

Escola Superior de Saúde do Porto

Instituto Politécnico do Porto

A Tomografia Computorizada no
estudo dos Aneurismas da Aorta
Abdominal- do diagnóstico ao
pós tratamento

Mónica Guedes
Julho de 2018

Dissertação submetida à Escola Superior de Saúde do Porto, para cumprimento dos requisitos necessários ao processo de candidatura para atribuição do título de especialista, de acordo com o Decreto-Lei n.º 206/2009 de 31 de agosto publicado em Diário da República, 1ª Série – N.º 168, e com o Regulamento para Atribuição do Título de Especialista no Instituto Politécnico do Porto, publicado em Diário da República, 2ª Série – N.º 200 de 18 de Outubro, através do Despacho n.º 14093/2011.

Agradecimentos

Gostaria de expressar a minha gratidão às pessoas que colaboraram para que este trabalho fosse realizado.

Assim sendo, o meu muito obrigado ao meu amigo e mentor, Dr. José Simão A. Barbosa, cujo conhecimento só é superado pela paciência, pela amizade, pela insistência e o seu poder de encorajamento não só para a conclusão deste trabalho como em muitas áreas da minha vida profissional e pessoal.

Á Dra. Luísa Nogueira pela sua amizade, a ajuda, a persistência, pela disponibilidade manifestada e pela preocupação que demonstrou para eu concluir este trabalho.

Aos meus colegas da Escola Superior de Saúde do Porto, nomeadamente ao Dr. Nuno Adubeiro e ao Mestre José Pereira pela ajuda, pela disponibilidade e pelo companheirismo e apoio moral durante a elaboração deste trabalho

Aos colegas da Unidade de Tomografia do Departamento de Imagiologia do Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia e Espinho EPE, nas pessoas da Técnica Fátima Maria Dias e Rui Pedro Santos, e ao Técnico Carlos Silva da Unidade de Angiografia e Radiologia de Intervenção do Centro Hospitalar que sempre se mostraram interessados e disponíveis para me ajudarem na elaboração deste trabalho.

E por fim um agradecimento muito especial ao meu marido, filhos e pais, que tiveram a paciência para comigo e por vezes abdicaram de direitos familiares para me facilitarem o estudo e sempre acreditaram nas minhas capacidades e sem os quais não teria tido condições para realizar a tarefa a que me propus.

A todos meu **Muito Obrigado**

Mónica Guedes

*“ Aprender é a única coisa que a mente nunca se cansa,
nunca tem medo e nunca se arrepende”*

Leonardo da Vinci

Resumo

O aneurisma da aorta abdominal (AAA) é uma das patologias vasculares com uma taxa de mortalidade elevada. O aparecimento da Tomografia multicorte permitiu o estudo desta patologia com mais rigor, pois é considerado um método imagiológico não invasivo, com boa resolução temporal, espacial e de contraste, económico e com equipamentos de qualidade existentes na maioria dos centros hospitalares permite a caracterização desta patologia através de reconstruções de imagens bidimensionais e tridimensionais e executar medições com fiabilidade.

O objectivo principal deste trabalho foi avaliar o papel da TC no estudo dos aneurismas da aorta abdominal e dar a conhecer ao técnico de radiologia toda a problemática associada ao AAA, de modo a que perante qualquer situação saiba como proceder. Em termos metodológicos este trabalho tem por base uma pesquisa bibliográfica que inclui uma abordagem à tomografia computadorizada, ao diagnóstico, tratamento e complicações do aneurisma da aorta seguidamente foi efectuado um estudo retrospectivo e descritivo, em que foram recolhidos e analisados casos de doentes com AAA, que realizaram tratamento endovascular no serviço de Radiologia do CHVNGaia, no período temporal entre 2015 e 2016. Apesar da amostra ser pequena (N=46), conclui-se que a Tomografia Computorizada tem um papel importante no estudo pré tratamento, no controlo após tratamento, nomeadamente na detecção de *endoleaks* e no seguimento dessas complicações. O estudo também demonstrou que o diagnóstico desta patologia é muitas vezes accidental, no decorrer de uma tomografia computadorizada.

Palavras-chave: aneurisma, aorta, Tomografia Computorizada, endoleaks.

Índice Geral

Agradecimentos.....	IV
Resumo	VI
Índice Geral.....	VII
Índice de Quadros e Tabelas.....	IX
Índice de figuras.....	X
Índice de Gráficos	XII
Siglas e Abreviaturas	XIII
Introdução	15
1 Tomografia Computorizada	19
1.1 Evolução tecnologia e as gerações	21
1.2 TC Multicorte	25
1.3 Aquisição de dados	29
1.4 Reconstrução da Imagem	36
1.5 Dose de radiação.....	42
1.6 Qualidade de Imagem	47
1.7 Meios de Contraste	51
2 Anatomia e radioanatomia da artéria aorta	57
3 Aneurisma da aorta abdominal.....	59
3.1 Etiologia	62
3.2 Epidemiologia.....	63
3.3 Factores de risco	68
3.4 Diagnóstico do AAA.....	70
3.5 Tratamento dos AAA.....	78
3.6 Endovascular Aneurysm Repair- EVAR	83
3.7 Complicações do Tratamento EVAR.....	88
3.8 Controlo de EVAR.....	93
4 Protocolo para estudos de AAA.....	95
5 Trabalho de campo	98
5.1 Objectivos.....	98
5.2 Metodologia e Selecção da amostra.....	98
5.3 Resultados	100

5.4	Discussão.....	107
5.5	Limitação do estudo.....	112
6	Conclusão	113
	Bibliografia.....	115

Índice de Quadros e Tabelas

Tabela nº1- Algoritmos de reconstrução interactiva das diferentes marcas.....	37
Tabela nº2- Algoritmos de redução de artefacto metálico das diferentes marcas e designação comercial.....	38
Tabela nº3- Factores de conversão (k).....	45
Tabela nº4- Relação de parâmetros com a dose e o ruído da imagem.....	48
Tabela nº5- Classificação das reacções adversas segundo a gravidade.....	55
Tabela nº6 - Definições de AAA.....	60
Tabela nº7 - Recomendações das diferentes organizações relativas ao rastreio do AAA ...	67
Tabela nº8 - Comparação das modalidades imagiológicas.....	76
Tabela nº9 - Escala de classificação da gravidade da anatomia de AAA.....	86
Tabela nº10 – Protocolos de Angio-TC.....	97
Tabela nº11 – Media da idade do N.....	100
Tabela nº12 – Tempo de intervalo entre o Evar e exame de controlo.....	106

Índice de figuras

Figura nº 1 – (a) O equipamento de TC <i>EMI Mark I</i> ;(b) corte axial de crânio	20
Figura nº 2 – Esquema de um equipamento de 1ª Geração.....	21
Figura nº 3 – Esquema de um equipamento de 2ª Geração.....	22
Figura nº 4 – Esquema de um equipamento de 3ª Geração.....	22
Figura nº 5 – Esquema de um equipamento de 3ª Geração com aquisição helicoidal.....	23
Figura nº 6 – Esquema de um equipamento de 4ª Geração.....	24
Figura nº 7 – Esquema de um equipamento de aquisição helicoidal simples (a) e multicorte (b).....	26
Figura nº 8 – A- aquisição sequencial (<i>modo cluster</i>) em plano sagital e 3D de AAA e íliaca direita; B- aquisição helicoidal (multicorte 16 da marca <i>Philips</i>) em <i>MIP</i> coronal e 3D de AAA e da íliaca esquerda.....	27
Figura nº 9 – Imagem ilustrativa de um equipamento <i>Dual Source</i> (a). As imagens b e c representam um corte axial de um <i>endoleak</i> (a- aquisição com contraste, b- imagem virtual onde se subtraiu o iodo)	28
Figura nº 10 – Fotografias da sala de TC do Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia, equipamento multicorte de 16 cortes	29
Figura nº 11 – Esquema detector de gás (imagem da esquerda), e de detector sólido (imagem da direita)	32
Figura nº 12 – Representação de diferentes matrizes de detector	33
Figura nº 13 – Imagens axiais de CT (A- imagens com artefacto; B- aplicado <i>SEMAR</i> imagem sem artefacto).....	37
Figura nº 14 – Escala dos números de TC dos diferentes tecidos	40
Figura nº 15 – Corte axial ao nível do abdómen superior com diferentes centros e janelas (a- ww- 370;wl- 10; b- ww-1609; Wl- - 600; c- ww-2000; wl-543)	40
Figura nº 16 – Reformatação multiplanar e <i>MIP</i>	41
Figura nº 17 – Representação da modelação angular	45
Figura nº 18 – Representação da modelação longitudinal	46
Figura nº 19 – Representação da modelação combinada	46
Figura nº 20 – Fotografia de um fantoma (esquerda), teste de uniformidade (direita).....	47
Figura nº 21 – Artefactos (imagem esquerda artefacto metálico; imagem direita – artefacto em anel)	50

Figura nº 22 – Fotografia de injector automático, marca <i>Medrad Sellant Bayer</i>	54
Figura nº 23 – Imagem da esquerda- esquema da aorta e ramos; imagem direita- aortografia	58
Figura nº 24 -.Esquemas da classificação dos aneurismas quanto á sua localização	61
Figura nº25 - Esquema da classificação dos aneurismas quanto á forma; A- Vaso normal; B- aneurisma sacular; C- Aneurisma fusiforme; D- Falso aneurisma; Dissecção vascular.	61
Figura nº26 - Estudo pré-operatório de AAA por TC; A- imagem axial por TC com AAA em rotura e hematoma na cavidade abdominal; B- Reconstruções VR 3D do aneurisma infrarenal e estruturas vasculares.....	65
Figura nº 27 - Radiografia de perfil da coluna lombo - sagrada onde se observa dilatação sacular calcificada que corresponda a lesão aneurismática da aorta abdominal.	71
Figura nº28 - Ecografia de aneurismas da aorta abdominal infra-renal. A- corte sagital com a seta apontar para trombo parietal; B: secção transaxial sem trombo.....	72
Figura nº29 - Angiografia com subtração digital de AAA infra-renal.....	73
Figura nº 30 - Imagem de um aneurisma da aorta abdominal usando técnicas de tomografia computadorizada com múltiplos detectores de 16 canais (MDCT) e pós-processamento...	74
Figura nº 31 - Imagem de RM em plano axial ponderada em T2. A seta aponta para AAA ao nível de L3	75
Figura nº 32 - Imagens de aneurismas da aorta abdominal infra-renal. a) Amostra de autópsia mostrando a relação de um aneurisma infra-renal intacto. (b) Fotografia per operatória durante cirurgia aberta trans abdominal c) imagem de Angio-TC após EVAR .	79
Figura nº 33 - <i>Stents</i> para AAA	84
Figura nº 34 - Planos coronais de estudo angiográfico por TC (B- medição de angulo de tortuosidade-60.9°).....	87
Figura nº 35 - Índice de tortuosidade do colo aneurismático	87
Figura nº 36 - <i>Endoleak</i> tipo I. b-imagem de angiografia pós colocação de <i>stent</i> seta apontar para a fuga; c- imagem de angiografia a confirmar correcção da fuga	90
Figura nº 37 - <i>Endoleak</i> tipo II. B-imagem axial de TC pós colocação de <i>stent</i> setas apontar para a fuga; artérias lombares a alimentar a fuga	91
Figura nº 38 - <i>Endoleak</i> tipo III. B-imagem axial de TC pós colocação de <i>stent</i> sets apontar para a fuga;	91
Figura nº 39 - <i>Endoleak</i> tipo IV. -imagem angiografia pós colocação de <i>stent</i> sets apontar para a fuga;	92

Índice de Gráficos

Gráfico nº1 – Distribuição do N por género.....	100
Gráfico nº2 – Distribuição do N por faixas etárias	101
Gráfico nº3 – Factor de risco- HTA.....	101
Gráfico nº4 – Factor de risco- Tabagismo passado	102
Gráfico nº5 – Factor de risco- Dislipidémia.....	102
Gráfico nº6 – Factor de risco- <i>Diabetes Mellitus</i>	103
Gráfico nº7 – Factor de risco- Doença arterial obstrutiva periférica.....	103
Gráfico nº8 – Factor de risco- Outras doenças	104
Gráfico nº9 – Tipos de AAA	104
Gráfico nº10 – Método imagiológico de detecção do AAA	105
Gráfico nº11 – Presença de endoleak no exame de controlo	106

Siglas e Abreviaturas

<- Menor

>- Maior

≤- Menor ou igual

≥- Maior ou igual

μágua- coeficiente de atenuação da água

μT- coeficiente de atenuação para um tecido genérico

3D- reconstrução tridimensional

AAA- Aneurisma da Aorta Abdominal

CHVNG - Centro Hospitalar de Vila Nove de Gaia

cm- centímetros

cm- centímetros

CTA - Angiografia por Tomografia Computorizada

CTDI - *Computer Tomography dose index*

CTDI_{vol}- *Volume Computer Tomography dose index*

CTDI_w- *Weighted Computer Tomography dose index*

DLP - *Dose length product*

ESC - European Society of Cardiology

ESVS- Sociedade Europeia de Cirurgia Vasculare

EUA- Estados Unidos da América

EVAR- Endovascular Aneurysm Repair

Gy – Gray

HTA- Hipertensão arterial

HU- *Heat Unit*

ISCVS- International Society for Cardiovascular Surgery

kV- *kilovolts*

mAS- miliamperes por Segundo

mGy- miligray

MIP - *maximum intensity projection*

ml/s- mililitros por segundo

mm- milímetros

mOsm / kg - miliosmoles por quilograma

NFP - Nefropatia induzida pelo produto de contraste

OMS- Organização Mundial de Saúde

PET/CT- Tomografia por emissão de positrões com tomografia computadorizada

PMMA - *polimetil-metacrilato*

RM- Ressonância Magnética

ROI- *region of interest*

s- segundos

SPACV - Sociedade Portuguesa de Angiologia e Cirurgia Vascular

SVS- Society for Vascular Surgery

TC- Tomografia Computorizada

TCMC- Tomografia Computorizada Multicorte

UH- Unidades de *Hounsfield*

VRT- volume rendering

WL – *Window Level*, centro de janela

WW – *Window Width*, largura da janela

Introdução

A aorta abdominal é a artéria mais importante ao nível da região abdominal. Qualquer patologia que ocorra neste vaso pode desenvolver complicações graves para os órgãos e as estruturas que nutre.

A aorta abdominal estende-se desde o diafragma até à bifurcação das artérias ilíacas e tem como função o transporte de sangue para os órgãos abdominais e membros inferiores. O seu diâmetro normal é de cerca de 2cm.

A palavra aneurisma é derivada do grego “*ανεύρυσμα*”, significa alargamento e, portanto, representa a dilatação anormal de uma artéria.(1) Por definição, aneurisma é uma dilatação da artéria. Esta dilatação pode levar ao aumento da pressão sanguínea local e sucessiva tendência de expansão. Para ser considerado um aneurisma a dilatação tem de ser superior a 50% do lúmen do vaso e diâmetro aórtico máximo maior que 3 cm.(2,3) Com a dilatação das paredes aumenta o risco de rotura, problema que põe em risco a vida do paciente.

No século XX as doenças cardiovasculares são uma das principais preocupações da comunidade médica, visto que estas são a primeira causa de morte em todo mundo. O AAA é uma dessas doenças e tem uma taxa de mortalidade muito elevada tanto nos Estados Unidos da América (EUA) como na Europa.

Portugal tem hoje uma esperança de vida é de cerca de 80,8 anos (dados de 2016, do portal Base de Dados de Portugal Contemporâneo- PORDATA), tornando-se um país com uma população envelhecida, com mais doenças intrínsecas relacionadas com idade avançada, mais comorbilidades associadas, sendo o AAA uma dessas patologias. Os AAA apresentam maior incidência em indivíduos do sexo masculino com idade superior a 65 anos. Nas mulheres a taxa de incidência é baixa, mas por outro lado apresentam uma maior taxa de rotura e de mortalidade. O avanço da medicina nas últimas décadas permite efectuar diagnósticos mais precoces, e utilizar tratamentos inovadores, na abordagem desta patologia.

O aparecimento e a evolução da Tomografia Computorizada (TC) torna mais fácil a detecção e caracterização dos AAA. Este método imagiológico permite um estudo angiográfico, não invasivo, com elevada resolução temporal, de contraste e espacial, com elevada sensibilidade e especificidade (superior a 90%) na detecção da patologia. Para além disso a TC é económica e com os equipamentos de qualidade existentes na maioria dos centros hospitalares, permite a caracterização da patologia através de reconstruções de

imagens bidimensionais e tridimensionais e medições fiáveis dos AAA. A TC tem também um papel importante no seguimento do aneurisma e também no controlo pós tratamento e nas suas complicações, nomeadamente no controlo e detecção de *endoleaks*, tornando-se actualmente o método de eleição para o estudo dos AAA.

Na prática clínica, os técnicos de radiologia, deparam-se com inúmeras situações de diagnóstico de AAA, nomeadamente estudos pré operatórios, estudos de controlo pós tratamento, e em contexto de emergência por suspeita de rotura de AAA. Esta última situação é grave, podendo levar á morte do paciente. Sendo a TC o método de eleição neste estudo, os técnicos devem saber o que fazer em cada uma das situações de modo a realizarem aquisições e protocolos que respondam às dúvidas dos clínicos. Por esta razão um dos objectivos principais deste estudo, é dar a conhecer ao técnico de radiologia toda a problemática relativa ao AAA, de modo a que perante qualquer situação este saiba como proceder.

Este trabalho pretende fazer uma revisão de parâmetros técnicos, de conceitos, mostrar alguns avanços tecnológicos da TC essenciais à realização de exames angiográficos da aorta por TC, com qualidade clínica e com a menor dose da radiação possível. Aprofundar os conhecimentos e dar a conhecer, aos interessados, a temática dos AAA. Relacionar a importância da TC na abordagem desta patologia, desde o diagnóstico, passando pelo controlo pré e pós tratamento, seja ele cirúrgico ou tratamento endovascular.

Este trabalho baseou-se na revisão bibliográfica de publicações científicas provenientes de pesquisa na Pubmed (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>) utilizando palavras-chave (MeSH diretamente relacionadas com o tema, em língua portuguesa, e inglesa). Foram considerados relevantes os artigos sobre caracterização, estudo diagnóstico e tratamento de patologia da aorta abdominal, em particular sobre aneurismas da aorta, artigos sobre os métodos imagiológicos de estudo desta patologia em particular da Tomografia Computorizada, temas centrais deste trabalho. Livros de texto e linhas de orientação das Sociedades de Cardiologia Europeia e Americana foram também considerados como fonte de informação. A selecção dos artigos teve por base critérios de actualidade da informação, tipo de artigo, e número de citações, no entanto por motivos históricos foi viabilizada a possibilidade de recorrer a outros artigos desde que importantes para o tema.

Com o objectivo de enriquecer o trabalho foi realizada uma revisão retrospectiva de doentes que foram submetidos a tratamento endovascular, no Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia, EPE, no período de 2015 a 2016.

O trabalho de campo teve como objectivo principal saber qual o papel da TC no diagnóstico, na avaliação pré tratamento e pós tratamento do AAA. Adicionalmente foi também avaliada a caracterização da amostra quanto a vários factores: idade, género, tipo de AAA, factores de risco que podem ter influência no desenvolvimento do AAA e taxa de complicações pos EVAR.

Os dados foram recolhidos através da consulta dos processos clínicos e através do Sistema de Comunicação e Arquivamento de Imagens (PACS¹- *Sectra*) do serviço de Radiologia do Centro Hospitalar de Gaia. Os dados recolhidos foram demográficos (idade, género), potenciais factores de risco que tem influencia no aparecimento do AAA (dislipidemia, diabetes, tabaco, doenças artérias obstrutivas periféricas, doenças cerebrovasculares, outras), método usado no diagnostico da doença e tipo de AAA. Através do relatório do tratamento endovascular investigou-se o tipo de prótese colocada, qual o método usado na reparação do AAA e se tinha ou não endoleaks imediato. Através do PACS indagou-se a presença de endoleaks, qual o tipo de endoleaks, e se nos exames de controlo havia ou não presença de endoleaks.

Este trabalho inicia com um enquadramento teórico, baseado em pesquisa bibliográfica, iniciando por uma abordagem TC, desde o desenvolvimento técnico até ao desenvolvimento de *software*. No primeiro capítulo dá-se ênfase à aquisição helicoidal e aos equipamentos multicorte, visto serem dois elementos fundamentais para aquisições angiográficas por TC. Faz-se alusão a alguns componentes de *hardware* básico do equipamento, explicando o seu funcionamento, importância, características, vantagens e limitações. Efectua-se uma breve explicação à formação e reconstrução da imagem, referindo parâmetros técnicos utilizados nesses processos. A dose em TC sendo um parâmetro importante também é abordada, através da explicação de conceitos básicos de cálculo e estratégias para a redução de dose. É efectuada ainda uma breve explicação sobre os parâmetros técnicos que condicionam a qualidade de imagem E por fim ,é abordado o produto de contraste a ser utilizado, visto ser um elemento essencial no estudo angiográfico por TC. No segundo e terceiro capítulo, faz referência à problemática dos aneurismas da aorta abdominal, iniciando com a anatomia e radioanatomia da aorta, passando pelo conceito, etiologia, epidemiologia, tratamento, complicações do tratamento e controlo pós tratamento, dos AAA, efectuando-se uma menção aos métodos de estudo dos AAA, tanto na abordagem clinica como imagiológica. Para terminar, o enquadramento teórico são apresentadas sugestões de protocolos para o estudo desta patologia.

¹ *Picture Archiving and Communication System*

A segunda parte do trabalho consiste na apresentação de um estudo retrospectivo que teve por base os pacientes que fizeram tratamento endovascular no Serviço de Radiologia do Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia entre os anos 2016 a 2017, seguida de uma discussão e conclusão do trabalho realizado.

