://www.ansi.org/>. American National Standards Institute.
- [13] AAMI. Retirado de: <https://www.aami.org/about-aami>. Association for the Advancement of Medical Instrumentation (página de internet oficial).
- [14] NSF. Retirado de: <https://www.nsf.org/>. National Sanitation Foundation (página de internet oficial).
- [15] CEN. Retirado de: <https://www.cen.eu/about/Pages/default.aspx>. European Committee for Standardization (página de internet oficial).
- [16] CENELEC. Retirado de: <https://www.cenelec.eu/index.html>. Comité Européen de Normalização Eletrotécnica. (página de internet oficial).

- [17] ETSI. Retirado de: etsi.org. Instituto Europeu de Normalização das Telecomunicações (página de internet oficial).
- [18] IPQ. Retirado de: http://www1.ipq.pt/pt/normalizacao/organismosnacionaisnormalizacao/Pages/Entidades_Parceiras.aspx. Instituto Português da Qualidade: Organismos Nacionais de Normalização (página de internet oficial).
- [19] IPQ. Retirado de: http://www1.ipq.pt/pt/normalizacao/comissoestecnicas/Pages/Comissoes_Tecnicas.aspx. Instituto Português da Qualidade: Comissões Técnicas de Normalização (página de internet oficial).
- [20] IPQ. Retirado de: <http://www1.ipq.pt/PT/IPQ/Pages/IPQ.aspx>. Instituto Português da Qualidade (página de internet oficial).
- [21] APCER. Retirado de: <https://www.apcergroup.com/pt/>. Associação Portuguesa de Certificação (página de internet oficial).
- [22] APSEI. Retirado de: <https://www.apsei.org.pt/normalizacao/a-normalizacao-em-portugal/>. Associação Portuguesa de Segurança (página de internet oficial).
- [23] EN 13269 (2007). Maintenance – Guideline on preparation of maintenance contracts.
- [24] EN 13460 (2002). Maintenance - Documents for maintenance.
- [25] EN 15341 (2009). Maintenance – Maintenance Key Performance Indicators.
- [26] NP 4492 (2010). Requirements for the provision of maintenance services.
- [27] NP EN ISO 9001:2015. Sistemas de Gestão de Qualidade – Requisitos.
- [28] Vanda Umbelino (2017). Tese de Mestrado. Instituto Superior de Engenharia de Coimbra. Manutenção de equipamentos de electromedicina e hospitalares – Estágio no CHUC.
- [29] ISO 14971 (2019). Medical devices — Application of risk management to medical devices.
- [30] ISO 13485 (2016). Medical devices – Quality management systems – Requirements for regulatory purposes.
- [31] Startech. <https://www.startech.com/en-au/computer-parts/sws100>.
- [32] Guyton, Hall (2011). Tratado de Fisiologia Médica. Editora Elsevier, 12ª Edição.
- [33] Nora, F., Grobocopatel, D. (1996). Métodos de Aferição da Pressão Arterial Média. Revista Brasileira de Anestesiologia, Vol. 46, p. 295-301.
- [34] Reis, M. (2021). Como medir a pressão arterial corretamente. Retirado de: <https://www.tuasaude.com/como-medir-a-pressao/>

