

VERÓNICA ISABEL CARVALHO RESENDE

A TECNOLOGIA NA SAÚDE  
EVOLUÇÃO E EXPECTATIVAS PARA O FUTURO



2017



VERÓNICA ISABEL CARVALHO RESENDE

# A TECNOLOGIA NA SAÚDE

## EVOLUÇÃO E EXPECTATIVAS PARA O FUTURO

Mestrado Integrado em Ciências Farmacêuticas

Trabalho efetuado sob orientação de:

Prof.<sup>a</sup> Doutora Ana Margarida Moutinho Grenha



2017

# A TECNOLOGIA NA SAÚDE

## EVOLUÇÃO E EXPECTATIVAS PARA O FUTURO

### Declaração de autoria de trabalho

Declaro ser a autora deste trabalho, que é original e inédito. Autores e trabalhos consultados estão devidamente citados no texto e constam da listagem de referências incluída.

---

### Copyright©

A Universidade do Algarve tem o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar este trabalho através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, de o divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

## Resumo

A revolução da medicina aconteceu quando a tecnologia médica entrou em ação, após as primeiras invenções e equipamentos, como o microscópio e os raios-X, que permitiam observar, diagnosticar e perceber a doença. É desde esse momento que existe uma dependência entre o ramo da tecnologia e da medicina. Hoje a tecnologia afeta todos os aspectos da sociedade moderna. Na realidade não existe uma indústria que não tenha sido afetada pela revolução tecnológica e a área da saúde não é exceção. No campo da saúde e medicina o impacto da tecnologia é imenso e os avanços tecnológicos revolucionam diariamente a forma como os cuidados de saúde funcionam. A tecnologia da era moderna mudou toda a estrutura e organização da área médica. A saúde moderna depende quase totalmente da tecnologia, desde os prontuários médicos e registros eletrônicos à engenharia e desenvolvimento de novos equipamentos.

Com equipamentos como estetoscópios eletrônicos que possuem *software* para gravação do som permitindo a sua reprodução quando e onde for conveniente, termômetros temporais que permitem rastrear a temperatura, sintomas e registo da medicação permitindo uma reprodução exata da evolução da doença diante do médico, e raios-X robóticos que se movem à volta do doente, os diagnósticos são cada vez mais fáceis e precisos. O desenvolvimento de melhores equipamentos e tecnologias mais avançadas, como o *pacemaker*, bomba de circulação extracorporal, ventilador e coração artificial permitiram que se realizassem procedimentos, como cirurgias de coração aberto e ponte para transplante, que não eram possíveis há alguns anos atrás. Na área da medicina há uma demanda cada vez maior de equipamentos de diagnóstico e terapêutica de alta tecnologia e estão sempre em desenvolvimento novos estudos de modo a melhorar a qualidade de vida do doente.

A tecnologia médica de hoje é mais avançada, mais eficaz e, em muitos casos, mais dispendiosa do que nunca.

**Palavras-chave:** desenvolvimento tecnológico, equipamentos médicos, inovações, novos dispositivos, tecnologia médica.

## Abstract

The Medicine's revolution happened when the medical technology came into action, after the first inventions and equipment, like the microscope and the X-rays, which allowed the observation, diagnosis and understanding of the disease. It is from that moment that co-dependence started between technology and medicine branches. Nowadays, technology affects every aspect of modern society. As a matter of fact, there is no industry that has not been affected by the technological revolution. Health industry is not an exception. In this field, the impact of technology is massive and technological improvements revolutionize in a daily basis the way that health care works. The modern day technology changed every medical field structure and organization. Modern health care depends almost entirely on technology, from the medical and electronical records, to engineering and development of new equipment.

With equipment like electronic stethoscope which possess software to record sound, allowing its reproduction when and where convenient, temporal thermometers that allow tracking temperature and symptoms and record the used medication to allow exact following of disease's evolution, and robotic X-rays which move around the patient, diagnosis is easier and more precise every day. The development of better equipment and far more advanced technology, like the pacemaker, cardiopulmonary bypass pump, mechanical ventilator and artificial heart, allowed new surgeries, like open heart surgeries and transplant bridge, which were not possible years ago. On the medical field there is a demand for high-tech diagnostic and therapeutic equipment and new studies are always ongoing with the purpose to improve patient's quality of life.

Medical technology is currently more advanced, more effective and, in many cases, more expensive than ever.

**Keywords:** innovations, medical equipment, medical technology, new devices, technological development.

## Índice

Capítulo 1 – Introdução.....	1
Metodologia.....	2
Capítulo 2 - A tecnologia médica ao longo do tempo.....	3
Perspetiva Histórica.....	3
Microscópio.....	3
Administração intravenosa.....	4
Seringa hipodérmica.....	5
Estetoscópio.....	5
Termómetro.....	6
Raios-X.....	7
Eletrocardiograma.....	7
Ventilador artificial.....	8
Bomba de circulação extracorporal/Oxigenador.....	10
Pacemaker.....	12
Coração Artificial.....	15
Prótese da Anca.....	17
Capítulo 3 – A tecnologia médica na atualidade.....	20
Microscópio.....	20
Microscópio ótico.....	20
Microscópio eletrónico.....	22
Microscópio de varrimento por sonda.....	24
Administração intravenosa.....	24
Seringa.....	27
Estetoscópio.....	29
Termómetro.....	30
Imagiologia médica.....	31
Raios-X.....	31
Eletrocardiograma.....	32
Ventilador artificial.....	33
Bomba de circulação extracorporal/Oxigenador.....	35
Pacemaker.....	36
Coração artificial.....	37
Prótese da anca.....	40
Capítulo 4 – Expectativas para o futuro.....	50
Capítulo 5 - Discussão.....	51

Capítulo 6 - Conclusão .....	53
Referências Bibliográficas .....	54



## Índice de figuras

Figura 2.1 - Três microscópios feitos e utilizados por Anton Van Leeuwenhoek.....	4
Figura 2.2 - Seringa produzida por Pravaz e utilizada por Alexander Wood.....	6
Figura 2.3 – Modelo de um dos primeiros aparelhos de raio-X De Röntgen, 1897.....	7
Figura 2.4- Gravação de um eletrocardiograma melhorada por Willem Einthoven.....	8
Figura 2.5 – O ventilador artificial desenvolvido por Drinker.....	9
Figura 2.6 – O modelo de oxigenador utilizado na primeira cirurgia bem-sucedida.....	11
Figura 2.7 - O estimulador fisiológico de Grass.....	12
Figura 2.8 – O primeiro pacemaker externo.....	12
Figura 2.9 – Os primeiros dispositivos de pacemaker portáteis.....	13
Figura 2.10 – O primeiro pacemaker implantável.....	15
Figura 2.11- O coração artificial de Akutsu utilizado em 1981.....	15
Figura 2.12 - A prótese da anca de Charnley, com a prótese metálica de Moore e encaixe de polietileno de peso molecular elevado.....	18
Figura 3.1 – Imagem de uma amostra de tecido hepático de uma salamandra obtido com microscopia de campo de luz.....	20
Figura 3.2 – Imagem de uma amostra com 8 µm de tecido muscular liso do diaframa de um ratinho obtida com microscópio confocal.....	21
Figura 3.3 - Imagem de um embrião de um ratinho obtida com um microscópio de folha de luz.....	22
Figura 3.4 – Imagem da bactéria <i>vibrio cholerae</i> obtida com microscopia eletrônica de transmissão.....	22
Figura 3.5 – Imagem da bactéria <i>vibrio cholerae</i> obtida com microscopia eletrônica de varrimento.....	23
Figura 3.6 – Cateter para administração de fluidos via intravenosa.....	25
Figura 3.7 – Bomba de elastómero da Baxter.....	26
Figura 3.8 – Bolsa tri-compartimentada para nutrição parentérica da Baxter.....	27

Figura 3.9 – Seringa pré-cheia de 5 mL.....	27
Figura 3.10 – Diferentes tipos de extremidades.....	28
Figura 3.11 – Visor do estetoscópio 3200 produzido pela Littman.....	29
Figura 3.12 – Estetoscópio 3200 produzido pela Littman.....	29
Figura 3.13 –Termómetro Temporal (Thermo) produzido pela Nokia.....	30
Figura 3.14 – Aplicação do termómetro temporal para o telemóvel.....	30
Figura 3.15 – Dispositivo robótico de Raiso-X. Multitom Rax produzido pela Siemens.....	31
Figura 3.16 – Dispositivo de raios-X portátil Mobilett Mira Max produzido pela Siemens.....	31
Figura 3.17 – Dispositivo de electrocardiograma fixo GE MAC 2000.....	32
Figura 3.18 – Dispositivo de electrocardiograma Mortara.....	33
Imagem 3.19 – Ventilador artificial produzido pela Salvia Modelo Elisa 800 em utilização num doente .....	33
Figura 3.20 – Ventilador artificial produzido pela Salvia Modelo Elisa 800.....	34
Figura 3.21 – Oxigenador Affinity Fusion produzido pela Medtronic.....	35
Figura 3.22 - MPS®2 Console, sistema de entrega da solução de cardioplegia, produzida pela Quest Medical.....	35
Figura 3.23 – Comparação em tamanho entre um pacemaker tradicional e o micra pacemaker produzido pela medtronic.....	36
Figura 3.24 – Fixação do micra pacemaker através dos quatro ganchos de nitinol protráteis.....	37
Figura 3.25 – Coração artificial SynCardia de 70mL à esquerda e coração artificial de 50mL à direita SynCardia.....	39
Figura 3.26 – Prótese da anca produzida pela DePuy Synthes.....	40
Figura 3.27 – Haste femoral híbrida projetada para próteses tradicionais e próteses com conservação de tecido produzida pela DePuy Synthes.....	44
Figura 3.28 – Cabeça femoral de cerâmica BIOLOX® produzida pela DePuy Synthes.....	45
Figura 3.29 – Revestimento interno em polietileno ALTRX® produzido pela DePuy Synthes.....	45

Figura 3.30 – Cúpula acetabular PINNACLE® produzida pela DePuy Synthes.....	46
Figura 3.31 – Imagem do microscópio eletrônico de varrimento das variações de tecido biodegradável utilizado nos suportes da nova cartilagem em desenvolvimento.....	47
Figura 3.32 – Suporte de tecido biodegradável antes do esfregaço com células-tronco do tecido adiposo.....	48
Figura 3.33 – Suporte em tecido biodegradável 38 dias após esfregaço com células-tronco do tecido adiposo.....	48

## Capítulo 1 – Introdução

A tecnologia é, de acordo com o Dicionário da Língua Portuguesa da Porto Editora, um conjunto de instrumentos, técnicas e métodos que permitem o aproveitamento prático do conhecimento científico, ou seja, é a aplicação prática do desenvolvimento na ciência (1). A evolução da tecnologia assenta no princípio da utilidade e necessidade para a sobrevivência, ou seja, são desenvolvidas novas tecnologias de acordo com a necessidade da população e de forma a assegurar uma maior e melhor sobrevivência (2). A área das ciências da saúde é um dos focos principais da evolução tecnológica com vista o aumento da qualidade de vida e longevidade, elaborando meios de diagnóstico e tratamento cada vez menos invasivos e que apresentam mais garantias para a saúde humana (2). Sendo a tecnologia da saúde a prática do conhecimento científico na área da saúde, abrange uma extensa faixa de métodos de diagnóstico e tratamento, equipamento médico, produtos farmacêuticos e métodos de reabilitação e prevenção (2). É graças à constante investigação, inovação e desenvolvimento tecnológico que se testemunha a introdução de cuidados médicos cada vez mais eficazes, no sentido de suprir a vontade inata do ser humano de viver mais, com o menor sofrimento e desfrutando da melhor saúde possível (3).

Atualmente deparamo-nos com uma constante mudança da tecnologia médica que dispõe de equipamentos extremamente avançados, quer para o diagnóstico quer para a terapêutica. Este nível de desenvolvimento tecnológico, aliado a uma mudança na prática médica, revolucionou os cuidados de saúde. Hoje a tecnologia e a medicina estão de tal forma interligadas, havendo uma junção das mais diversas áreas tecnológicas; (ótica, microeletrónica, robótica, informática, radiação, bioquímica, biofísica) que se considera a tecnologia médica indispensável para a saúde e qualidade de vida das populações. Pode dizer-se até que a medicina, tal como é praticada, é inerente e dependente da tecnologia (4).

Esta monografia pretende mostrar a evolução da tecnologia na saúde ao longo do tempo, evidenciando as descobertas mais significativas que revolucionaram os cuidados, colocando em evidência a sua criação e a evolução até aos dias de hoje. Dentro das descobertas e invenções mais significativas podemos destacar, a nível de diagnóstico, o microscópio que foi uma descoberta revolucionária conseguindo-se atualmente analisar e visualizar tecidos, células e o patógeno responsável pela doença. A nível cardíaco podem destacar-se o *pacemaker*, a bomba de circulação extracorpórea e o coração artificial, equipamentos que hoje em dia permitem o tratamento de doenças que no passado eram fatais.

## Metodologia

No desenvolvimento desta monografia foram utilizadas informações de várias fontes bibliográficas. Inicialmente foi realizada uma pesquisa em algumas bases de dados, como a B-On, MEDLINE/PubMed e Google Scholar com os termos “«healthcare» AND «technology»”. Esta pesquisa não permitiu muitos resultados e, portanto, foi feita uma nova pesquisa no motor de busca Google com os termos “latest releases in healthcare technology” e “inventions that have revolutionized medicine”, tendo sido encontradas informações acerca de possíveis invenções tecnológicas que revolucionaram e continuam a revolucionar a medicina. A partir desta informação, foi feita uma seleção dos equipamentos identificados como essenciais na área da saúde, sejam eles de diagnóstico ou tratamento. Com os resultados da pesquisa anterior voltou-se às bases de dados utilizadas inicialmente, e introduziram-se novos termos de pesquisa, tais como “history of the X-ray, first heart-lung machine”, entre outros, conseguindo assim aceder a diversos artigos e revistas científicas. Dos artigos obtidos na pesquisa não foi feita qualquer restrição temporal para aqueles referentes à invenção das diversas tecnologias, havendo uma restrição temporal de 15 anos às referências utilizadas no desenvolvimento do capítulo 3. Foram também consultados os sítios na internet das empresas e organizações que desenvolvem e produzem os equipamentos tratados nesta monografia. A informação disponível acerca dos equipamentos muitas vezes apenas era conseguida através da empresa, nomeadamente através de brochuras desenvolvidas para os profissionais de saúde, ou conseguida através de contacto via e-mail.

Todas as fontes de informação consultadas encontram-se devidamente referidas e foi utilizado o gestor bibliográfico Mendeley para gerir a bibliografia.

## Capítulo 2 - A tecnologia médica ao longo do tempo

### Perspetiva Histórica

A tecnologia e as áreas da saúde interligam-se desde cedo. Os níveis de desenvolvimento da medicina e todas as áreas da saúde nos dias de hoje devem-se à evolução tecnológica e à criação de novos dispositivos que permitiram uma compreensão cada vez maior do funcionamento do organismo, bem como do diagnóstico e tratamento da doença. Este capítulo tem como objetivo mostrar a interligação da evolução tecnológica e da invenção de novos dispositivos com a evolução das áreas da saúde. Serão, portanto, abordadas neste capítulo as invenções que revolucionaram e impulsionaram a área da saúde.

Ao longo do tempo foram surgindo, para auxílio da prática médica, muitos instrumentos que resultaram de uma evolução tecnológica. No entanto, nesta monografia vai-se iniciar a abordagem a partir do séc. XVI, começando pelo microscópio. Serão mencionados tanto nomes de objetos inovadores como áreas de intervenção.

### Microscópio

O Microscópio é considerado um marco de extrema importância, tanto a nível da medicina como da tecnologia em geral. Foi uma das invenções que permitiu uma melhor compreensão acerca das doenças e das suas causas numa época em que a génese da doença era ainda um mundo desconhecido (5,6).

Em 1590 dois fabricantes de vidro holandeses, Zacharias Janssen e Hans Janssen descobriram uma forma de ampliar objetos enquanto faziam experiências com lentes dentro de um tubo (7). Os Janssen verificaram que os objetos, quando observados através de um tubo com múltiplas lentes, eram muito ampliados. Foi assim dado o primeiro passo na direção do microscópio (5,6). No entanto a descoberta feita pelos Janssen era apenas um precursor que levou posteriormente à conceção tanto do microscópio como do telescópio (5,6).

O microscópio em si, surgiu em 1673 por Anton Van Leeuwenhoek como um instrumento para examinar sangue, leveduras, insetos e muitos outros objetos minúsculos, sendo Leeuwenhoek a primeira pessoa a descrever as bactérias (5,6).

O microscópio construído por Leeuwenhoek consistia numa lente dupla e convexa

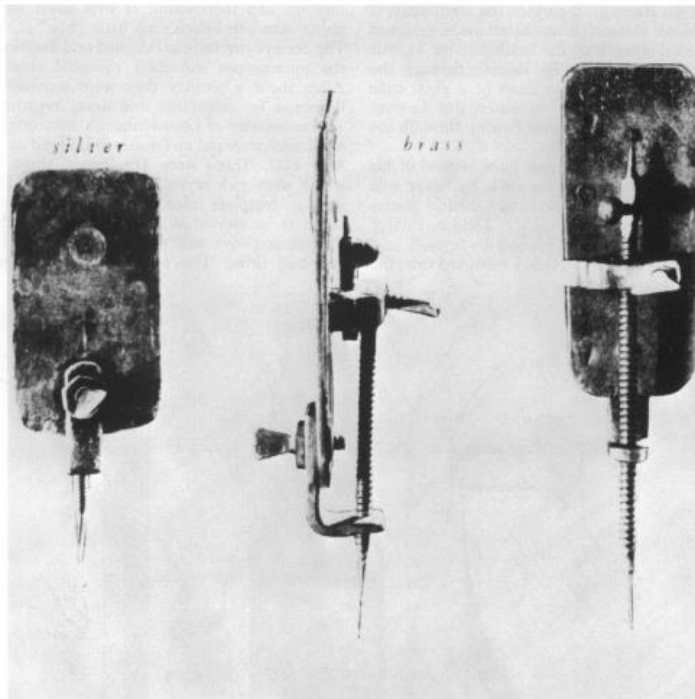


Figura 2.1 - Três microscópios feitos e utilizados por Anton Van Leeuwenhoek. Adaptado de (6)

altamente polida, montada entre duas aberturas biseladas que se posicionavam no meio de duas pequenas placas metálicas de bronze, prata ou ouro (5,6). Leeuwenhoek tinha um talento especial na forma como polia e montava as lentes entre as placas de metal conseguindo assim obter a melhor fonte de luz e focar o objeto conseguindo ampliações entre 40 a 160 vezes (7). Para observar os objetos, Leeuwenhoek instalava-os num pequeno alfinete ou suporte e focava-os através de dois ou três

parafusos que moviam a amostra em várias direções na frente da lente (5,6). O modelo ilustrado na figura 2.1, construído por Leeuwenhoek foi a base para todos os modelos de microscópio atuais (5,6).