1 Tomografia Computorizada

A palavra Tomografia tem a sua origem do grego *tomus*, quer dizer corte ou fatia, e da palavra *grafia* que significa escrever. Inicialmente era denominado de TAC, tomografia axial computadorizada, uma vez que era utilizado um método computadorizado para obter dados e transformá-los em cortes axiais. Com o avanço da tecnologia, passou a ser usado o acrónimo TC, tomografia computadorizada, por haver mais opções para além do plano transversal.(4)

A Tomografia Computorizada (TC) foi desenvolvida no início dos anos 1970. O engenheiro electrónico *Godfrey Hounsfield* e o físico *Allan Cormack* deram as primeiras contribuições para o desenvolvimento desta técnica. A invenção da TC é considerada uma das maiores inovações no campo da radiologia desde a descoberta dos raios-X.(5) O desenvolvimento desta técnica fez com que a Academia Real das Ciências da Suécia, atribuisse a *Hounsfield* e a *Cormack*, em 1979, o Prémio Nobel da Medicina.(4)

A Radiologia Convencional apresenta imagens bidimensionais de um objecto que é tridimensional, o que origina sobreposição de tecidos e de estruturas anatómicas, além disso não tem capacidade de distinguir tecidos com densidades semelhantes, registando apenas média de absorção de radiação X de vários tecidos o que não permite a medição quantitativa das densidades individuais. São estas as principais desvantagens da radiologia convencional que impulsionam o desenvolvimento da TC, visto que esta ao utilizar um feixe de radiação a girar ao redor do corpo consegue produzir imagens transversais, superando a problema da sobreposição, permite a diferenciação entre tecidos semelhantes conseguindo a diferenciação de estruturas próximas e com densidades parecidas, a detecção de anormalidades anatómicas e patológicas, e permite a avaliação quantitativa das densidades individuais de cada tecido.(4,6)

A aquisição da imagem da TC acontece quando um paciente é colocado sob uma mesa motorizada que se move ao longo da *gantry*, ao mesmo tempo, que uma fonte de raios X (ampola) e o conjunto de detectores rodam em torno do paciente. Essa rotação permite adquirir várias medidas de absorção das estruturas presentes no corpo, em diversos ângulos sendo adquirida uma enorme quantidade de informações sobre a composição de cada corte. Posteriormente, essas informações são processadas através de *software* dedicado e algoritmos matemáticos de modo a ser reconstruído uma secção transversal da parte analisada, recorrendo-se a um computador.(4)

O primeiro exame de TC foi realizado em Outubro de 1971, a uma mulher com suspeita de tumor cerebral. Na imagem obtida foi possível diferenciar as áreas fisiológicas do cérebro e a área patológica mais escura e redonda onde um quisto se estava a desenvolver. Estes resultados foram apresentados em Abril de 1972 num seminário, no Instituto Britânico de Radiologia, e de imediato suscitou interesse á comunidade científica e á industria. O primeiro equipamento de TC surge no mercado em 1973, e designa-se por EMI CT 1000, da empresa *Mark I Computer*. Este equipamento já tem características diferentes, do apresentado no ano anterior pois já tem tempos de aquisição de 20 segundos, comparados com os 4,5 minutos do TC inicial, o número de detectores aumentou para 30 o que permitiu a aquisição de uma imagem reconstruída com uma resolução de 320 por 320 pixéis. Este equipamento além de ser mais rápido tem uma melhor qualidade de imagem.(7)

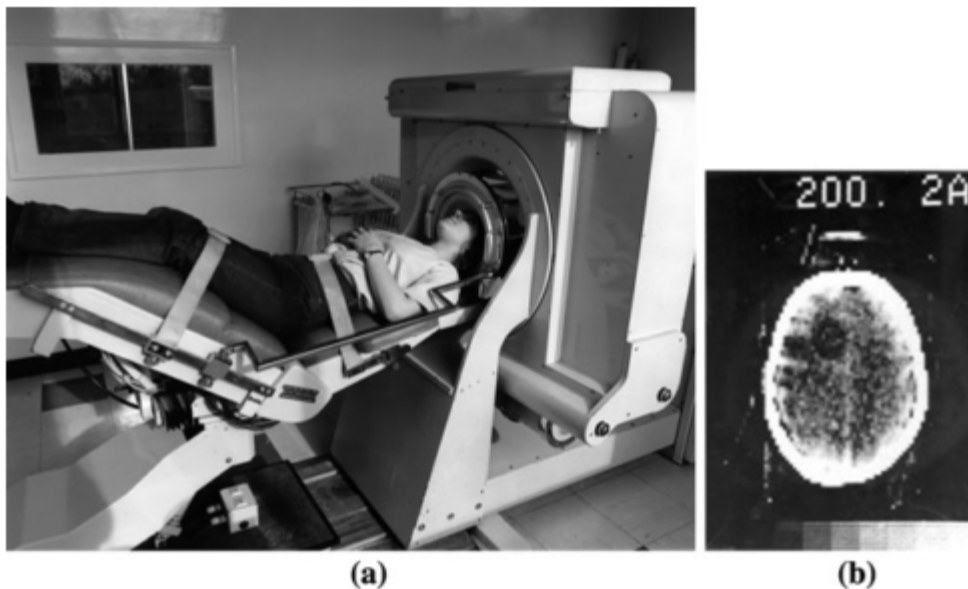


Figura nº 1 – (a) O equipamento de TC EMI Mark I ;(b) corte axial de crânio

Fonte: Adaptado de (7)

Ao longo dos anos, melhorias no *hardware* e no *software* da CT resultaram em avanços em todos os seus principais recursos, incluindo resolução de imagem, resolução temporal e velocidade de reconstrução. Em pouco mais de 30 anos, a inovação tecnológica abriu as portas para novos e variados usos da TC, nomeadamente na avaliação da doença vascular.

1.1 Evolução tecnologia e as gerações

Desde a apresentação desta técnica em 1972 e a sua introdução na prática clínica os sistemas de TC sofreram várias evoluções ao longo dos anos. Estas evoluções foram organizadas de acordo com a geometria do sistema e tomaram a designação de geração.

Primeira Geração

Esta primeira geração corresponde ao equipamento desenvolvido por *Godfrey Hounsfield* e o *Allan Cormack*, apresentado em 1972 e caracteriza-se pelo movimento do conjunto ampola/detector descrever movimentos de translação e rotação de 180° em torno do paciente. A ampola emitir um feixe de radiação muito fino, que se parte do princípio ser um feixe rectilíneo e haver só um detector. Tudo isto faz com que o tempo para aquisição de uma imagem é de 5 minutos e temos espessuras de cerca de 13 mm.(8,9)

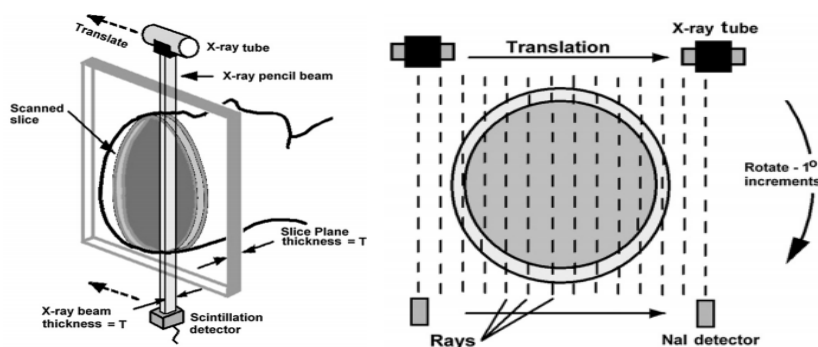


Figura nº 2 – Esquema de um equipamento de 1ª Geração

Fonte: Adaptado de (9)

Segunda Geração

A segunda geração aparece no ano seguinte ao apresentado por *Godfrey Hounsfield* e o *Allan Cormack*, e caracteriza-se por um equipamento com movimento de translação- rotação, como o TC anterior, mas a ampola emite um feixe de radiação x em forma de leque (feixe divergente) e apresenta vários detectores. O que permite uma aquisição de cerca de 20 segundos.(8)

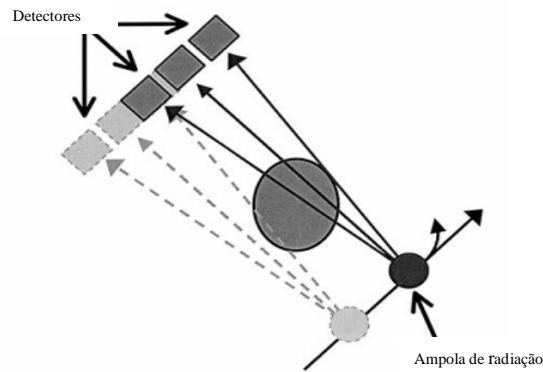


Figura nº 3 – Esquema de um equipamento de 2ª Geração

Fonte: Adaptado de (8)

Terceira Geração

O avanço na tecnologia da TC leva ao aparecimento da terceira geração, esta caracteriza-se por um tubo de raios X que produz um feixe em forma de leque que cobre todo o campo de visão e uma matriz de detectores em forma curvilínea, o tubo está directamente focado na matriz dos detectores (figura 4). A relação entre a fonte de raios X e os detectores permite que o feixe seja altamente colimado, o que reduz bastante a radiação dispersa, melhorando, assim, a qualidade da imagem. O movimento já é de rotação/rotação o que permite rotações de 360° em torno do paciente. Os tempos de reconstrução foram significativamente reduzidos quando comparados com os equipamentos de 1ª e 2ª Geração, sendo de cerca de 5 segundos.(9,10)

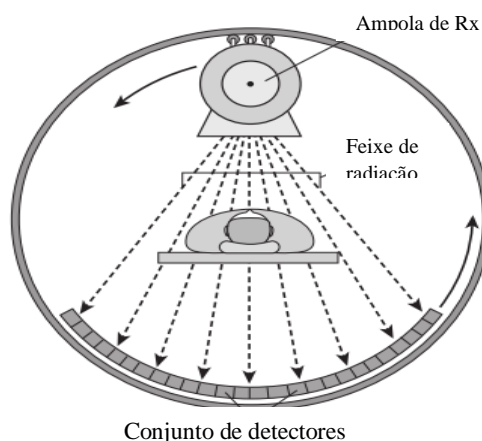


Figura nº 4 – Esquema de um equipamento de 3ª Geração

Fonte: Adaptado de (4)

É esta geração que apresenta o maior avanço, quando em 1987 a tecnologia *slip ring*² veio substituir os cabos de alta tensão, permitindo a rotação contínua da ampola de raio x que, quando combinada com o movimento do paciente ao longo da *gantry*, resulta numa aquisição helicoidal, permitindo uma aquisição volumétrica. Os anéis deslizantes são responsáveis por fornecer energia ao equipamento (energia de alta e baixa tensão), e recolher os sinais eléctricos dos detectores, eliminando os cabos eléctricos.(8,9)

A aquisição volumétrica aumenta a resolução temporal, permitindo diminuir os tempos de apneia, a realização de estudos que necessitam tempos curtos de exposição nomeadamente estudos cardíacos e vasculares, pois o conjunto ampola/detector e a mesa do paciente movem-se em simultâneo. Permite também, estudos em diferentes planos e associados a pós processamento avançado (exemplo imagens 3D), com boa qualidade de imagem, pois melhora a resolução espacial devido á diminuição da espessura de corte e a aquisição em volume.(4,9)

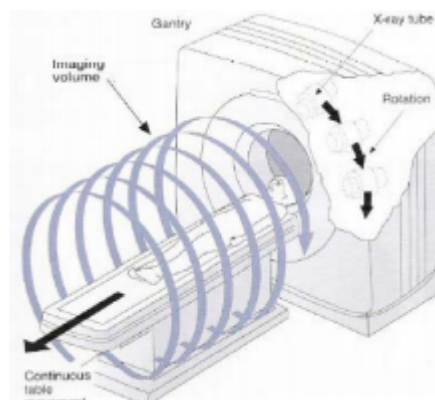


Figura nº 5 – Esquema de um equipamento de 3ª Geração com aquisição helicoidal

Fonte: Adaptado de (10)

Mais tarde, em 1989 surgem no mercado os equipamentos multicorte baseados na tecnologia de terceira geração associados a movimentos helicoidal, mas com uma matriz de detectores com varia fileiras de detectores. Este tipo de equipamento será apresentado posteriormente, visto que trás uma mais-valia para o estudo dos AAA.

Quarta Geração

Este equipamento foi introduzido no mercado com o objectivo de melhorar a qualidade da imagem, e aumentar a relação temporal. Consiste num equipamento em que os detectores são fixos encontrando-se ao redor da *gantry*, a ampola roda por dentro desta matriz de detectores. Este equipamento teve pouco sucesso pois torna-se muito dispendioso

² *slip ring*- anéis deslizantes

devido ao grande número de detectores e devido ao desenvolvimento simultâneo da aquisição helicoidal e do aparecimento dos equipamentos multicortes.

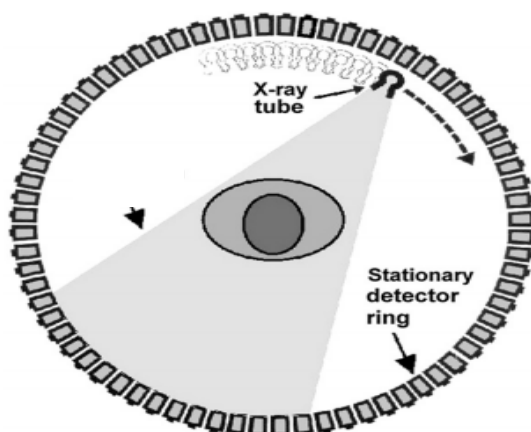


Figura nº 6 – Esquema de um equipamento de 4ª Geração

Fonte: Adaptado de (9)

Quinta Geração

Este equipamento foi desenvolvido para estudos cardíacos sem movimento na mesa (paciente), em 1984. Consistia na produção de um fluxo de electrões emitido pelo cátodo, que são focados num feixe estreito e electronicamente desviado para invadir um pequeno ponto focal num ânodo alvo de tungsténio anular, a partir do qual os raios X são produzidos. Para as aquisições cardíacas, sem movimento da mesa, era necessário 4 ânodos e 2 conjuntos de detectores, de modo a adquirir oito cortes intercalados e oito cm da região do coração. Apesar deste equipamento ter permitido o estudo cardíaco, com boa resolução temporal está limitado a esse mesmo estudo, tornando o equipamento muito caro, e a nível de imagem apresenta menor qualidade que a imagem CT convencional (devido a baixos valores de mAs). Este equipamento apesar de ter sido comercializado, teve pouco sucesso pois como aconteceu com o equipamento de quarta geração desenvolveu-se simultaneamente a aquisição helicoidal e apareceram os equipamentos multicorte.(9)

1.2 TC Multicorte

Os equipamentos multicorte aparecem em 1992, com os equipamentos de duas fileiras de detectores (*dual-slice*). Estes equipamentos têm por base a terceira geração associada à aquisição helicoidal, mas apresentam maior número de detectores distribuídos por várias fileiras. As imagens podem ser reconstruídas em qualquer posição ao longo do eixo do paciente (eixo longitudinal, eixo z), e a reconstrução da imagem sobreposta é usada para melhorar a resolução longitudinal. Uma maior cobertura no eixo z associado a tempos mais curtos tornou-se viável, após a introdução de sistemas de TC de quatro cortes por todos os principais fabricantes de CT, em 1998.(11)

Em 2004 aparece no mercado os equipamentos multicorte de 64 cortes. Estes equipamentos revolucionam os estudos angiográficos por TC, pois além de aumentarem a resolução temporal ainda com tempos mais curtos, permitem aumentar os tempos de rotação da *gantry* para valores inferiores a 0,4 segundos (5), aumentando assim a resolução espacial e diminuindo aos artefactos de movimento. Permitem reconstruções submilimétricas e aquisições numa fase arterial pura. Possibilitam uma verdadeira resolução isotrópica, aumentando a qualidade da imagem. Todos estes factores tornaram-se a base para aplicações como a angiografia por TC (CTA), revolucionando a avaliação não invasiva das doenças vasculares. A capacidade de aquisição de volumes maiores, aquisições com tempos mais rápidos, ranges maiores, com espessuras de corte fina ou mesmo submilimétricas, possibilitou também o desenvolvimento de técnicas de processamento de imagens tridimensionais, como reformações multiplanares (MPR), projecções de intensidade máxima (MIP), reconstruções de superfície (SSD) ou técnicas de volume (VRT), com muita qualidade. (11,12)

A grande desvantagem dos equipamentos multicorte é o número de imagens que este gera. O número depende do intervalo de reconstrução e do número de séries que são reconstruídas. Esta grande quantidade de dados mostra a necessidade de novas formas de visualização, de processamento, de arquivo e de demonstração de imagens são mesmo necessárias para o diagnóstico, este é o novo paradigma.(9,11,12)

O ruído da imagem aumenta à medida que a colimação da aquisição é reduzida. Para que esse ruído seja mantido em níveis aceitáveis a dose de radiação necessita de ser aumentada. Para além disso, a eficiência geométrica dos detectores diminui com colimação muito fina. Dai ser importante e essencial a escolha dos parâmetros técnicos de modo a

adquirir imagens com qualidade suficiente, com a menor dose de radiação possível.(11,12)
Na figura seguinte, apresenta-se esquema representativo de um equipamento multicorte.

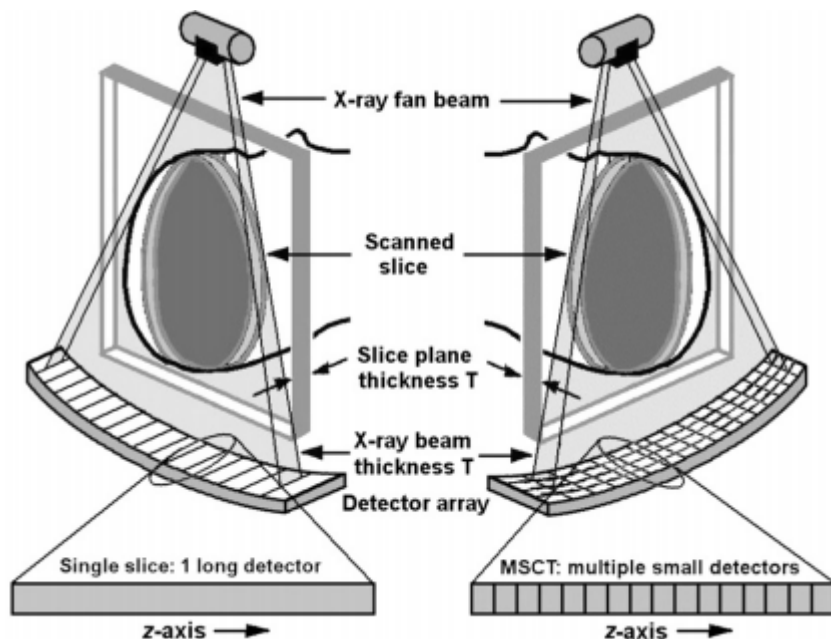


Figura nº 7 – Esquema de um equipamento de aquisição helicoidal simples (a) e multicorte (b)

Fonte: Adaptado de (9)

Na Figura 8 visualizam-se dois AAA, no entanto como se pode ver a qualidade de imagem é completamente diferente. A aquisição da imagem A foi efectuada num equipamento sequencial, em modo *Cluster* (este modo de aquisição é sequencial mas mais rápido), com espessura de corte 3mm e intervalos de 3mm. No entanto, este equipamento disponha de *software* que permitia a realização de reconstruções multiplanares (plano sagital, imagem da esquerda) e imagens 3D. Como se pode visualizar a reformatação apresenta um “escadeado” (deve-se ao facto de não se conseguir adquirir cortes mais finos e os intervalos de corte adquiridos contíguos e não sobrepostos). A imagem B representa um estudo adquirido num equipamento multicorte de 16 cortes, com modo de aquisição helicoidal, cortes de 1mm e com avanços de 0,5 mm. Este protocolo permite uma reformatação 3D sem efeito “escadeado”, e permite a realização de reconstruções em *Maximum Intensity Projection* (MIP). Estas últimas reconstruções apresentam maior qualidade em comparação com a imagem A.

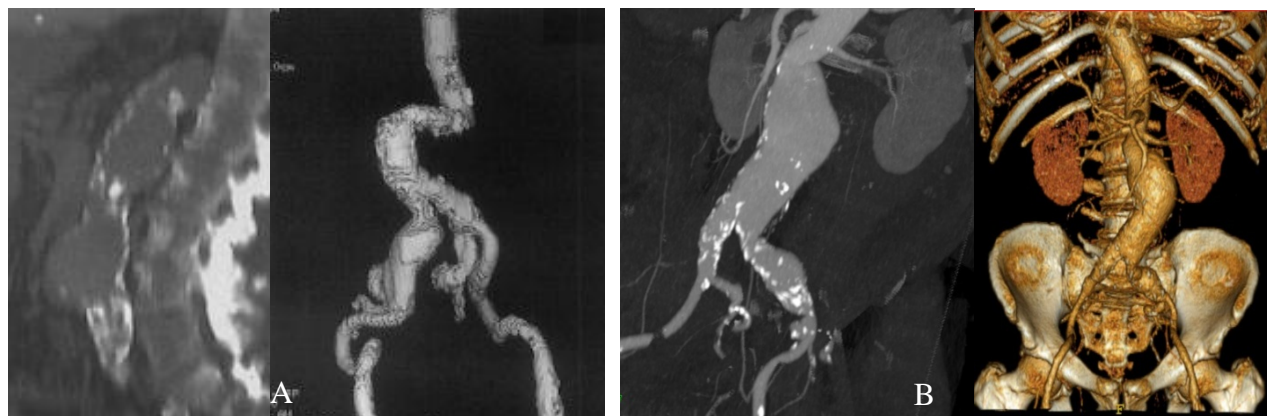


Figura nº 8 – A- aquisição sequencial (*modo cluster*) em plano sagital e 3D de AAA e íliaca direita; B- aquisição helicoidal (multicorte 16 da marca *Philips*) em MIP coronal e 3D de AAA e da íliaca esquerda

Fonte: Autora

Com o intuito de diminuir os tempos de aquisições, aumentar o cobertura longitudinal (eixo Z), diminuir a dose de radiação a *Siemens Medical Solutions*, introduz no mercado, em 2005 um equipamento *Dual Source TC* (Sistema de Dupla Fonte). Este sistema como o nome indica está equipado com dois conjuntos ampola/detector montados na mesma gantry, com um desvio angular de 90 °, tempo de rotação da ordem dos 0,33 segundos, permite a aquisição de cortes de 0,6mm sobrepostos, um dos conjunto ampola/detector cobre todo o campo de visão, com um diâmetro de 50 cm, o outro é mais restrito com um campo de visão menor e mais central. As principais vantagens deste sistema baseiam-se na capacidade de quantificar o volume sanguíneo em exames contrastados, caracterizar tecidos, distinguir iodo e cálcio, remover estruturas ósseas em exames angiográficos, melhorar a resolução temporal e diminuir a dose de radiação absorvida.(13,14)

Este equipamento permite lançar uma nova técnica, a técnica de dupla energia, que com base em valores de densidade de TC, adquiridos com duas energias diferentes simultaneamente (este equipamento permite visto ter duas ampolas) que permite a diferenciação de materiais e tecidos. Esta técnica pode ser usada na imagiologia abdominal, nomeadamente na avaliação de massas renais, lesões hepáticas, cálculos urinários, intestino delgado, pâncreas e glândulas supra-renais e no estudo de AAA. Numa única aquisição com contraste iodado, com duas energias diferentes, pode ser criado imagens virtuais sem contraste que permitem a diferenciação do agente de contraste do trombo calcificado, no caso dos AAA e no caso de endofugas (*endoleaks*), após a reparação do AAA como a atenuação do iodo é maior a 80 kVp do que a 120/140 kVp, existe a possibilidade de que pequenas fugas sejam observadas mais facilmente a 80 kVp, além disso pode reduzir substancialmente a exposição à radiação.(14)

A imagem seguinte visualiza-se imagens axiais (b e c) de um AAA, de um individuo do sexo masculino com 72 anos, com prótese endovascular. As imagens b e c encontram-se no mesmo plano. A imagem b foi adquirida com contraste iodado, visualizando-se a endofuga (seta) e a endoprotese (seta curva). A imagem c é uma imagem virtual, que resultou da subtracção do iodo, da aquisição original, onde é visível uma densidade na área do saco aneurismático trombosado (seta) e um trombo calcificado (seta curva). Neste exame não houve necessidade de aquisição sem contraste, dado que a aquisição com dupla energia permite a subtracção do iodo e reduz a dose de radiação para o paciente.(14)



Figura nº 9 – Imagem ilustrativa de um equipamento *Dual Source* (a). As imagens b e c representam um corte axial de um *endoleak* (a- aquisição com contraste, b- imagem virtual onde se subtraiu o iodo)

Fonte: Adaptado de (14)

1.3 Aquisição de dados

Os equipamentos de TC são complexos, tem muitos componentes diferentes envolvidos no processo de criação de uma imagem. Adicionando à complexidade, os diferentes fabricantes de TC frequentemente modificam o *design* de vários componentes, sendo importante entender a função básica de cada um desses componentes, e algumas das principais variações no seu *design*.