- [35] Morgado, J. (2010). Dissertação de Mestrado da Faculdade de Ciências e Tecnologia - Universidade Nova de Lisboa: “Desenvolvimento de uma aplicação de controlo do simulador de pressão arterial PreSphygmós”.
- [36] Peura, R. (2008). Blood pressure and sound.
- [37] T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, e M. Yoshida (2014). Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present, Electronics, vol. 3, n. 2, pp. 282–302.
- [38] Cruz, D. (2016). Sensor de Fotopletismografia por Reflexão sem Fios: Projecto e Desenvolvimento de Hardware. Universidade da Beira Interior, Faculdade de Engenharia.
- [39] Medicaldeck Equipamentos Médicos. Sensor SpO2 clip orelha compatível com Dixtal. Retirado de: <https://medicaldeck.com.br/produto/sensor-spo2-clip-orelha-compativel-com-dixtal/>
- [40] Master Medical Equipment. Sensor de SpO2 de dedo adulto Covidien Nellcor DS2A. Retirado de: <https://www.mmemed.com/pt/nellcor-pulse-oximeters/nellcor-adult-finger-sensor-ds100a/>
- [41] UGAP. Capteur de SpO2 Nellcor OxiMax, pied. Retirado de: https://ugap.fr/achat-public/capteur-de-spo2-nellcor-oximax-pied-doigt-a-usage-unique-adhesif-neonat-inf-3-kg-adulte-sup-40-kg-lot-de-24_2881903.html
- [42] UpnMed Perceive Health Convey Hope. Spo2 male connector. Retirado de: <https://www.upnmed.cn/nihon-kohden-bms5101-5103-5111-5113-life-scope-i-adult-finger-clip-spo2-sensor-db9-9-pin.html>
- [43] Zoll. M Series User's Manual, pág. 1. Retirado de: https://www.zoll.com/-/media/public-site/products/m-series-defibrillator/9650-0202-18_rev.c.ashx
- [44] GE Healthcare (2011). Manual de serviço: Monitor de Sinais Vitais Carescape V100
- [45] Manual MSD. ECG: Como interpretar as ondas. Retirado de: https://www.msdmanuals.com/pt/casa/multimedia/figure/cvs_ecg_reading_pt
- [46] M. Jaako (1995). Bioelectromagnetism – Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. Retirado de: https://www.researchgate.net/publication/258884491_Bioelectromagnetism_-_Principles_and_Applications_of_Bioelectric_and_Biomagnetic_Fields
- [47] Calil, S. (2002). Equipamentos Médicos-Hospitalares e Gerenciamento da Manutenção. Editora Brasília DF. Retirado de: http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/equipamentos_gerenciamento1.pdf
- [48] Manual de operação do desfibrilhador lifepack 20, Medtronic, com tecnologia bifásica ADAPTIV.

- [49] Philips Medical Systems (2007). 12-Lead ECG Monitoring with EASI Lead System.
- [50] Kligfield, P., Gettes, L., et al (2007). Recommendations for the Standardization and Interpretation of Electrocardiogram. Retirado de: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/CIRCULATIONAHA.106.180200>
- [51] Soto, C. (2015). ECG Essentials of Electrodiography. Editora Cengage Learning.
- [52] Dräger. Temperature Monitoring Accessories. Retirado de: https://www.draeger.com/en_seeur/Products/Temperature-Monitoring-Accessories
- [53] Rolfe, S. (2019). The importance of respiratory rate monitoring. British Journal of Nursing, N° 8. Retirado de: <https://www.magonlinelibrary.com/doi/full/10.12968/bjon.2019.28.8.504>
- [54] Liu, H., Allen, J., et al (2019). Recent development of respiratory rate measurement technologies. Institute of physics and Engineering in Medicine. Retirado de: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6579/ab299e/pdf>
- [55] Chris Landon M.D. (2002). Respiratory Monitoring: Advantages of Inductive Plethysmography over Impedance Pneumography.
- [56] Cavalazzi, A., Rubin, A., et al (2002). Diretrizes para Testes de Função Pulmonar. Jornal de Pneumologia, Volume 28. Sociedade Brasileira de Pneumologia e Tisiologia.
- [57] Amaral, J., Ferreira, A., et al (1992). Monitorização da Respiração: Oximetria e Capnografia.
- [58] Andreia Carreira (2015). Capnografia em Pessoa Submetida a Ventilação Mecânica Não Invasiva. Tese de Mestrado do Instituto Politécnico de Setúbal, Setúbal, Portugal.
- [59] Santoso, D., Setiaji, D. (2013). Design Implementation of Capnograph for Laparoscopic Surgery. International Journal of Information and Electronics Engineering, Vol. 3, N° 5.
- [60] Mixtrónica, UT58C – Multímetro Digital. Retirado de: <https://mixtronica.com/multimetros-medicao/8201-ut58c-multimetro-digital.html>
- [61] IEC 1010 (1996). Safety Requirement for Electrical Equipment for Measurement, Control, and Laboratory Use
- [62] Fluke. ABC de Segurança dos Multímetros. Retirado de: https://vortex.com.br/notas/abc_seguranca.pdf
- [63] RIGEL Medical. Retirado de: <https://www.rigelmedical.com/gb/products/patient-simulation/patient-simulators/370a930-uni-sim/>
- [64] RIGEL Medical UNI-Sim vital signs simulator manual. (2020) Revision 3.6