## Administração intravenosa

A administração por via intravenosa também teve claramente um precursor, que na sua época era considerado um grande avanço. As primeiras administrações de substâncias por esta via foram realizadas na Universidade de Oxford por Christopher Wren, em 1656. Wren, como qualquer bom cientista, estava curioso e interessado em saber se as substâncias, ainda que não sujeitas à modificação por digestão gastrointestinal podiam ser distribuídas pelo corpo através da circulação sanguínea e continuavam a exercer os seus efeitos característicos e terapêuticos. Na tentativa de responder a esta questão, Wren inventou um mecanismo constituído por bexigas de animais e penas afiadas e injetou ópio e outras substâncias em cães, verificando que as substâncias eram distribuídas e o seu efeito terapêutico ocorria com maior velocidade (8).

Foi a partir do modelo construído por Wren que se deu a evolução para as bolsas que atualmente se utilizam na administração de substâncias por via intravenosa.

## Seringa hipodérmica

Charles Gabriel Pravaz, médico de Lyon, introduziu em 1852 na prática médica a seringa hipodérmica, produzida principalmente para a aplicação de cloreto de ferro a nevos e aneurismas (9,10). A seringa era constituída por uma porca externa que trabalhava sobre um corte de rosca à volta do êmbolo de forma a extrair o líquido gota a gota, um encaixe deslizante, uma agulha de aço e corpo de borracha dura (9,10).

A ideia de administração de outras substâncias de forma subcutânea utilizando a seringa e agulha surgiu a Alexander Wood, de Edimburgo (Escócia), em 1853 quando observava o tipo de seringa e injeção utilizado por Pravaz (9,10). Ele injetou cloridrato de morfina em doentes com neuralgias intratáveis, concluindo que esta nova forma de administração de fármacos proporcionava uma notável rapidez do efeito do fármaco, sendo um método seguro, fácil e quase indolor de terapia parenteral (9,10).

A seringa utilizada por Wood, instrumento que se pode observar na figura 2.2, tinha 90

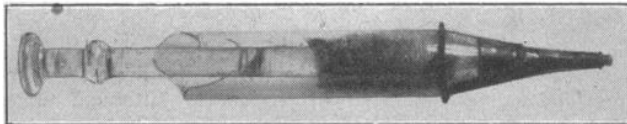


Figura 2.2 - Seringa produzida por Pravaz e utilizada por Alexander Wood. Adaptado de (10)

milímetros de comprimento, sendo que o corpo possuía 10 milímetros de diâmetro. O êmbolo estava envolvido em algodão de forma a ajustar-se ao

corpo da seringa (9,10). O corpo da seringa culminava numa extremidade em forma de cone encaixada numa tampa que se ajusta ao corpo da seringa e termina na ponta onde se coloca a agulha (9,10).

## Estetoscópio

A auscultação direta era uma prática comum antes da invenção do estetoscópio, consistindo, tal como o nome sugere, em ouvir diretamente o coração e pulmões do doente encostando a orelha no peito e costas do mesmo. Um avanço significativo na forma de diagnóstico surgiu em 1816, quando o jovem médico francês René Laennec inventou um dispositivo capaz de amplificar os sons do coração e os pulmões, o primeiro estetoscópio (11).



Um dia, uma jovem doente, obesa, entrou no Hospital Necker, uma instituição em Paris, onde Laennec começou a sua carreira profissional (11). O médico deparou-se com dificuldades em examinar a doente sem violar as normas sociais e culturais da época (11). Querendo resolver a questão, Laennec lembrou-se que o som é aumentado quando passa por corpos sólidos (11). Assim, prontamente enrolou um pedaço de papel em forma de cilindro e colocou uma extremidade na região do coração da doente e outra extremidade na orelha (11,12). Desta forma nasceu o primeiro protótipo de estetoscópio, uma folha de papel (11,12). Para surpresa de Laennec, foi possível perceber o som cardíaco alto e nitidamente (11,12).

Laennec interessado agora nesta questão, começou a experimentar instrumentos de vários materiais, comprimentos e formas, até encontrar um que lhe pareceu preferível a todos os outros. O estetoscópio preferido de Laennec consistia simplesmente num cilindro de madeira perfurado longitudinalmente, em que numa extremidade do cilindro era escavada a forma de um funil que podia ser tapado por uma fração de madeira construída de forma a ser o encaixe perfeito para o funil (12).

### Termómetro

Atualmente o termómetro é um dispositivo essencial para o exame clínico e a sua aplicação é generalizada (13). No entanto, nem sempre foi assim (13). A invenção do termómetro clínico tal como o conhecemos hoje foi conseguida por Sanctorio Sanctorius, fisiologista italiano, professor na Universidade de Pádua (Itália), que inventou o termómetro e relatou a sua invenção em 1625 (13,14). Contudo, os seus termómetros eram pesados e demoravam muito tempo a efetuar uma medição (13).

Mesmo após a invenção do termómetro de Sanctorio Sanctorius, o termómetro clínico só começou a ser usado de forma generalizada quando em 1852 William Aitken fez um instrumento de mercúrio com um tubo estreito situado acima do reservatório com aproximadamente 30 cm, garantindo a leitura da temperatura em 20 minutos (13,14). Este foi posteriormente substituído pelo termómetro de Thomas Clifford Allbutt, em 1866, um termómetro cilíndrico portátil de 15cm capaz de efetuar medições da temperatura em 5 minutos (15).

## Raios-X

Atualmente é quase impossível imaginar como seria a prática clínica de diagnóstico sem os raios-X (16). No entanto, até 1895, ano em que Wilhelm Conrad Röntgen, professor de Física na Universidade de Würzburg, descobriu os raios-X toda a prática clínica era independente deste meio de diagnóstico (16,17).

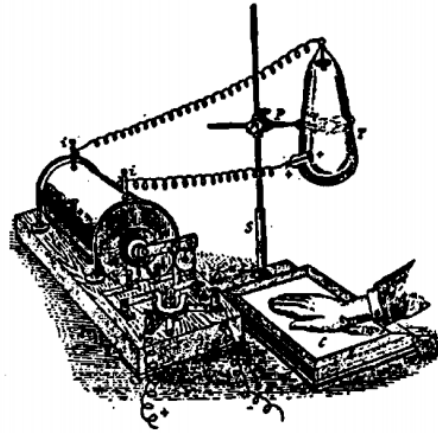


Figura 2.3 – Modelo de um dos primeiros aparelhos de raio-X De Röntgen, 1897. Adaptado de (16)

Após ter ficado interessado num trabalho de Phillip Lenard sobre radiação produzida pela passagem de uma corrente elétrica através de um tubo especialmente desenhado onde o vácuo era produzido, Wilhelm Conrad Röntgen começou a experimentar a passagem de corrente elétrica através de tubo de vidro sob vácuo, e verificou que apesar de invisível a olho nu a radiação produzida neste dispositivo (figura 2.3), provocava fluorescência sobre papel impregnado com cianureto de bário e platina e tinha a capacidade de atravessar corpos sólidos com maior ou menor intensidade dependendo da densidade e natureza do material (17,18). Foram assim descobertos os raios-X (16). Depois da descoberta de Röntgen, diversos modelos de tubos de raios-X foram construídos e a sua utilidade e importância na prática médica foi compreendida, sendo possível visualizar corpos estranhos e ossos em detalhe (16).

## Eletrocardiograma

O eletrocardiograma é o procedimento mais antigo e mais comum do foro cardíaco. É utilizado de forma universal, não é invasivo e os custos são mínimos.

Augustus Desiré Waller, em 1887, presumiu que talvez existisse uma forma de medir e gravar a atividade elétrica ou mudança de voltagem do batimento cardíaco humano através da superfície da pele, começando então a testar a sua ideia em animais e humanos (19). Ele verificou então que era possível gravar a corrente gerada pelo coração através de um eletrômetro com capilar de mercúrio quando os elétrodos eram colocados sobre o peito ou membros (19). Este eletrômetro consistia num tubo de vidro que continha mercúrio, com uma

extremidade prolongada num capilar fino imerso verticalmente em ácido sulfúrico diluído (19,20). A medição era baseada no deslocamento do menisco de mercúrio, porque o mercúrio contrai ou expande de acordo com o potencial entre o mercúrio e o ácido que está conectado com os elétrodos (20). O registo das medições era conseguido projetando uma imagem ampliada do menisco em movimento em papel sensível (20).

Considera-se, ainda assim, que o eletrocardiograma moderno foi fundado por Willem Einthoven, que reconheceu este como um importante e potencial instrumento de diagnóstico e investigação (20). Inicialmente, Einthoven utilizou o eletrómetro de Waller, mas estava insatisfeito (20,21). Apesar da sensibilidade do eletrómetro o registo das medições era pobre e

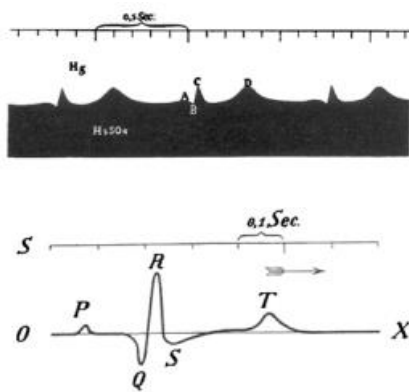


Figura 2.4- Gravação de um eletrocardiograma melhorada por Willem Einthoven. Adaptado de (13)

(figura 2.4) para os desvios eletrocardiográficos foram introduzidas em 1895 (20). As formas da onda de electrocardiograma básicas foram caracterizadas por Einthoven no séc. XX e antes do galvanómetro de corda (20). No entanto, apenas por volta de 1900, baseado na avaliação de vários registos de eletrocardiograma, Einthoven concluiu que um coração doente produzia um sinal bioelétrico diferente de um coração normal (20).

apresentava distorções (20,21). Einthoven decidiu então melhorar a distorção matematicamente mas, como essa melhoria não o satisfizes, dedicou grande esforço para corrigir os problemas do eletrómetro, sendo capaz de registar uma boa representação do electrocardiograma (20,22). Este foi posteriormente melhorado com a introdução do galvanómetro de corda (20,22). O termo eletrocardiograma e a designação PQRST

## Ventilador artificial

A respiração artificial sempre foi um fascínio para os médicos e desde cedo, antes de 1928, quando o marco da invenção do ventilador artificial ocorreu, um grande número de médicos e fisiologistas empregavam dispositivos de compressão torácica mecânica e respiradores tanque que utilizavam dispositivos de folas para produzir pressões negativas e permitir a entrada de ar nos pulmões. Na época, os respiradores eram utilizados com o intuito de reanimar vítimas de afogamento ou intoxicação por fumo. Contudo, os respiradores até aí produzidos não eram eficazes na manutenção de uma respiração artificial confiável e contínua, pois faltava uma fonte de energia, já que todos eram manuais (23).

O ventilador artificial foi desenvolvido na Escola de Medicina de Harvard, em Boston, Massachusetts (EUA), e no Hospital Infantil de Boston por Philip Drinker e pela sua equipa em 1926, sendo uma novidade na utilização de energia elétrica (23). Drinker, engenheiro que manteve contacto entre os departamentos de Fisiologia Aplicada da Escola Médica de Harvard e Higiene Industrial

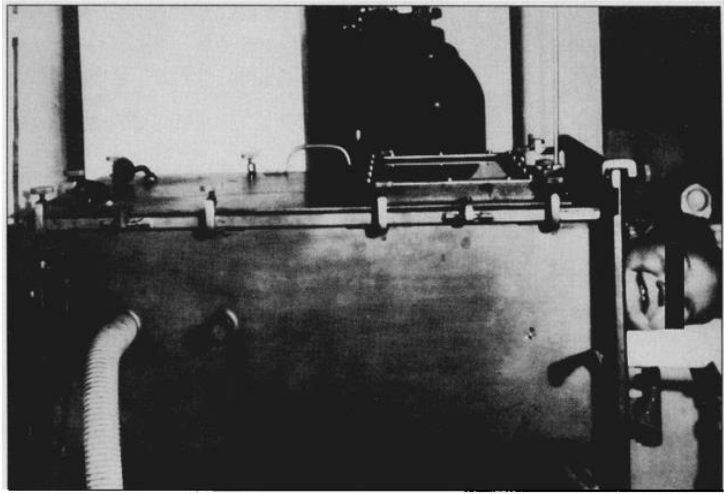


Figura 2.5 – O ventilador artificial desenvolvido por Drinker. Adaptado de (23)

da Escola de Saúde Pública de Harvard, interessou-se em desenvolver o seu próprio respirador artificial (23). Neste respirador o corpo do doente estava quase completamente fechado num tanque metálico, em que apenas a cabeça do doente se encontrava no exterior a partir de um colar de borracha (24). Assim, a cabeça do doente estava exposta à pressão atmosférica, que permanecia inalterada independentemente da variação de pressão em torno do corpo do doente (24).

Para criar a sua máquina, Drinker utilizou ventiladores elétricos adaptados originalmente de aspiradores de pó (23,25). Com as válvulas apropriadas foi possível alterar a pressão dentro do tanque: quando a pressão dentro do tanque era negativa, o ar entrava através da boca e nariz para os pulmões do doente; quando se igualava à pressão atmosférica, este era expelido novamente (24). Conseguia-se assim manter a respiração artificial de forma eficiente por longos períodos de tempo(23,25).

Em conjunto com o seu irmão, Cecil Drinker, professor de Fisiologia e assistente do reitor na Escola de Saúde Pública de Harvard, e com o fisiologista pulmonar Louis A. Shaw, Drinker desenvolveu as máquinas necessárias para a medição do volume de ar expelido pelo doente, o volume de ventilação e a pressão dentro do ventilador artificial (23). O ventilador artificial de Drinker tornou-se único e foi um importante marco e uma evolução notória, pois nenhum ventilador até este ponto era capaz de medir as respostas respiratórias do doente e as mudanças de pressão dentro do tanque (23).

As experiências iniciais foram feitas em gatos sedados, verificando que os animais anestesiados podiam ser suportados durante várias horas (23,25). Um latoeiro local foi contratado para construir um tanque grande o suficiente para suportar o corpo de um adulto (23). Mais uma vez, ventiladores adaptados provenientes de aspiradores do pó, válvulas, tubos e um colar de borracha nada confortável, foram as peças finais para a construção do ventilador artificial (23,25). Drinker e Shaw estavam tão entusiasmados com a sua invenção que foram as primeiras cobaias a testar a máquina, seguidos pelo encarregado da morgue de Harvard, Louis Freni (23,25). O neurocirurgião e chefe de cirurgia no Hospital Peter Bent Brigham, em Boston, foi uma testemunha destas experiências (23).

No outono de 1928 o ventilador artificial, engenho ilustrado na figura 2.5, estava pronto a ser utilizado (25).

### Bomba de circulação extracorporeal/Oxigenador

Em 1930, Edward Churchill, um pioneiro e figura reconhecida na cirurgia cardíaca, diagnosticou uma mulher de 53 anos com embolismo pulmonar e encarregou o seu colega John H. Gibbon, Jr. de monitorizar a doente (26,27). A ideia da bomba de circulação extracorporeal surgiu a John H. Gibbon, Jr. durante as horas que passou ao lado da cama da doente, ele pensou que a condição da doente podia ser melhorada se existisse uma máquina capaz de drenar o sangue das veias para que este fosse oxigenado e o dióxido de carbono fosse retirado, e posteriormente capaz de bombear esse sangue novamente para as artérias da doente (26,27). Na tentativa de tratar a doente procedeu-se a uma embolectomia pulmonar, cirurgia que naquela época tinha uma mortalidade de aproximadamente 100% (27). Apesar da rapidez e perícia com que a cirurgia foi feita, a doente acabou por morrer na mesa da cirurgia (26,27).

John H. Gibbon, Jr decidiu então dedicar-se à construção da máquina que podia ter salvo a doente, tendo solicitado uma bolsa de investigação para o efeito, em conjunto com o colega Churchill (27). O primeiro circuito de circulação extracorporeal foi obtido e utilizado em gatos, conseguindo manter um gato vivo por duas horas e 51 minutos mesmo com oclusão total da artéria pulmonar (27).

Após o término da bolsa de investigação, John H. Gibbon, Jr concentrou os seus esforços de investigação nos problemas de anemia e hemólise decorrentes da utilização da bomba que havia construído. A sobrevivência dos gatos experimentais aumentou, mas o tamanho e capacidade

do oxigenador eram uma limitação ao prosseguimento dos estudos em animais de maior porte, que requerem a oxigenação de um volume de sangue maior (27).

O trabalho de John H. Gibbon, Jr. foi interrompido devido à II Guerra Mundial (27). Em 1946 este conseguiu que a *International Business Machines Corporation* se interessasse no seu projeto, sendo-lhe oferecido o trabalho de um dos melhores engenheiros da empresa para trabalhar na sua invenção (26,27). Um grupo de jovens residentes cirúrgicos foi então reunido para trabalhar com John H. Gibbon, Jr, de entre os quais Bernard J. Miller, Frank F. Allbritten, Jr., Thomas F. Nealon, Jr., e John Y. Templeton, e o projeto foi iniciado, projeto este que tinha agora o apoio da IBM e engenheiros (27).