Gantry

A *gantry* é a parte mais visível do equipamento. Apresentam forma de anel e além de outros componentes contém o conjunto ampola detector, o qual tem um movimento de rotação contínua. A abertura da *gantry* depende dos fabricantes e variam entre 70 a 90 cm. É na *gantry* que se encontra os painéis de controlo que permitem ao técnico um posicionamento correcto do paciente, através da utilização de feixes luminosos. Nos equipamentos mais recentes estas funções podem estar também junto da consola. Os microfones que permitem a comunicação entre técnico e doente e vice-versa, também estão encaixados na *gantry*.(4)



Figura nº 10 – Fotografias da sala de TC do Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia, equipamento multicorte de 16 cortes

Fonte: Autora

Ampola de TC está localizada no interior da gantry, esta é responsável pela produção de radiação X, para obtenção de imagem. As ampolas de TC geralmente têm mais de um tamanho de ponto focal, variando os pontos focais entre 0,5 e 1,0 mm (são os tamanhos mais comuns). Pontos focais mais pequenos reduzem o efeito de penumbra, aumentam a resolução espacial, obtendo-se imagens com melhor qualidade. As ampolas de TC tem que estar preparadas para suportarem temperaturas elevadas. Os fabricantes dos equipamentos especificam a capacidade calorífica e a capacidade de dissipação de calor (HU- *Heat Unit*), valores esses que são importantes pois nos protocolos de TC normalmente é necessário

estudarem áreas anatómicas extensas e com múltiplas aquisições (como é o caso do diagnóstico dos AAA ou mesmo do controlo destes pós tratamento).(4,15) Os sistemas de arrefecimento tem que ser muito eficazes devido á grande produção de calor durante um exame, actualmente o arrefecimento da ampola é a óleo e a ar, e as recomendações dos fabricantes é que a sala tem que ter uma temperatura estável.

Logo á saída da ampola encontram-se os filtros, responsáveis pela absorção da radiação de baixa energia, pois esta como vai ser absorvida pelo paciente, não contribui efectivamente para a formação da imagem, antes aumenta a radiação para o paciente. Além disso, os filtros permitem obter uma intensidade de feixe mais uniforme, melhorando a imagem e reduzindo os artefactos resultantes do endurecimento do feixe.(4)

Os colimadores (de *teflon* ou alumínio) restringem a área irradiada, reduzindo assim a radiação dispersa, tornam o feixe de radiação que é policromático em monocromático. A radiação polienergética reduz a qualidade da imagem e aumenta a dose de radiação para o paciente. Reduzir a dispersão melhora a resolução do contraste e diminui a dose do paciente. Em equipamentos de uma única fileira de detectores, são os colimadores que determinam a espessura de corte. Nos equipamentos multicorte a espessura de corte resulta da combinação da largura do feixe de raio X (controlada pelos colimadores) e pela configuração do detector.

A radiação emergente, isto é a radiação após atravessar o paciente, é medida pelo detector. Este é responsável pela detecção dessa radiação sob a forma de luz visível e pela transformação desta em sinais eléctricos analógicos. Independente do material de fabrico do detector este deve ter as seguintes características:

- Alta eficiência - capacidade do detector de capturar radiação emergente transmitida e alterá-la para sinais eléctricos. Depende de vários factores nomeadamente eficiência geométrica (abertura do detector – área útil que na realidade recebe os fotões que saem do paciente; intervalo dos detectores: distância existente entre o ponto médio dos mesmos), tempo de resposta (tempo necessário para que o sinal do detector retorne a zero após a estimulação do detector pela radiação X , de modo que esteja pronto para detectar outro evento deRadiação X);
- Altamente sensíveis;
- Elevada estabilidade - permite que um sistema seja usado sem a interrupção para calibrações, frequentes.

Os detectores podem ser de diferentes substâncias, cada uma com vantagens e desvantagens. Actualmente, são utilizados os detectores de cristais sólido, mas também existem camaras de ionização, que contem gás xénon.

Os detectores que utilizam o gás xénon absorvem aproximadamente 60% a 87%⁽⁴⁾ dos fotões que os alcançam. Este gás é utilizado devido à sua capacidade de permanecer estável sob pressão, é mais barato que os detectores sólidos, é fácil de calibrar e é altamente estável (pouco sensíveis à temperatura e humidade). Cada detector de gás xénon é constituído por três placas de tungsténio e quando um fotão entra nesse canal, ioniza o gás, estes iões são acelerados e amplificados através do campo eléctrico entre as placas e há produção de uma corrente eléctrica, que posteriormente vai ser processada para a criação de imagem. A grande desvantagem do gás xénon é que este tem de ser mantido sob pressão dentro de um involucro de alumínio. Este alumínio vai absorver alguma da radiação emergente, e conseqüentemente para a formação da imagem vai ser necessário utilizar mais radiação.(4)

No caso dos detectores sólidos, também designados por detectores de cintiladores, porque são constituídos por cristais sólidos acoplados a um cintilador (converte o raio-x em luz) e um fotodiodo (em Inglês *Photo Diode Array* - Converte a luz em sinal eléctrico analógico), através de um conector este sinal analógico é transmitido ao *Data Acquisition System* (DAS), o qual converte o sinal analógico em digital iniciando-se o processo de reconstrução de imagem. Estes detectores sólidos normalmente produzidos de tungstato de cádmio, iodeto de cézio ou compostos cerâmicos de terras raras, materiais com número atómico elevado e elevada densidade, têm coeficientes da ordem de 100%⁽⁴⁾. No entanto são mais sensíveis a oscilações da temperatura e humidade. Os detectores sólidos são separados por uma barras o que permite que sejam colocados em arco (terceira geração) ou círculo (quarta geração). O intervalo dos detectores (medida entre o meio de um detector até ao meio do detector vizinho) e a abertura do detector (área útil que na realidade recebe os fotões que saem do paciente), influenciam a quantidade de radiação lida e a quantidade de radiação dispersa. Portanto quanto maior a abertura e menor o intervalo dos detectores, melhor a qualidade da imagem, aumentando a resolução espacial.(4,5)

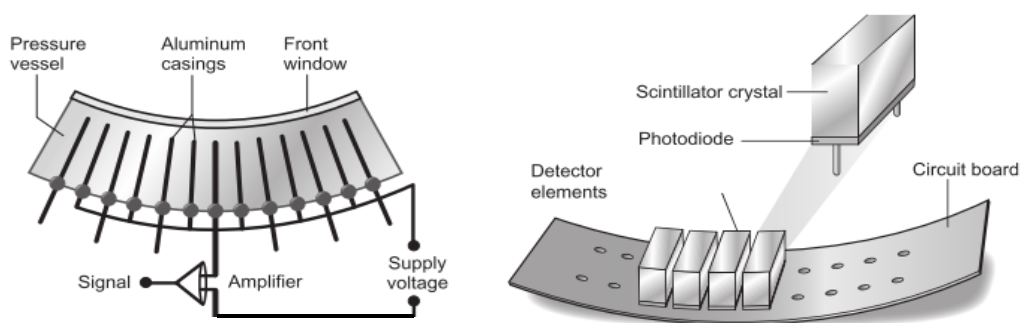


Figura nº 11 – Esquema detector de gás (imagem da esquerda), e de detector sólido (imagem da direita)

Fonte: Adaptado de (4)

Os equipamentos multicorte utilizam detectores sólidos com grande eficiência, no entanto variam de acordo com o fabricante. Como já foi referido, os equipamentos multicorte possuem várias fileiras de detectores, variando entre 2 até 256 fileiras (equipamentos comercializados). Este conjunto de fileiras designa-se por matriz de detectores. (11,12)

Os diferentes fabricantes introduziram no mercado equipamentos multidetectores com diferentes *designs* de detectores. Existem três tipos de matrizes de detectores: a mais simples em que todas as filas têm detectores de espessura igual; matrizes híbridas em que a espessura dos detectores no centro é menor e à periferia é maior; detectores de matriz adaptativa em que as fileiras dos detectores têm espessura variável. Para diferentes espessuras de corte os equipamentos combinam várias fileiras de detectores electronicamente de acordo com a colimação do feixe seleccionada e com a espessura desejada. (9,11,12,16)

Na figura seguinte estão representados algumas matrizes de detectores, na figura A é retratada uma matriz simples com 16 fileiras detectores, todos com espessura igual de 1.25 mm, esta matriz permite espessuras de corte de 1.25, 2.5, 3.75, 5, 7.5, ou 10 mm. A figura B representa uma matriz adaptativa, composta por elementos com tamanho diferente, mas que podem ser combinados com uma unidade de colimador pós-paciente para adquirir cortes com diferentes espessuras, neste caso espessuras de 1, 2.5, 5 ou 10 mm. A figura C exhibe uma matriz de detectores híbridos, os detectores do centro tem tamanho 0.5 mm e os mais laterais tem tamanho maior. Este *design* tem sido especialmente adoptado em scanners CT de 16 canais por todos os fabricantes. O *design* do detector mostrado é de um scanner Toshiba de quatro canais. (16)

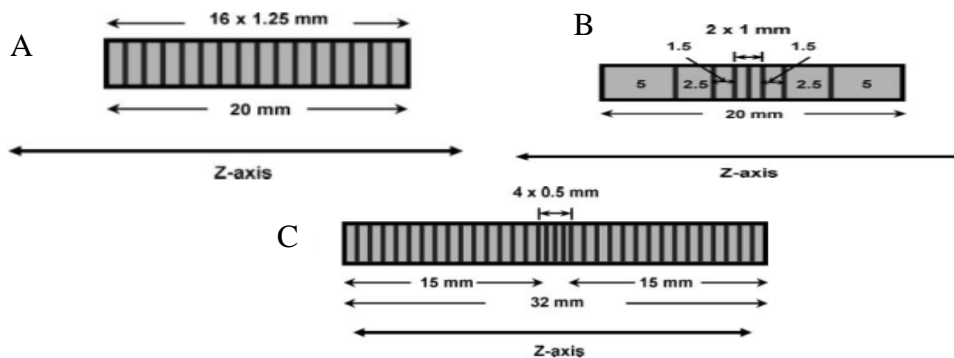


Figura nº 12 – Representação de diferentes matrizes de detector

Fonte: Adaptado de (16)

No interior da *gantry*, também existem os anéis deslizantes (ou *slip rings*), o que permite a aquisição helicoidal. A energia de baixa e alta tensão é fornecida por estes elementos, o que exclui a necessidade de cabos eléctricos, permitindo a rotação contínua do conjunto ampola/detector.(4,9)

Tempo de rotação

O tempo de rotação é o intervalo de tempo necessário para uma rotação completa de 360° do conjunto ampola/detector, à volta do paciente. Este tempo afecta o comprimento da range em espiral e, portanto, a cobertura longitudinal (eixo do Z). Os sistemas de TC actuais exigem tempos inferiores a 0,4 segundo para uma rotação. Tempos curtos de rotação tem vantagens principalmente na área da CTA, pois permite uma aquisição mais longa com o mesmo tempo, reduzindo ou eliminando os artefactos de movimento, menor quantidade de contraste iodado e mais conforto para o paciente (exame mais rápido e com menos contraste). Os tempos de rotação curtos são recomendados para estudos de grandes regiões anatómicas ou para órgãos que tem movimento constante (como por exemplo o coração).(5)

Mesa

A mesa é um elemento importante, esta movimenta-se no interior da gantry e tem características idênticas a todos os fabricantes. Esta tem de ser confortável, tem de ser radiotransparente, tem motor próprio que permite subir e descer e deslizar para dentro da gantry (movimento horizontal) com movimentos precisos e suaves. As limitações de peso dependem do fabricante, variam entre 180 e 230 kg. (4) No entanto com o aumento da obesidade, em especial nos Estados Unidos da América, houve necessidade de fabricarem equipamentos com maior limite de peso por exemplo o equipamento da *Brilliance CT Big Bore* da *Philips*, o *LightSpeed Xtra* da *GE Healthcare* cujo limite de peso é de 295 kg, o da *Siemens Somatom Sensation Open* cujo limite é de 280 kg e o *Aquilion Large Bore* da *Toshiba* cujo limite é de 205 kg. Nestes equipamentos específicos a abertura da gantry também sofre um ligeiro aumento, variando entre 80 a 90 cm.(17)

Pitch

Este parâmetro aparece com a introdução da aquisição helicoidal, a mesa tem movimento contínuo. O *pitch* é o parâmetro usado para descrever o movimento da mesa de TC ao longo de uma aquisição helicoidal. Define-se como a distância de deslocamento da mesa de TC por rotação de 360° do tubo de raios X, dividida pela largura de colimação do feixe de raios X.(4)

Para uma aquisição helicoidal de um equipamento de uma única fileira de detectores:

$$Pitch = \frac{\text{avanço da mesa por rotação de } 360^\circ}{\text{espessura de corte}}$$

(Equação 1)

Em equipamentos multicorte, existem duas terminologias utilizadas para definir o factor *pitch*, sendo elas: a divisão do produto da velocidade da mesa por rotação da gantry, pela largura nominal do corte e a divisão do produto da velocidade da mesa por rotação da gantry, pela largura do feixe ou espessura efectiva do detector.(4,9,18)

$$Pitch(d - \text{detector}) = \frac{\text{movimento da mesa por rotação}}{\text{espessura de uma fileira de detectores}}$$

Ou

$$\text{Pitch}(\text{colimação}) = \frac{\text{movimento da mesa por rotação}}{\text{espessura dos detectores irradiados}}$$

(Equação 2)

São dois modos de calcular o *pitch* em multicorte, o que pode gerar alguma confusão, pois são terminologias diferentes, mas que na realidade são similares e representam o mesmo parâmetro. O *pitch* _(d) é usado por um único fabricante *General Electric Medical Systems*, enquanto o *pitch* _(colimação) utiliza todos os detectores irradiados (corresponde à colimação do feixe), é usado pelos restantes fabricantes.(18)

1.4 Reconstrução da Imagem

A TC é uma tecnologia de diagnóstico por imagem, que utiliza radiação X para medir a atenuação do feixe de raio X de um objecto, em todas as direcções, e a partir desses dados são calculados coeficiente de atenuação de todo o objecto, com a ajuda de um computador e algoritmos matemáticos. Em seguida os dados são processados e apresentados como uma imagem reconstruída. Através de processos matemáticos complexos o computador transforma os sinais analógicos em imagens seccionais. Para além disso o computador tem como função o controlo do sistema de *data acquisition*, a exibição e o armazenamento das imagens.(6,19,20)

Há vários métodos de reconstrução de imagem, todos baseados em processos matemáticos complexos. Inicialmente a reconstrução da imagem foi efectuada recorrendo a um algoritmo de retro projecção, em que cada uma das projecções obtidas a diferentes ângulos é projectada num sinograma e quando combinadas entre si possibilitam a criação da imagem. Porém, os princípios matemáticos inerentes a este tipo de reconstrução conduzem a uma perda de informação, resultando em artefactos em forma de estrela. Para solucionar este problema, aplicou-se outro processo matemático de convolução ou filtragem, designando por retro projecção filtrada, que altera a resolução espacial e o ruído. Quanto mais “duro” for o algoritmo maior a resolução espacial mas aumenta o ruído; quanto mais suave menor o ruído mas diminui a resolução espacial. A selecção dos diferentes algoritmos depende das áreas anatómicas e a indicação clínica em estudo. A utilização do algoritmo de retro projecção filtrada gera imagens com qualidade adequada e de forma rápida, sendo correntemente o mais utilizado na prática clínica. No entanto em pacientes obesos, estruturas com elevada densidade e na presença de objectos metálicos, a qualidade da imagem diminui.(20)

Com o objectivo de colmatar lacunas na retro projecção filtrada surgem no mercado os algoritmos de reconstrução iterativa. Estes algoritmos, que já tinham sido utilizados anteriormente e matematicamente muito complexos, geravam grande quantidade de dados, o que tornava a reconstrução da imagem muito lenta, sendo por esta razão a reconstrução interactiva inviabilizada na utilização para fins clínicos. Com o desenvolvimento da tecnologia da TC associada ao desenvolvimento da informática, houve necessidade da reintrodução deste tipo de algoritmos. Os diferentes fabricantes, utilizam diferente tipo de reconstrução interactiva, com o mesmo objectivo de melhorar a qualidade da imagem e

diminuir a dose de radiação.(21) Na tabela 21 apresentam-se os algoritmos de reconstrução interactiva de diferentes fabricantes

Tabela nº1- Algoritmos de reconstrução interactiva das diferentes marcas

Fonte: adaptado de (21)

Marca do equipamento	Algoritmo de Reconstrução Interactiva	Designação comercial
<i>Philips</i>	-	IDOSE ⁴
	<i>Interactive Model Reconstruction</i>	IMR
<i>Toshiba</i>	<i>Adaptive Interactive Dose Reduction</i>	AIDR 3D
<i>GE</i>	<i>Adaptive Statistical Interactive Reconstruction</i>	ASIR
	<i>Model Based Interactive Reconstruction</i>	MBIR
<i>Siemens</i>	<i>Interactive Reconstruction in Image Space</i>	IRIS
	<i>Sinogram-affirmed Interactive Reconstruction</i>	SAFIRE
	<i>Advanced Modeled Interactive Reconstruction</i>	ADMIRE

Outra inovação que apareceu no mercado recentemente foram algoritmos que permitem reduzir o artefacto causado pelas próteses metálicas. Este algoritmo tem como objectivo principal minimizar a expressão dos artefactos de metal na imagem, aumentando a qualidade da imagem, sendo actualmente utilizado por todos os fabricantes.(21) Esta referência é importante para este estudo, visto que os AAA são dispositivos metálicos, que durante os procedimentos de controlo a imagem podem dar artefacto o prejudicando a imagem. As imagens seguintes ilustram um caso de um individuo do sexo masculino de 80 anos, qua apresenta uma prótese endovascular na aorta e em que o artefacto metálico projecta-se na artéria mesentérica (**imagem A**). A aplicação de um algoritmo de redução de artefacto metálico (*SEMAR- Toshiba*), conforme pode ser visualizado na **imagem B**, permite reduzir o artefacto e visualizar a artéria em toda a sua totalidade e com uma boa qualidade de imagem.(22)

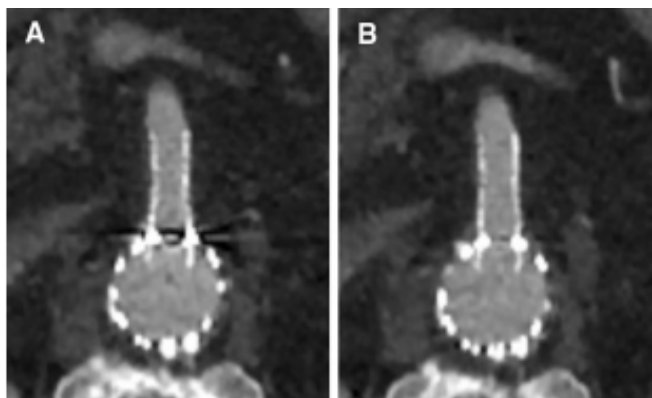


Figura nº 13 – Imagens axiais de CT (A- imagens com artefacto; B- aplicado SEMAR imagem sem artefacto)

Fonte: Adaptado de (22)

Na tabela 2 apresentam-se os algoritmos de redução de artefacto metálico, em função do fabricante do equipamento de TC.

Tabela nº2- Algoritmos de redução de artefacto metálico das diferentes marcas e designação comercial

Fonte: adaptado de (21)

Marca de equipamento	Algoritmo de redução de artefacto metálico	Designação comercial
<i>Philips</i>	<i>Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants</i>	O-MAR
<i>Toshiba</i>	<i>Single Energy Metal Artifact Reduction</i>	SEMAR
<i>GE</i>	<i>Smart Metal Artifact Reduction</i>	MARS
<i>Siemens</i>	<i>Interactive Metal Artifact Reduction</i>	iMAR

Rawdata

Independentemente do método de reconstrução são gerados inúmeros dados brutos (incluem todas as medições obtidas pela matriz do detector), que ficam armazenados na *rawdata*. A reconstrução que é produzida automaticamente após a aquisição tem o nome de reconstrução prospectiva. Os dados brutos podem ser usados posteriormente para produzir novas imagens, a este processo chama-se reconstrução retrospectiva.(4)

Field of View – FOV

A palavra *field of view* (FOV), que em português quer dizer campo divisão pode designar duas realidades diferentes. O *scan* FOV determina a área dentro da *gantry*, a partir da qual os dados brutos são adquiridos, esta área varia entre diferentes equipamentos. O *display* FOV (DFOV) determina quanto dos dados brutos adquiridos são usados para a reconstrução de uma imagem. Alterar o *display* FOV afectará a qualidade da imagem alterando o tamanho do *pixel*. Se a escolha for um DFOV grande, a imagem aparece pequena, dado que a quantidade de dados por *pixel* é maior o que reduz a resolução espacial. Por outro lado, um DFOV muito pequeno, pode excluir a anatomia necessária do paciente.(4)

Imagem

A imagem de TC, é apresentada numa matriz digital composta por linhas e colunas de pequenos blocos que se designam-se por *pixel* (elemento básico da imagem). Cada *pixel* é uma representação bidimensional, de um volume tridimensional de um tecido na imagem de TC. Esses volumes de tecidos tridimensionais são chamados elementos de volume ou *voxels*. Cada *voxel* possui altura, largura e profundidade determinada pela espessura de corte. Qualquer imagem de TC é composta por um grande número de *pixels* que representam vários graus de atenuação dependendo da densidade anatómica dos tecidos nos *voxels*. Para cada *voxel* é atribuído um número pelo computador, que é proporcional à atenuação dos raios x nesse volume de tecido. Uma vez determinado o grau de atenuação de cada *voxel*, a imagem do tecido tridimensional é representada no monitor do computador como uma imagem bidimensional, ou seja, cada *voxel* do tecido é representado no monitor do computador como um *pixel* (9,10,23)

Apos a determinação do grau de atenuação de cada *voxel*, estes valores são convertidos para outra escala numérica chamada escala de cinzentos ou Unidades de *Hounsfield* (UH). Esta escala quantifica os valores dos coeficientes de atenuação (μ) das estruturas em estudo. Esta escala é representada em Unidades de *Hounsfield* (UH) ou em números TC, tendo em conta a seguinte equação(20,23):

$$UH = \frac{\mu T - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \times 1000$$

(Equação 3)

Onde μT é o coeficiente de atenuação para um tecido genérico e $\mu_{\text{água}}$ é o coeficiente de atenuação da água. Os valores de *Hounsfield* são definidos como -1000 para o ar, 0 para a água, e aproximadamente + 1000 para osso. Deste modo os tecidos pulmonares e a gordura apresentam UH negativos devido à sua baixa densidade. A maioria dos órgãos e tecidos (músculo, tecidos de ligação, etc.) têm valores positivos.(10,23)

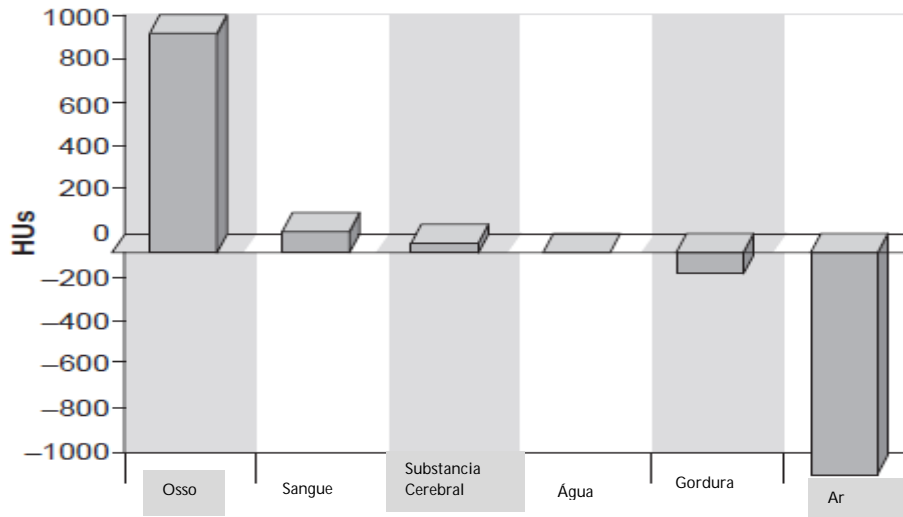


Figura nº 14 – Escala dos números de TC dos diferentes tecidos

Fonte: Adaptado de (4)

A representação da escala de cinzentos, de uma imagem no monitor, é muito superior à capacidade de discriminação do olho humano sendo, deste modo, necessário proceder a ajustes da imagem, de acordo com as estruturas em estudo, surgindo os conceitos de largura de janela e nível de janela. O nível da janela (*WL – Window Level*) é determinado pela densidade do tecido que se repete com mais frequência na estrutura anatómica controlando assim o brilho da imagem. Alargura da janela (*WW – Window Width*) refere-se à gama de UH que podem ser exibidas como variações de cinzento. Uma janela larga indica uma maior escala de cinzentos, o que resulta numa imagem com baixo contraste, ou seja, a largura da janela controla o contraste da imagem final.(4,10,23)

Na figura seguinte estão representadas três imagens axiais iguais, na região abdominal superior, em que as janelas e o centro de janela são diferentes (a- janela de partes moles; b- janela de parênquima pulmonar e c- janela de osso). Através das diferentes janelas e centro podem ser estudados os diferentes tecidos e órgãos.