- [65] Contec. MS400 Multiparameter Simulator multi-parameter Color Touch patient monitor. Retirado de: <https://contechealth.com/products/ms400-multiparameter-simulator>
- [66] Contec. MS100 SpO2 Pulse Rate Blood Oxygen Simulator Pulse Oximeter reaction time. Retirado de: <https://contechealth.com/products/ms100-spo2-simulator>
- [67] Contec. MS200 Simulator Blood Pressure Monitor Accuracy Simulation Test. Retirado de: <https://contechealth.com/products/contec-ms200-nibp-simulator-blood-pressure-monitor-accuracy-simulation-test>
- [68] TSI (2018). Certifier FA Plus Test System Operator's Manual.
- [69] SPL Elektronik (2013). Function Tester DP-300 Technical Data.
- [70] SPL Elektronik (2020). Function Tester DP-600 Technical Data.
- [71] SPL Elektronik (2020). Function Tester HF-400 Technical Data.
- [72] IEC. Medical electrical equipment – Part 2-49: Particular requirements for the basic safety and essential performance of multifunction patient monitors. Retirado de: <https://webstore.iec.ch/publication/30552>.
- [73] IEC. Medical electrical equipment – Part 2-30: Particular requirements for the basic safety and essential performance of automate non-invasive sphygmomanometers. Retirado de: <https://webstore.iec.ch/publication/62878>.
- [74] Medical Expo. Retirado de: <https://www.medicalexpo.com/pt/prod/omron-healthcare-usa/product-70642-922571.html>.
- [75] IEC. Medical electrical equipment – Part 2-34: Particular requirements for the basic safety and essential performance of invasive blood pressure monitoring equipment. Retirado de: <https://webstore.iec.ch/publication/2650>.
- [76] IEC. Medical electrical equipment – Part 2-27: Particular requirements for the basic safety and essential performance of electrocardiographic monitoring equipment. Retirado de: <https://webstore.iec.ch/publication/2638>.
- [77] IEC. Medical electrical equipment – Part 2-61: Particular requirements for basic safety and essential performance of pulse oximeter equipment. Retirado de: <https://webstore.iec.ch/publication/31439>.
- [78] Serviço Nacional de Saúde. Temas de saúde: Paragem cardiorrespiratória. Retirado de: <https://www.sns24.gov.pt/tema/doencas-do-coracao/paragem-cardiorrespiratoria/>.
- [79] Guyton C., Hall J., (2011). Tratado de Fisiologia Médica, p. 161, Unidade III, 12ª Edição, Elsevier Editora.
- [80] APSEI. <https://www.apsei.org.pt/areas-de-atuacao/seguranca-no-trabalho/desfibrilhacao-automatica-externa-dae/>. Associação Portuguesa de Segurança, (página de internet oficial).

- [81] Medtronic. <https://www.medtronic.com/br-pt/your-health/treatments-therapies/icd-devices.html>. Página de internet oficial.
- [82] LSR Healthcare. Retirado de: <https://www.mindrayaccessories.com.au/products/mindray-beneheart-d6-defibrillator-monitor?variant=37485251002551>. Página de internet oficial.
- [83] Primedic. Retirado de: <https://www.primedic.com/en/products-accessories/all-products/defimonitor-xd/>. Página de internet oficial.
- [84] IEC. Medical electrical equipment – Part 2-4: Particular requirements for the basic safety and essential performance of cardiac defibrillators. Retirado de: <https://webstore.iec.ch/publication/2654>.