A máquina ficou pronta para aplicação clínica em 1952 e foi testada pela primeira vez

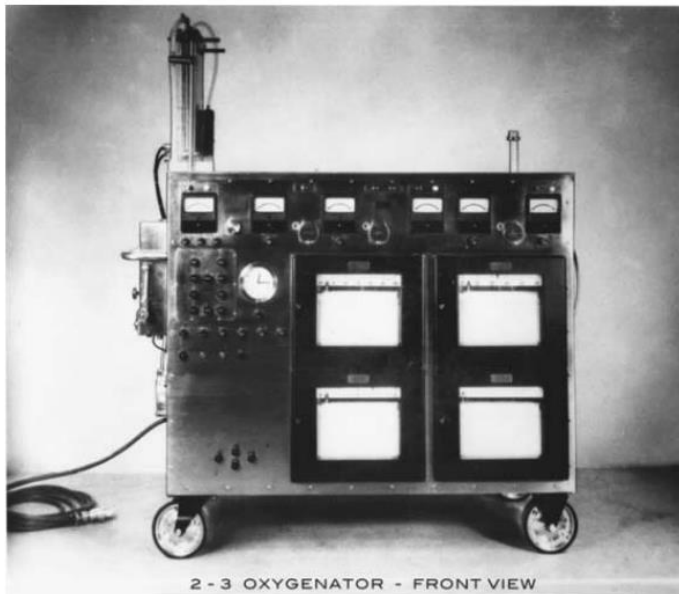


Figura 2.6 – o modelo de oxigenador utilizado na primeira cirurgia bem-sucedida. Adaptado de (27)

numa menina de 15 meses cujo diagnóstico era de comunicação interatrial e insuficiência cardíaca congestiva (27). A doente foi ligada à máquina, o seu coração foi aberto, não foi encontrado qualquer defeito cardíaco, tendo a cirurgia culminado na morte da doente na mesa cirúrgica. A bomba de circulação extracorporeal, modelo ilustrado na figura 2.6, continuou a ser melhorada, registando-se em 1953 a primeira cirurgia bem-sucedida (26,27). A doente era uma adolescente de 18 anos, com comunicação interatrial, neste caso confirmada por cateterização cardíaca. Essa comunicação foi fechada e o tempo que a doente passou na bomba de circulação extracorporeal foi de 26 minutos, recuperando posteriormente sem qualquer problema (27).

Neste dia a história da cirurgia cardíaca mudou (27).



## Pacemaker



Figura 2.7 - O estimulador fisiológico de Grass. Adaptado de (28)

A história do *pacemaker* começou em 1949, quando Wilfred Bigelow e John Callaghan começaram a utilizar a hipotermia para reduzir o metabolismo, produzindo bradicardia e assistolia de forma a permitir a cirurgia cardíaca. No entanto, a restauração da contração cardíaca com o aquecimento não era suficientemente rápida, pelo que os cirurgiões iniciaram experiências com estimulação do nódulo sinoatrial. A ideia do *pacemaker* surgiu quando, durante uma das experiências em cirurgia cardíaca num cão, o coração do animal parou subitamente. Em desespero, Bigelow deu um empurrão no

ventrículo esquerdo com uma sonda e verificou que todas as quatro cavidades cardíacas responderam a esse toque (28).

Na época, o dispositivo disponível, dispositivo que se pode observar na figura 2.7, era um capaz de converter corrente alternada em corrente adequada para estimulação do tecido biológico, utilizando válvulas tiratron, conhecido como o estimulador fisiológico para aplicação clínica e fisiológica. No entanto, o primeiro dispositivo desenvolvido especificamente como *pacemaker* que se pode observar na figura 2.8, foi construído por John Hopps, consistindo numa unidade externa impulsionada por tubos de vácuo. Os impulsos elétricos eram transmitidos através



Figura 2.8 - O primeiro *pacemaker* externo. Adaptado de (16)

de um cateter eletrodo bipolar, para a aurícula, através de uma abordagem intravenosa (28).

A era moderna da estimulação cardíaca foi introduzida em 1951 por Paul Zoll, um cardiologista de Boston, que após ler o trabalho de Callaghan, Bigelow e Hopps desenvolveu um *pacemaker* externo (figura 2.8) bem sucedido no tratamento do bloqueio cardíaco (28). Este era composto por um eletrocardiógrafo, que monitorizava o ritmo cardíaco, e um gerador de impulsos elétricos, uma modificação do estimulador elétrico utilizado nos laboratórios de fisiologia, que estimulava o coração (28). Os impulsos eram entregues através de eletrodos de metal colocados no peito do doente diretamente sobre o coração (28,29). Apesar de já ser uma grande evolução, este precursor para o *pacemaker* moderno possuía ainda algumas dificuldades (28). Os eletrodos irritavam a pele, os impulsos elétricos repetidos eram dolorosos e o *pacemaker* era ainda volumoso e pesado, necessitando de transporte num carrinho, além de depender de corrente elétrica e como tal o paciente só podia ir à distância que um cabo de extensão permitisse (28,29).

Mais tarde, em 1956, Aubrey Leatham e Geoffrey Davies, no Hospital de St. George, em Londres, desenvolveram um estimulador externo para reanimar doentes com bloqueio cardíaco e assistolia que foi comercializado no Reino Unido, possuindo várias modificações, tais como a

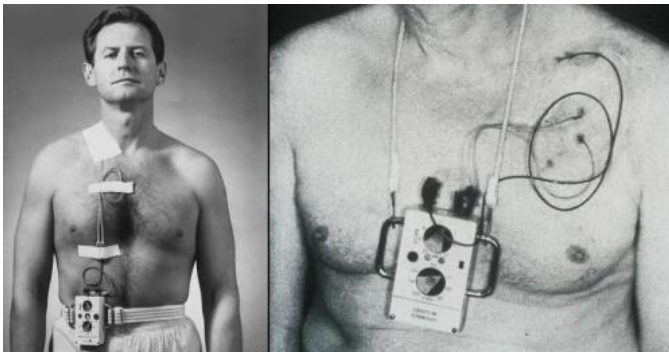


Figura 2.9 – Os primeiros dispositivos de *pacemaker* portáteis. Adaptado de (16)

duração da assistolia permitida, controlos sensíveis para detetar o eletrocardiograma, duas faixas de saída e uma bateria (28).

Com os avanços conseguidos por Zoll, Leatham e Davies a evolução do *pacemaker* deu-se de forma exponencial nos anos seguintes, havendo três grandes marcos que se evidenciam, de entre os quais o primeiro *pacemaker* portátil a bateria, engenho ilustrado na figura 2.9, 1957, o primeiro *pacemaker* totalmente implantável, 1958, e a primeira correção a longo prazo de um bloqueio cardíaco com um *pacemaker* implantável autossuficiente, 1960 (28).

Earl E. Bakken, engenheiro eletrotécnico, e C. Walton Lillehei, cirurgião, desenvolveram em 1957 o primeiro *pacemaker* portátil a bateria (28). Após a morte de uma criança devido a uma falha energética, Lillehei recorreu a Earl E. Bakken com a ideia de desenvolverem um



*pacemaker* melhor, mais leve, que permitisse a mobilidade dos doentes e que não dependesse a todo o momento de uma fonte elétrica (28). Bakken aceitou prontamente a proposta de Lillehei pois para ele parecia um pedido de equipamento como outro qualquer (28). Baseando-se num circuito de um metrónomo eletrónico transistorizado, que transmitia cliques através de um altifalante, sendo a taxa de cliques modificada para se ajustar ao ritmo da música, Bakken construiu o *pacemaker* (28). Ele modificou o circuito de dois transístores, colocou-o (naturalmente sem o altifalante) numa caixa de alumínio com terminais e interruptores no exterior de forma a controlar a taxa e amplitude de estímulo(28). O circuito era alimentado por uma potente bateria de mercúrio em miniatura de 9,4 volts (28,30). Dois dias depois da sua criação o *pacemaker* de Bakken já estava a ser utilizado e foi um sucesso, rapidamente foi colocado em ensaios clínicos e o modelo foi melhorado ao longo do tempo (28,30). Foi uma das primeiras aplicações bem sucedidas da tecnologia de transístor em dispositivos médicos, o que ajudou a lançar e desenvolver um novo campo, o da tecnologia e eletrónica médica (28,30).

Pouco tempo depois, em 1958, Ake Senning, cirurgião cardíaco sueco, e Rune Elmqvist, engenheiro médico, implantaram o primeiro *pacemaker* num doente que sofria de ataques de Stokes-Adams (28,29). Este *pacemaker* foi totalmente construído à mão e era constituído por um circuito eletrónico que possuía gerador que empregava impulsos com uma amplitude de 2 volts e uma largura de pulso de 1,5ms, sendo a taxa de impulsos fixada a 70 a 80 batimentos por minuto, baterias de níquel-cádmio e uma antena de bobina recarregável (28). O dispositivo era encapsulado numa resina epóxi que tinha excelente biocompatibilidade e o consumo de energia foi minimizado utilizando transístores de silício em vez dos antigos transístores de germânio (28,29). O doente sobreviveu, utilizando 22 *pacemakers* de 11 modelos diferentes durante a sua vida, que terminou em 2001 devido a uma doença totalmente alheia à sua condição cardíaca (28).

O último marco na evolução do *pacemaker* aconteceu em 1960, quando Wilson Greatbatch, um engenheiro eletrotécnico que ensinava na Universidade de Buffalo (EUA), enquanto trabalhava num oscilador para auxiliar na gravação de taquicardias descobriu acidentalmente uma forma de tornar o *pacemaker* implantável quando se enganou e utilizou uma resistência de 1m $\Omega$  em vez de um de 10 k $\Omega$  (28). Quando Greatbatch colocou o resistor errado o circuito começou a oscilar produzindo impulsos de 1,8ms seguido de um intervalo de um segundo no qual não havia corrente (28). Neste momento Greatbatch percebeu que o dispositivo podia ser utilizado para fins cardíacos e procurou um cirurgião que acreditasse na sua ideia (28). William Chardack, chefe de cirurgia no Hospital de Veteranos de Buffalo,

acreditou na viabilidade da ideia e o dispositivo foi então transportado para o laboratório animal do hospital (28). Na primeira experiência o coração de um cão foi exposto ao estímulo proveniente do dispositivo criado por Greatbatch através de dois fios de estimulação (28). O coração começou a bater sincronizadamente com o dispositivo (28). Os dois primeiros anos no desenvolvimento do *pacemaker* foram marcados por experiências com animais, em 1959 Greatbatch patenteou o *pacemaker* implantável que se pode observar na figura 2.10, e William

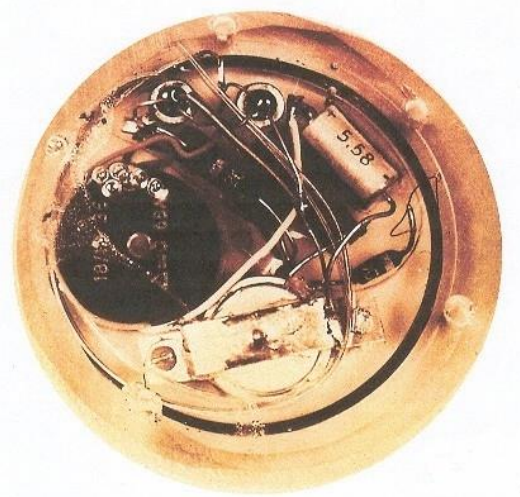


Figura 2.10 – O primeiro *pacemaker* implantável. Adaptado de (16)

Chardack relatou o primeiro sucesso em um ser humano com esta unidade em 1960. Um homem de 77 anos com bloqueio cardíaco completo sobreviveu sem complicações relacionadas com o *pacemaker* durante 2 anos, morrendo por causas naturais (28). Mais tarde Greatbatch inventou a bateria de lítio-iodo livre de corrosão de longa duração para alimentar o *pacemaker* (28,29).

A evolução do *pacemaker* só foi possível através de uma colaboração entre engenheiros, médicos e doentes (28). Após as suas descobertas e contribuições para o desenvolvimento da tecnologia médica, Zoll fundou a Electrodyne e continuou a desenvolver *pacemakers*, Earl Bakken começou a produzir o *pacemaker* de Chardack e Greatbatch, e este último fundou a sua própria empresa e convenceu a indústria a mudar as baterias de mercúrio para baterias de lítio-iodo (28,29).

## Coração Artificial

Como podemos verificar os sistemas cardíaco e respiratório foram os mais estudados, explorados e expostos à tecnologia médica até aqui (séc. XX). Existe, portanto, um elevado conhecimento acerca do sistema cardíaco, sendo o número de cirurgias de coração aberto cada vez maior. Começa a perceber-se que o coração funciona apenas como uma bomba, podendo ser removido e substituído por um transplantado. Surgiu assim a ideia de criar uma bomba sintética ou mecânica que exercesse a mesma função que o coração (31).

Na Rússia, Vladimir Demikhov desenvolveu em 1937 um coração artificial que manteve um cão vivo durante várias horas (32). O seu dispositivo consistia em duas bombas de membrana lado a lado imunizadas com solução salina e ligadas a um motor externo (31,33). Este trabalho não foi, no entanto, divulgado de forma abrangente, sendo o trabalho mais conhecido acerca do um coração artificial de Willem Kolff e Tetsuzo Akutsu, que em 1957 implantaram um coração artificial num cão (31,33). O animal sobreviveu por aproximadamente 90 minutos (31,33). No início de 1960, os cães deles já sobreviviam um dia e em 1963 esta dupla construiu um coração artificial com 4 câmaras e artérias aorta e pulmonar, que suportou a circulação e manteve vivo um vitelo por mais de um dia (31,33,34). Em simultâneo, o argentino Domingo Liotta estava interessado na tecnologia do coração artificial, e apresentou o seu trabalho na Sociedade Americana de Órgãos Internos Artificiais (31,33,35). Conseguiu começar a trabalhar numa Universidade norte-americana, tendo recorrido a um cirurgião cardíaco, em busca de aconselhamento e de uma parceria para trabalhar no seu projeto do coração artificial (31,33).

Na primavera de 1969 Liotta e Denton A.Cooley concluíram a fabricação e os testes *in vitro* e *in vivo*. Os dispositivos foram implantados em sete vitelos, sendo que o último sobreviveu 44 horas. Os investigadores ficaram convencidos de que conseguiriam produzir um dispositivo capaz de sustentar a vida de um doente por mais tempo que a bomba de circulação extracorporeal e começaram a trabalhar e desenvolver um coração artificial diferente do desenho inicial (31,33). Implantaram o primeiro coração artificial num doente que após uma ventriculoplastia dependia de uma bomba de circulação extracorporeal. O doente acordou e parecia estar a melhorar, no entanto a sua função renal deteriorou e começou a ocorrer hemólise, levando à necessidade urgente de um transplante cardíaco. Foi conseguido um transplante, o coração artificial foi removido mas o doente acabou no entanto por morrer de pneumonia, resultante provavelmente da terapêutica anti-rejeição. Apesar do doente não ter sobrevivido, muita informação importante para melhorar o dispositivo foi recolhida desta primeira tentativa (31,33).

Em 1974, Akutsu juntou-se à equipa de Liotta e Denton A.Cooley e em conjunto desenvolveram um novo coração artificial, modelo apresentado na figura 2.11. As bombas de sangue em poliuretano com diafragma hemisférico têm válvulas Bjork-Shiley, e são movidas a ar por



Figura 2.11- O coração artificial de Akutsu utilizado em 1981. Adaptado de (33)

um painel eletrônico externo, com controlo eletrônico e sistema de monitorização. Este coração foi implantado em 1981 num doente que desenvolveu falência ventricular grave após uma cirurgia de revascularização do miocárdio (31,33). Também este doente morreu após o seu transplante (31,33).

Um novo coração artificial foi implantado em 1982 pela equipa de William DeVries, o qual consistia em dois ventrículos de poliuretano suportados por uma base de alumínio, com duas válvulas Bjork-Shiley. O doente morreu no entanto após 112 dias (36).

## Prótese da Anca

Antes de ser desenvolvida a prótese da anca, o tratamento para a artrose da anca era ortodese, ou seja, fusão da articulação, nos doentes mais jovens e osteotomia, excisão dos ossos de forma a alterar o alinhamento da articulação e corrigir a deformidade, nos mais idosos (37). No desenvolvimento da prótese da anca podemos evidenciar John Charnley e Judet (37). John Charnley foi durante grande parte da sua carreira, cético em relação à aplicação de artroplastia na gestão da osteoartrite da anca e chegou mesmo a dizer em 1951 que uma artroplastia não duraria mais de 10 anos e que dificilmente melhoraria a amplitude do movimento e Judet desenvolveu em Paris um procedimento de hemiarthroplastia por volta de 1950 (37,38). Este procedimento desenvolvido por Judet envolvia a substituição da cabeça do fémur por uma cabeça artificial feita de polimetilmetacrilato, verificando-se após a intervenção um alívio imediato da dor e aumento na amplitude de movimentos (38). A hemiarthroplastia foi no entanto insatisfatória, pois a haste de plástico que segurava a cabeça artificial no eixo femoral soltava-se frequentemente (37).

Um doente que tinha recebido uma hemiarthroplastia de Judet foi à clínica de Charnley, em Manchester, pois a prótese fazia ruído quando ele se inclinava para a frente (37,39). Charnley sabia da existência de outros casos semelhantes e pensou que esse chiado era devido ao afrouxamento da prótese femoral, que levava ao aumento da resistência e atrito entre a cabeça artificial e a cartilagem articular deficiente do acetábulo da anca osteoartítica (37). Tendo interesse na situação, começou a estudar e explorar a fricção e lubrificação das articulações normais, tendo os seus resultados rivalizado com a teoria até então aceite de que a lubrificação hidrodinâmica era a chave para o movimento e baixa fricção das articulações normais, onde uma película de fluido entre as duas superfícies da junta da articulação garantia que estas não estavam em aposição direta e deslizavam na perfeição uma sobre a outra (37). Charnley



Figura 2.12 - A prótese da anca de Charnley, com a prótese metálica de Moore e encaixe de polietileno de peso molecular elevado. Adaptado de (37)

descobriu que o coeficiente de atrito nas articulações permanecia o mesmo apesar das mudanças na taxa de deslizamento, o que apoiou a sua crença de que a lubrificação limite era de importância primordial nas articulações de suporte de peso (37). No entanto, o fluido sinovial não era suficientemente espesso para evitar o atrito, dependendo este também do deslizamento inerente e da qualidade das superfícies da articulação (37,39). Iniciou-se uma busca pela substância perfeita e escorregadia com a qual ele conseguisse produzir um bom encaixe para a artroplastia (37). Durante esta procura ele abordou uma

empresa que fabricava plástico em Bolton, e foi apresentado ao politetrafluiretileno (37). Charnley

começou os ensaios clínicos utilizando um encaixe

acetabular e um encaixe a cobrir a cabeça do fêmur em politetrafluiretileno, mas acabou por mudar o seu procedimento descartando o encaixe femoral e começando a utilizar uma prótese metálica de Moore, equipamento apresentado na figura 2.12, após excisão da cabeça femoral, articulando-a com a cúpula acetabular (37,39). Nos primeiros três meses após cirurgia verificou-se uma grande melhoria na amplitude de movimento e um grande alívio na dor do doente, resultados considerados muito positivos (37).