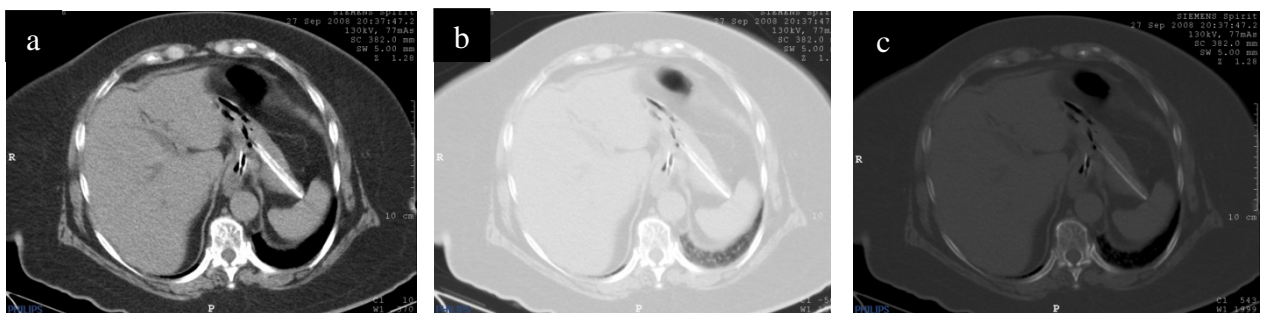


Figura nº 15 – Corte axial ao nível do abdômen superior com diferentes centros e janelas (a- ww- 370;wl- 10; b- ww-1609; WL- - 600; c- ww-2000; wl-543)

Fonte: Autora

O aparecimento dos equipamentos multicorte ampliou o uso de imagens multiplanares no diagnóstico, porque a imagem volumétrica gera reconstruções com grande qualidade e o *software* actual permite que as reformatações sejam efectuadas de forma rápida e de fácil execução. Além disso, quando os *voxels* são isotrópicos, qualquer plano oblíquo pode ser criado praticamente sem perda de qualidade de imagem.(4,9)

A imagem reformatada é virtualmente idêntica em qualidade à reconstrução axial original. As reconstruções multiplanares podem ser manuais, exigindo ao operador a escolha de parâmetros (exemplo: espessura, plano desejado, numero de imagens e/ou avanço entre as imagens, planos curvos). Este processo pode ser executado em tempo real permitindo ao operador usar tentativa e erro para obter o plano de imagem ideal, para demonstração da patologia.

Os equipamentos mais modernos permitem que durante o protocolo, as reconstruções multiplanares sejam geradas automaticamente, pelo *software*, o que permite efectuar ajustes ao protocolo em função das imagens que estão a ser visualizadas. Apesar de se gastar mais tempo a programar durante a aquisição de imagem, ganha-se tempo no final do exame, dado que quando a aquisição termina as reformatações já estão concretizadas. No entanto as reformatações só podem ser programadas no plano sagital e coronal, as curvas e as oblíquas ainda tem ser criadas manualmente. O mesmo acontece com todo o outro pós processamento MIP, VRT, 3D, segmentação.

Na figura seguinte apresentam-se três exemplos de reformatações. A imagem A corresponde a uma imagem no plano coronal (trombose da aorta abaixo das artérias renais); imagem B em plano curvo (visualização de um aneurisma); na imagem C uma projecção em MIP com ligeira rotação (visualização AAA e da artéria ilíaca esquerda); na imagem D reconstrução 3D para destacar a aorta abdominal e esbater para segundo plano os restantes órgãos abdominais.

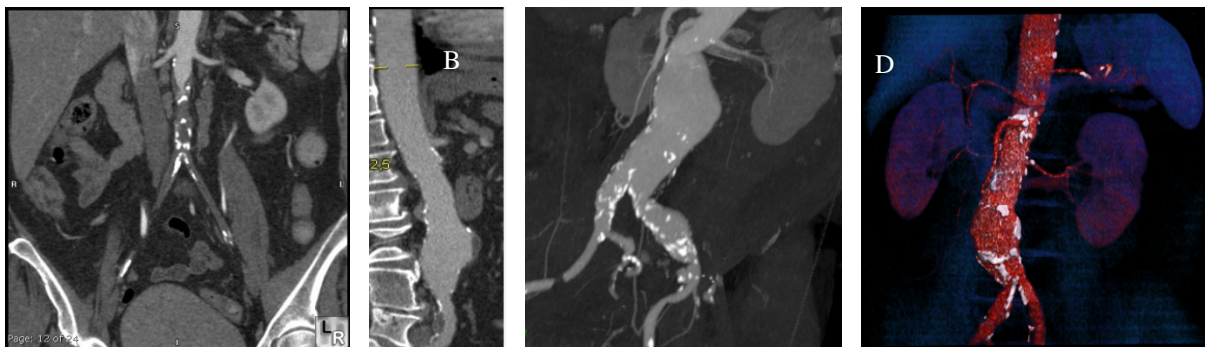


Figura nº 16 – Reformatação multiplanar e MIP

Fonte: Autora

1.5 Dose de radiação

A TC é um método de imagem cada vez mais importante e solicitado na área médica, sendo que a dose de radiação associada aos exames constitui uma grande preocupação. A TC utiliza medidas específicas para a quantificação de dose de radiação, sendo as mais importantes o índice de dose (*Computer Tomography dose index* - CTDI), produto de comprimento de dose (*Dose length product* - DLP), a dose efectiva e a dose absorvida pelo órgão.(4,24–26)

CTDI

O CTDI é o conceito principal de medição de dose na TC. O CTDI, em multicorte representa a dose média absorvida, ao longo do eixo z, a partir de múltiplas irradiações contíguas num único corte axial. O CTDI é calculado pela divisão da dose integrada pela colimação total do feixe de radiação, e expressa-se na unidade de medida Gray (Gy). O índice de dose em tomografia computadorizada é definido pela seguinte equação:(25,26)

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (mGy)$$

(Equação 4)

Onde $D(z)$ representa o perfil de dose ao longo do eixo z, N representa o número de cortes de uma única aquisição tomográfica e T representa a espessura de cada corte.

O CTDI na prática fornece o valor padrão, da dose no paciente em condições específicas de aquisição, permitindo a programação de várias aquisições e a comparação entre equipamentos.

Pode ser especificado em diversas condições, como por exemplo, ar, fantoma de cabeça, fantoma de corpo ou diferentes comprimentos de integração. Foram assim criadas várias definições de CTDI para permitir a sua determinação prática, nomeadamente, $CTDI_{FDA}$, $CTDI_{100}$, $CTDI_{ar}$, $CTDI_{w, n}$, $CTDI$, $CTDI_{vol}$. (25,26)

CTDI₁₀₀

$CTDI_{100}$ é medido usando uma câmara de ionização tipo lápis com 100 mm de comprimento, sendo que os limites de integração são de ± 50 mm, correspondentes às câmaras de ionização tipo lápis disponíveis no mercado, e expressa-se em termos de dose absorvida no ar, pela equação:(25,26)

$$CTDI(100) = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{50} D(z) dz \quad (mGy)$$

(Equação 5)

CTDI_w

Esta grandeza é o valor ponderado do CTDI₁₀₀, obtido em simuladores de polimetilmetacrilato (PMMA) para cabeça e corpo. Indica e calcula o valor de dose média em apenas um corte, através da obtenção de resultados em 4 locais periféricos e um central do simulador. Esta medida é a responsável pelas recomendações de dose estabelecidas nos equipamentos e é estimada utilizando a seguinte equação:(25,26)

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p} \quad (mGy)$$

(Equação 6)

CTDI_{ar}

O CTDI_{ar} (dose livre, no ar) é a ionização medida no ar, no eixo de rotação do sistema, sem qualquer fantoma e utilizando uma câmara do tipo lápis. Esta medida permite, através de factores de conversão da dose no órgão, o cálculo da dose efectiva, sendo por isso uma medida de dosimetria de grande importância para o paciente. Define-se pela expressão (ph pb são factores simuladores para a cabeça e corpo, respectivamente): (25,26)

$$ph = \frac{CTDI_w \cdot h}{CTDI_{ar}} \qquad pb = \frac{CTDI \cdot b}{CTDI_{ar}} \quad (mGy)$$

(Equação 7)

CTDI_{vol}

O CTDI_{vol} corresponde ao Índice de Dose de Volume em Tomografia Computorizada. Representa a dose média de radiação absorvida segundo as direcções x, y e z e integra o efeito da geometria e filtração do feixe, kV, mAs, colimação e do *pitch* na dose, sendo utilizado para otimizar os parâmetros de exposição. Por imposição da legislação, alguns tomógrafos exibem o CTDI_{vol} na consola do operador, no entanto este representa a dose produzida pelos equipamentos segundo os parâmetros de aquisição escolhidos para cada exame, não sendo uma medida exacta da dose que atinge o paciente. O cálculo do CTDI_{vol} é dado pela expressão matemática, em que p representa o valor do *pitch*: (25,26)

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p}$$

(Equação 8)

DLP (Dose length product)

DLP é a soma dos produtos CTDI_w e espessura de corte, para o total de cortes, reflectindo o total de energia absorvida atribuível para o varrimento completo num exame de TC. Não representa um bom indicador de risco de exposição, uma vez que não considera a radiosensibilidade de um determinado tecido. Calcula-se através da seguinte equação:(24)

$$DLP = CTDI_{vol} * largura do scan \quad (mGy * cm)$$

(Equação 9)

Dose efectiva

É importante reconhecer que os efeitos biológicos potenciais da radiação dependem não apenas da dose de radiação para um tecido ou órgão, mas também da sensibilidade biológica do tecido ou órgão irradiado. A dose efectiva é uma relação entre k (fator de conversão), DLP e CTDI (uma vez que está na origem do DLP): (25,26)

$$Dose Efectiva = k * DLP \quad (mSv)$$

(Equação 10)

Na tabela 3 apresenta-se os factores de conversão (k), para o calculo da dose efectiva em adultos e pacientes pediátricos de várias idades, em várias regiões do corpo. O fator de conversão para pacientes adultos de cabeça e pescoço e pediátricos pressupõe o uso do simulador de dose de TC da cabeça (16 cm). Todos os outros factores de conversão pressupõem o uso do fantasma de TC de 32 cm de diâmetro. (25,26)

Tabela nº3- Factores de conversão (k)

Fonte: adaptado de (25)

Região anatomica	K (mSv*mGy ⁻¹ *cm ⁻¹)				
	0 anos	1 ano	5 anos	10 anos	Adulto
Cabeça e pescoço	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
Cabeça	0.011	0.0067	0.004	0.0032	0.0021
Pescoço	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
Torax	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
Abomen e pelve	0.049	0.039	0.020	0.015	0.015
Tronco	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

Modelação de dose

A modelação de dose é uma tecnica de controlo de exposição automática cujo o objectivo é a redução da dose de exposição para o paciente. Esta tecnica consiste em variar a corrente (mA). O objetivo é atingir um nível de maior consistência, na qualidade de imagem de paciente para paciente e otimizar a utilização da radiação, reduzindo assim a dose absorvida pelo paciente. Os sistemas que adaptam automaticamente os valores de mA, têm o objetivo de evitar a subjectividade de valores por parte do utilizador, seleccionando a configuração apropriada para cada paciente.(27)

A modelação de dose pode ser defenida de quatro modos:

- **modelação fixa**- a corrente de tubo (mAs) é usada em todos os angulos e projecções;
- **modelação angular**- baseia a modulação da corrente do tubo no plano x, y (a corrente é ajustada para cada ângulo de projecção para o tamanho, forma e atenuação do paciente, a redução de dose varia entre 10-50%(27), sem qualquer deterioração da qualidade da imagem);

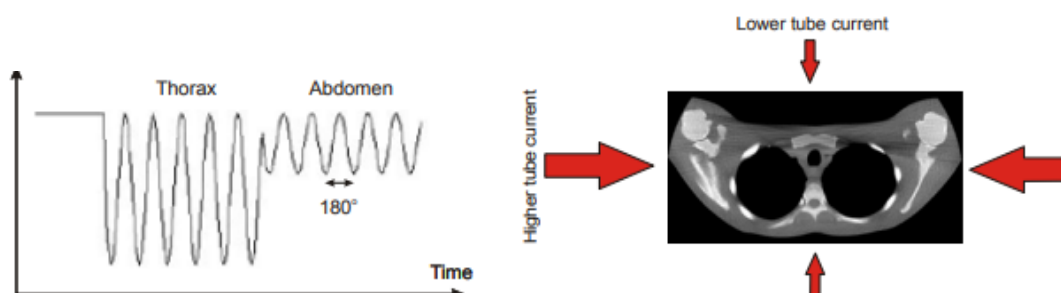


Figura nº 17 – Representação da modelação angular

Fonte: Adaptado de (27)

- **modelação longitudinal**- modelação ocorre ao longo eixo z. Os valores de mA são variados de rotação em rotação da gantry, tendo em conta as variações de atenuação ao longo do eixo longo do paciente;

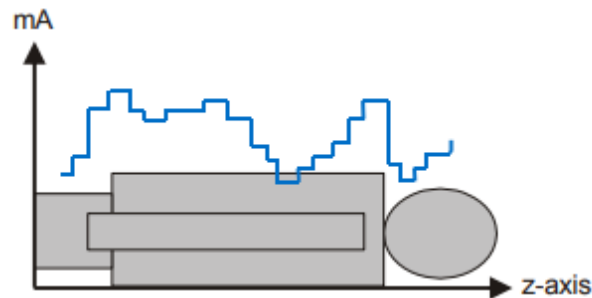


Figura nº 18 – Representação da modelação longitudinal

Fonte: Adaptado de (27)

- **modelação combinada**- é a combinação simultânea da modelação angular e longitudinal (eixo x-y e z) ou seja, esta técnica modula a corrente do durante cada rotação da gantry e para cada posição de corte. Esta técnica de modulação de dose é a mais eficaz na redução de dose, uma vez que a dose de radiação é ajustada de acordo com a atenuação do feixe no paciente, ao longo do eixo dos Z e do x e y.

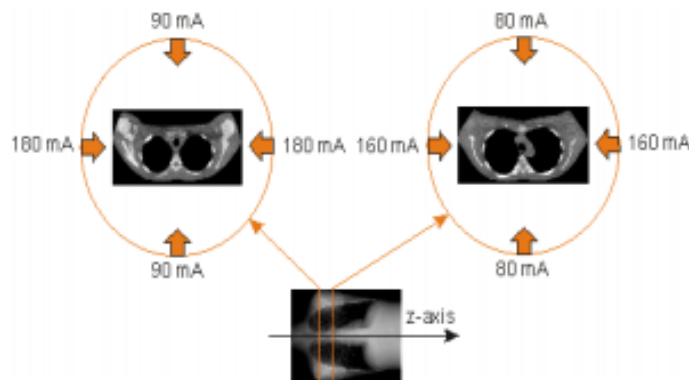


Figura nº 19 – Representação da modelação combinada

Fonte: Adaptado de (27)

1.6 Qualidade de Imagem

A qualidade em TC é muito importante. Em TC a garantia de qualidade baseia-se em três regras: os testes devem ser realizados regularmente; os resultados de todos os testes devem ser guardados; os testes têm que indicar se o parâmetro testado segue as *guidelines* específicas.

Para garantir a qualidade em TC são utilizados fantasmas, a maioria é projectada com muitos componentes, de modo a que um único fantoma possa ser usado para examinar uma ampla gama de parâmetros do equipamento. Por exemplo, o fantoma de acreditação TC do *American College of Radiology (ACR)* é um fantoma sólido que contém quatro módulos e é construído principalmente a partir de um material equivalente à água. Cada módulo mede 4 cm de profundidade e 20 cm de diâmetro, com marcas de alinhamento externas para permitir a centragem do objecto nos eixos x, y e z.(4)

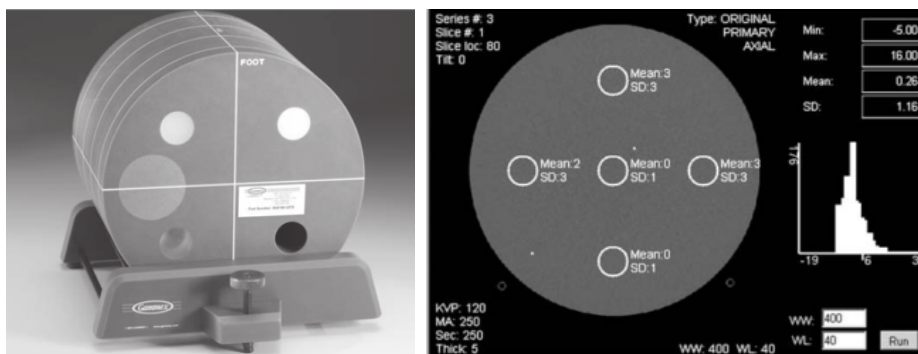


Figura nº 20 – Fotografia de um fantoma (esquerda), teste de uniformidade (direita)

Fonte: Adaptado de (4)

O primeiro módulo é usado para avaliar o posicionamento e o alinhamento, a precisão da TC e a espessura e corte. O segundo módulo é usado para avaliar a resolução de baixo contraste (resolução de contraste). Para avaliar a resolução do contraste, é utilizado um fantoma que contém objectos de tamanhos variados. Esses objectos têm apenas uma pequena diferença na densidade. No mínimo, a resolução de contraste deve ser tal que, com uma diferença de densidade de 0,5%, um objecto de 5 mm possa ser exibido. O terceiro módulo é usado para avaliar a uniformidade do número CT, avaliação do ruído³ e da precisão das medições de distância no plano. O ruído é medido pela obtenção do desvio padrão dos números de CT dentro de uma região de interesse (ROI). A uniformidade refere-se à capacidade do equipamento reproduzir o mesmo número de CT, independentemente da

³ Ruído- quantidade de fótons que chega ao detector, imagem aparece “granitada”

localização de um ROI dentro de um objecto homogéneo. O quarto módulo é usado para avaliar a resolução espacial (resolução de alto contraste). A resolução espacial é dada como o número máximo de pares de linhas visíveis por milímetro. No mínimo, a resolução espacial medida, deve ser igual às especificações do fabricante do equipamento. (4)

A garantia da qualidade passa também pela medição de doses. Para estas medições são usados fantasmas específicos de índice de dose (CTDI) de cabeça e de corpo e camaras de ionização tipo lápis.(4,25)

Parâmetros que afectam a qualidade

TC é apontada como uma modalidade onde se utilizam altas taxas de dose de radiação, em comparação com outros estudos imagiológicos. Com o desenvolvimento que a tecnologia sofreu nos últimos 30 anos, as preocupações com esta questão têm aumentado, especialmente devido ao aparecimento da TC multicorte. Segundo vários autores à utilização da TC multicorte, está associada uma maior dose de radiação para o paciente, devido a diversos factores inerentes ao tipo de aquisição nomeadamente, à geometria do equipamento, dose (mAs e kV), filtros, algoritmos de reconstrução, espessura de corte, *pitch* e matriz. Na tabela seguinte apresenta-se a influência de cada parâmetro na dose, para o paciente e no ruído da imagem.(25,27)

Tabela nº4- Relação de parâmetros com a dose e o ruído da imagem

Fonte: adaptado de (25,27)

Parâmetros	Influencia a dose	Influencia o ruído
Geometria do equipamento	Maior dose em geometrias curtas	Menos ruído geometria curta
Ampola (mAs)	Aumento linear da dose	Inversamente proporcional à raiz quadrada dos mAs
Ampola (kV)	Proporcional à tensão	Inversamente proporcional á tensão
Filtros	Maior grau de filtração menor dose	Maior grau de filtração melhor uniformidade de ruído
Algoritmo de reconstrução	Oportunidade de reduzir a dose usando algoritmos moles	Algoritmo mole baixa o ruído
Espessura de corte	Cortes finos doses mais elevada	Cortes mais espessos, menor ruído
Pitch	<i>Pitch</i> maiores diminuição de dose	<i>Pitch</i> elevados mais ruído
Matriz	Oportunidade de redução de dose com matrizes menores	Proporcional ao tamanho da matriz

Artefactos (4)

Os artefactos representam as várias estruturas ou padrões que aparecem na imagem de TC, mas que não se encontram no objecto original. Os artefactos têm apresentações diferentes e podem ser atribuídos a várias causas. Eles podem ser classificados baseados na física (resultantes dos processos físicos associados à aquisição de dados), baseados no paciente ou induzidos pelo equipamento. Os artefactos podem degradar seriamente a qualidade das imagens de TC, algumas vezes a ponto de torná-las inutilizáveis para diagnóstico.

Neste trabalho serão referidos alguns dos artefactos que podem ter influência num estudo angiográfico da AAA.

Um dos artefactos associados à degradação da imagem é o movimento. O movimento voluntário pode ser reduzido ou eliminado, com a preparação adequada do paciente. O tempo investido na explicação do procedimento ao paciente é central, reforçando a importância de permanecer imóvel e confirmando que o paciente compreende qualquer necessidade respiratória. Ajudas de posicionamento, como uma esponja angular colocada abaixo dos joelhos do paciente, dispositivos de imobilização garantindo que o paciente fique com maior estabilidade adicional e mais confortável durante o exame, são muito importantes. Em ultimo caso pode-se recorrer á sedação. Os movimentos involuntários podem se minimizados aumentando a resolução temporal (diminuição do tempo de rotação, aumento, pitch).

De modo a eliminar/ reduzir os artefactos resultantes de estruturas metálicas, antes de iniciar o exame, os pacientes devem retirar qualquer objecto de metal removíveis. Em pacientes com dispositivos implantados, o aumento dos kV e o uso de *softwares* de remoção de artefacto metálico podem ser uma ajuda preciosa.

O artefacto de volume parcial ocorre quando mais de um tipo de tecido está contido em um *voxel*. O melhor método para reduzir este artefacto é usar espessuras de corte mais finas.

Nas aquisições helicoidais pode ocorrer um tipo de artefacto, designado por efeito de feixe helicoidal, devido aos processos de interpolação⁴ e de reconstrução da imagem. A introdução da aquisição helicoidal, exigiu novos métodos de reconstrução de imagem porque neste modo de aquisição a mesa move -se durante a aquisição, efectuando aquisição

⁴ Interpolação- técnica matemática para estimar valores de uma função a partir de outros valores conhecidos

volumétrica. Este tipo de artefacto resolveu-se com a introdução de novos algoritmos de reconstrução, nomeadamente com a reconstrução interactiva.

Na imagem podem aparecer artefactos em anel ou em arco. Estes dois artefactos estão ligados com falhas dos componentes do equipamento. O artefacto em anel aparece na imagem com anéis concêntricos, são causados por falta de calibração ou defeito de um ou mais detectores. Este artefacto pode desaparecer com uma calibração ou então com assistência técnica. O artefacto designado por arco do tubo tem a ver com o desgaste da ampola. A solução para este artefacto passa pela assistência técnica ou mesmo pela substituição da ampola.