O politetrafluiretileno tinha um coeficiente de atrito muito baixo e em ensaios biológicos mostrou-se inerte. No entanto, em 1962 verificou-se durante o acompanhamento de um doente que partículas finas de politetrafluiretileno criadas por desgaste articular poderiam produzir uma reação granulomatosa grave, resultando na produção de material amorfo em torno da articulação que levava ao afrouxamento da prótese e destruição óssea acompanhada de dor. Foi iniciada uma nova busca, agora para encontrar um substituto adequado ao politetrafluiretileno, que surgiu em 1962. Consistia num novo plástico, o polietileno de peso molecular elevado, que tinha fama de ser altamente resistente ao desgaste e atrito. Fez-se um ensaio inicial, que envolvia o deslizamento sobre uma placa de metal durante um período de três semanas. Findo este período, o desgaste registado era menor do que o verificado com politetrafluiretileno ao fim de 24 horas. Mesmo o coeficiente de atrito sendo maior que no politetrafluiretileno, a cabeça femoral de polietileno de peso molecular elevado era uma

excelente aposta. Foi assim encontrada uma solução para a prótese da anca, a qual apresenta uma durabilidade incrível (37).

Charnley não foi o inventor da articulação protética da anca, mas foi ele que a fez evoluir através da sua visão única, tornando-a eficiente, pelo que é considerado o pai da prótese da anca, trazendo alívio a inúmeros doentes mutilados pela artrite (37).

## Capítulo 3 – A tecnologia médica na atualidade

Com o passar do tempo, tal como seria de esperar, a tecnologia médica evoluiu. Este capítulo aborda as invenções tecnológicas descritas no capítulo anterior, apresentando as suas alterações e avanços para a atualidade.

### Microscópio

Atualmente o microscópio pode dividir-se em três classes diferentes: microscópio ótico, microscópio eletrónico e microscópio de varrimento por sonda (40).

#### Microscópio ótico

Durante séculos a microscopia foi basicamente microscopia de luz, tendo limitações devido à sua resolução ótica, mas novas tecnologias são desenvolvidas de forma a ultrapassar esses limites. A microscopia é uma tecnologia de superresolução que cria possibilidades sem precedentes na investigação da estrutura e função das células (40).

O microscópio ótico é a base da microscopia. O mais simples destes equipamentos utiliza a luz visível e um sistema de lentes para ampliar as amostras. Dentro das técnicas de microscopia

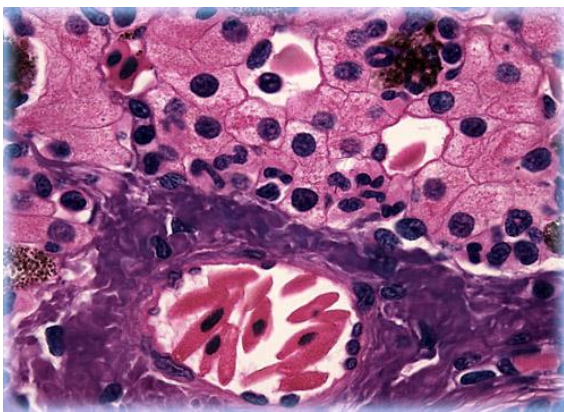


Figura 3.1 – Imagem de uma amostra de tecido hepático de uma salamandra obtido com microscopia de campo de luz. Adaptado de (91)

ótica podemos destacar as de campo de luz e de fluorescência. Na microscopia de campo a fonte de luz e a objetiva são colocadas em oposição, e a amostra pode ser observada devido à absorção, dispersão ou desvio da luz. A escolha das lentes e da objetiva é muito importante, pois a quantidade de luz que irá ser recolhida a partir da amostra, bem como a

ampliação e resolução da imagem, vão ser determinadas por estas. A eficiência da objetiva é determinada pela ampliação e pela abertura numérica. A ampliação refere-se ao aumento que a imagem visualizada irá ter relativamente à amostra original, a abertura numérica



ao seno do ângulo de maior luz emitida pela amostra que a objetiva consegue acumular multiplicado pelo índice de refração da amostra. A microscopia de campo de luz é a mais adequada para utilização com amostras fixas e coradas originando imagens semelhantes à ilustrada na figura 3.1 (40).

Na microscopia de fluorescência são utilizados fluoróforos, sendo estas moléculas que absorvem a um comprimento de onda e emitem num segundo comprimento de onda maior. A maioria das moléculas da célula não apresenta fluorescência, como tal, é necessária a adição de marcadores fluorescentes à amostra. A técnica de microscopia de fluorescência utiliza normalmente a epifluorescência, ou seja, a objetiva que ilumina a amostra é a mesma que é utilizada para detetar a emissão. É então utilizado um filtro de fluorescência que separa a luz por comprimento de onda de modo que a luz de emissão possa ser

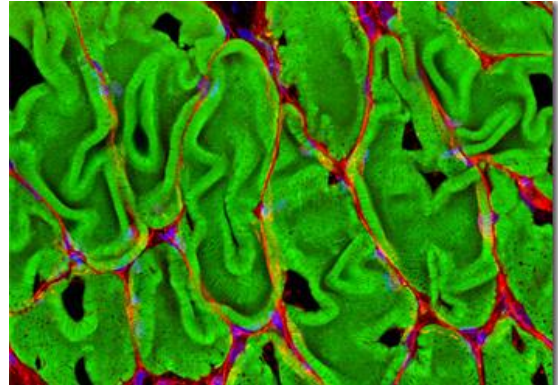


Figura 3.2 – Imagem de uma amostra com 8 µm de tecido muscular liso do diaframa de um rato obtida com microscópio confocal. Adaptado de (91)

visualizada sem interferência da luz de incidência. Uma limitação na microscopia de epifluorescência é devido à não distinção da luz emitida pela amostra fora de foco. Assim, informação importante pode ser obscurecida devido a imagens desfocadas que provêm de fora do foco. De forma a eliminar este problema são utilizados microscópios confocais nos quais a amostra é iluminada por um feixe de laser focado num único ponto no plano focal da amostra. A luz a partir deste ponto é detetada após a passagem através de um orifício que permita apenas a passagem de luz emitida pelo plano focal, sendo esta luz registada no detetor, sendo assim possível a obtenção de imagens como a ilustrada na figura 3.2. Outra técnica de microscopia utilizada amplamente é a microscopia de fluorescência total de reflexão interna. Esta técnica baseia-se na reflexão interna total de um feixe de laser na interface entre a lamela e a amostra aquosa acima dela. O feixe de laser refletido cria um campo de luz passageiro na interface da lamela e este campo penetra apenas algumas centenas de nanómetros na amostra, permitindo a excitação dos fluoróforos nesse percurso, mas em nenhum outro ponto da amostra. Esta excitação extremamente localizada faz da microscopia de fluorescência total de reflexão interna uma das técnicas mais sensíveis de microscopia (40,41).





Figura 3.3 – Imagem de um embrião de um ratinho obtida com um microscópio de folha de luz. Adaptado de (92)

Ocorreu uma revolução na microscopia ótica quando se desenvolveram microscópios de folha de luz que iluminam a amostra a partir de um plano ortogonal ao plano de imagem, eliminando assim o problema da luz fora de foco, pois apenas luz do plano focal ou muito perto dele é excitada. Se objetivas semelhantes forem utilizadas para produzir

a folha de luz e detectar a fluorescência, as suas funções podem ser trocadas, com vistas ortogonais da amostra através das duas objetivas. Pode assim haver a fusão das imagens de forma a produzir uma imagem 3D da amostra, originando uma imagem semelhante à apresentada na figura 3.3 (40,42).

### Microscópio eletrônico

O microscópio eletrônico difere do microscópio ótico sobretudo a nível da radiação e das lentes utilizadas. Em vez de luz, este microscópio utiliza um feixe de elétrões; no que se refere às lentes, estas são eletromagnéticas, permitindo assim um aumento da imagem superior ao proporcionado pelo microscópio ótico (43).

O *microscópio eletrônico de transmissão* é constituído por uma coluna ótica de elétrões, um sistema de vácuo, lentes para focar e desviar o feixe de elétrões, um gerador de alta tensão como fonte de elétrões e *software* de controlo. Um microscópio eletrônico tem essencialmente uma consola operacional sobre a qual se encontra uma coluna contendo o sistema de vácuo e os painéis de controlo convenientemente colocados para o operador. O microscópio pode ser totalmente fechado de forma a reduzir interferências ambientais e pode operar-se de forma remota. A coluna de elétrões

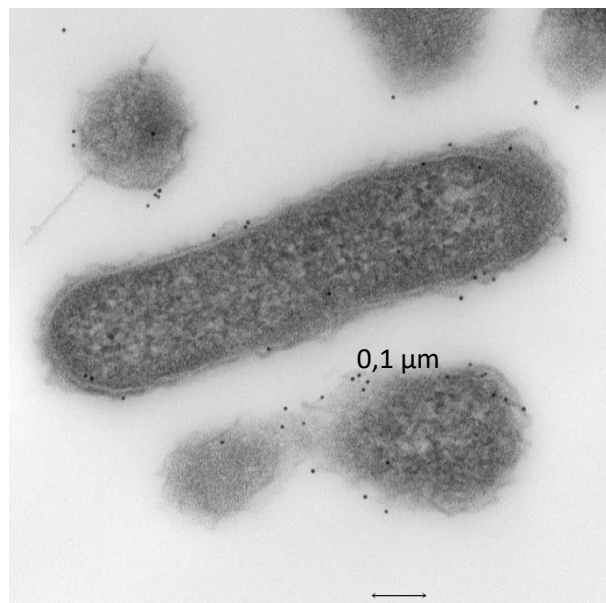


Figura 3.4 – Imagem da bactéria *vibrio cholerae* obtida com microscopia eletrónica de transmissão. Adaptado de (93)

contém elementos análogos aos do microscópio ótico, tal como já foi referido anteriormente. No entanto, a fonte de luz do microscópio ótico é substituída por um canhão de eletrões e as lentes de vidro são substituídas por lentes eletromagnéticas. A potência ou distância focal das lentes eletromagnéticas pode ser mudada, mudando a corrente através da bobina de lente. A ocular é substituída por um ecrã fluorescente ou câmara digital. O feixe de eletrões atravessa a amostra, transmitindo eletrões que são recolhidos, focados e projetados para o dispositivo de visualização. As imagens produzidas são idênticas à imagem apresentada na figura 3.4. As áreas mais claras são menos densas, permitindo a passagem de um número maior de eletrões e as áreas escuras são mais densas (43,44).

O *microscópio eletrónico de varrimento* é constituído essencialmente da mesma forma que um microscópio de transmissão, mas a coluna é consideravelmente mais pequena pois as únicas lentes necessárias são aquelas acima da amostra utilizadas para concentrar os eletrões em um ponto estreito na superfície da amostra (43). O canhão de eletrões na parte superior da

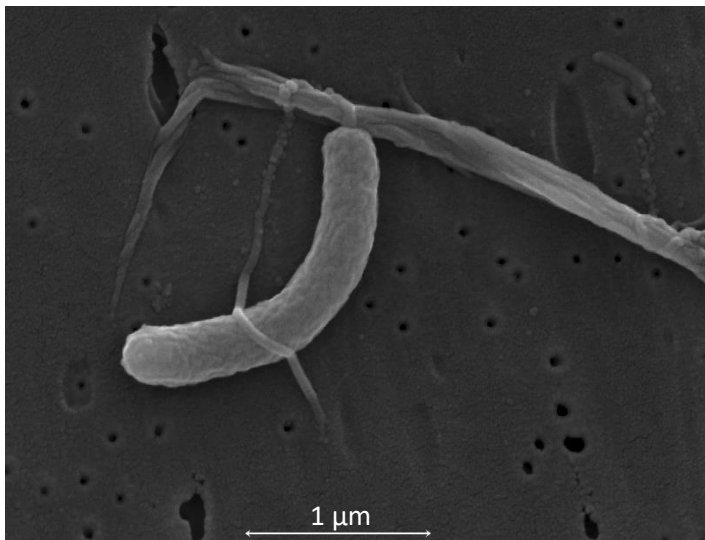


Figura 3.5 – Imagem da bactéria *vibrio cholerae* obtida com microscopia eletrónica de varrimento. Adaptado de (93)

coluna produz um feixe de eletrões num ponto com um nanómetro de diâmetro (43). Este feixe é digitalizado sobre uma quadrícula através da amostra, e as intensidades dos vários sinais criados por interações entre os eletrões do feixe e a amostra são medidas e armazenadas na memória do computador (43). Os valores armazenados são então mapeados como variações de

brilho originando imagens tridimensionais a preto e branco como se pode observar na figura 3.5. A maioria das amostras requer alguma preparação antes de ser colocada no sistema de vácuo, sendo os processos mais utilizados antes da análise, o revestimento por pulverização para amostras não condutoras e a desidratação da maioria das amostras biológicas. (43,44).

O *microscópio de transmissão eletrónica de varrimento* combina os princípios da microscopia eletrónica de transmissão e de varrimento, exige amostras muito finas e analisa principalmente feixes de eletrões transmitidos pela amostra. Uma das principais vantagens em

relação ao microscópio eletrónico de transmissão é permitir a utilização de outros sinais que não podem ser correlacionados espacialmente neste, tais como eletrões secundários, feixes de eletrões dispersos, raios-X característicos e perda de energia eletrónica (43).

### Microscópio de varrimento por sonda

Microscópios de varrimento por sonda permitem visualizar, caracterizar e manipular materiais em escalas extremamente pequenas (45). Este tipo de microscópios não utiliza lentes, mas sim uma pequena sonda, extremamente afiada que interage e permite mapear a superfície da amostra e as forças de interação da amostra com a sonda de forma a criar uma imagem (45,46). Este tipo de microscópio é capaz de fornecer a resolução necessária para criar imagens em escala atómica (45,46).

Existem várias técnicas de varrimento por sonda, sendo a técnica escolhida de acordo com o tipo de interação sonda-amostra que é pretendida, e permite uma análise morfológica de altíssima resolução, além de outras informações acerca das propriedades intrínsecas da amostra, tais como dureza, elasticidade, propriedades elétricas e magnéticas. As técnicas de varrimento por sonda mais conhecidas são a microscopia de força atómica e a microscopia de tunelamento (45,46).

Apesar das informações fornecidas dependerem da técnica de microscopia de varrimento por sonda escolhida, o princípio de operação é o mesmo. Uma sonda mecânica é colocada em contacto ou muito próxima da superfície da amostra que se pretende analisar, ocorrendo uma interação extremamente localizada entre a amostra e a sonda. Um scanner piezoelétrico movimenta a amostra lateralmente, descrevendo um padrão de varrimento. Um mecanismo de monitorização deteta a variação da interação sonda-amostra através da mudança de posição do laser em um fotodetector e esta informação é transmitida a um sistema de realimentação que controla a posição vertical da sonda. Este processo é controlado por um computador, movimentando o scanner, recebendo e convertendo os dados, para formar a imagem da amostra (45).

### Administração intravenosa

A administração por via intravenosa sofreu evoluções, sendo, no entanto, o princípio básico mantido. Deparamo-nos hoje com um vasto leque de equipamento que pode ser utilizado

para administração por esta via, dependendo a sua escolha de vários fatores, tais como o que se pretende administrar e se a administração vai ser em meio hospitalar ou em ambulatório.

### *Bombas de perfusão*

As bombas de perfusão são dispositivos médicos que têm a finalidade de fornecer fluidos ao doente de forma controlada. Existem diversos tipos de bombas de perfusão, que são utilizados para uma variedade de fins e numa variedade de ambientes. Estas bombas têm a capacidade de fornecer fluidos em quantidades grandes ou pequenas, e podem fornecer nutrientes, em caso de ser necessária nutrição parentérica, ou medicamentos, como insulina ou outras hormonas, antibióticos, citotóxicos e analgésicos. As bombas de perfusão utilizadas são projetadas para fins específicos e podem ser para uso estacionário ao lado da cama do doente, em meio hospitalar, ou portáteis para uso em meio de ambulatório. Estes dispositivos médicos fornecem um nível de controlo e precisão muito elevados na entrega da medicação, reduzindo erros de medicação (47,48). As bombas podem ser alimentadas eletricamente ou mecanicamente e operar em modos diferentes:

- **Bomba peristáltica ou volumétrica:** o controlo do fluxo é feito por estrangulamento da tubagem flexível através de um conjunto de pinças-rolete e através da gravidade. Por vezes é utilizado um acionador mecânico que promove a deslocação do líquido através de ação peristáltica.

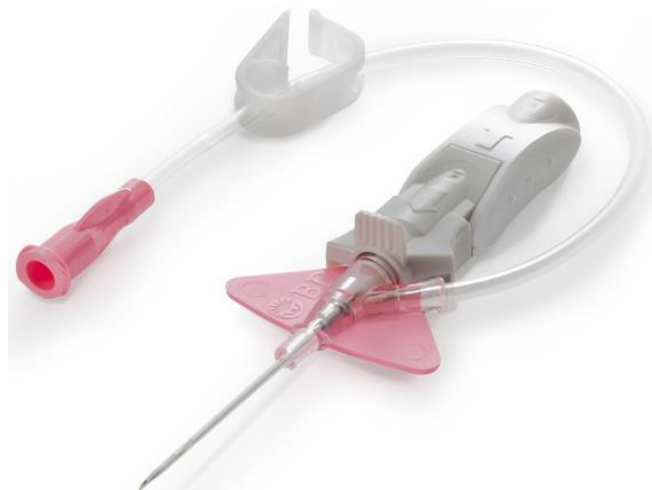


Figura 3.6 – Cateter para administração de fluidos via intravenosa. Adaptado de (94)

- **Bomba de seringa:** o fluido é mantido no reservatório de uma seringa de injeção descartável comum, e um pistão amovível vai empurrando o êmbolo da seringa, controlando a entrega de fluido, que é feito através de uma agulha de injeção ou cateter (tubo que se insere num vaso sanguíneo, possibilitando a drenagem ou injeção de fluidos ou o acesso a instrumentos cirúrgicos que está ilustrado na imagem 3.6). O cateter é normalmente um tubo fino, macio e flexível, mas pode ser de consistência dura (47–49).