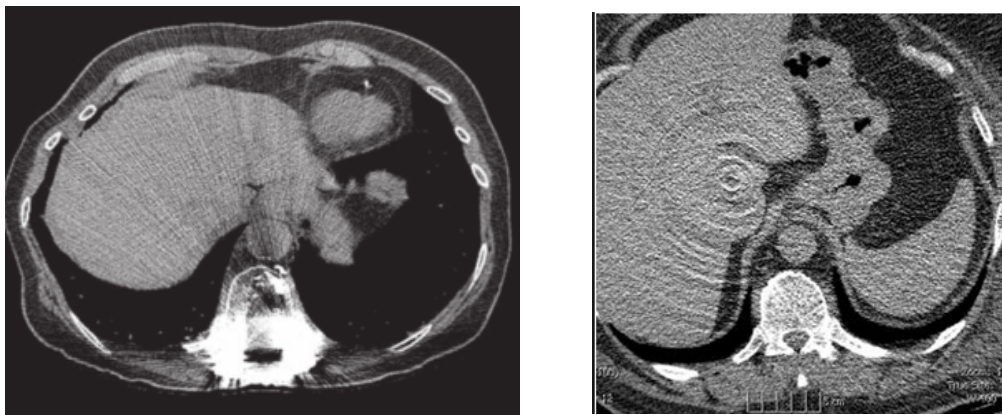


Figura nº 21 – Artefactos (imagem esquerda artefacto metálico; imagem direita – artefacto em anel)

Fonte: Adaptado de (4)

1.7 Meios de Contraste

O uso de contraste em TC é inevitável na maioria dos exames. O contraste tem como função aumentar o contraste da imagem, pois aumenta os coeficientes de atenuação dos tecidos, permitindo a caracterização de órgãos, vasos ou lesões e o comportamento destas, durante a fase de captação e excreção do contraste.

Em TC podem ser usados contrastes endovenosos (iodo, contraste positivo), contrastes cuja via de administração é oral ou rectal para exames gastrointestinais (bário, dióxido de carbono ou ar (contraste negativo), ou mesmo água considerado contraste neutro). Menos comuns são os contrastes administrados por via intratecal (no espaço subaracnóideo à volta da medula espinhal) ou intra-articularmente (diretamente no espaço articular). Em todas as categorias, os agentes de contraste preenchem uma estrutura com um material de densidade diferente da estrutura em estudo.(4,11,12)

Neste trabalho irá ser abordado apenas o contraste iodado, visto que em estudos angiográficos é o único usado.

O meio de contraste iodado tem um elevado coeficiente de atenuação, devido ao número atómico dos átomos de iodo (símbolo do iodo I, número atómico $Z=53$), que quando entra na corrente sanguínea aumenta a densidade dos vasos e dos órgãos e de algumas lesões. O contraste iodado é constituído por um anel de benzeno com três átomos de iodo, pode ser iónico (capaz de se dissociar em iões negativos e positivos) ou não iónico (não são capazes de se dissociarem em iões). Os contrastes iodados não iónicos apresentam menor risco de reacções adversas, sendo actualmente os mais utilizados.

Ao contrário de outros fármacos, os meios de contraste iodados não são usados pelas suas qualidades terapêuticas, mas sim pela sua distribuição e eliminação no corpo. Os medicamentos com efeito terapêuticos são administrados em quantidades pequenas com intervalos regularmente espaçados, enquanto os meios de contraste são tipicamente administrados em um *bolus*, durando apenas um minuto ou dois, com a intenção de não ter efeitos físicos indesejáveis.(4)

Propriedades dos meios de contraste iodados

Propriedades dos meios de contrastes iodado(4,11,12,28):

- **Osmolalidade** – refere-se ao número de partículas em solução, por unidade de líquido, em comparação com o sangue. A unidade de medida é miliosmoles por quilograma (mOsm / kg) de água. A osmolalidade do plasma sanguíneo é de aproximadamente 290 mOsm / kg de água. Os contrastes mais antigos eram hiperosmolares (tinham sete vezes osmolalidade superior à do sangue). Os contrastes usados actualmente continuam a ter uma osmolalidade superior ao do sangue (duas vezes), sendo considerados de baixa osmolalidade. Existem ainda contrastes iso-osmolares, que têm uma osmolalidade igual à do sangue. Na prática quanto maior a osmolalidade do agente de contraste maior o risco de efeitos adversos, nomeadamente de nefropatia;
- **Viscosidade** - Refere-se à resistência intrínseca da solução e está associada à força necessária para injectar o contraste através de um cateter, o que limita a velocidade de injeção. A viscosidade depende da concentração (directamente proporcional) e da temperatura (inversamente proporcional). Na prática o uso de estufas ou mangas de aquecimento diminui a viscosidade. A viscosidade elevada correlaciona-se com a ocorrência de reações adversas devido há diminuição da taxa de filtração glomerular (GFR) e diminuição do fluxo sanguíneo;
- **Excreção** - Uma vez injectados, todos os tipos de meios de contraste iodados sofrem uma distribuição muito rápida em todo o espaço extracelular. Eles não são metabolizados e são excretados pelo corpo quase exclusivamente pelo rim, através da filtração glomerular. A semi-vida (ou seja, o tempo necessário para que metade da dose seja eliminada do corpo) em pacientes com função renal normal é de aproximadamente 2 horas.

Parâmetros de injeção

Na prática clínica uma das maiores preocupações é a dose de contraste administrado, não só pelos custos mas principalmente pelos efeitos adversos, que este pode provocar no doente. A dose de contraste depende do protocolo usado, do fluxo de injeção, do *delay* e da aquisição. Em estudos angiográficos a quantidades de contraste pode ir 1 a 1,5 ml por kg de peso,(4) no entanto estes valores tem tendência a descer com os equipamentos com elevada resolução temporal.

O fluxo de injeção é o rácio entre a quantidade de contraste administrado por unidade de tempo, medidos em ml/s. O fluxo depende da patologia, do órgão em estudo. Nos estudos angiográficos utiliza-se fluxos rápidos que podem ir desde os 4 a 6 ml/s.

A duração de injeção está directamente relacionada com o fluxo e com a quantidade de contraste.

O uso de soro fisiológico após a injeção do meio de contraste apresenta várias vantagens, nos exames angiográficos. Além de reduzir a quantidade de produto de contraste administrado com a inerente redução dos custos, empurra o contraste que fica no sistema para o sistema vascular, aumenta o realce arterial e diminui o artefacto de endurecimento do raio veia braquiocefálica e veia cava superior em exames do tórax.(11,12)

Modos de injeção

Inicialmente o contraste era administrado manualmente. Este modo de injeção era barato, não requeria equipamento específico nem consumíveis, e permitia o controlo do local de punção e do paciente durante a administração. No entanto esta administração apresentava inúmeras desvantagens, nomeadamente o fluxo não ser constante devido á viscosidade inerente ao contraste dependendo da força do operador, a necessidade de ter dois operadores, um para injeção e outro para a aquisição, sendo que um dos operadores era exposto à radiação, dado que tinha que ficar dentro da sala durante parte da aquisição.

O aparecimento dos injectores automáticos resolveu os problemas associados à injeção. A sua utilização permite administrar a quantidade e o fluxo de contraste de forma precisa (não depende do factor humano); podem ser programados protocolos e reproduzidos para os exames seguintes; a consola do injector fica junto da consola do equipamento (já não são necessárias dois profissionais, ninguém fica exposto a radiação). Porém apresenta como desvantagens a perda da monitorização do local de injeção e do paciente e ainda necessita de equipamento específico e de consumíveis compatíveis, o que aumenta o custo do exame. No entanto as desvantagens enunciadas são superadas pelo aumento da qualidade do exame. Este modo de administração de contraste revolucionou as aquisições em TC principalmente em estudos angiográficos. Na figura 22 apresenta-se uma imagem de um injector automático.



Figura nº 22 – Fotografia de injector automático, marca Medrad Sellant Bayer.

Fonte: Autora

Cálculo do delay

Delay é o termo usado para o atraso, entre o início da injeção de produto de contraste e a aquisição. Este tempo define-se em segundos e é muito importante na aquisição angiográfica, pois permite aquisição na fase arterial, isto é, que o momento da aquisição coincida com o aumento do pico de contraste, visto que a circulação arterial é muito rápida.

Há dois métodos automáticos que permitem calcular esse tempo, *Bolus Test* (teste do *bolus*, em português), e a detecção automática de contraste. Ambas as técnicas exigem que o equipamento de TC tenha um *software* especializado.

O *Bolus Test* consiste na administração endovenosa de uma pequena quantidade de contraste (cerca 10 a 20ml), realizando simultaneamente aquisições em modo dinâmico (sem que haja movimento da mesa), de modo a que o *software* possa determinar o *delay* através do gráfico pico de realce do contraste na região-alvo, como por exemplo a aorta. Este tempo será utilizado como *delay* na aquisição arterial.(4)

A detecção automática aparece com os equipamentos multicorte, também designada por *bolus-triggering*, *bolus-tracking*, *automated triggering*, *smart prep* (nome comercial da GE), *Care bolus* (nome comercial da Siemens), é um método mais eficiente do que o *Bolus Test* porque utiliza o próprio *bolus* de contraste para iniciar a aquisição. No início é escolhido um corte, dependo do vaso a estudar, é programado o exame de aquisição, com todos os parâmetros técnicos necessários, de seguida é definido um ROI (*region of interest*), inicia-se a aquisição dinâmica de monitorização (baixa dose, que ocorre em intervalos de tempo definidos pelo operador). A aquisição é activada automaticamente quando o *software* atingir a densidade pretendida.(4,12)

Esta última técnica é benéfica porque reduz o tempo do exame, reduz a quantidade de contraste e evita repetições de exame ajustando o *delay* às condições física do doente.(4)

Reacção adversa

O termo “reacção adversa” pode ser confuso porque é usado de várias maneiras diferentes em relação aos efeitos dos agentes de contraste radiológicos iodados. Na literatura, existem dois formatos de classificação das reacções adversas a PC. Uma das formas é categorizar as reacções adversas segundo a sua gravidade.(28) A outra abordagem é analisar as reacções adversas de acordo com os mecanismos etiológicos das reacções.(4)

Segundo o *Manual on Contrast Media*, do *American College of Radiology* as reacções adversas são classificadas segundo a gravidade, sendo designadas por reacções leves, moderadas (mais frequentes) e graves (menos frequentes). Estas ultimas colocam a vida do doente em risco. A tabela seguinte faz um resumo desta classificação, relacionando as manifestações clinicas e tratamento a doptar em cada uma delas.(28)

Tabela nº5- Classificação das reacções adversas segundo a gravidade

Fonte: Adaptado de(28)

Tipo	Manifestação clinica	Tratamento/Cuidados
Leve	Reacção limitada e sem progressão. Náuseas, vômitos, suores, tosse, irritação cutânea, urticaria, calor, palidez, cefaleias, rubor, inchaço facial e olhos, tonturas, tremores e ansiedade	Observação do paciente e, tratamento sintomático em caso necessário
Moderada	Sintomas com maior intensidade. Taquicardia/bradicardia, hipertensão/hipotensão, dispneia, edema, eritema difuso e generalizado, convulsão, arritmia	Monotorização. Tratamento farmacológico de acordo com os sintomas. Avaliação da necessidade de accionar a equipa de emergência
Graves	Risco de vida do paciente. Edema da laringe (grave ou progressivo), hipotensão, paragem cardiorrespiratória, convulsões	Tratamento agressivo. Alerta da equipa de emergência. Necessidade de internamento

São referidas também como reacção adversa as reacções tardias. Ocorrem após uma hora ou até uma semana após a administração do contraste. As manifestações mais comuns são alterações cutâneas, prurido (mais frequentes com incidência de 0,5-9%), náuseas, vômitos, sonolência e cefaleias. O tratamento é sintomático.(28)

As reacções adversas de acordo com os mecanismos etiológicos podem ser reacções quimiotóxicas (não idiossincráticas) e reacções idiossincráticas.

As reacções quimiotóxicas resultam das propriedades físico-químicas do meio de contraste, da dose e da velocidade de injeccção. Todas as perturbações hemodinâmicas (isto é, relacionadas com a circulação sanguínea) e lesões em órgãos ou vasos perfundidos pelo meio de contraste estão incluídas nesta categoria. O mecanismo responsável por este tipo de reacções adversas, ainda não é totalmente conhecido, embora seja sugerido que a toxicidade

do produto de contraste resulta da inibição de certos sistemas enzimáticos que subsequentemente interferem com as vias metabólicas normais, ligando as proteínas receptoras da superfície celular. Um exemplo, é a dor no local de injeção pois a combinação de hipertonidade e ligação ao cálcio, pode resultar em vasodilatação e daí a sensação de dor, que na prática clínica muitos doentes referem.(4)

A nefropatia induzida por contraste (NFC), é um exemplo de reacção quimiotóxica e o efeito mais estudado. Na maioria dos casos, os efeitos acontecem num período curto de tempo, embora a disfunção renal não produza sintomas imediatos e, portanto, não é detectada ou estudada. No entanto, é importante referir que os agentes iodados podem resultar em efeitos nefrotóxicos significativos, particularmente em pacientes considerados de alto risco para nefropatia (*Diabetes Mellitus*, desidratação, mieloma múltiplo, alterações da função renal ou com insuficiência cardíaca). A NFC maioria é tratável, no entanto pode evoluir para insuficiência renal aguda, que está associada e altas taxas de mortalidade.(4) Por curiosidade, a NFC é relatada como a terceira causa de insuficiência aguda renal em doentes internados. Para a prevenção da NFC, podem ser usados contrastes com baixa osmolalidade ou mesmo iso-osmolares, boa hidratação do paciente, diminuição da quantidade de contraste e respeitando um intervalo de pelo menos 48 horas entre procedimentos, que exijam administração de contraste. (4,28)

As reacções idiossincráticas agudas são classificadas como leves, moderadas ou graves, classificação idêntica à apresentada na tabela nº5.(4,28)

Na prática clínica diária estas manifestações são consideradas “reacção alérgica ao produto de contraste”, mas na realidade são reacções adversas. Para ser considerada uma alergia tem que haver produção de anticorpos, o que só acontece em 16% a 35% dos casos quando usado contraste com alta osmolalidade. Quando se administra produtos de baixa osmolalidade, a produção de anticorpos só se verifica em 7% dos pacientes. (4)

2 Anatomia e radioanatomia da artéria aorta

A artéria aorta abdominal é uma estrutura retroperitoneal que inicia no hiato aórtico do diafragma, ao nível de D12 e estende-se até à sua bifurcação, nas artérias ilíacas comuns direita e esquerda ao nível de L4.(29)

Em toda a sua extensão está envolvida por tecido adiposo e relaciona-se com o plexo nervoso periaórtico, constituído por ramos nervosos simpáticos e grupos nodais linfáticos abdomino-aórticos. Situa-se na linha média ligeiramente à esquerda e no flanco direito relaciona-se com a veia cava inferior. No flanco esquerdo, está localizado o pilar esquerdo do diafragma, com a glândula suprarrenal esquerda e o pólo superior do rim esquerdo. Posteriormente, relaciona-se com os corpos vertebrais da 12^a vértebra torácica e das quatro primeiras vértebras lombares, por intermédio do ligamento longitudinal anterior. Medialmente, relaciona-se com o ducto torácico. Lateralmente, apresenta relações com o tronco simpático lombar esquerdo, com a veia lombar ascendente esquerda e com os anéis osteo-fibrosos do músculo Psoas maior. O flanco anterior está separado dos órgãos abdominais pelo peritoneu parietal posterior.(29)

A sua principal função é a condução sanguínea para a irrigação dos órgãos abdominais e membros inferiores. Considerando um período de vida de 70 anos a aorta transporta quase 200 milhões de litros de sangue para o corpo.(30,31)

Os ramos da aorta abdominal incluem (de superior para inferior) as artérias frénicas inferiores esquerdas e direita, artérias supra-renais médias esquerdas e direita, tronco celíaco, a artéria mesentérica superior, as artérias renais esquerda e direita, artérias gonadais esquerdas e direitas, artéria mesentérica inferior, artéria ilíacas comuns esquerda e direita, artéria sagrada média e as artérias lombares.(30)

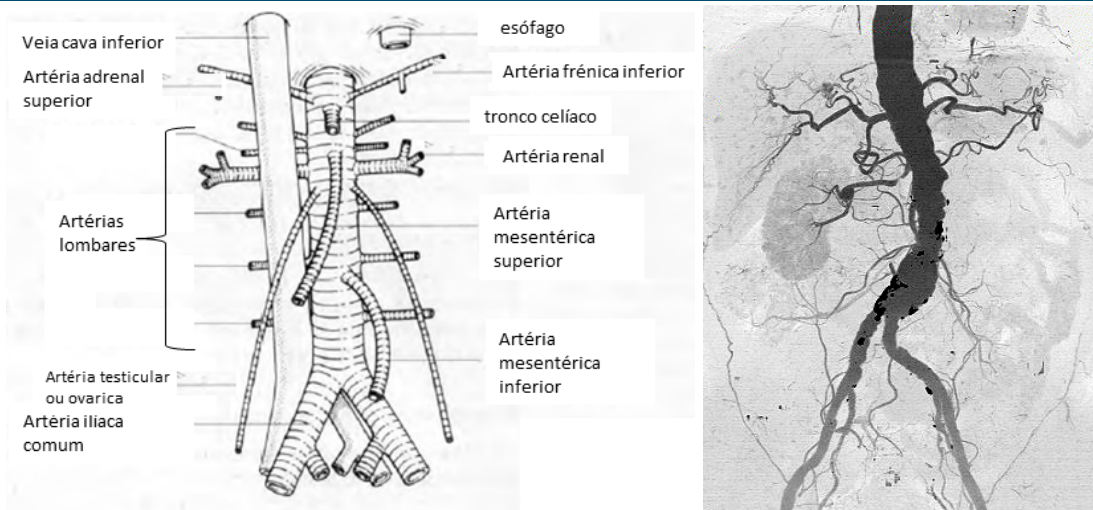


Figura nº 23 – Imagem da esquerda- esquema da aorta e ramos; imagem direita- aortografia

Fonte: Adaptado de (29,32)

A aorta é uma artéria elástica, composta histologicamente de três camadas ou túnicas, a íntima, a média e a adventícia.

A túnica mais interna, a íntima consiste numa única camada de células endoteliais, que estão em contacto directo com o sangue.(33)

A camada média é constituída de células musculares lisas numa matriz de elastina, colagénio e substância fundamental mucóide dispostas como lâminas circulares, formando as fibras elásticas da parede da aorta. A maior parte da elasticidade e resistência da aorta é derivada desta camada, sendo também esta a responsável pela força mecânica deste vaso. Durante a sístole, o diâmetro da lâmina elástica interna aumenta, enquanto na diástole, as fibras elásticas diminuem, o que permite a progressão do sangue no interior da aorta, de forma unidireccional.(33,34)

A camada adventícia, a mais externa, é constituída por tecido conjuntivo propriamente dito e tem principalmente fibroblastos, fibras de colagénio do tipo I e fibras elásticas orientadas longitudinalmente.(34)

As proteínas estruturais da aorta são o colagénio e a elastina, sendo o colagénio responsável pela resistência do vaso e a elastina pela capacidade de elasticidade. A perda destas proteínas potencia a formação de aneurismas.

3 Aneurisma da aorta abdominal

A palavra aneurisma é derivada do grego “*ανεύρυσμα*”, significa alargamento e, portanto, representa a dilatação anormal de uma artéria.(1) Por definição, aneurisma é uma dilatação anormal, localizada, permanente e irreversível e que pode ocorrer em qualquer artéria do corpo humano. Esta dilatação pode levar ao aumento da pressão sanguínea local e sucessiva tendência de expansão. Para ser considerado um aneurisma a dilatação tem de ser superior a 50% do lúmen do vaso e o diâmetro aórtico máximo maior que 3 cm.(2,3)

Os aneurismas são complexos e assumem maior importância quando afectam a aorta, pois é a artéria maior do corpo humano, e à medida que o aneurisma aumenta de tamanho, a parede arterial enfraquece de tal modo que a aorta pode romper apenas com a pressão sanguínea normal, originando uma hemorragia interna maciça. A rotura de um aneurisma é geralmente acompanhada de perda maciça de sangue e instabilidade hemodinâmica, e é uma condição de risco para a vida que requer atenção médica imediata.(35) Além disso, o aneurisma da artéria aorta abdominal, o mais frequente dos aneurismas arteriais, é uma das causas de morte súbita, e tem uma taxa de incidência e mortalidade considerável.(3,36) Ao longo da história, existem inúmeros relatos acerca dos AAA. A primeira evidência escrita de AAA está registrada no "Book of Hearts" dos Eber Scolls, no antigo Egipto, que remonta a 1550 aC.(37)

Na bibliografia consultada e pela experiência profissional, a definição de AAA é baseada no seu diâmetro. Em 1975, McGregor et col., baseado nos estudos de Steinberg e Stein (1965) que estabeleceram padrões normais para os diâmetros da aorta abdominal, definiram que um diâmetro da aorta abdominal infra-renal igual ou superior a 30mm é considerado um aneurisma. Outros estudos, estabelecem o diâmetro da aorta relacionando com a idade, sexo, tamanho corporal. No entanto estes factores não se revelaram como factores que influenciam significativamente os de McGregor et col.(38,39)

A tabela nº6 indica as definições de AAA por diversos autores. Todos os estudos referem o diâmetro da aorta, como uma medida para determinar a presença/ ausência de AAA. Na prática clínica definição de AAA não é um problema, mas segundo Wanhainen (2008) “...com o uso crescente de ferramentas diagnósticas não invasivas e com a prática crescente de programas de rastreio do AAA baseados na população, a definição de AAA torna-se importante Além disso, para os cuidados de saúde e para a rentabilidade dos programas de rastreio, é importante saber quais as matérias a incluir nos programas de vigilância. Ele refere a título de conclusão que “...o diâmetro fixo pode não ser uma

definição adequada de um aneurisma, mas um excelente nível de referencia para avaliação adicional e / ou acompanhamento dos AAA...”.(39)

Tabela nº6 - Definições de AAA

Fonte: adaptado de (39)

Autor	Diâmetro da aorta infra renal
Mc Gregor(1975)	≥30 mm
Sterpetti (1987)	≥1,5x diâmetro da aorta supra renal
Collin (1988)	≥40mm ou quando o diâmetro da aorta supra renal ultrapassa 5mm
ISCVS/SVS (1991)⁵	≥1,5x diâmetro esperado normal da aorta
Wanhainen (2008)	Homens: ≥3mm e/ou ≥ 1,1 x o diâmetro da aorta supra renal Mulheres:≥ 2.7mm e/ou ≥ 1,0 x o diâmetro da aorta supra renal

No entanto, as *guidelines* de Orientações da European Society of Cardiology (ESC) de 2014 e sobre o diagnóstico e tratamento de doenças da aorta, definem aneurisma como “... aumento arterial com perda do paralelismo da parede arterial, AAA - quase exclusivamente infrarrenal – é geralmente definido como um diâmetro ≥ 30 mm...”. Esta definição é também aceite pelas *guidelines* da Society for Vascular Surgery.(31,40)

Os AAA podem ser caracterizados considerando diversos aspectos, nomeadamente, quanto á a sua localização, forma, conteúdo, origem e relação com as camadas vasculares. Quanto à sua localização, os rins é o ponto de separação pois os AAA podem ser supra-renais (estes podem ser justa renais ou supra renal) ou infra renais. A maioria dos AAA, cerca de 80%, está localizada abaixo dos rins. Este valor pode ser explicado porque a distribuição de fibras de elastina e colagénio são menores na aorta infra-renal.(41,42)

Os aneurismas podem ser considerados verdadeiros ou falsos (ou pseudo-aneurismas). Aneurismas verdadeiros envolvem a dilatação das três camadas da parede do vaso, enquanto os aneurismas falsos, são causados pela interrupção de uma ou mais camadas da parede do vaso e geralmente são iatrogénicos ou pós traumáticos.(41)

⁵ International Society for Cardiovascular Surgery /Society for Vascular Surgery

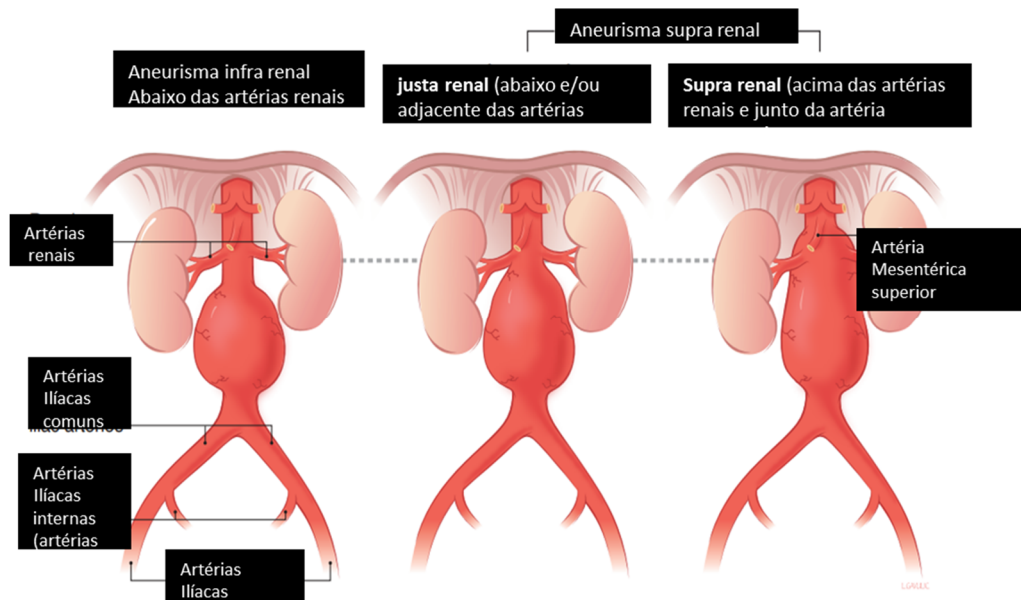


Figura nº 24 - Esquemas da classificação dos aneurismas quanto à sua localização

Fonte: adaptado de <http://surgery.med.umich.edu/vascular/patient/pdf/TypesofAAA.pdf> acesso a 8.6.2018

Analisando o aneurisma quanto à forma, estes podem ser classificados em sacular ou fusiforme. A forma sacular caracteriza-se por um aspecto esférico que envolve apenas uma região da artéria, um diâmetro variável de 50 a 200mm e normalmente aparece associado a um trombo. Relativamente à forma fusiforme, apresenta uma forma de fuso que envolve várias porções da parede vascular, estima-se que o diâmetro é superior a 200 mm.(43)

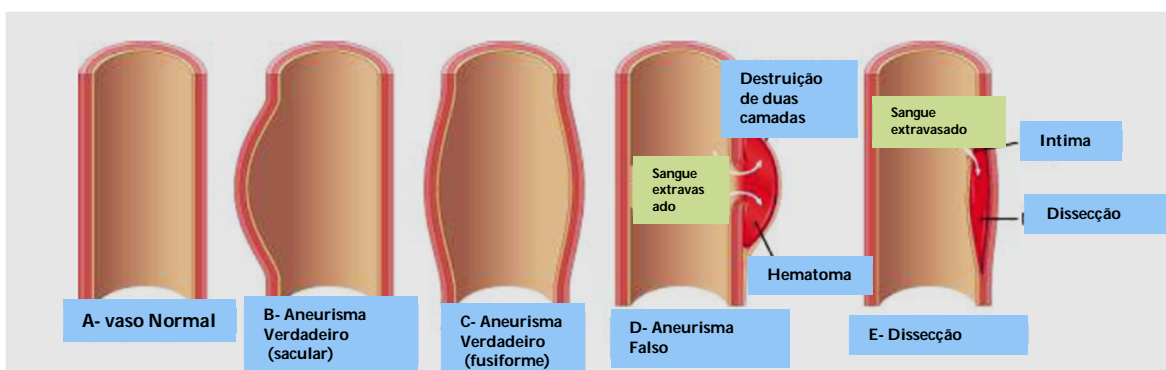


Figura nº25 - Esquema da classificação dos aneurismas quanto à forma; A- Vaso normal; B- aneurisma sacular; C- Aneurisma fusiforme; D- Falso aneurisma; Dissecção vascular

Fonte: adaptado de (43)

De acordo com o estudo de Sun & *al.*, a localização mais frequente do aneurisma da aorta abdominal é a região infra-renal com aproximadamente 80% de incidência, com forma fusiforme e de aspecto tortuoso(42)

3.1 Etiologia

A origem dos aneurismas pode ser explicada segundo três teorias. A mais utilizada e a mais comum é a teoria aterosclerótica, inicia-se com a lesão das células endoteliais.(44) Os AAA são causados pelo envelhecimento normal(45) e pela degeneração, enfraquecimento e fragmentação da membrana interna e pela perda de células musculares lisas na camada média da parede da aorta, provocando alterações no colagénio e na elastina, responsáveis pela resistência da parede. (31,40) O endotélio pode ser lesado por factores hemodinâmicos (alterações do fluxo, hipertensão), factores metabólicos (dislipidémia, tabagismo, diabetes) e factores imunológicos (mediadores inflamatórios⁶).(44) Estes factores em conjunto originam um aumento lento e contínuo do lúmen do vaso.

A segunda teoria relaciona os aneurismas com um processo de inflamação crónica. Caracteriza-se por inflamação transmural crónica da parede da aorta, esta inflamação localiza-se na camada média e adventícia.(44)

A teoria genética, é a terceira teoria que apresenta a formação dos aneurismas como uma representação de uma doença sistémica, governada maioritariamente por factores ligados ao genótipo. Apesar de se ter encontrado algumas alterações genéticas no cromossoma 19, as alterações isoladas não justificam o aparecimento do AAA, existindo outros factores tais como tabagismo, aterosclerose.(40,44)

Todas estas teorias têm em comum alterações da resistência das paredes da aorta, relacionadas com a degradação do colagénio e da elastina e as três teorias associadas potenciam a doença.

⁶ Consistem em moléculas envolvidas na resposta inflamatória aguda

3.2 Epidemiologia

No final do século XX, nos países desenvolvidos a incidência de aneurismas da aorta abdominal estava em ascensão, com evidências de aumento constante na incidência e na mortalidade(2,45–48)

Nos Estados Unidos da América (EUA) em 2010, a mortalidade por rotura de AAA foi estimada em aproximadamente 7000 pacientes por ano. Porém convém referir que a mortalidade associada ao AAA diminuiu quase 50%, quando comparada com o início dos anos 90. Embora as razões específicas para esta diminuição sejam desconhecidas, o declínio da prevalência do tabagismo na população adulta, a crescente consciencialização e impacto de programas de rastreio, para identificar doenças em estadio precoce e o aumento da utilização do tratamento endovascular do AAA, nos pacientes mais velhos, têm tido um papel importante na diminuição do número de mortes.(46)

A meta-análise realizada por Xi Li e al. em 2013, cujo objectivo foi estimar as taxas de prevalência de AAA na população em geral, baseando-se na análise de 56 estudos epidemiológicos, concluiu que o AAA é “...comum na população em geral...”. Nesta meta-análise os autores sugerem que aproximadamente 4,8% da população geral tem AAA. Este estudo refere que a prevalência na Austrália é maior que na América e na Europa, do que na Ásia. Este estudo indica ainda que nos países Europeus a prevalência de AAA diminuiu de 1988 a 2013. A prevalência de AAA é superior na população masculina do que na feminina, que aumenta na faixa etária dos 65-74 anos e que os aneurismas com diâmetros entre 30 e 39 mm têm maior prevalência que aneurismas com diâmetros aórticos acima de 40 mm. No entanto, os autores referem que a prevalência da população de AAA varia amplamente, “... considerando as diferenças entre os estudos em termos de sua definição de AAA, diferença de área, idade e género de distribuição das populações estudadas....”. Perante os estudos analisados os autores concluem que o estudo dos AAA na população em geral, necessita de estudos com maiores números amostrais, para que os dados possam ser generalizados. (49)

Nesse mesmo ano (2013) *Stather et al.*, publicam um artigo cujo objectivo foi analisar a prevalência de AAA e mortalidade. Os autores referem que na literatura contemporânea, as referências sobre mortalidade e prevalência de AAA são frequentemente imprecisas e destaca a importância de relatar com exactidão os dados de mortalidade e prevalência.(50)

Outro estudo desenvolvido por Sidloff et al., que utilizou os dados de mortalidade de AAA (1994-2010), da Organização Mundial de Saúde (OMS), onde estão incluídos dados relativamente a 19 países (Austrália, Áustria, Canada, Dinamarca, Finlândia, França, Islândia, Israel, Japão, Holanda, Nova Zelândia, Noruega, Alemanha, Hungria, Roménia, Espanha, Suécia, EUA e Reino Unido), demonstram que a mortalidade por AAA, no sexo masculino, dos EUA, a Austrália e do Reino Unido apresenta uma diminuição acentuada, respectivamente de 6,7%,6,2% e 6,2%. Quanto á mortalidade no sexo feminino, a taxa diminuiu no Reino Unido (4%) e nos EUA (3,9%). No entanto, na Hungria e na Roménia, a taxa de mortalidade, por AAA aumentou em ambos os sexos (Hungria - sexo masculino- 2,7%, sexo feminino- 3,5%; Roménia- sexo masculino-1,7%, sexo feminino- 1%). Na Dinamarca e na Áustria há um declínio da taxa de mortalidade nos homens e um aumento de mortalidade de AAA, nas mulheres. Os autores concluíram que a mortalidade por AAA “... não diminuiu globalmente, e que as diferenças entre as nações podem ser explicadas, pelas variações nos factores de risco cardiovasculares ...”(48) , nomeadamente na diminuição do tabagismo e na instauração de programas de rastreio. Os autores concluíram que a tomada de medidas de saúde pública podem ter contribuído para a redução da taxa de mortalidade por AAA, sobretudo nas faixas etárias mais jovens.(48,51)

O estudo de revisão “*Abdominal aortic aneurysms in women*”, apresentado em 2016 por Lo et al., concluiu que as mulheres têm menos AAA e mais tardiamente. Referem que a presença de estrogénio exerce um efeito protector sobre o sistema cardiovascular. No entanto, o crescimento é mais agressivo, pois o aumento aneurismático é mais rápido com maior tendência a roturas mesmo com diâmetros da artéria mais pequenos. Para além disso, os AAA tendem a ser mais complexos e com maior mortalidade após rotura.(52) Um estudo retrospectivo efectuado por Machado et al., em 2016,cujo objectivo foi avaliar a incidência de AAA, verificou que mulheres mais velhas (mais de 70 anos), apresentavam uma incidência mais baixa do que mulheres com idade mais nova. Os autores concluíram que o facto de as mulheres mais velhas apresentarem menos antecedentes de história de tabagismo, menos doença cerebrovascular e doença isquémica cardíaca, podia explicar a baixa incidência no grupo, apesar de a amostra ser reduzida. Adicionalmente os autores concluíram que as características anatómicas dos AAA nas mulheres eram diferentes e mais complexos, do que os AAA no sexo masculino.(53)

Em Portugal, no estudo epidemiológico realizado por Castro-Ferreira et al, compreendido entre 2000-2010, em 3101 doentes tratados por AAA, demonstrou que foram tratados 10-15 vezes mais homens que mulheres. Em todas as regiões a percentagem de doentes do sexo masculino ultrapassa os 85%, sendo mesmo de 100% na região do

Algarve.(54) Este estudo vem confirmar que o número de indivíduos do sexo masculino com AAA é maior do que no sexo feminino, embora apontem para uma quantidade muito superior que nos EUA.

A maioria dos AAA é assintomáticos e indetectáveis ao exame físico, permanecendo desconhecidos até serem diagnosticados. Este facto constitui um enorme problema. A maioria das vezes são diagnosticados no decurso de suspeita de outras patologias e em alguns casos já estão em rotura ou em situação de rotura iminente. Perante, uma rotura há necessidade de intervenção urgente de modo a impedir a morte do doente. (46,54)

O estudo epidemiológico de Castro-Ferreira et al., demonstrou que *”... a mortalidade observada em Portugal na correcção de AAA quer em situação de rotura quer íntegros, ..., mantém-se significativamente superior à descrita em estudos internacionais...A mortalidade do tratamento electivo de AAA íntegros, é de 6,6% na região norte, 8,1% na região centro e 8,7% em Lisboa, sendo significativamente superior à descrita pela Sociedade Europeia de Cirurgia Vasculare (ESVS) de <5%. ...”*.(54)

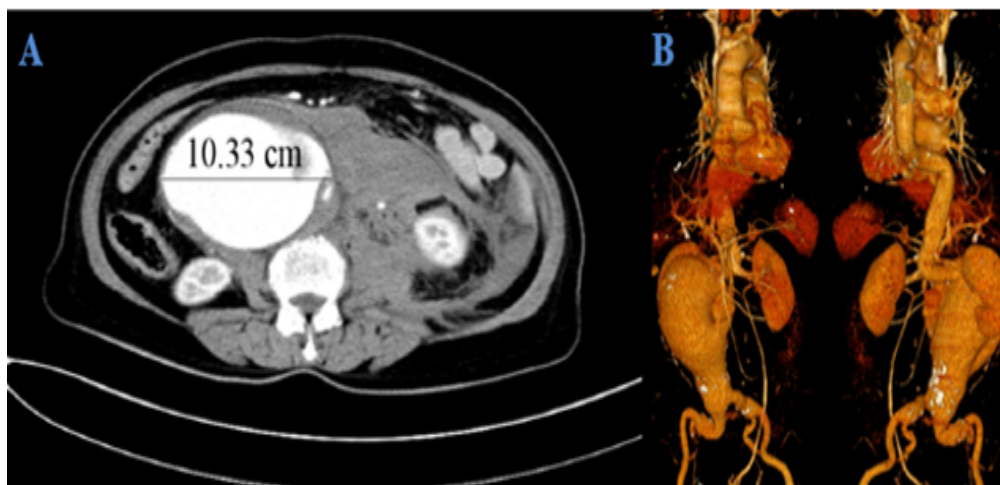


Figura nº26 - Estudo pré-operatório de AAA por TC; A- imagem axial por TC com AAA em rotura e hematoma na cavidade abdominal; B- Reconstruções VR 3D do aneurisma infrarenal e estruturas vasculares

Fonte: Reprodução (55)

Um estudo retrospectivo realizado por Coelho *et al* no Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia e Espinho entre 2007- 2014, em doentes submetidos a tratamento de AAA, tratados em contexto urgente (aneurismas em rotura ou em iminência de rotura, o n foi de 51) e em contexto electivo (n de 155), demonstrou que o numero de doentes do sexo masculino em ambos os contextos é superior no sexo masculino do que no sexo feminino (em contexto urgente- 86,3%; contexto electivo- 94,8%)(51). Estes números estão de acordo com as conclusões de Castro- Ferreira *et al.* e outros estudos internacionais, em que mais de 85% dos doentes tratados são do sexo masculino.(40,47,54) Este estudo demonstra também que a taxa de mortalidade ocorrida se encontra dentro dos parâmetros da ESVS.

Os dois estudos portugueses e o de Sidloff *et al*, são baseados em aneurismas tratados, e não em dados da população em geral. Estes autores defendem que para termos números fidedignos sobre incidência e mortalidade deveria haver um rastreio nacional, como os na Suécia, Reino Unido ou Estados Unidos.

O programa de rastreio de AAA do Reino Unido designa-se *National Abdominal Aortic Aneurysm Screening Programmer* (NAAASP), foi iniciado em 2010 e tem como público-alvo indivíduos do sexo masculino que completem 65 anos de idade. O programa baseia-se na realização de uma ecografia abdominal. Os indivíduos do sexo masculino com idade inferior a 65 anos e as mulheres que apresentem antecedentes familiares de AAA, também são incluídos no programa de rastreio ou quando apresentam por recomendação médica(51,54,56)

No artigo de opinião de 2011 “EVAR – 20 anos de história”, o Prof. Fernandes e Fernandes, defende a utilização de programas de rastreio, nomeadamente que “... *continua a justificar a necessidade e a vantagem de programas nacionais de rastreio...*”.(57) O rastreio também é defendido por Coelho *e al.* e por Castro-Ferreira *e al.* na população portuguesa. Castro Ferreira *et al.* propôs em 2016 a realização de um rastreio nacional no artigo “Rastreio populacional de aneurisma da aorta abdominal em Portugal - o imperativo da sua realização”. Este artigo teve por base um rastreio oportunista⁷ «A aorta não avisa», e descreve uma prevalência de AAA de 2,4% na população avaliada.(51,54,58) O rastreio do AAA em indivíduos do sexo masculino com mais de 65 anos, apresenta vantagens na diminuição da taxa de mortalidade e segue as recomendações ESVS, da SVS e da SPACV. Em indivíduos mais jovens e mulheres, a maioria das sociedades recomendam, o rastreio a indivíduos com história familiar e que apresentam factores de risco.(3,40,47,59)

⁷ Rastreio que ocorre quando a pessoa procura o serviço de saúde por algum outro motivo e o profissional de saúde aproveita o momento para rastrear alguma doença ou factor de risco-

No entanto, outros autores consideram que este tipo de rastreio massivo irá permitir detectar aneurismas pequenos, com poucas probabilidades de rotura, o que poderá significar , sofrimento psicológico desnecessário no doente , e perda de qualidade de vida.(59)

Na tabela seguinte apresenta-se as recomendações relativas ao rastreio, de AAA, das diferentes organizações internacionais e nacionais.

Tabela nº7 - Recomendações das diferentes organizações relativas ao rastreio do AAA

Fonte: adaptado de (60)

Organização	Recomendações
Canadian Task Force on Preventive Health Care Canadian(2017)	Rastreio, por ecografia em homens entre 65 e 80 anos; Não triar homens com mais de 80 anos Não triar mulheres
Canadian Society for Vascular Surgery (2008)	Rastreio por ecografia aos homens entre 65 e 75 anos; Rastreio e controlo selectivo aos homens e mulheres com mais de 65 anos de alto risco (tabagismo, doença cardiovascular e historial familiar); Rastreio aos homens com menos de 65 anos com historial familiar.
US Prevention Services Task Force (2014)	Rastreio por ecografia a homens de 65 a 75 anos; Não triar mulheres que nunca fumaram; Nenhuma recomendação a mulheres de 65 a 75 anos que já fumaram (evidências insuficientes)
American College of Preventive Medicine	Rastreio a homens com 65 a 75 anos de idade que já fumaram; Não triar mulheres
American College of Cardiology and American Heart Association (2006)	Rastreio em homens entre 65 e 75 anos que já fumaram; Rastreio a homens com 60 anos ou mais que tenham história familiar de AAA
European Society for Vascular Surgery (2011)	Rastreio a homens aos 65 anos; Rastreio em idades mais jovens só aos homens com maior risco (tabagismo, doenças cardiovasculares ou historia familiar)
Sociedade Portuguesa de Angiologia e Cirurgia vascular	Rastreio a homens acima de 65 anos; Rastreio a homens acima de 55 anos que tenham familiar directo com AAA (tratado ou não)

3.3 Factores de risco

Do exposto e dos artigos consultados, para este trabalho, aponta-se como factores de risco pessoais a idade, género, o tabagismo e a histórica familiar positiva para AAA (principalmente diagnóstico em familiares de primeiro grau) e a etnia. Os homens caucasianos, com idade superior a 65 anos tem mais probabilidade de desenvolver a doença. (48,49,51,54,56)

O tabaco é considerado um factor de risco importante para a formação de AAA e comum a todas as doenças cardiovasculares.(3,52,59) Os aneurismas resultam da perda de resistência da parede. Esta perda de resistência está directamente relacionada com a degradação da elastina e do colagénio através da activação metaloproteinases⁸. O tabaco é responsável pela degradação destas proteínas e portanto não só aumenta o risco do aparecimento de AAA, como potencia directamente o seu crescimento, assim como o risco de rotura nos doentes já com AAA.(44) Existe também uma relação directa entre o tabaco e o número de anos de consumo, diminuindo a associação com o número de anos após a cessação do tabagismo.(3,40,59)

A relação entre factores genéticos e AAA foi estabelecida em 1977. Indivíduos com familiares em primeiro grau com AAA, apresentam mais probabilidade de desenvolver a doença. Esta relação genética pode estar associada com a degradação das duas proteínas responsáveis pela manutenção da resistência da aorta ou então com outras doenças genéticas que afectam o tecido conjuntivo, como a síndrome de Marfan.(44)

Outros factores de risco estão associados ao desenvolvimento da doença são a hipertensão arterial, diabetes, arteriosclerose (em doentes com doença coronária tem uma prevalência de 5%), consumo de álcool e obesidade.(44,46,61)

No estudo de Coelho et al., as comorbilidades associadas em doentes com AAA dos doentes em estudo mais expressivas foram a hipertensão arterial (aneurismas electivos- 79%; aneurismas em ruptura- 63%) e a dislipidemia (aneurisma em rotura- 43,5%; aneurismas electivos- 61%).(51)

A rotura do AA está relacionada com o tamanho, sendo actualmente este o factor de risco mais importante. Em 2003, uma declaração conjunta da *American Association for Vascular Surgery* e da *Society for Vascular Surgery* estimam que o risco de rotura do AAA baseado no diâmetro é: aneurisma com menos de 4 cm é de 0%; para diâmetros 4 cm a 4,9

⁸ Enzimas com função de degradar componentes da matriz extracelular

cm de diâmetro - 0,5% a 5%; 5 cm a 5,9 cm de diâmetro - 3% a 15%; 6 cm a 6,9 cm de diâmetro - 10% a 20%; 7 cm a 7,9 cm de diâmetro - 20% a 40% e 8 cm de diâmetro ou mais - 30% a 50%.(44,59)

Baseado nesta estimativa as recomendações das sociedades internacionais, nomeadamente da *Society of Vascular Medicine and Biology*, *Society for Vascular Surgery* e *American Association of Vascular Surgery*, recomendam que em caso de aneurisma de tamanho inferior a 5 cm se proceda a uma vigilância anual (3-4 cm vigilância anual e de 4 a 5 cm vigilância de 6 em 6 meses).(3)

3.4 Diagnóstico do AAA

Os aneurismas sintomáticos, sem rotura, podem apresentar sintomas como dor abdominal inespecífica, através da compressão de estruturas vizinhas ou por compressão das estruturas adjacentes, causando dor severa e constante na região abdominal inferior ou lombar com irradiação para a virilha, nádega ou membro inferior. Esta sintomatologia pode traduzir expansão e rotura eminente e muitas vezes é rotura confundida com lombalciatalgia.(13)

A complicação mais grave e muitas vezes sem nenhum sintoma de alerta, é a rotura aguda, a qual pode ser precedida por sensibilidade local ou dor na região dorsal ou na região abdominal/lombar de início súbito, podendo irradiar para virilhas, nádegas e membros inferiores. Muitas vezes esta sintomatologia está associada a palpação de massa abdominal pulsátil e hipotensão e choque hipovolémico. A rotura aguda do AAA é uma das emergências mais dramáticas da medicina.(5,6,10,13,19,22)

Os aneurismas assintomáticos constituem a maioria dos casos e constituem um desafio no diagnóstico, pois sem quaisquer sintomas podem ser subvalorizados pela clinica.

Uma pequena percentagem pode ser detectada no exame físico, dependendo da experiência do clínico (a taxa de detecção aumenta com a experiência clínica), do tamanho do aneurisma (quanto maior o diâmetro do AAA maior a sensibilidade de palpação), e do perímetro abdominal (a taxa de sensibilidade á palpação diminui em perímetros abdominais maiores).(13,21)

Aproximadamente 30% dos AAA assintomáticos são descobertos como massa abdominal pulsátil, num exame físico de rotina. Esta detecção é mais fácil em indivíduos magros e em aneurismas maiores. A sensibilidade do exame físico para identificação de um AAA varia de 22% a 96%. Em indivíduos obesos e que apresentem distensão abdominal acentuada existe dificuldade de palpação de um AAA .(59)

A maioria dos AAA assintomática é detectada como achados acidentais, por Radiologia Convencional, Ecografia, por Tomografia Computorizada (TC) ou mesmo por Ressonância Magnética (RM) (identificação oportunista). Este diagnóstico pode tornar-se positivo para o doente pois permite uma vigilância e/ou tratamento precoce. (31,38,46)

Os AAA assintomáticos podem ser detectados numa radiografia abdominal, da coluna lombar ou lombo sagrada. No entanto, só é possível este diagnóstico se a parede do aneurisma estiver calcificada, o que permite a visualização da dilatação. No entanto, a radiografia padrão não é o método de escolha para o diagnóstico de aneurismas da aorta abdominal.