Figura 3.7 – Bomba de elastómero da Baxter. Adaptado de (95)

- **Bomba de analgesia controlada pelo doente:** uma bomba utilizada para fornecer analgésicos, é equipada com uma função que permite ao doente autoadministrar uma quantidade controlada de medicamento, quando necessário (46,48).
- **Bomba de elastómero** (equipamento que se pode observar na imagem 3.7): o fluido é mantido num reservatório balão e a pressão das paredes elásticas do balão conduz ao fornecimento do fluido. Estas são utilizadas comumente para a administração de citotóxicos em ambulatório (47–49).
- **Bomba de multicanais:** os fluídos podem ser entregues a partir de múltiplos reservatórios a várias velocidades. Permite a administração de várias substâncias, a ritmos diferentes, simultaneamente, havendo mistura apenas no momento de administração (47,48).
- **Bomba inteligente:** está equipada com características de segurança, tais como alertas que ativam quando há risco de interação medicamentosa adversa, ou quando o operador define os parâmetros da bomba fora dos limites de segurança especificados (47,48).

#### Sistema para bólus

Sistema especialmente concebido para administração de citotóxicos, composto por duplo tubo de extensão com conexão *luer lock*, válvulas antirretorno incorporadas e conetor com tampa (48).

#### Bolsas

São normalmente utilizadas para nutrição parentérica ou para a aplicação de fármacos diluídos.

- **Soluções individuais personalizadas:** produzidas nas farmácias hospitalares obedecendo a determinados critérios, implicam pessoal muito especializado, permitindo a administração personalizada de um ou vários compostos consoante as necessidades específicas do doente (51).
- **Bolsas bi e tri-compartmentadas:** Bolsas industriais, kits de mistura em que os macronutrientes vêm compartimentados. Em bolsas bi-compartmentadas temos associação de aminoácidos-glicose ou lípidos-glicose e em tri-compartmentadas, como a apresentada na figura 3.8, a associação é de aminoácidos-glicose-lípidos (51).



Figura 3.8 – Bolsa tri-compartmentada para nutrição parentérica da Baxter. Adaptado de (96)

As bolsas e os sistemas para bólus são ligados a bombas perfusoras para garantir uma administração de forma contínua e precisa. Normalmente são utilizadas para nutrição parentérica ou para a aplicação de fármacos diluídos (51).

## Seringa

A seringa é uma das ferramentas mais utilizadas atualmente na área da saúde, havendo uma grande variedade nos tipos de seringas, cada um projetado para um efeito específico (normalmente com volume variável entre 1 mL e 60 mL). De acordo com a sua finalidade, a seringa dispõe de uma agulha também projetada de forma específica para preencher determinados requisitos, assim o seu comprimento e diâmetro também irão variar (52). A seringa é geralmente de vidro ou plástico e divide-se em 3 partes, que se podem observar na figura 3.9:

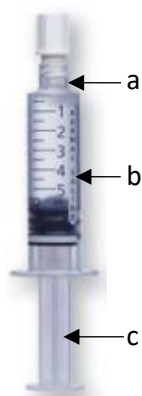


Figura 3.9 – Seringa pré-cheia de 5 mL Adaptado de (53)

- Extremidade:** local onde se adapta a agulha;
- Corpo:** porção na qual está localizada a escala de graduação exteriormente,
- Êmbolo:** porção interior que se adapta na perfeição ao corpo da seringa e é utilizado para aspirar ou ejetar o fluido da seringa (48).



Por sua vez a extremidade da seringa, como se pode observar na figura 3.10, divide-se em:

1. Extremidade *luer lock*
2. Extremidade de deslizamento
3. Extremidade excêntrica
4. Extremidade para cateter(48).

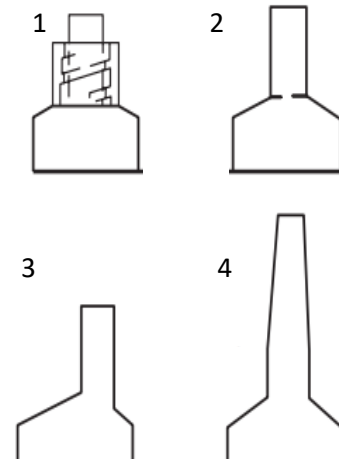


Figura 3.10– Diferentes tipos de extremidades. Adaptado de (53)

A agulha é geralmente de aço (associação de ferro, níquel e cromo) e também pode ser dividida (bisel, corpo e canhão) (48).

Existem agulhas dos mais variados comprimentos (normalmente de 1 a 38 mm, sendo consideradas microagulhas quando têm um comprimento até 3 mm) e calibres (entre 18 a 33G, sendo as últimas muito finas) ou diâmetros e com diferentes tipos de bisel. O calibre e comprimento da agulha vai ser escolhido de acordo com vários fatores, dentre os quais, o tecido alvo a perfurar, a formulação para injeção, a profundidade a que se pretende administrar a formulação e o doente (53,54).

Além de todos os tipos de seringas e agulhas referidas anteriormente, existem seringas automáticas, pressurizadas e pré-carregadas. São dispositivos médicos cilíndricos que contêm no seu interior câmaras submetidas a diferentes pressões. Asseguram essencialmente três funções: 1) Injeção, em que o seu conteúdo é um volume de medicamento em estado líquido, para aplicação parentérica imediata; 2) Injeção para mistura, onde o medicamento predeterminado está dividido entre o soluto e o solvente perfeitamente isolado, permitindo assim a reconstituição do fármaco e sua posterior aplicação; 3) Extração, o dispositivo permite a colheita de sangue e, se necessário, mistura-o com vários aditivos e armazena-o em tubos até a análise do mesmo (55).

## Estetoscópio

No mercado atual podem encontrar-se estetoscópios eletrônicos, sendo ilustrado nas figuras 3.11 e 3.12 um exemplo do equipamento produzido pela Littman, com tecnologia de redução de ruído e tampões selados acusticamente, capazes de reduzir os ruídos ambientais e de atrito que podem interferir com a auscultação sem eliminação ou redução dos sons corporais, diminuindo distrações e ajudando a focar a atenção no que se pretende ouvir (56,57). Com este tipo de estetoscópio é possível amplificar o som até vinte e quatro vezes, sendo este fator bastante útil aquando da auscultação em caso de obesidade ou com som particularmente fraco dos pulmões e batimento cardíaco (56,57). Além disso possuem *software* para gravação do som permitindo a sua reprodução quando e onde for conveniente, facilitando o registo dos sons na ficha do doente, ou em caso de se pretender um aconselhamento ou segunda opinião, pode esse registo ser enviado aos colegas (56).



Figura 3.11– Visor do estetoscópio 3200 produzido pela Littman. Adaptado de (56)

Estes estetoscópios podem ainda possuir conexão sem fios por Bluetooth, visualização e impressão dos sons de auscultação como fonocardiogramas, reprodução em modalidade de campânula, diafragma ou campo extenso e registo da informação do doente para comparação futura (56).

Todas estas evoluções e melhorias tornam o diagnóstico mais simples e eficaz, diminuindo erros (56,57).

Este equipamento está equipado com um visor LCD que permite ver qual é o nível de som, indica a bateria restante, exibe a frequência cardíaca do doente em cinco segundos, sendo esta atualizada a cada dois segundos, e permite ativar a luz de fundo para condições de baixa luminosidade (56). Estes



Figura 3.12 – Estetoscópio 3200 produzido pela Littman. Adaptado de (56)



## Termómetro



Figura 3.13 – Termómetro Temporal (Thermo) produzido pela Nokia. Adaptado de (58)

O mais recente lançamento em termómetros é o Thermo, dispositivo apresentado na figura 3.13, termómetro temporal aprovado pela *Food and Drug Administration* com ligação sem fios via Wi-Fi e Bluetooth (58). O Thermo ganhou dois prémios na *CES 2016 Innovations Awards* (58). A temperatura da artéria temporal é medida através de 16 sensores de infravermelho, que executam 4000 medições em dois segundos, utilizando a nova tecnologia *HotSpot Sensor™*, de forma a detetar o ponto mais quente (58,59). Um algoritmo especialmente concebido irá depois corrigir desvios, como perda de calor através da pele e temperatura ambiente, permitindo assim uma leitura de temperatura altamente precisa e confiável (58). Como o Thermo não necessita de contacto direto é um método altamente higiénico (58). Após a medição da temperatura, a leitura é apresentada no dispositivo no ecrã LED e as cores vão confirmar se a temperatura está normal (verde), elevada (laranja) ou alta (vermelho) (58). Estas leituras são posteriormente enviadas para o telemóvel do utilizador, como se pode observar pela figura 3.14, para uma aplicação que suporta e memoriza até oito utilizadores, e vão ser avaliadas de acordo com informações fornecidas, tais como idade, sintomas e história febril (58,59). Esta aplicação através de uma parceria com o Hospital Infantil de Boston vai fornecer dar conselhos de saúde, tais como indicar medicação e dosagens (58). Além de rastrear a temperatura e sintomas, a aplicação permite o registo da medicação utilizada, de comentários e inclusive fotos, de forma a permitir uma reprodução exata da evolução da doença perante o médico (58).

O mais recente lançamento em termómetros é o Thermo, dispositivo apresentado na figura 3.13, termómetro temporal aprovado pela *Food and Drug Administration* com ligação sem fios via Wi-Fi e Bluetooth (58). O Thermo ganhou dois prémios na *CES 2016 Innovations Awards* (58). A temperatura da artéria temporal é medida através de 16 sensores de infravermelho, que executam 4000 medições em dois segundos, utilizando a nova tecnologia *HotSpot Sensor™*, de forma a detetar o ponto mais quente (58,59). Um algoritmo especialmente concebido irá depois corrigir desvios, como perda de calor através da pele e temperatura ambiente, permitindo assim uma leitura de temperatura altamente precisa e confiável (58). Como o Thermo não necessita de contacto direto é um

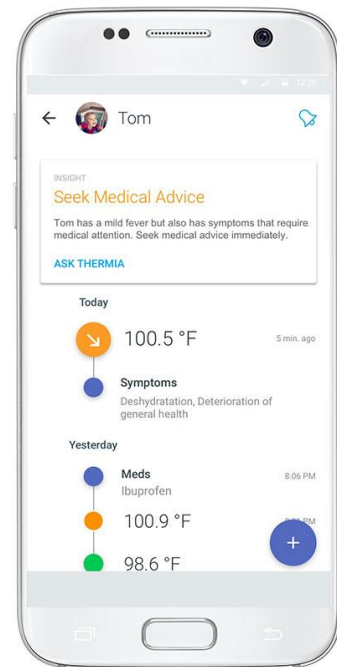


Figura 3.14 – Aplicação do termómetro temporal para o telemóvel. Adaptado de (31)

## Imagiologia médica

A influência da imagem médica na área da saúde está em constante crescimento. As doenças são detetadas cada vez mais cedo e os tratamentos tornam-se mais eficazes.

### Raios-X

#### *Raio-X robótico avançado*

A anatomia humana pode diferir dependendo das condições de sustentação, podendo haver uma ligeira discrepância de acordo com a posição do



Figura 3.15 – Dispositivo robótico de Raios-X. Multitom Rax produzido pela Siemens. Adaptado de (60)

corpo, dificultando a visualização de imagens e diagnóstico devido a más posições. Para contornar este problema, desenvolveram-se equipamentos de raios-X robóticos avançados, equipamento ilustrado na figura 3.15. Este tipo de máquina permite a visualização de imagens reconstruídas digitalmente em 3D em condições de suporte de peso real, produzindo assim um maior potencial clínico. As máquinas de raios-X aqui referidas são constituídas pelo núcleo e braços robóticos individuais, ambos fixados ao teto de uma sala de forma a moverem-se livremente na mesma e ao redor do doente. Estes braços robóticos permitem projeções de todos os ângulos, são automatizados com precisão e permitem um perfeito alinhamento do tubo e detetor. Neste caso, a dor do doente é diminuída, pois há menor reposicionamento, é o



Figura 3.16 – Dispositivo de raios-X portátil Mobilett Mira Max produzido pela Siemens. Adaptado de (33)

robô que se move e gira em torno do doente, podendo este ser utilizado em doentes pediátricos, geriátricos, bariátricos e de trauma. Estes raios-X robóticos são também equipados com protocolo de baixa dose, fornecendo imagens de excelente qualidade com o mínimo de radiação possível (60).

### Dispositivos de raios-X móveis

Podemos encontrar no mercado atual, máquinas de raios-X compactas, potentes e portáteis, totalmente digitais, sendo facilmente manobradas e transportadas, como se pode verificar pela figura 3.16. Estas máquinas são equipadas com detetores de baixo peso e alto poder de imagem, portáteis com e sem fios, mais uma vez permitindo uma excelente qualidade de imagem com o mínimo de exposição à radiação. Possuem um braço que permite um posicionamento preciso, flexível, fácil e rápido (61).

### Eletrocardiograma

O eletrocardiograma de repouso ou fixo, exemplificado na figura 3.17, é utilizado como base no diagnóstico cardíaco há um século, e a premissa continua a ser a mesma (62). No entanto são desenvolvidos novos sistemas de teste para atender aos requisitos tecnológicos atuais (62). A procura que existe inclui mobilidade, facilidade de uso, fluxo de trabalho simplificado e interoperabilidade para que os dados possam ser facilmente conectados com registos médicos eletrónicos, havendo assim uma tendência de evolução em direção a sistemas menores e mais compactos, que permitam o uso no interior de um hospital ou fora do mesmo, sendo portáteis (62). Outras inovações incluem sistemas que se conectam através de porta USB permitindo converter um computador ou Tablet num sistema de eletrocardiograma em repouso (63).



Figura 3.17 – Dispositivo de electrocardiograma fixo GE MAC 2000. Adaptado de (62)

Os sistemas de eletrocardiograma foram simplificados para facilitar o fluxo de trabalho, incluindo agora operações simplificadas passo a passo, introdução de sistemas com ecrã tátil e uma melhor ligação com sistemas de gestão de eletrocardiogramas, registos médicos eletrónicos e sistemas de informação cardiovascular (62). Estes novos sistemas combinam processamento de eletrocardiograma avançado com uma interface intuitiva (62). Para melhorar a interoperabilidade, os sistemas utilizam a imagem digital e comunicações em medicina, para troca de dados com base em padrões e com sistemas de informação clínica, permitindo a



Figura 3.18 – Dispositivo de electrocardiograma Mortara. Adaptado de (34)

circulação de todos os dados e registos médicos do doente entre os departamentos do hospital e entre médicos, sem a exigência de suporte em papel (62,63). Outra vantagem da avaliação de electrocardiogramas eletrónicos sem papel é a capacidade de acesso e visualização dos electrocardiograma de forma remota (62). Esta nova funcionalidade dos sistemas de electrocardiograma permite ao cardiologista ter mais tempo para ler e avaliar o caso fora do hospital (62).

#### *Sistemas de electrocardiograma portáteis e remotos.*

O futuro da avaliação cardíaca passa por uma triagem com sistemas de electrocardiograma portáteis antes da deslocação ao hospital para uma avaliação num sistema fixo mais complexo. A nova geração de sistemas móveis é barata, podem ser até equipamentos descartáveis e são muito fáceis de usar. Não são necessários fios de eléctrodos, os dispositivos são ligados diretamente ao peito do doente. Estes sistemas podem possuir aplicações de telemóvel que permitem a gravação do electrocardiograma sem necessidade de uma estação de base externa na casa do doente.

#### Ventilador artificial

Os ventiladores atuais, semelhantes ao modelo que se pode observar nas figuras 3.19 e 3.20, utilizam sobretudo métodos mecânicos, que bombeiam ar para os pulmões, não sendo, portanto, uma câmara fechada com variação de pressão, como inicialmente



Imagem 3.19 – Ventilador artificial produzido pela Salvia Modelo Elisa 800 em utilização num doente. Adaptado de (64)



Figura 3.20– Ventilador artificial produzido pela Salvia Modelo Elisa 800. Adaptado de (35)

foram desenvolvidos. Um dos princípios dos ventiladores é serem simples o bastante para a interação entre o operador e a máquina ser acessível e diminuir a necessidade de operadores especificamente treinados. O uso de dispositivos complicados leva a problemas adicionais, podendo ser uma fonte de erro. Assim, tecnologia inovadora que permita a compreensão intuitiva da situação do doente, com exibição imediata de tendências e intervenções necessárias é um dos pontos essenciais nos dispositivos de ventilação artificial. Estes ventiladores conseguem medir a pressão positiva no final da expiração, determinando o ponto de inflexão inferior, podendo assim ser feita uma configuração individual da respiração para garantir uma melhor oxigenação e diminuir complicações alveolares (64).

Os dispositivos são também capazes de por em prática protocolos de desmame, combinando resultados de doentes de análise clínica estruturada com os dados em tempo real, permitindo um desempenho simples, eficaz e confiável no processo de desmame, gerando um prognóstico de extubação impedindo estadias longas desnecessárias no ventilador e as suas complicações (64). Podem ainda possuir ecrãs táteis, que permitem a desinfeção, uma maior higiene com o mínimo esforço, e mostram as configurações necessárias possibilitando a escolha das mesmas de forma fácil e precisa. De forma a prevenir contaminação cruzada estes dispositivos permitem a troca e substituição das conexões e tubos do doente (64).

Estes ventiladores possuem sistemas de alarme inteligentes, podendo também ser equipados com processadores de alto desempenho que monitorizam continuamente a função técnica do ventilador, garantindo a ventilação contínua do doente mesmo aquando de algum erro ou falha. Um sistema de alarme acústico inteligente mede o nível de ruído externo, programando o volume a que deve soar. Os dispositivos modernos permitem ainda a monitorização da fração inspirada de oxigénio, sem necessidade de envolvimento do operador e de calibrações complicadas e alterações dos sensores (64).



## Bomba de circulação extracorporeal/Oxigenador

A bomba de circulação extracorporeal mantém ainda o seu princípio básico, a substituição da função temporária do coração e pulmões, oxigenando e bombeando o sangue, sendo atualmente controlada através de painéis de controlo digitais que possuem sistemas de segurança e podem ser configurados. É utilizada geralmente em cirurgias em que é necessária a paragem do coração e abertura das câmaras cardíacas (65,66).