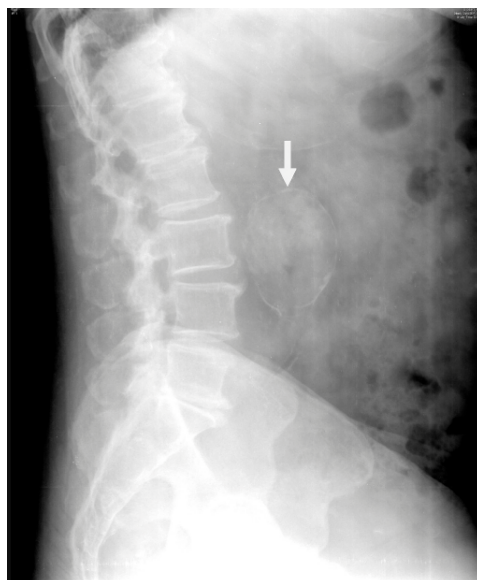


Figura nº 27 - Radiografia de perfil da coluna lombar - sacral onde se observa dilatação sacular calcificada que corresponda a lesão aneurismática da aorta abdominal.

Fonte: Reprodução de (34)

Da pesquisa que se efectuou para este trabalho o artigo mais antigo, onde a radiologia convencional tem um papel importante no diagnóstico do AAA, foi o do Doutorando Luiz M. Bechelli e de Otávio Tisi, em 1932. Estes dois autores descrevem dois casos clínicos. Em ambos os casos o diagnóstico diferencial é efectuado pela clinica, baseado na anamnese “...dois fatos ressaltam imediatamente: a dor na região lombar e a sua irradiação para à coxa...”, exame clínico através da palpação abdominal (“...detecção de pulsação da massa abdominal...”), e pelas radiografias da coluna lombar (apesar de se visualizar apenas volumosas massas abdominais). É de salientar que foram estes três factores em conjunto que contribuíram para o diagnóstico, nestes dois casos.(62)

A ecografia tem um papel importante no rastreio e no controlo (31,58) desta patologia, na medida que é um método de imagem que não utiliza radiação X, é de fácil acesso, indolor, rápido, não invasivo, não necessita de contraste venoso e é relativamente barato. Esta modalidade de imagem permite detectar lesões da parede, do muro (trombo ou placas de ateroma) e fornece informações adicionais no fluxo aórtico. A sensibilidade e especificidade, da ecografia aproximam-se dos 100%. Em cerca de 1% a 3% dos pacientes, a

aorta não pode ser visualizada por causa do gás intestinal ou pela presença de obesidade. No entanto, a utilização da ecografia é insuficientemente no planeamento pré cirúrgico ou na análise morfológica mais complexa, porque as medições do diâmetro são muitas vezes subestimadas e não correspondem ao diâmetro real (devem ser realizadas no plano perpendicular ao eixo arterial). Para além disso a ecografia está dependente de um operador treinado. (2,31,40,47,63)

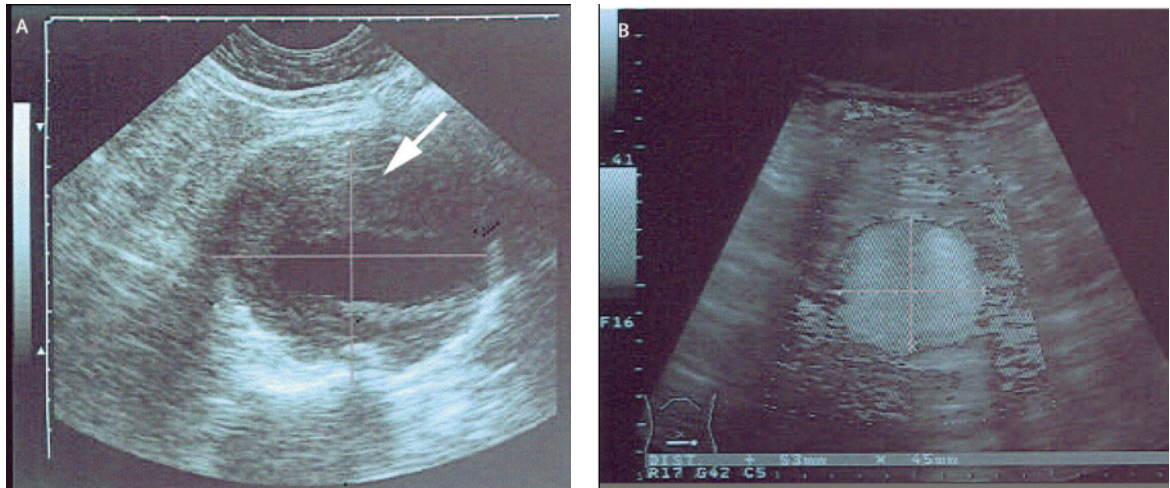


Figura nº28 - Ecografia de aneurismas da aorta abdominal infra-renal. A- corte sagital com a seta apontar para trombo parietal; B: secção transaxial sem trombo.

Fonte: reprodução de (2)

Durante vários anos, a aortografia foi considerada o exame padrão no mapeamento vascular, revelando particularidades anatómicas específicas, nomeadamente presença de artéria renal polar ou estenoses importantes. No entanto é um método invasivo, que utiliza contraste endovenoso em grandes quantidades e com elevadas concentrações de iodo. Adicionalmente é uma técnica demorada, necessita de equipamento de angiografia com subtração digital, tempo de internamento e/ou vigilância devido á punção arterial, médicos com experiência, o que torna este método dispendioso. Para além disso, a aortografia demonstra apenas o lúmen permeável e na maioria das vezes os AAA apresentam trombo associado, o que torna as medições do tamanho inferior, ao tamanho real. Hoje em dia a angiografia aórtica é usada na colocação de próteses endovasculares.(38,64)



Figura nº29 - Angiografia com subtração digital de AAA infra-renal.

Fonte: Reproduzido de (64)

Na avaliação dos AAA a TC destaca-se pela fácil execução, pela relativa rapidez na realização dos exames e na reprodutibilidade de execução sendo menos dependente do operador. A TC permite obter informações sobre as paredes da artéria, lúmen, morfologia da parede da aorta e ainda sobre a presença, distribuição e localização de calcificações e trombos murais. Adicionalmente o estudo de todas as estruturas abdominais adjacentes à aorta.

A combinação de velocidade, reprodutibilidade e resolução espacial tornam a TC, nos dias de hoje, como o exame *gold standard* no estudo pré operatório e pós tratamento dos AAA em aneurismas assintomáticos, aneurismas em eminência de rotura ou mesmo em rotura, apresentando um papel importante no diagnóstico.(31,63,64)

A figura seguinte mostra várias imagens de um estudo por TC de um AAA, pré tratamento e pós tratamento. Todas estas imagens tem origem num estudo angiográfica pré operatório (imagens A, B e C) e pós-operatório (imagem D e E), num equipamento multicorte de 16 cortes. Na imagem axial A, visualiza-se o lúmen permeável da aorta aneurismática (área hiperdensa), com um trombo na sua porção anterior (área hipodensa) e com parte das paredes calcificada. Na imagem B, visualiza-se uma reconstrução VRT no plano coronal onde é visível a aorta e alguns dos seus ramos (mesentérica, renais, porções da artéria hepática e artéria esplénica). Na imagem C está representado um plano curvo parasagital onde se visualiza a aorta em toda extensão, algumas calcificações e o trombo descrito no plano axial. As imagens D e E são reconstruções MIP e VRT no plano axial, respectivamente, do mesmo doente mas já tratado. Este estudo foi realizado para exclusão de endofuga (o qual não se verificou).

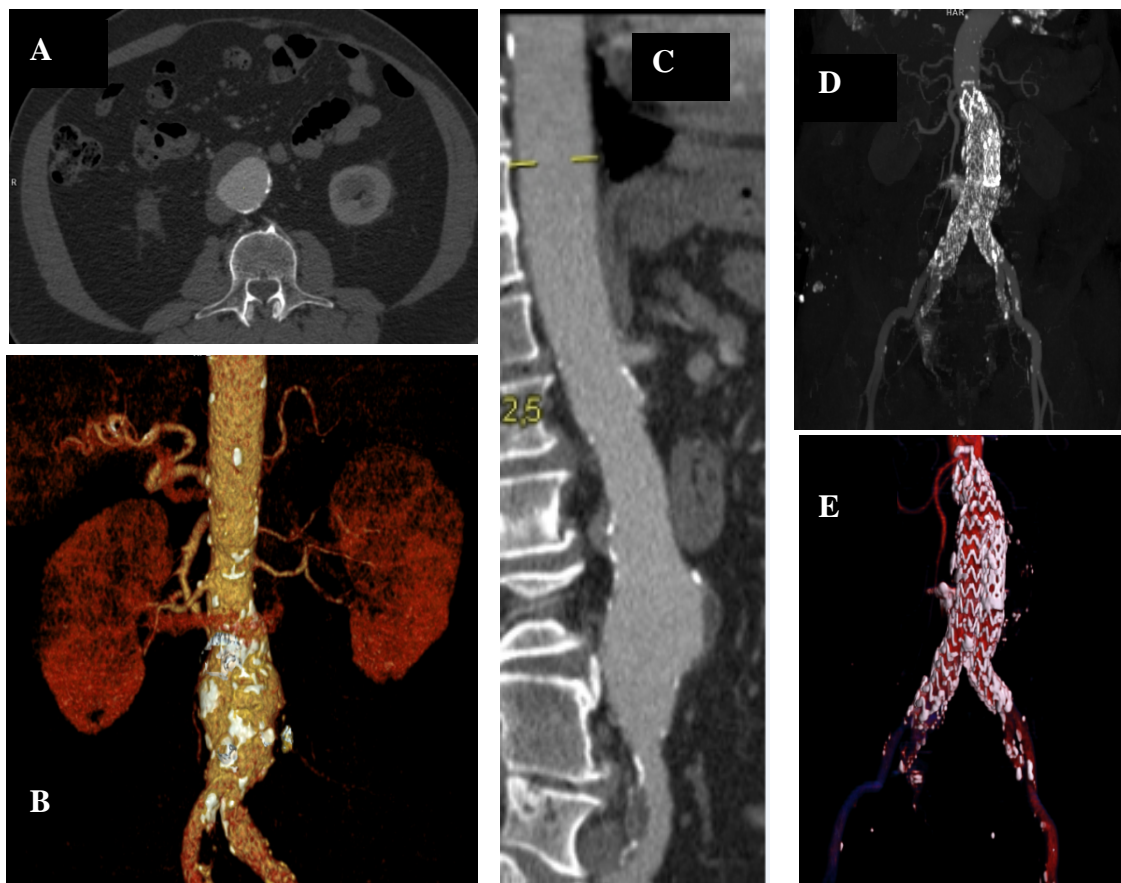


Figura nº 30 - Imagem de um aneurisma da aorta abdominal usando técnicas de tomografia computadorizada com múltiplos detectores de 16 canais (MDCT) e pós-processamento.

Fonte: Autora

A ressonância Magnética (RM) combinada com técnica de angio-RM também é considerada uma modalidade viável para avaliação de aneurisma aórtico. É um exame não invasivo, não utiliza radiação X, não necessita contraste iodado e permite a delineação anatômica precisa de AAA, fornecendo excelentes detalhes na avaliação pré-operatória de AAA. A RM apresenta 100% de sensibilidade na detecção de aneurismas e identifica a extensão proximal e distal dos aneurismas, o número e a origem das artérias renais. No entanto apresenta um custo elevado, é uma técnica demorada, susceptível a artefactos de movimento, e apresenta contra indicações em doentes com implantes metálicos, ou em doentes claustrofóbicos.(38,63,64)

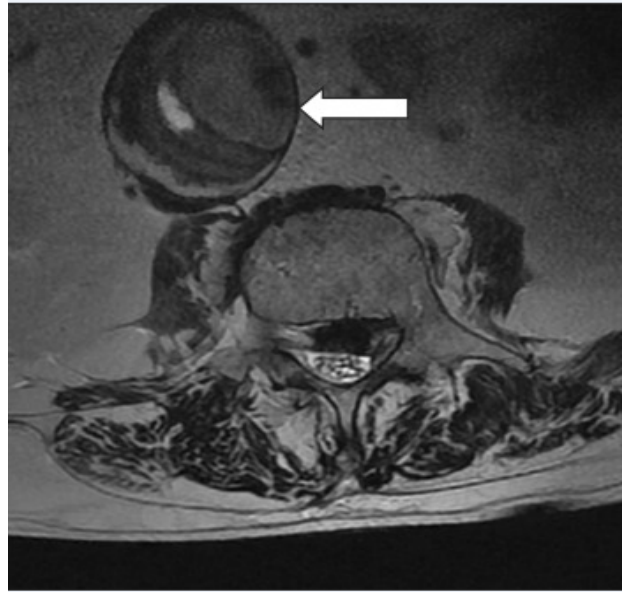


Figura nº 31 - Imagem de RM em plano axial ponderada em T2. A seta aponta para AAA ao nível de L3

Fonte: https://www.researchgate.net/figure/Axial-T2-weighted-MRI-A-At-the-level-of-L3-clearly-demonstrating-the-aneurysmal-aorta_fig1_258524439 (acesso a 8.7.2018)

A tabela seguinte faz um resumo e a comparação das diferentes modalidades radiológicas apresentando as vantagens e desvantagens de cada modalidade de imagem, o custo de cada modalidade (por exemplo compra do equipamento, a manutenção, o uso de agentes de contraste, o pessoal, etc.) também o papel de cada técnica no diagnóstico e tratamento dos AAA

Tabela nº8 - Comparação das modalidades imagiológicas

Fonte: adaptado de (63,64)

Modalidades	Vantagens	Desvantagens	Recomendação
Ecografia	Baixo Custo; Fácil acesso; Não invasivo	Pouca acuidades em doentes obesos e/ou com muito gás abdominal; Dependente do operador	Rastreio; Controlo de Evar (associado ao Angio-TC) Em casos de emergência no diagnóstico de aneurisma em rotura
Aortografia	Mapeamento vascular; Identificação de vasos anómalos; Orientação nas próteses endovasculares;	Método Invasivo; Custo elevado; Maior morbilidade; Subestima o tamanho do aneurisma; Exposição a radiação X; Uso de contraste iodado	Colocação de próteses endovasculares
TC e Angio-TC	Não invasivo; Exactidão nas medidas Identificação de outras patologias adjacentes; Localização e avalia a extensão do aneurisma; Avaliação das paredes do aneurisma; Tempos de aquisição, actualmente mais rápidos; Não susceptível a artefactos metálicos	Utilização de radiação X; Informação limitada de vasos pequenos; Custo mais elevado que a ecografia; Uso de contraste iodado; Disponibilidade de equipamentos e <i>software</i>	Estudos pré tratamento; Estudos de controlo apos colocação de próteses endovasculares; Estudos de seguimento de AAA; Em casos de emergência no diagnóstico e avaliação de roturas
RM	Não invasivo; Não utiliza radiação X; Precisão nas medidas	Custo Elevado; Procedimento demorado Susceptível a artefactos de movimento; Contra indicado em doentes com implantes metálicos ou claustrofóbicos; Disponibilidade do equipamento e <i>softwares</i> ; Não visualiza calcificações	Estudos pré - tratamento

Os métodos imagiológicos descritos anteriormente, usados actualmente para o diagnóstico, tratamento e mesmo em programas de rastreio, tem por base a avaliação da morfologia da doença, não conseguindo avaliar o processo evolutivo em aneurismas degenerativos. A imagem funcional e molecular da aorta mostra-se promissora para a avaliação da doença aórtica, na medida em que podem diferenciar aneurismas com propriedades patológicas que indicam doença mais agressiva ou monitorizar a resposta a intervenções médicas. A imagem funcional envolve o uso de marcadores de modo a avaliar a actividade celular ou a composição das células da parede da aorta, que quando combinada com exames de imagem morfológicos, como a tomografia computadorizada ou ressonância magnética, permite estudar com maior detalhe o AAA. Assim pode-se tratar doentes com aneurismas pequenos mas que apresentam risco de rotura.(31,63,65)

A imagem funcional mais utilizada actualmente na clínica prática é a tomografia por emissão de positrões fundida com imagem de TC (PET / CT), utilizada para o diagnóstico de aneurismas, infecções do enxerto aórtico e às vezes para avaliação aneurismas sintomáticos. A imagem funcional com ressonância magnética tem o benefício de combinar imagens morfológicas e mecânicas da aorta com a avaliação da composição da parede da aorta e actividade celular.(63,65,66)

3.5 Tratamento dos AAA

O conhecimento e o tratamento AAA já vêm de longe e foi acompanhando o desenvolvimento da medicina em geral.

Na Roma antiga, o cirurgião grego do século, Antyllus foi o pioneiro na tentativa de reparação dos aneurismas, através do método Antyllus (consistia em colocar uma ligadura acima e abaixo do aneurisma e depois esvaziar o saco. Antyllus foi também o primeiro a reconhecer duas formas de aneurisma, o desenvolvimento causado pela dilatação e o causado por trauma. Galeno, descreve aneurismas traumáticos e observou que a rotura poderia ser impedida, em algumas circunstâncias por compressão externa. O trabalho de Antyllus e Galeno estabeleceu as bases para o desenvolvimento das técnicas necessárias para o sucesso da cirurgia e reparo do aneurisma da aorta. No século V DC, o médico bizantino Aétius de Amida continuou o trabalho dos seus antecessores descrevendo técnicas cirúrgicas e enumerando os sinais clínicos dos aneurismas relatando que estes podem ocorrer em qualquer parte do corpo, incluindo a cabeça. ⁽³⁾ Em 1452 o médico francês Jean Francois Fernel observou aneurismas no tórax, adjacentes ao baço e no mesentério do intestino. Em meados do século XVI, Ambroise Paré afirma que a "...degeneração da parede arterial pode ser causada por sífilis, e que a incisão imprudente de uma massa pulsátil inflamada pode causar hemorragia massiva"...⁽⁴⁾. Durante muito tempo, os AAA não tiveram solução médica, apenas medidas que aliviavam a dor e tentavam prevenir rotura.

No século XVIII, os médicos ingleses e irmãos William e John Hunter fizeram avanços significativos na fisiologia (formação dos aneurismas) e reparação cirúrgica de vasos sanguíneos e foram pioneiros no tratamento de aneurismas periféricos⁽⁶⁷⁾.

Simultaneamente o aparecimento do Raio X, em 1895, com Wilhelm Konrad Roentgen trás á comunidade científica uma nova tecnologia de imagem que abriu as portas para a futura angiografia (permite diagnosticar os AAA *in vivo*). Esta técnica é iniciada em Portugal por Egas Moniz (1927), com a introdução da arteriografia cerebral e mais tarde por Reynaldo dos Santos, em 1929, com a introdução da aortografia por punção translombar da aorta abdominal ⁽³⁷⁾. Estas técnicas de imagem foram utilizadas durante muitos anos exclusivamente como diagnóstico no AAA.

No início do século XX foram várias as tentativas de reparar e deter o crescimento dos aneurismas, através do desenvolvimento de técnicas cirúrgicas vasculares modernas, aplicações de técnicas experimentais. Rudolph Matas, cirurgião americano, em 1923

renovou a abordagem de Antyllus e Aétius de Amida e realizou a ligadura endoaneurísmatica, dos aneurismas periféricos e realizou a primeira ligadura aórtica bem-sucedida num humano. Outras técnicas cirúrgicas incluíam paredes arteriais que eram escarificadas com pó de talco, envoltas em polietileno ou celofane ou preenchidas com metros de fio. Esta técnica cirurgia foi utilizada por Rudolf Nissen em 1949, para tratar Albert Einstein que sobreviveu seis anos após a cirurgia, quando o aneurisma se rompeu(67).

Apesar das técnicas cirúrgicas terem vindo a ser aperfeiçoadas e actualmente terem uma taxa de sucesso elevada, ainda consistem num método invasivo cujo objectivo é a exclusão do aneurisma aórtico da circulação sistémica, com preservação do fluxo sanguíneo para a região pélvica e dos membros inferiores. A mortalidade operatória para correcção cirúrgica electiva é de 4% ou menos, mas pode chegar a 8,4%, dependendo da experiência de centros cirúrgicos e da condição cardiovascular do paciente. As principais causas de morbilidade peri-operatória são cardiovasculares, complicações hemorrágicas e sépticas(42).

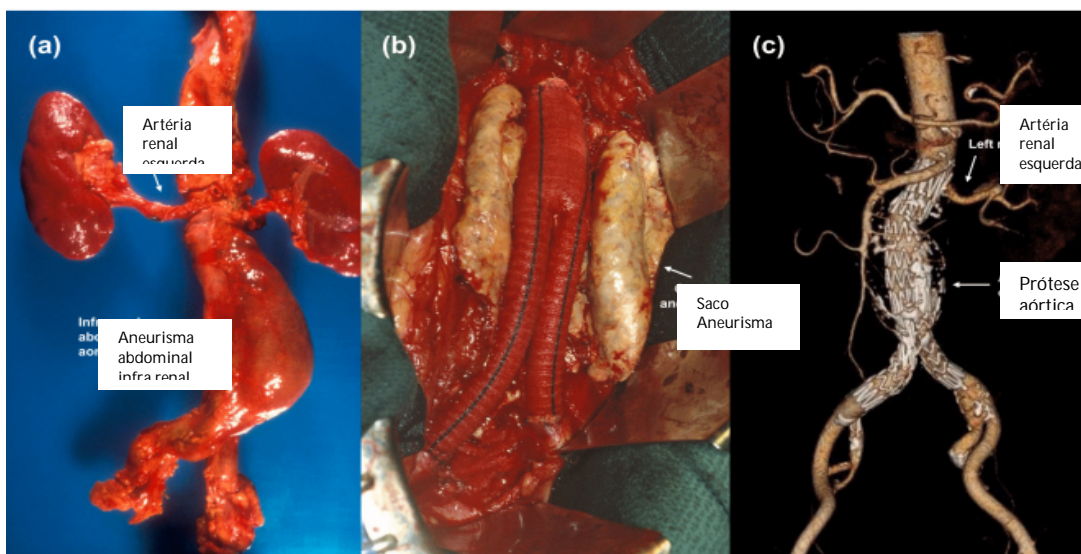


Figura nº 32 - Imagens de aneurismas da aorta abdominal infra-renal. a) Amostra de autópsia mostrando a relação de um aneurisma infra-renal intacto. (b) Fotografia per operatória durante cirurgia aberta trans abdominal c) imagem de Angio-TC após EVAR

Fonte: Adaptado de (35)

Para reduzir a taxa de mortalidade e complicações cirúrgicas, foi desenvolvido a cirurgia endovascular. Utilizando a angiografia, são realizadas as primeiras angioplastias transluminais, em artérias periféricas dos membros inferiores, com cateter coaxial e com dilatação mecânica da lesão oclusiva, por Dotter C. T. e Judkins M.(68). Mais tarde, o tratamento passa pela angioplastia por balão e pela implantação de *stent* com o objectivo de prevenir dissecação e reduzir o risco de trombose. Estas técnicas abriram as portas para o tratamento endovascular dos AAA, com a colocação, via percutânea, de endopróteses (estrutura metálica coberta com tecido). Estas são fixadas na região proximal e distal do aneurisma e apresentam como objectivo impedir que o sangue entre em contacto com a parede do aneurisma(37,38). A esta técnica de tratamento dos AAA dá-se o nome de *endovascular aneurysm repair- EVAR*.

O primeiro EVAR foi realizado em 1991 numa sala de angiografia e publicado no *Annals of Vascular Surgery*, por J. Parodi, O tratamento inicial teve sucesso,mas num exame de controlo a três meses verificou-se persistência de fluxo sanguíneo directo no saco aneurismático por deficiente exclusão a partir da zona de implantação distal – alteração que viria a receber a designação de *endoleak* (35,37).