O cirurgião coloca uma cânula na câmara superior direita do coração (átrio direito), veia cava ou veia femoral para retirar o sangue do corpo, esta cânula é ligada a tubos feitos de borracha de silicone ou de policloreto de vinil cheios com solução cristalóide isotónica. O sangue é então transportado até ao oxigenador, componente semelhante ao exibido na figura 3.21, que é concebido para transferir oxigénio ao sangue



Figura 3.22 - MPS®2 Console, sistema de entrega da solução de cardioplegia, produzida pela Quest Medical. Adaptado de (37)



Figura 3.21 – Oxigenador Affinity Fusion produzido pela Medtronic. Adaptado de (97)

infundido e remover o dióxido de carbono. Os oxigenadores podem ser de bolhas, em que o oxigénio borbulha através do sangue, sendo captado pelas hemácias, as bolhas de ar são depois retiradas através de um filtro, o oxigenador mais recente é revestido de heparina, que é reconhecido por produzir menos inflamação sistémica e diminuir a propensão para o sangue coagular no circuito. Durante este processo o sangue é arrefecido permitindo assim mais tempo de cirurgia sem danos cerebrais. Após passagem pelo oxigenador o sangue viaja através de um conjunto de bombas movidas a motor rotativo que impulsionam o sangue peristalticamente através dos tubos, esta bomba é conhecida como uma bomba de roletes, ou bomba peristáltica. No entanto muitos circuitos de circulação extracorporeal utilizam uma bomba centrífuga para a manutenção e controle do fluxo sanguíneo ao alterar a velocidade de rotação da cabeça da bomba. O fluxo sanguíneo é produzido pela força centrífuga. Este tipo de ação de bombeamento é considerado superior à ação da bomba de roletes por muitos porque produz menos danos no sangue, tais

como, hemólise. A cânula utilizada para retornar o sangue oxigenado ao corpo é normalmente inserida na aorta ascendente, mas pode também ser inserido na artéria femoral. Ao mesmo tempo existe um circuito separado, uma cânula ligada ao coração, em que um sistema semelhante ao que se pode observar na figura 3.22 entrega um infusão de uma solução de cardioplegia (solução de potássio especial) que vai parar o coração e fornecer proteção do miocárdio (65,66).

As bombas de circulação extracorporeal são operadas por perfusionistas em associação com cirurgiões (65,66).

### Pacemaker

A evolução dos *pacemakers* deu-se no sentido de diminuir o seu tamanho, como se pode



Figura 3.23 – Comparação em tamanho entre um pacemaker tradicional e o micra pacemaker produzido pela medtronic. Adaptado de (98)

observar através da figura 3.22, diminuindo assim o risco de infeção e o tempo de recuperação pós-cirúrgico (67). Os *pacemakers* convencionais são dispositivos do tamanho aproximado de um relógio de pulso, alimentados a bateria que regulam o batimento cardíaco através de impulsos elétricos, são colocados sob a pele através de uma incisão e entregam os impulsos elétricos através de fios que conetam o *pacemaker* com o coração (67). Este

tipo de *pacemaker* pode requerer substituição devido a fios deslocados ou partidos (67). O novo modelo de *pacemaker* é aproximadamente dez vezes mais pequeno que os modelos anteriores, como se pode verificar através da figura 3.23, tem aproximadamente 6 mm de diâmetro por 25.9 mm de comprimento, um volume de 0.8 cm<sup>3</sup> e uma massa de 2g (68,69).

É sem fios, autónomo, hermeticamente fechado, com funcionalidades e características semelhantes aos *pacemakers* já existentes. Por design, é condicionalmente seguro para imagens de ressonância magnética de corpo inteiro em scanners 1.5 e 3.0 Tesla. O dispositivo é fixado por meio de quatro ganchos de nitinol protráteis, como se pode observar na figura 3.24, eletricamente inativos localizados na extremidade distal do dispositivo. É colocado através de um cateter a partir da virilha, através da veia femoral diretamente na parede cardíaca do ventrículo direito (68,69).

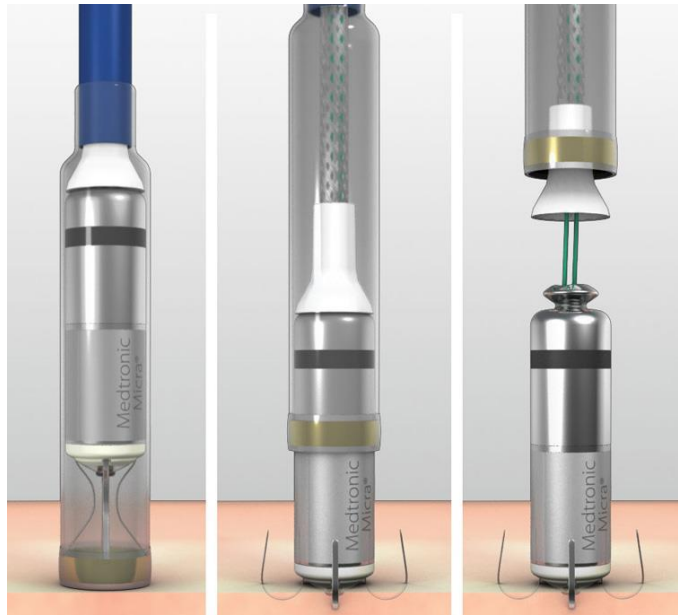


Figura 3.24 – Fixação do micra pacemaker através dos quatro ganchos de nitinol protráteis. Adaptado de (98)

### Coração artificial

Atualmente o único coração artificial total comercialmente disponível e usado na prática clínica é o SynCardia (70). O coração artificial total foi desenvolvido para uso em adultos com doença cardíaca em estágio final e insuficiência cardíaca biventricular ou contra indicação para o dispositivo de assistência ventricular esquerda (70,71). Isso inclui doentes com doença cardíaca congénita com múltiplas lesões residuais, arritmias intratáveis, tumores cardíacos, rejeição de enxerto para transplante cardíaco, malignidade ativa que recebe terapias cardiotoxícas, doença restritiva ou coágulo sanguíneo não ressecável (70,71).

O coração artificial total temporário SynCardia é o único dispositivo aprovado, tem apenas seis partes móveis dentro do corpo e possui um design único de preenchimento e ejeção parcial/completo do coração artificial permitindo que o corpo do doente controle o fluxo sanguíneo com base no nível de atividade (70,71). O coração artificial é implantado com um fluxo sanguíneo baseado nas necessidades do corpo do doente em repouso(72). Os dois ventrículos artificiais preenchem parcialmente e, em seguida, esvaziam completamente (72). Durante o exercício, o aumento do movimento muscular faz com que mais sangue entre nos ventrículos (os ventrículos possuem capacidade para mais 30% mais de sangue) (72). Não há



desta forma necessidade de ajustar a frequência cardíaca porque o corpo determina a quantidade de sangue que entra no coração artificial (72).

Cada um dos ventrículos do coração artificial possui uma caixa externa esférica rígida, uma válvula de entrada, uma válvula de saída e um diafragma em contato com o sangue que é responsável pelo bombeamento do mesmo. O diafragma é controlado por pressão por um condutor externo (*driver* pneumático), através de pressão de ar positiva e negativa de forma a mover os diafragmas, o que garante uma ação de bombeamento pulsátil necessária para o fluxo sanguíneo. A pressão negativa, ou vácuo, aplicada durante a diástole funciona para retrair ativamente o diafragma em direção à base da câmara ventricular, criando espaço vazio na cavidade facilitando a entrada de sangue e enchimento ventricular com resistência mínima. Para expulsar completamente o sangue, um pulso de ar precisamente calibrado empurra o diafragma para o topo do ventrículo(72,73).

Em condições normais de execução, a pressão da unidade esquerda é ajustada em 180mmHg e funciona em parâmetros de "ejeção total" (72). Ou seja, o diafragma atinge sempre a sua posição máxima de excursão para cima durante a sístole, garantindo a ejeção total do sangue que entrou na câmara ventricular durante a diástole(72). O *driver* pneumático externo permite o controle das pressões de acionamento e vácuo para cada ventrículo, percentagem sistólica e frequência cardíaca (74). Os ventrículos utilizados cada um continham duas válvulas mecânicas de disco basculante, funcionando como substitutos da válvula mitral/aórtica e tricúspide/válvula pulmonar (74). O design do coração artificial SynCardia permite que não seja necessário reoperar para reparar secções eletrônicas defeituosas, pois não existem sensores ou motores no interior do corpo(72). A única secção eletrônica necessária está localizada fora do corpo no *driver* pneumático, que alimenta e monitoriza o fluxo sanguíneo do coração artificial(72).

O coração artificial é fabricado em dois tamanhos, 70mL e 50mL, que se encontram em paralelo na imagem 3.25. O coração de 70mL adapta-se à maioria dos homens e algumas



Figura 3.25 – Coração artificial SynCardia de 70mL à esquerda e coração artificial de 50mL à direita SynCardia. Adaptado de (99)

mulheres. É projetado para o uso em doentes com área de superfície corporal de  $1,7m^2$  ou superior e é indicado como uma ponte para o transplante cardíaco em candidatos elegíveis em risco de morte iminente por insuficiência biventricular em estágio final. Foi aprovado pela *Food and Drug Administration* em 15 de Outubro de 2004 e possui marca europeia CE desde 16 de Maio de 2005. O coração artificial de 50mL é destinado a mulheres, homens de menor estatura e adolescentes. É projetado para uso em pacientes com área de superfície corporal de  $1,2m^2$  a  $1,85m^2$  com espaço adequado no tórax conforme determinado pela avaliação de imagem em 3D ou por outras avaliações clínicas padrão. Na Europa, o coração artificial de 50mL tem marca CE para uso como uma ponte para o transplante cardíaco. Nos Estados Unidos está a passar por um estudo clínico de Isenção de Dispositivo de Investigação aprovado pela *Food and Drug Administration* como ponte para o transplante cardíaco. O dispositivo é essencialmente o mesmo dispositivo que o SynCardia de 70 mL, com exceção da redução de tamanho em 29%. Possui dois ventrículos de 50mL e uma válvula de entrada de 25 mm e uma válvula de saída de 23 mm em comparação com os ventrículos de 70mL e as válvulas de 27 e 25 mm em seu antecessor(73).

## Prótese da anca



Figura 3.26 – Prótese da anca produzida pela DePuy Synthes. Adaptado de (100)

A prótese da anca, dispositivo médico exibido na figura 3.26, é utilizado com o objetivo de restaurar a funcionalidade e aliviar a dor da articulação após doença degenerativa, trauma ou lesões da anca (75,76). A prótese da anca pode requerer substituição e cirurgia de revisão, devido à sua longevidade limitada(75). O tempo de vida da prótese é influenciada por diversos fatores entre os quais, idade e sexo do doente, peso, diagnóstico, nível de atividade, condições da cirurgia e o tipo de implante escolhido (75). Com o objetivo de aumentar a vida útil da prótese e reduzir a probabilidade de cirurgia de revisão pesquisas e desenvolvimentos contínuos são levados a cabo, refletindo-se numa rápida evolução da prótese nos últimos anos, existindo uma grande variedade de tipos de próteses no mercado que diferem pelos materiais utilizados para as superfícies articuladas e o diâmetro da cabeça femoral, sendo cada prótese única(75,76).

A cirurgia à anca pode envolver a substituição total e colocação de prótese ou pode envolver o *resurfacing* (revestimento) da anca (75,76). Durante a cirurgia de substituição total, as porções danificadas da articulação são removidas(76,77). A cabeça femoral é removida e substituída por uma esfera protética feita de metal ou cerâmica, e o acetábulo é removido e substituído por uma cúpula protética. Uma haste é colocada no fémur para suportar a cabeça femoral(76,77). O *resurfacing* é uma abordagem em que a cabeça femoral é aparada e depois coberta com um revestimento metálico, mantendo assim a cabeça femoral (76,77). A conservação do osso femoral é considerada uma vantagem que facilita a possível cirurgia de revisão futura, no entanto alguns dispositivos demonstraram altas taxas de falha nos primeiros cinco anos devido a reações de tecido adversas (75,76).

É necessário o uso de diferentes materiais para os diferentes componentes de uma prótese, tal como descrito a seguir, de forma a atender aos requisitos de cada componente. As próteses são categorizadas de acordo com a combinação de material usada para a cabeça femoral e

cúpula acetabular, uma vez que para a haste o aço inoxidável, o cobalto-cromo-molibdênio ou as ligas de titânio são os únicos materiais que proporcionam força mecânica suficiente para este componente (75,76). As combinações podem ser:

- Metal em polietileno: A cabeça femoral é metálica e a cúpula acetabular é em polietileno, ou possui um revestimento interno de polietileno.
- Cerâmica em polietileno: A cabeça femoral é feita de cerâmica e a cúpula acetabular é em polietileno, ou possui um revestimento interno de polietileno.
- Metal em metal: A cabeça femoral e a cúpula acetabular são ambos de metal.
- Cerâmica em cerâmica: A cabeça femoral é feita de cerâmica e a cúpula acetabular possui um revestimento interno de cerâmica.
- Cerâmica em metal: A cabeça femoral é feita de cerâmica e a cúpula acetabular é feita de metal (75,77).

#### Materiais utilizados na prótese da anca

##### Metal

Os metais são largamente utilizados em aplicações ortopédicas porque possuem uma elevada resistência mecânica e resistência à fratura, ou seja, têm grande capacidade de conter uma fenda (76).

Os metais que prevalecem atualmente em próteses da anca são:

Os **aços inoxidáveis** austeníticos que contêm como principais elementos o cromo (Cr), níquel (Ni), molibdênio (Mo) e azoto (N) e apresentam boa resistência ao desgaste. As ligas forjadas de aço inoxidável são económicas, mas têm resistência limitada contra a corrosão localizada. Além disso, como o seu conteúdo de níquel é elevado existe risco sensibilização para os doentes. O aço inoxidável com maior teor de azoto, apresentam maior resistência à corrosão e características mecânicas melhoradas, o que implica procedimentos de fabricação mais complicados e consequentemente um custo maior (76).

As ligas de cobalto - cromo - molibdênio (CoCrMo) dividem-se em ligas fundidas e ligas forjadas. As ligas fundidas exibem propriedades mecânicas elevadas e ótima resistência à corrosão sob condições de fricção. No entanto têm fraca resistência à fadiga e o seu custo é

muito elevado. As ligas forjadas têm um custo ainda mais elevado que o material fundido, sendo este custo justificado pela resistência à corrosão e à fadiga reforçadas. Em contraste com as ligas fundidas, as propriedades tribológicas das ligas forjadas são muito pobres para superfícies de rolamento (76).

O titânio (Ti) é considerado um dos metais mais biocompatíveis, no entanto, as propriedades mecânicas insatisfatórias, como o baixo módulo de elasticidade e stress de fratura, limitaram sua aplicação na restituição das articulações. Contudo, o titânio ligado com alumínio (Al), vanádio (V) e nióbio (Nb), é mais adequado para a produção de hastes femorais não cimentadas. As propriedades mecânicas melhoradas das ligas são em consequência de uma biocompatibilidade reduzida devido à presença de elementos potencialmente tóxicos, como o alumínio e o vanádio. Outra limitação das ligas de titânio é a redução drástica da sua excepcional resistência à corrosão em condições de fricção (76).

### Polímeros - Polietileno de alto peso molecular

O polietileno de alto peso molecular é um subconjunto de materiais de polietileno termoplástico semi-cristalino. É um material muito resistente, com força de impacto muito, tem um coeficiente de fricção muito baixo, e é altamente resistente à abrasão (76). O coeficiente de atrito é semelhante ao do politetrafluoroetileno, mas possui uma melhor resistência à abrasão que este. O material pode ser considerado inerte in vivo, no entanto, esta afirmação não é válida para os detritos de desgaste (76).

Como já mencionado no Capítulo 2, polietileno de alto peso molecular foi utilizado por Charnley após tentativas malsucedidas com o politetrafluoroetileno como material de baixa fricção para a cúpula acetabular. A viscoelasticidade do polímero pode compensar ligeiros desalinhamentos de componentes sem causar tensões excessivas no rolamento. A sua debilidade é a sua fraca resistência ao desgaste e, portanto, muitos esforços foram feitos para melhorá-lo. O uso da esterilização por raios gama produziu uma série de primeiros dispositivos de falha devido ao envelhecimento oxidativo acelerado dos componentes do polímero. No entanto, como um efeito colateral positivo da esterilização por raios gama, foram criadas ligações transversais entre cadeias poliméricas, formando uma estrutura de rede no material. Esta combinação estrutural foi otimizada desde a década usando irradiação de raios gama ou beta e novas gerações do polímero reticulado foram desenvolvidas. Os componentes reticulados são subsequentemente estabilizados através de tratamentos térmicos, ou pela adição de

agentes antioxidantes, como a Vitamina E, a fim de eliminar os efeitos oxidativos da irradiação e explorar completamente os benefícios da estrutura reticulada. Em testes de laboratório, esses revestimentos reticulados demonstraram 95-99% menos de desgaste do que outros revestimentos do polietileno de alto peso molecular. O polietileno reticulado, apesar de perder resistência mecânica e tornar-se mais frágil que o polietileno, mostra um aumento significativo da resistência ao desgaste (76).

### Cerâmicas

Apesar da fragilidade crítica da cerâmica, tanto a dureza como a humidificação das superfícies cerâmicas resultam em excelente resistência à abrasão e ao desgaste, resultando em baixas taxas de desgaste (76).

Na prótese da anca são utilizados três tipos de cerâmica:

O óxido de alumínio, representa o modelo ótimo para cerâmica em prótese total da anca devido à sua alta resistência à compressão, alta dureza e sua resistência à abrasão e ataque químico. A sua hidrofília desempenha um papel importante na molhabilidade da sua superfície e, conseqüentemente, na eficiência da lubrificação sob atrito. No entanto, o óxido de alumínio é um material quebradiço e não suporta esforços elevados de tração e impulsivos (76).

O óxido de zircônio apresenta menor dureza que o óxido de alumínio, mas maior resistência à fratura. A zircônio possui três fases cristalográficas estáveis: monoclinicas, tetragonais e cúbicas. A zircônio é comumente misturada com óxido de ítrio para estabilizar a sua estrutura de cristal tetragonal à temperatura ambiente. A fase tetragonal tem as propriedades mecânicas mais adequadas e, portanto, os processos de fabricação foram otimizados para maximizar esta fase no componente acabado. A cerâmica padrão usada em aplicações ortopédicas é, portanto, zircônio policristalino tetragonal estabilizado (76).

A cerâmica composta de alumínio - zircônio foi desenvolvida para melhorar o comportamento de envelhecimento do zircônio policristalino tetragonal estabilizado e reduzir a fragilidade do óxido de alumínio. Sendo este tipo de cerâmica conhecida como zircônio temperado com alumínio (76).

### Componentes de prótese da anca

#### A haste femoral

A haste, elemento apresentado na figura 3.27, é colocada no canal medular após a ressecção do colo do fêmur, perfuração e fresagem do canal medular (76). A haste femoral fixa firmemente o lado femoral da prótese da anca ao fêmur e deve garantir uma transferência uniforme de carga a partir da prótese para o membro inferior (76). A fixação da haste pode ser conseguida através de uma camada circundante de cimento ósseo, injetada no canal medular antes da inserção da haste, ou ao encaixar a haste contra as paredes medulares do canal (76). A estratégia de fixação influencia o design da haste, a escolha do material e o acabamento da superfície (76). A haste é o componente da prótese da anca submetidos às maiores tensões mecânicas, e como tal o material que a constitui deve apresentar alta resistência mecânica e resistência à fadiga (76). Até agora, os metais são a única opção comercial para a fabricação de haste (76,77).



Figura 3.27 – Haste femoral híbrida projetada para próteses tradicionais e próteses com conservação de tecido produzida pela DePuy Synthes. Adaptado de (100)

### A cabeça femoral



Figura 3.28 – Cabeça femoral de cerâmica BIOLOX® produzida pela DePuy Synthes. Adaptado de (100)

A cabeça femoral, constituente ilustrado na figura 3.28, é acoplada ao colo da haste por meio de uma junção afunilada (76). O diâmetro da cabeça femoral desempenha um papel importante na determinação da amplitude de movimento alcançável da articulação artificial e sua estabilidade contra deslocamento (76). Os parâmetros críticos para a fabricação das cabeças femorais são: a mínima rugosidade superficial possível, que influencia a fricção e a taxa de desgaste, o diâmetro exterior máximo, a resistência mecânica do material às tensões de tração geradas ao longo da junção cônica (76).

Em comparação com as cabeças femorais de metal, as cabeças cerâmicas apresentam a maior suavidade, resultando nos menores coeficientes de fricção, mas seu diâmetro máximo é limitado pelas técnicas de fabricação (76). O aumento dos diâmetros da cabeça femoral melhora a estabilidade e aumenta a amplitude de movimento das articulações artificiais, no entanto apresentam baixa tenacidade (76,77).

### A cúpula acetabular – parte interna

A parte interna da cúpula acetabular, elemento que se pode observar na figura 3.29, é a contraparte da cabeça femoral (76). Geralmente apresenta uma cavidade semi esférica que representa a superfície tribológica usada pela ação da cabeça femoral (76). A parte interna da cúpula é o componente macio, esta escolha é uma precaução pois é o componente preferencialmente desgastado (76). Assim é assegurado que uma mudança geométrica das duas superfícies de acoplamento causada pelo desgaste não altere muito a cinemática do movimento relativo (76). O revestimento



Figura 3.29 – Revestimento interno em polietileno ALTRX® produzido pela DePuy Synthes. Adaptado de (100)

está mecanicamente trancado no invólucro (76). Um fator limitante para a escolha do material de revestimento é a espessura mínima do invólucro, que deve assegurar a estabilidade mecânica da cúpula acetabular (76). Mas seu diâmetro externo máximo é limitado pelo espaço disponível no osso ilíaco que tem que hospedar a cúpula acetabular (76,77).



A cúpula acetabular – exterior



Figura 3.30 – Cúpula acetabular PINNACLE® produzida pela DePuy Synthes. Adaptado de (100)

O invólucro, componente ilustrado na figura 3.30, fornece a face externa do copo acetabular, que deve ser fixado na pélvis, seja por cimento ósseo ou por encaixe à pressão (76). A sua fixação pode ser reforçada através da utilização de parafusos (76). O design da superfície externa é condicionado pela estratégia de fixação (76). Componentes não cimentados apresentam um acabamento de superfície porosa ou revestimentos de hidroxiapatita para promover a integração óssea melhorada (76). Os níveis de stresse atingidos na cúpula acetabular são inferiores aos de hastes, o que em muitos casos permite a fabricação da mesma em titânio comercialmente puro (76,77).

Para acoplamentos metal-em-metal, o invólucro e o revestimento podem ser fabricados a partir do mesmo material e a cúpula acetabular pode consistir num único componente (76). No entanto, no caso de cirurgia de revisão, a substituição de um componente que ainda possa exibir boa integração óssea deve ser evitada (76). Assim, uma constituição por invólucro e revestimento permite preservar um invólucro bem fixado, substituindo apenas um revestimento desgastado (76,77).

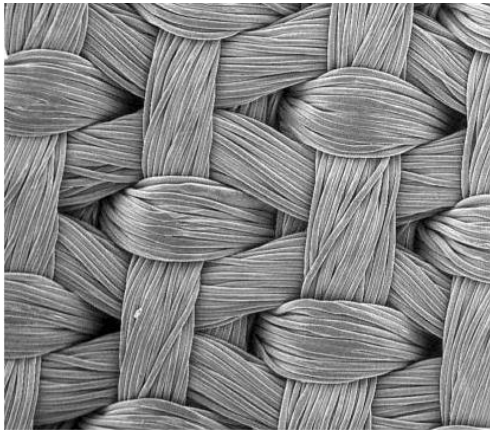
*Expectativa para o futuro*

Com o propósito de tratar articulações da anca desgastadas e artríticas sem necessidade de cirurgia extensa e substituição, está em estudo uma técnica de desenvolvimento de nova cartilagem em 3D através das células estaminais do doente(78). Através de terapia genética esta nova cartilagem foi programada para libertar moléculas anti-inflamatórias de forma a evitar um retorno da artrite (78).

A técnica demonstrada foi desenvolvida pelo Dr. Farshid Guilak, professor no Departamento de Cirurgia Ortopédica da Universidade de Washington, e pela sua equipa (78). Esta técnica pode fornecer uma alternativa à cirurgia de substituição da anca, especificamente em doentes mais jovens onde se evita a cirurgia porque as articulações protéticas normalmente duram menos de 20 anos. Uma segunda cirurgia de substituição da articulação para remover

uma prótese desgastada, é difícil e pode destruir o osso e colocar os doentes em risco de infecção (78).

Com esta nova abordagem a articulação artrítica pode ser salva utilizando células tronco do próprio doente para desenvolver nova cartilagem, combinada com terapia genética para libertar moléculas anti-inflamatórias de forma a manter a artrite controlada. A expectativa é prevenir, ou pelo menos retardar a substituição da articulação por uma prótese. A técnica utiliza um suporte sintético biodegradável em 3D que Guilak e a sua equipa desenvolveram. O suporte, moldado na forma precisa da articulação do doente, é coberto com cartilagem feita a partir de



células-tronco do próprio doente retiradas de tecido adiposo sob a pele. O suporte pode, então, ser implantado na superfície da articulação artrítica. A repavimentação da articulação do quadril com tecido "vivo" é projetada para aliviar a dor da artrite e atrasar ou até mesmo eliminar a necessidade de cirurgia de substituição da articulação em alguns pacientes (78).

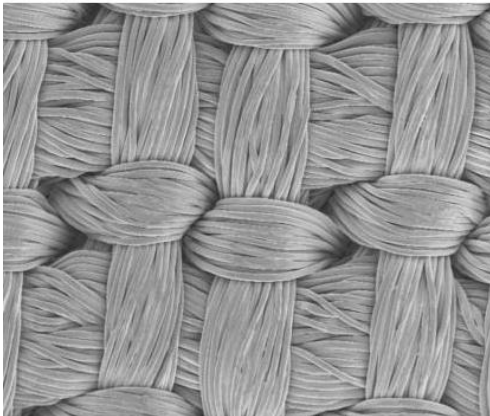


Figura 3.31 – Imagem obtida com microscópio electrónico de varrimento das variações de tecido biodegradável utilizado nos suportes da nova cartilagem em desenvolvimento. Adaptado

Para a construção de tecido funcional capaz de repavimentar a superfície da articulação osteoartrítica foi utilizado um processo de tecelagem avançado de forma a produzir duas variações de um suporte de tecido biodegradável ortogonal, cada um com diferentes padrões de tecelagem. Estas duas estruturas semelhantes, ainda que distintas, que se podem observar na figura 3.31, apresentaram porosidades gerais diferentes e foram usadas para determinar como os critérios de tecelagem podem influenciar as propriedades

mecânicas e bioquímicas do tecido gerado resultante (78).

Essas variações foram, por sua vez, usadas para desenvolver construções de engenharia de tecidos de forma anatómica com o potencial de ressuscitar toda uma superfície de articulação doente (78).

A base dessa abordagem é um suporte hemisférico que se pode observar na figura 3.32, que pode replicar as propriedades mecânicas de carga da cartilagem. A estrutura ortogonal 3D exibe muitas das propriedades mecânicas não homogêneas, anisotrópicas e viscoelásticas da cartilagem articular (78).

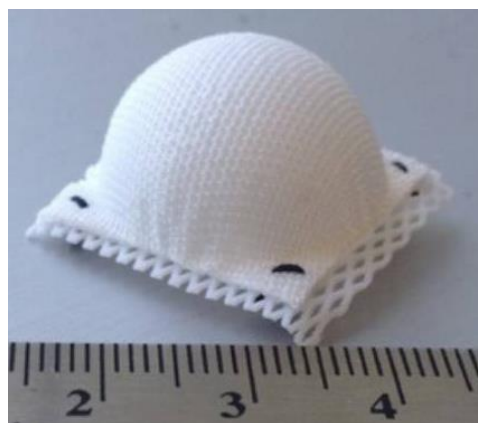


Figura 3.32 – Suporte de tecido biodegradável antes do esfregaço com células-tronco do tecido adiposo. Adaptado de (78)

A arquitetura foi criada usando fibra de poli (e-caprolactona), um biomaterial aprovado pela Administração de Alimentos e Medicamentos dos EUA, que efetivamente fornece um implante que não

apenas recria as propriedades físicas e biomecânicas do tecido nativo, mas também incentiva a infiltração, crescimento e diferenciação celular. Combinou-se a tecnologia de engenharia de tecidos com terapia genética para a tratamento anti-inflamatório induzível e sintonizável de forma a dotar a cartilagem com capacidade para a produção de anticitoquina a longo prazo de forma exogenamente controlável. A administração de genes mediada pelo suporte da cartilagem de um vetor lentiviral induzível com doxiciclina foi utilizada para transduzir células estaminais derivadas de adipócitos para produzir cartilagem com sobreexpressão de IL-1Ra sintonizável (78).

Todas as construções hemisféricas mantiveram o tamanho e forma iniciais durante todo o período de cultura sem indicação de distorção morfológica. Todas as construções

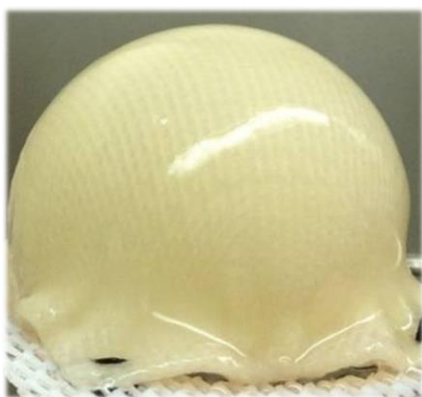


Figura 3.33 – Suporte em tecido biodegradável 38 dias após esfregaço com células-tronco do tecido adiposo. Adaptado de (78)

desenvolveram uma aparência branda suave e brilhante que pode ser observada na figura 3.33, resultante da matriz extracelular recentemente sintetizada que cobriu uniformemente as superfícies interna e externa dos suportes. Esta distribuição uniforme do tecido foi ainda verificada por microscopia confocal, que adicionalmente mostrou células e matriz extracelular a preencher os poros internos dos suportes (78).

Usando uma técnica para a transdução lentiviral mediada por suporte, as células estaminais derivadas de tecido adiposo dentro do suporte foram geneticamente modificadas para produzir altos níveis de terapia com anticitoquina (IL-1Ra) de forma exata e induzível. A combinação dessas tecnologias dentro do suporte fornece

uma base para o desenvolvimento de uma estratégia de engenharia de tecidos para o revestimento total das articulações como terapia para osteoartrite final ou outras doenças articulares, particularmente para pacientes mais jovens que têm opções de tratamento limitadas. As aplicações desta tecnologia *in vivo* podem envolver a implantação de um suporte acelular que, se implantado em conjunto com técnicas atuais de estimulação da medula óssea, como microfratura, poderia facilitar infiltração de células estaminais e transdução celular subsequente *in situ*, sem a necessidade de cultura dispendiosa e demorada *ex vivo* (78).

Uma descoberta fundamental deste estudo foi a formação bem sucedida de suportes em formas hemisféricas que imitam superfícies nativas do quadril, mantendo essa forma anatômica ao longo do desenvolvimento de tecido *in vitro* sem distorção morfológica. Esta característica baseia-se na combinação única da estrutura 3D ortogonal que fornece flexibilidade inicial, sem dobrar ou encurvar, juntamente com a força e rigidez do fio de poli (ε-caprolactona) termoplástico, enquanto mantém uma estrutura de poros regular e repetitiva para sementeira celular e síntese de tecido homogêneo(78). Os suportes hemisféricos apresentaram excelente estabilidade dimensional ao longo do tempo conseguindo resistir às forças contráteis mediadas por células geradas pelo tecido em desenvolvimento (78).

Espera-se que no futuro as próteses da anca entrem em desuso, sendo o tratamento de articulações osteoartíticas através desta técnica.

## Capítulo 4 – Expectativas para o futuro

A tecnologia médica cresce a uma velocidade cada vez maior e espera-se que no futuro as inovações sejam ainda mais impressionantes. Estão em desenvolvimento membros protéticos cada vez mais avançados, que podem permitir um dia a substituição quase perfeita de membros amputados. Acredita-se que irão ser desenvolvidos membros robóticos com sensores de toque, temperatura, vibração e propriocepção que permitam sentir e manipular objetos. Estes membros protéticos serão ligados diretamente ao membro residual permitindo uma maior amplitude de movimento e um conforto acrescido devido à remoção do soquete, e controlados através elétrodos no músculo na zona de amputação ou de interface cérebro-computador baseada em electroencefalografia (79–82).

A bioimpressão a 3D de órgãos funcionais é uma conquista que se prevê no futuro. Estruturas relativamente simples como pele e cartilagem, foram impressos com sucesso. No entanto, atualmente ainda não se conseguiu a impressão de órgão vivos e totalmente funcionais. Estão a ser realizados vários estudos e desenvolvimentos que demonstram um rápido progresso nesta área e acredita-se que eventualmente esta tecnologia será capaz de criar órgãos complexos, como corações e fígados, a partir do zero. Com a impressão de órgãos funcionais a demanda por transplantes iria ser muito menor, além do órgão ser totalmente compatível com o recetor, não havendo assim risco de rejeição (83–86).

## Capítulo 5 - Discussão

A evolução tecnológica na área da saúde ajuda a reduzir a morbidade e a mortalidade e a aumentar a qualidade e esperança média de vida. Os equipamentos abordados nesta monografia revolucionaram a medicina e a forma como se encara a doença. Doenças previamente incuráveis que foram ignoradas por serem casos impossíveis tornaram-se curáveis graças aos avanços na tecnologia médica.

As doenças cardíacas são a principal causa de morte em Portugal. Assim equipamentos como o *pacemaker*, que podem ser programados para tratar diversos problemas cardíacos como doença do nóculo sinusal e bloqueio cardíaco, ou o coração artificial total que pode ser útil em caso de doença cardíaca em estágio final são essenciais e podem mesmo reverter os números diminuindo a mortalidade por doença cardíaca(87,88). Na população mais jovem a principal causa de morte são acidentes de viação, sendo que aqui o ventilador artificial e a bomba de circulação extracorporal têm um papel importante, pois assumem a função dos pulmões e coração em caso de problemas cardíacos e pulmonares graves, mas com possibilidade de reversão(87,88). Os equipamentos mantêm as funções vitais do doente enquanto o corpo recupera do trauma, ou durante cirurgias e intervenções que sejam necessárias. A bomba de circulação extracorporal pode também ser utilizada em caso de doenças pulmonares, terceira principal causa de morte em Portugal, e em infeções graves generalizadas, como uma pneumonia, mantendo as funções vitais do doente enquanto este é tratado farmacologicamente por via intravenosa (87,88).

Embora a inovação tecnológica seja de grande importância e praticamente imprescindível nos cuidados de saúde, esta também aumenta de forma significativa os gastos em saúde quando muitas vezes há um orçamento limitado. Assim, o acesso às mais recentes inovações tecnológicas e equipamentos, que consequentemente vão ser mais dispendiosos, acabam por ser restritos e não se conseguem de forma ampla. Os próprios doentes, que não reconhecem quando os cuidados médicos são desnecessários pedem testes de diagnóstico e imagiologia médica de alto custo na prática diária. É necessário reconhecer que muitas vezes o mais recente e mais dispendioso não é necessariamente o mais adequado. Muitas vezes as tecnologias mais recentes têm ainda limitações, estão vulneráveis a vieses e efeitos laterais ainda não descobertos. Quando novos fármacos são descobertos a avaliação pré-comercial é bastante rigorosa, mas o mesmo não se aplica no caso de dispositivos e equipamentos. A decisão de implementar uma nova tecnologia médica torna-se complexa, pois o ritmo acelerado das mudanças tecnológicas dificulta a sua aquisição economicamente e o requisito de que este

equipamento aumente a sobrevivência ou a qualidade de vida pode não se verificar benéfico a longo prazo(3,4,89,90). Portanto, é necessário analisar os prós e contras da aquisição de novas tecnologias. Os equipamentos são naturalmente desenvolvidos com o objetivo de otimizar a saúde individual, mas a crescente tecnologia que lhes está associada torna-os caros. Desta forma a sua implementação num país apenas pode ser feita se for verificado que o equipamento pode otimizar a saúde da população, isto é, mesmo que uma determinada tecnologia aumente os custos, pode aumentar os benefícios numa escala ainda maior. Assim, um país como Portugal que tem um orçamento limitado para as despesas de saúde e muitas vezes ultrapassa esse mesmo orçamento tem que avaliar se os benefícios adicionais resultantes do uso da tecnologia justificam qualquer aumento nos custos e em que circunstâncias as tecnologias oferecem maior importância nos cuidados de saúde. Ou seja, se os níveis de gastos resultantes são refletidos em cuidados de saúde mais eficazes, económicos e de maior qualidade, ou se a abordagem atual, sem incremento de novas tecnologias é a opção mais viável em termo de custo-efetividade (3,4,89,90).

## Capítulo 6 - Conclusão

As inovações tecnológicas revolucionaram a medicina desde cedo, permitindo diagnosticar e tratar doenças anteriormente consideradas causas perdidas. Sem estas tecnologias a prática médica como a conhecemos nos dias de hoje não existiria. Cada vez mais há uma exigência e demanda maior por equipamentos de diagnóstico e terapêutica de alta tecnologia mais sofisticados e, conseqüentemente, mais dispendiosos. O alto custo desses equipamentos restringe o acesso aos mesmos, tendo que ser feita uma avaliação do custo-efetividade antes da sua aquisição, principalmente quando existe um orçamento limitado para as despesas de saúde.

Apesar dos altos custos e da complexidade da tecnologia médica, os benefícios do uso de novas tecnologias superam as desvantagens. A tecnologia cara torna-se um bom investimento se puder melhorar a saúde e a qualidade de vida de uma população.



## Referências Bibliográficas

1. Dicionário da Língua Portuguesa com Acordo Ortográfico [Internet]. Porto: Porto Editora; Disponível em: <http://www.infopedia.pt/dicionarios/lingua-portuguesa/tecnologia>
2. Basalla G. The evolution of technology. Cambridge University Press; 1989.
3. Garrido MV, Kristensen FB, Nielsen CP, Busse R. Health technology policy making in europe current status , challenges and potential. World Health Organization. 2008. 197 p.
4. Tan L, Ong K. The impact of medical technology on healthcare today. Hong Kong J Emerg Med. 2002;9(4):231–6.
5. Uluç K, Kujoth GC, Başkaya MK. Operating microscopes: past, present, and future. Neurosurg Focus. 2009;27(3):E4.
6. Porter JR. Antony van Leeuwenhoekl: tercentenary of his discovery of bacteria. Bacteriol Rev. 1976;40(2):260–9.
7. Kriss TC, Kriss VM. History of the operating microscope: from magnifying glass to microneurosurgery. Neurosurgery. 1998;42(4):899–907.
8. Bergman NA. Early intravenous anesthesia: an eyewitness account. J Am Soc Anesthesiol. 1990;72(1):185–6.
9. Mogyey GA. Centenary of hypodermic injection. Br Med J. 1953;2(4847):1180–5.
10. Zakon SJ, Charles-Gabriel Pravaz, Wood A, Anel D. The centenary of the hypodermic syringe 1853-1953. Arch Dermatol. 1953;68(5):591.
11. Tan SY, Yeow ME. Medicine in stamps René Laennec (1781-1826): inventor of the stethoscope. Singapore Med J. 2005;46(3):106–7.
12. Roguin A. Rene Theophile Hyacinthe Laënnec (1781-1826): the man behind the stethoscope. Clin Med Res. 2006;4(3):230–5.
13. Pearce JMS. A brief history of the clinical thermometer. QJM. 2002;95(4):251–2.
14. Dominguez EA, Bar-Sela A, Musher DM. Adoption of thermometry into clinical practice in the united states. Clin Infect Dis. 1987;9(6):1193–201.
15. Pearce JMS. Sir Thomas Clifford Allbutt. J Neurol Neurosurg Psychiatry. 2003;74(10):1443.
16. Arruda WO. Wilhelm Conrad Röntgen: 100 anos da descoberta do raios X. Arq Neuropsiquiatr. 1996;54(3):525–31.
17. Underwood EA. Wilhelm Conrad Röntgen (1845–1923) and the early development of

- radiology. *J R Soc Med.* 1945;38(697):27.
18. Röntgen WC. On a new kind of rays. Vol. 3, *Science. American Association for the Advancement of Science*; 1896. p. 227–31.
  19. Besterman E, Creese R. Waller: pioneer of electrocardiography. *Br Heart J.* 1979;42(1):61–4.
  20. Barold SS. Willem Einthoven and the birth of clinical electrocardiography a hundred years ago. *Card Electrophysiol Rev.* 2003;7(1):99–104.
  21. Cajavilca C, Varon J. Willem Einthoven: the development of the human electrocardiogram. *Resuscitation.* 2008;76(3):325–8.
  22. Moukabary T. Willem Einthoven (1860-1927): father of electrocardiography. *Cardiol J.* 2007;14(3):316–7.
  23. Markel H. The genesis of the iron lung. *Arch Pediatr Adolesc Med.* 1994;148(11):1174.
  24. Maxwell JH. The iron lung: halfway technology or necessary step? *Milbank Q.* 1986;64(1):3.
  25. Drinker PA, McKhann CF. The iron lung. *JAMA.* 1986;255(11):1476.
  26. Gibbon JH. The development of the heart-lung apparatus. *Am J Surg.* 1978;135(5):608–19.
  27. Pastuszko P, Edie RN. John H. Gibbon, Jr., the inventor of the first successful heart-lung machine. Vol. 19, *Journal of Cardiac Surgery.* 2004. p. 65–73.
  28. Aquilina O. A brief history of cardiac pacing. *Images Paediatr Cardiol.* 2006;8(2):17–81.
  29. Ward C, Henderson S, Metcalfe NH. A short history on pacemakers. *Int J Cardiol.* 2013;169(4):244–8.
  30. Lillehei C, Hodges PC, Jr., Long DM, Bakken EE GVL. Transistor pacemaker for treatment of complete atrioventricular dissociation. *J Am Med Assoc.* 1960;172(18):2006–10.
  31. Cooley DA. Some thoughts about the historic events that led to the first clinical implantation of a total artificial heart. *Texas Hear Inst J.* 2013;40(2):117–9.
  32. Langer RM. Vladimir P. Demikhov, a pioneer of organ transplantation. *Transplant Proc.* 2011;43(4):1221–2.
  33. Cooley DA. The total artificial heart. *Nat Med.* 2003;9(1):108–11.
  34. Akutsu, Tetsuzo; Mirkovitch, Velimir; Topaz, Stephen R.; Kolff WJ. Silastic sac type of artificial heart and its use in calves. *Am Soc Artif Intern Organs.* 1963;9(1):281–5.
  35. Liotta, Domingo; Taliani, Tomas; Giffoniello, Antonio H.; Deheza, Felix Sarria; Liotta, Salvador; Lizarraga, Ricardo; Tolocka, Luis; Panano, Jorge; Bianciotti E. Artificial heart in the chest: preliminary report. *Am Soc Artif Intern Organs.* 1961;7(1):318–22.
  36. DeVries WC, Anderson JL, Joyce LD, Anderson FL, Hammond EH, Jarvik RK, et al. Clinical

- use of the total artificial heart. *N Engl J Med*. 1984;310(5):273–8.
37. Jackson J. Father of the modern hip replacement: professor sir John Charnley (1911–82). *J Med Biogr*. 2011;19(4):151–6.
  38. Judet J, Judet R. The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. *J Bone Joint Surg Br*. 1950;32–B(2):166–73.
  39. Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet (London, England)*. 1961;1(7187):1129–32.
  40. Thorn K. A quick guide to light microscopy in cell biology. *Mol Biol Cell*. 2016;27(2):219–22.
  41. Wilson M. Introduction to widefield microscopy [Internet]. 2017. Disponível em: <http://www.leica-microsystems.com/science-lab/introduction-to-widefield-microscopy/>
  42. Haas P, Borlinghaus RT. Confocal and digital light sheet imaging [Internet]. Report. 2015. Disponível em: <http://www.leica-microsystems.com/science-lab/light-sheet-microscopy/confocal-and-digital-light-sheet-imaging/>
  43. An Introduction to electron microscopy [Internet]. 2015. Disponível em: <https://www.fei.com/introduction-to-electron-microscopy/tem/>
  44. Microscopemaster. Scanning electron microscope - advantages and disadvantages in imaging [Internet]. 2015. p. 1–4. Disponível em: <http://www.microscopemaster.com/scanning-electron-microscope.html>
  45. Salapaka S, Salapaka M. Scanning probe microscopy. *IEEE Control Syst Mag*. 2008;28(2):65–83.
  46. Anderson H. The Scanning probe microscope - advantages and disadvantages in microscopy [Internet]. Disponível em: <http://www.microscopemaster.com/scanning-probe-microscope.html>
  47. Health C for D and R. Infusion pumps - infusion pump: Glossary [Internet]. Center for Devices and Radiological Health; 2014. Disponível em: <http://www.fda.gov/MedicalDevices/ProductsandMedicalProcedures/GeneralHospitalDevicesandSupplies/InfusionPumps/ucm202495.htm>
  48. Gouveia A, Silva A, Bernardo D, Fernandes J, Martins M, Cunha M, et al. Manual preparacao citotoxicos. *Ordem dos Farmacêuticos*. 2013. 62 p.
  49. Skyabina E, Dunn T. Disposable infusion pumps supporting documentation on methods of infusion. *AM J Heal Pharm*. 2006;63(13):1260–8.
  50. Johns Hopkins Medicine: Health Library [Internet]. Barium X-Rays (Upper and Lower GI). Disponível em:

- [http://www.hopkinsmedicine.org/healthlibrary/conditions/orthopaedic\\_disorders/patient-controlled\\_analgesia\\_pumps\\_134,96/](http://www.hopkinsmedicine.org/healthlibrary/conditions/orthopaedic_disorders/patient-controlled_analgesia_pumps_134,96/)
51. Freitas P, Serra I. Alimentação parentérica. Hospital Fernando Fonseca; 2008.
  52. Kravetz RE. Hypodermic syringe. *Am J Gastroenterol*. 2005;100(12):2614–2614.
  53. Delivery M, Needs D. Hypodermic product catalog. 2015;
  54. Gill HS, Prausnitz MR. Does needle size matter? *J Diabetes Sci Technol*. 2007;1(5):725–9.
  55. Coca Perez S. Automatic, pressurized and precharged syringe. 1997;
  56. Littmann Stethoscopes. 3M Littmann Electronic Stethoscope Model 3200. 2009.
  57. Patel RS, Schwarz J, Danesh V, Einhorn A, Bello D. Clinical performance of the HeartBuds, an electronic smartphone listening device, compared to FDA approved class I and class II stethoscopes. *J Mob Technol Med*. 2016;5(1):45–51.
  58. Withings SA. Thermo instant temporal smart thermometer [Internet]. 2016. Disponível em: <https://www.withings.com/us/en/products/thermo>
  59. Sanitate WL. Connecting you to new products: product reviews. *IEEE Consum Electron Mag*. 2017;6(1):139–43.
  60. Siemens Healthcare. Multitom Rax Brochure. © Siemens Healthcare GmbH; 2016.
  61. Medical Imaging [Internet]. Disponível em: <https://www.healthcare.siemens.com/medical-imaging>
  62. Advances in ECG technology: diagnostic and interventional cardiology [Internet]. 2015. Disponível em: <http://www.dicardiology.com/article/advances-ecg-technology>
  63. MAC 2000 - Resting - Diagnostic ECG - Products [Internet]. Disponível em: [http://www3.gehealthcare.com/en/products/categories/diagnostic\\_ecg/resting/mac\\_2000](http://www3.gehealthcare.com/en/products/categories/diagnostic_ecg/resting/mac_2000)
  64. Elisa 800 intensive care ventilator for intensive care ventilation [Internet]. Disponível em: <http://salvia-medical.de/en/solutions/products/elisa-800/#tabs4>
  65. Texas Heart Institute. A Heart Surgery Overview - Texas Heart Institute Heart Information Center [Internet]. 2016. Disponível em: <http://www.texasheart.org/HIC/Topics/Proced/>
  66. Medtronic. Century Heart Lung Machine [Internet]. 2012. Disponível em: <http://www.centuryheartlung.com/index.html>
  67. Wireless pacemaker using new technology found effective and safe in most patients: American Heart Association [Internet]. Disponível em: <http://news.heart.org/wireless-pacemaker-using-new-technology-found-effective-and-safe-in-most-patients/>
  68. Reynolds D, Duray GZ, Omar R, Soejima K, Neuzil P, Zhang S, et al. A leadless

- intracardiac transcatheter pacing system. *N Engl J Med*. 2016;374(6):533–41.
69. Medtronic. Micra™ transcatheter pacing system. 2014.
70. Torregrossa G, Anyanwu A, Zucchetta F, Gerosa G. SynCardia: the total artificial heart. *Ann Cardiothorac Surg*. 2014;3(6):612–20.
71. Wells D, Villa CR, Simón Morales DL. The 50/50 cc total artificial heart trial: extending the benefits of the total artificial heart to underserved populations. *Semin Thorac Cardiovasc Surg Pediatr Card Surg Annu*. 2017;20:16–9.
72. Physiologically responsive design [Internet]. Disponível em: <http://www.syncardia.com/medical-professionals/physiologically-responsive.html>
73. Two sizes designed to fit most patients [Internet]. Disponível em: <http://www.syncardia.com/medical-professionals/small-to-large-patients.html>
74. Crosby JR, DeCook KJ, Tran PL, Smith RG, Larson DF, Khalpey ZI, et al. Physiological characterization of the SynCardia total artificial heart in a mock circulation system. *ASAIO J*. 2015;61(3):274–81.
75. Health C for D and R. Metal-on-metal hip implants: hip implants [Internet]. Center for Devices and Radiological Health; Disponível em: <https://www.fda.gov/MedicalDevices/ProductsandMedicalProcedures/ImplantsandProsthetics/MetalonMetalHipImplants/ucm241594.htm>
76. Holzwarth U, Cotogno G. Total hip arthroplasty - state of the art, challenges and prospects. JRC Scientific and policy Reports, EU Commission. 2012.
77. Different types of hip replacement implants, materials and manufacturers [Internet]. Disponível em: <https://www.peerwell.co/blog/2017/04/25/different-types-of-hip-replacement-implants/>
78. Moutos FT, Glass KA, Compton SA, Ross AK, Gersbach CA, Guilak F, et al. Anatomically shaped tissue-engineered cartilage with tunable and inducible anticytokine delivery for biological joint resurfacing. *Proc Natl Acad Sci*. 2016;113(31):E4513–22.
79. Meng J, Zhang S, Bekyo A, Olsoe J, Baxter B, He B. Noninvasive electroencephalogram based control of a robotic arm for reach and grasp tasks. *Sci Rep*. 2016;6(1):38565.
80. Hutson M. This new surgical procedure could lead to lifelike prosthetic limbs. *Science* (80-85). 2017;
81. Home: BCI Award [Internet]. Disponível em: <http://www.bci-award.com/>
82. JHUAPL. APL's modular prosthetic limb reaches new levels of operability [Internet]. 2016. Disponível em: <http://www.jhuapl.edu/newscenter/pressreleases/2016/160112.asp>
83. Vijayavenkataraman S. 3D bioprinted skin: the first 'to-be' successful printed organ? *J*

- 3D Print Med. 2017;1(3):143–4.
84. Rimann M, Bono E, Annaheim H, Bleisch M, Graf-Hausner U. Standardized 3d bioprinting of soft tissue models with human primary cells. *J Lab Autom.* 2016;21(4):496–509.
85. Murphy S V, Atala A. 3D bioprinting of tissues and organs. *Nat Biotechnol.* 2014;32(8):773–85.
86. Radenkovic D, Solouk A, Seifalian A. Personalized development of human organs using 3D printing technology. *Med Hypotheses.* 2016;87:30–3.
87. George F. *Acta médica portuguesa. Vol. 25, Acta Médica Portuguesa. Ordem dos Médicos;* 2012. p. 61–3.
88. Portal da Estatística da Saúde - Principais Indicadores [Internet]. Disponível em: <https://www.dgs.pt/publicacoes/estatisticas-da-saude.aspx>
89. Tucker J, Boone K, Fedak P. Health technology assessments and innovation. *Nat Biotech.* 2013;31(11):970–1.
90. Sorenson C, Drummond M, Khan BB. Medical technology as a key driver of rising health expenditure: Disentangling the relationship. *Clin Outcomes Res.* 2013;5(1):223–34.
91. Olympus Microscopy Resource Center [Internet]. 2014. Disponível em: <http://www.olympusmicro.com/galleries/index.html>
92. Six variable light sheets for perfect 3D fluorescence microscopy from macro view to cellular resolution in organic solvents and aqueous buffers. *LaVision BioTec.*
93. Dartmouth college: electron microscopy images [Internet]. Disponível em: <http://www.dartmouth.edu/~emlab/gallery/>
94. Dickinson B. BD nexiva diffusics closed iv catheter system [Internet]. 2016. Disponível em: <https://www.bd.com/spotlight/nexiva.aspx>
95. Absolut Medical Healthcare. Baxter folfusor SV 2 mL/h 48 hr [Internet]. Disponível em: [http://www.absolutmedicalhealthcare.com/en/baxter-folfusor-sv-mlh-48-hr-xml-253\\_266\\_332-2311.html](http://www.absolutmedicalhealthcare.com/en/baxter-folfusor-sv-mlh-48-hr-xml-253_266_332-2311.html)
96. Baxter. Catálogo de produtos [Internet]. Disponível em: [http://www.baxter.nl/images/healthcare\\_professionals/products/](http://www.baxter.nl/images/healthcare_professionals/products/)
97. Medtronic. Cardiopulmonary partnerships: extracorporeal perfusion circuit development [Internet]. Disponível em: <http://www.medtronic.com/us-en/healthcare-professionals/products/cardiovascular/perfusion-image-gallery.html>
98. Medtronic. Micra™ transcatheter pacing system. 2014.
99. Syncardia. Image Library [Internet]. Disponível em: <http://www.syncardia.com/media/multimedia-library.html>

100. Hip replacement and reconstructive surgery products - hcp: depuy synthes companies [Internet]. Disponível em: <https://www.depuysynthes.com/hcp/hip/products>