Esta técnica intervencionista, de tratamento dos AAA, foi desenvolvida graças ao empenho da indústria (evolução de material endovascular com cateteres, fio guias, endoproteses mais flexíveis, de menor calibre e maior durabilidade), e pelo empenho dos clínicos (37).

O EVAR consiste num procedimento minimamente invasivo que é indicado em cerca de 50% dos casos de aneurisma. Consiste na reparação do saco aneurismático, através da colocação de uma prótese, de modo a que o segmento aneurismático fique excluído, mas mantendo o fluxo normal do vaso. Este procedimento requer análise pré intervenção, englobando um angio-TC, o qual permite a realização de medições do diâmetro, comprimento e centro do aneurisma, angulação do colo aneurismático em relação ao plano axial, avaliação dos acessos ilíacos e exclusão e avaliação da presença de estenoses e anastomoses de vasos colaterais das artérias mesentéricas e artéria hipogástrica, dado que podem originar uma isquemia cólica pós-operatória(42,56).

Em conclusão, os AAA íntegros ou em rotura, podem ser corrigidos por cirurgia aberta ou por cirurgia endovascular. No entanto, em 2016, o Relatório Anual do Registo Nacional Vascular, da Vascular Society of Great Britain and Ireland, relata que 66% dos aneurismas íntegros são tratados por via endovascular. Apenas 25% dos aneurismas rotos é que são tratados por EVAR.O estudo refere ainda que este baixo numero de EVARs pode

reflectir limitações de instalações e/ou falta de profissionais com preparação na área endovascular nas unidades vasculares, visto que quando o aneurisma está roto a situação é uma emergência médica, sendo os doentes reencaminhados directamente para cirurgia.(56,69)

Em Portugal, um estudo apresentado no Congresso da Sociedade Portuguesa de Angiologia e Cirurgia Vascular (SPACV) em 2013, relata a proporção de cada tipo de aneurismas submetido a reparação, a proporção de cada tipo de tratamento cirúrgico e a respectiva mortalidade hospitalar (estudo retrospectivo, tem como base cada região de Portugal continental e um período de 10 anos (2000-2010)). Esta investigação demonstra que até 2005 não tinha sido realizado nenhum EVAR e que o primeiro foi realizado num hospital do norte do país e que “...a intervenção endovascular foi gradualmente adquirindo um papel mais importante na correcção de AAA, representando 55, 33 e 55% de todos os procedimentos no Norte, Centro e Lisboa, respectivamente, em 2010...” e que até ao fim do estudo não tinha sido realizada nenhum procedimento endovascular nos centros hospitalares do Alentejo e do Algarve. Os autores concluem que “...O número de intervenções para tratamento de AAA tem vindo a aumentar em todas as regiões de Portugal Continental, estando a EVAR progressivamente a assumir-se como o tratamento de escolha...”(54)

O estudo desenvolvido por Coelho e *al.*, que incluiu dados relativos a um período temporal de 8 anos, refere que apesar de nos últimos anos existir um aumento de procedimentos endovasculares, cerca de 70% dos procedimentos ainda são cirurgias abertas. Os resultados são ainda mais acentuados na reparação de AAA em rotura, pois do total de 51 procedimentos, 46 foram realizados por cirurgia aberta e 5 por EVAR, resultando numa percentagem superior a 90% de cirurgias abertas. Segundo os autores, os 5 aneurismas em eminência de rotura, em que foi optada a solução endovascular, foi devido á “...complexidade do caso, com diminuta possibilidade de sucesso perante a instabilidade do doente e a complexidade do caso...”.(51)

Estes dois estudos portugueses demonstram que em Portugal, que os procedimentos endovasculares têm vindo aumentar, apesar do número de cirurgias aberta ser ainda elevado, principalmente nos aneurismas rotos.

Como foi referido anteriormente, no capítulo dos factores de risco, o diâmetro máximo do AAA, continua a ser o critério mais amplamente utilizado e validado para a previsão do risco de rotura.

Nesse sentido, os aneurismas até 5 cm de diâmetro podem ser vigiados de 6 em 6 meses ou anualmente, para avaliação e controlo do crescimento. A vigilância pode ser realizada por ecografia ou TC e é acompanhada com recomendações clínicas de cessação tabágicas e com fármacos de controlo da hipertensão, dislipidemia e diabetes e os pacientes são aconselhados a realizarem actividade física moderada.(40,58)

Os aneurismas com diâmetro superior a 5cm devem ser reparados, seja por cirurgia ou por tratamento endovascular.(58) Perante um aneurisma sintomático, o tratamento deve ser realizado o mais rápido possível ou mesmo de imediato, no caso de existir rotura.

3.6 Endovascular Aneurysm Repair- EVAR

O tratamento endovascular dos AAA foi iniciado no início dos anos 90, por J. Parodi e desde então despertou o interesse tanto por parte dos radiologistas como pelos cirurgiões vasculares. As próteses endovasculares, também conhecidas por *stents*, tem como objectivo a exclusão do aneurisma do lúmen da aorta diminuindo assim a pressão dentro do aneurisma e reduzindo o risco de rotura.

Este tratamento, o EVAR, é indicado em indivíduos que apresentem AAA sem rotura no entanto pode ser indicado em doentes com aneurismas em rotura ou em iminência de rotura, que corram riscos na cirurgia aberta.(51,70) O desenvolvimento normal de um AAA é o seu aumento continuado ao longo do tempo (cerca 2 a 3 mm por ano). O risco de rotura é directamente proporcional ao diâmetro do aneurisma. Por esta razão, as recomendações para aneurismas pequenos é proceder à vigilância e para aneurismas com 5 cm deve ser avaliada a possibilidade de tratamento.(40,70,71)

Este método de reparação de AAA, é um tratamento guiado por imagem, que consiste na colocação de prótese na aorta abdominal por via endovascular. Nesta técnica é utilizada normalmente anestesia local e/ou uma pequena sedação de modo a diminuir os movimentos, sensações incómodas e desconforto ao doente, durante a manipulação do material. De seguida através de uma pequena incisão na região femoral, efectua-se o acesso percutâneo normalmente, guiado por ecografia, onde são introduzidos fio guias, cateteres e bainhas até ao aneurisma, sob apoio de radioscopia. Através deste cateter é administrado contraste iodado ou dióxido de carbono e são adquiridas várias imagens de subtracção digital, com o objectivo de orientar o fio guia do *stent* (prótese). Em seguida é introduzido o *stent* através do fio guia e procede-se á sua expansão e fixação, nas paredes da aorta nativa, o qual fica ancorado proximal e distalmente à porção aneurismática da aorta, criando um novo canal para o fluxo sanguíneo, eliminando a pressão do saco aneurismático. A expansão pode ser através de auto - expansão ou de insuflação de um balão dependendo das características da endoprotese metálica, como a força radial das extremidades ou a presença de encaixes em forma de dente que permitem a fixação à parede vascular. Efectuada a fixação da endoprotese metálica, realiza-se novamente uma angiografia, com o objectivo de excluir possíveis complicações decorrentes da intervenção como, microembolização na circulação renal ou periférica ou um *endoleak*⁹ tipo I ou II, (37,38,42,70,72) que devem ser corrigidas imediatamente. Depois do procedimento os pacientes ficam geralmente em

⁹ *endoleak*, conceito associado a tratamento endovascular, que se traduz por endofuga (1997); diferente do termo *leak* (rotura) associado à rotura do AAA

vigilância por 3 a 5 dias (1 a 2 dias em ambientes de cuidados intensivos) e são submetidos a tratamento antiplaquetário para evitar trombose da prótese e isquemia arterial periférica.(73)

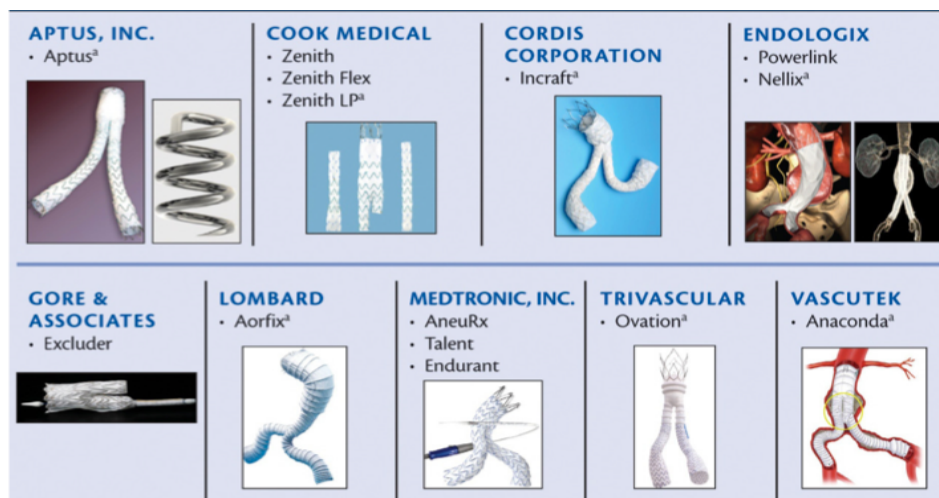


Figura nº 33 - Stents para AAA

Fonte:<https://www.vasculariseseasemanagement.com/content/evar-2012-indications-devices-and-techniques> (acesso a 22.6.2018)

As vantagens do EVAR relativamente à cirurgia aberta incluem redução do tempo sob anestesia geral, eliminação da dor e trauma associado à cirurgia abdominal, redução do tempo de internamento hospitalar e em unidades de cuidados intensivos e redução de hemorragias.(70) Para além disso o risco de mortalidade é maior, nos pacientes com AAA intactos, tratados com cirurgia aberta em comparação com tratamento endovascular.(38,42,74)

Nos artigos consultados relativamente à relação custo-benefício do tratamento endovascular, quando comparados com a cirurgia aberta, os tratamentos endovasculares apresentam um custo mais elevado(38). Um estudo realizado por *Burgers & al.* em 2016, cujo objectivo foi avaliar a relação custo-eficácia ao longo da vida entre o EVAR e a cirurgia aberta (a medida do benefício de saúde foi expresso em anos de vida esperados ajustados pela qualidade e os custos foram medidos em euros, com preços de 2013), concluiu que o EVAR foi mais eficaz e mais barato, apresentando maior anos de vida ajustados por qualidade quando comparado com procedimentos de cirurgia aberta (EVAR- 4,704; Cirurgia aberta- 4,666), porque reduz a mortalidade a 30 dias e diminui os riscos de complicações pós procedimento. Relativamente custo, o preço dos tratamentos por EVAR foi de 24.483 € em comparação com 25.595€ na cirurgia aberta. O valor de custo mais baixo do EVAR deve-se á redução no tempo de internamento hospitalar.(75) Nos EUA esses preços são ligeiramente superiores 40.000\$ e no Canadá mais baixos, cerca de 16.000\$, no entanto o maior benefício do tratamento para pacientes com um aneurisma da aorta é o aumento da sobrevida e a diminuição do tempo de internamento. (40)

As desvantagens do EVAR, relacionam-se com as limitações anatómicas, a durabilidade das próteses e a necessidade de um follow-up longo e dispendioso.(42) No entanto a teoria das limitações anatómicas tem sido colocada em causa, devido ao avanço tecnológico e ao aumento da experiencia dos profissionais. Verifica-se um aumento de EVARs em doentes com anatomia desfavorável, porque aumenta a taxa de sobrevida a curto prazo em doentes com múltiplas comorbilidades e, portanto, de elevado risco. (71)

Apesar do tratamento endovascular e a cirurgia terem as mesmas indicações clinicas, o sucesso do procedimento depende da anatomia vascular do próprio aneurisma, portanto no tratamento a selecção correcta do paciente é fundamental. Além de ser importante a morfologia do AAA, incluindo o diâmetro máximo, extensão proximal e distal, existência de calcificação, extensão do trombo mural e existência de estenose, também é essencial a avaliação da angulação da aorta.(70) Outro factor relevante segundo Machado et al. é a determinação das “...características da zona proximal (livre de doença) onde se pretende efectuar a fixação da endoprótese (colo aneurismático) ...” e a determinação “...da distância entre a artéria renal mais distal e a bifurcação aórtica, a permeabilidade das artérias lombares, da artéria mesentérica inferior e a presença de artérias polares renais com origem no aneurisma ou no colo proximal”. Se o aneurisma envolver as ilíacas, “...determinar o diâmetro da artéria ilíaca comum e das artérias ilíacas externas, a tortuosidade das artérias ilíacas e a avaliação da permeabilidade das artérias ilíacas internas...”(37) A experiencia clinica (factor essencial), as avaliações e estudos contribuem para o sucesso do tratamento mas também para a escolha correcta da endoprotese.(73,76,77)

Considerando que a anatomia da AAA, é muito importante para o sucesso do EVAR, em 2012 foi criada uma escala de classificação para análise da anatomia do AAA pelo *Ad Hoc Committee for Standardized Reporting Practices in Vascular Surgery of the Society for Vascular Surgery/American Association for Vascular Surgery*. Esta escala fornece o grau de severidade da doença e inclui a morfologia do colo aórtico, morfologia do aneurisma, perfusão pélvica e morfologia das artérias ilíacas comuns. Cada factor é classificado de 0 a 3, sendo 3 a classificação mais grave.(73) Esta classificação está baseada em medidas utilizando as imagens de Angio-TC em diferentes planos e é utilizada para determinar o potencial dos resultados clínicos.

Tabela nº9 - Escala de classificação da gravidade da anatomia de AAA

Fonte: Adaptado de (73)

Factores	Ausente (score 0)	Suave (score 1)	Moderado (score 2)	Severo (score 3)
Colo anatómico				
Largura (mm)	≥25	15-25	10-15	<10
Diâmetro (mm)	<24	24-26	26-28	>28
Angulo (°)	>150	150-135	135-120	<120
Calcificação ou trombo (%)	0	<25	25-50	>50
Aneurisma aorta				
Índice de tortuosidade aórtica	<1.05	1.05–1.15	1.15–1.2	>1.2
Angulo aórtico (°)	160-180	140-159	120-139	<120
Trombos (%)	0	<25	25-50	>50
Vasos de ramificação	Sem vasos	1 Lombar ou artéria mesentérica inferior	2 Vasos <de 4mm de diâmetro	2 Vasos e a mesentérica inferior com diâmetro > 4mm
Perfusão pélvica	Patente as ilíacas internas	Oclusão de uma artéria ilíaca interna	Oclusão de uma artéria ilíaca interna e estenose de > 50% da ilíaca interna colateral	Oclusão bilateral das ilíacas internas
Artéria ilíaca				
Calcificação	Sem	<25% da largura do vaso	25- 50% da largura do vaso	>50% da largura do vaso
Diâmetro e doença oclusiva	>10mm, sem oclusão	8-10 mm, com estenose <7mm no diâmetro ou >3 cm na largura	7-8 mm estenose <7mm no diâmetro ou <3 cm na largura	<7mm, com estenose <7mm no diâmetro ou >3 cm na largura, mais que uma estenose <7mm no diâmetro
Índice tortuosidade artéria ilíaca	<1.25	1.25– 1.5	1.5– 1.6	>1.6
Angulo da artéria ilíaca (°)	160– 180	121– 159	90– 120	<90
Largura da artéria ilíaca comum (mm)	>30	20–30	10–20	<10
Diâmetro da artéria ilíaca (mm)	<12.5	12.5-14.5	14.5-17.5	>17.5

A figura seguinte apresenta o tipo de morfologia do colo aneurismático (F) (cilíndrico, cônico ou cone invertido), avaliação da angulação do colo e as medições anatómicas que devem ser realizadas (H_1 - extensão do colo aneurismático, $H_3 - 5$ - comprimento da artéria renal mais baixa até a bifurcação aórtica, até as bifurcações ilíacas direita e esquerda, as artérias ilíacas externas direita e esquerda, respectivamente, $D_1 - 5$ - diâmetros das artérias).(37) Todas estas medições e avaliações podem ser realizadas com precisão recorrendo a imagens de TC, como se demonstra na figura seguinte.

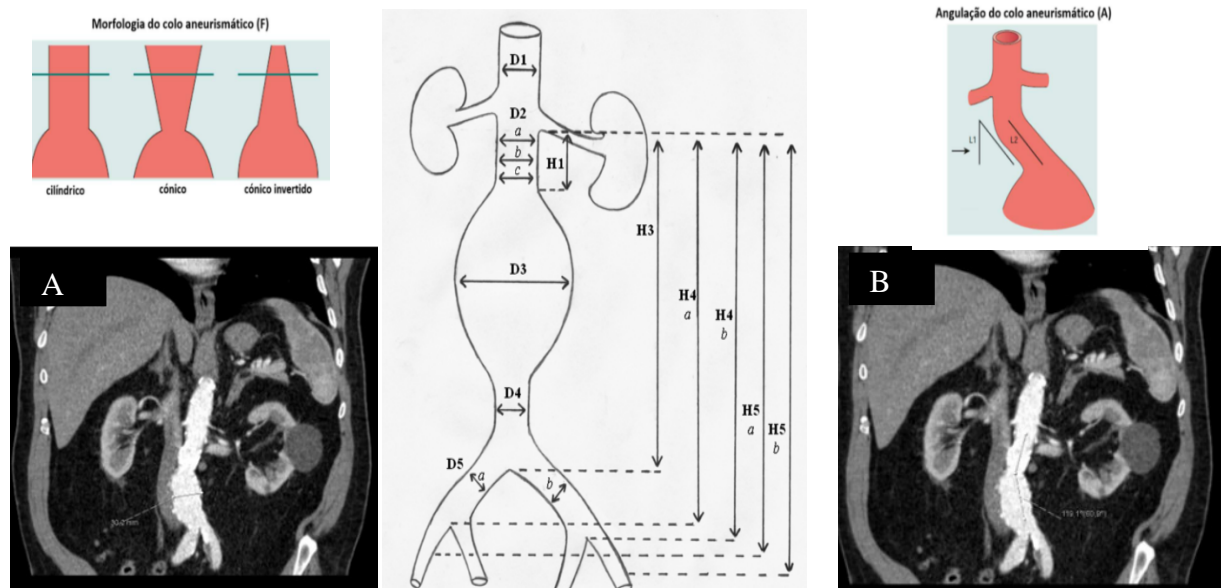


Figura nº 34 - Planos coronais de estudo angiográfico por TC (B- medição de angulo de tortuosidade- 60.9°)

Fonte: Adaptado de (37,76)

O índice de tortuosidade é obtido dividindo-se a distância ao longo da linha central do lúmen entre a artéria renal mais baixa e a bifurcação aórtica, pela distância em linha reta da artéria renal mais baixa à bifurcação aórtica. Um alto índice de tortuosidade (> 1.2) indica que a colocação do *stent* será difícil.

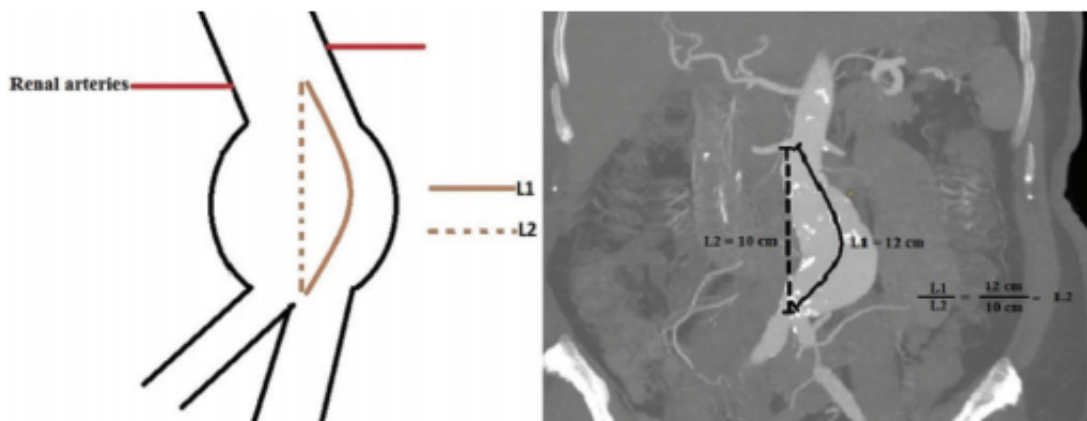


Figura nº 35 - Índice de tortuosidade do colo aneurismático

Fonte: Adaptado de (73)

3.7 Complicações do Tratamento EVAR

Como em qualquer intervenção, também o EVAR pode apresentar complicações. A reparação por cirurgia aberta ou por tratamento endovascular partilham as mesmas complicações, nomeadamente, infecções do enxerto, pseudoaneurisma, oclusão da prótese ou isquemia pélvica. Complicações específicas do EVAR, incluem aumento do saco aneurismático, rotura, trombose dos membros inferiores, migração da prótese e *endoleak*.

A trombose dos membros inferiores ocorre até 5% dos pacientes. Esta situação pode ser explicada devido a migração, extensão ou deslocamento da prótese. O tratamento inclui trombectomia, terapia anticoagulante, realinhamento da prótese com outra endoprótese, ou cirurgia de revascularização.(73)

A taxa de migração da prótese tem diminuído, devido à maior experiência dos profissionais, ao planeamento mais rigoroso e à melhoria dos dispositivos endovasculares. Quando a prótese migra é necessário reparação ou por via endovascular ou por cirúrgica aberta.(73)

Quanto ao aumento do saco aneurismático e conseqüente rotura, dados do registo do EUROSTAR, demonstram uma taxa de rotura do aneurisma de 0,4% a um 1 ano, 2,5% a 2 anos e 3,3% a 4 anos.(73) No estudo de *Schanzer et al.*, que incluiu uma amostra de 10 228 pacientes submetidos a tratamento endovascular, os autores concluíram que o aumento do saco aneurismático apresentava relação com vários factores, nomeadamente com a idade (> 80 anos), diâmetro do colo proximal (> 28 mm), ângulo do colo proximal (< 120°), apenas uma artéria ilíaca comum com um diâmetro > 20 mm e a presença de endoleaks durante o seguimento, sendo que o aumento do saco estava directamente relacionado com a rotura. (77)

Outra complicação e a mais frequente é o *endoleak* ou endofuga, que se caracteriza pelo fluxo sanguíneo persistente dentro do saco aneurismático, após a reparação do aneurisma por tratamento endovascular.(78) Esta complicação está presente em 30 a 40% dos pacientes (observado no angiograma após a implantação do *stent*), e deve ser reparado de imediato e ocorre em 20 a 40% dos casos, durante o controlo pós EVAR. Algumas fugas parecem ser inevitáveis devido à presença de vasos pré-existentes que surgem no saco aneurismático, enquanto outras ocorrem como resultado de má selecção paciente/prótese. (31,37,73,78)

Os *endoleaks* podem ser classificados de diversas formas, consoante o tempo em que ocorrem, o local onde surge ou ainda de acordo com a fonte do fluxo sanguíneo dentro do saco aneurismático.(79)

Assim, a endofuga quando ocorre durante o procedimento ou até 30 dias designa-se por *endoleak* primário. Quando surge após esse tempo denomina-se *endoleak* secundário. Quanto ao local de fuga, pode ser *endoleak* proximal, distal ou medial, consoante a localização da endoprótese. O *endoleak* na região medial da endoprótese ocorre normalmente devido a defeito no fabrico; quando a fuga ocorre na região proximal ou distal é devido a migração e má colocação da endoprótese, e ocorre devido ao extravasamento proveniente, normalmente, das artérias lombares ou outros vasos colaterais para o saco aneurismático. Este fluxo pode estar relacionado com o aumento do tamanho do saco, o que pode dar origem a rotura do saco aneurismático. A classificação baseada na fonte de fluxo sanguíneo dentro do saco, que é a classificação universalmente mais aceite, define as endofugas em cinco tipos (tipo I, II,III, IV e V). (79)

Tipo I

Este tipo de *endoleak* refere-se a extravasamentos das extremidades de acoplamento da endoprótese ou falha na oclusão da artéria. No tipo I de *endoleak*, o fluxo sanguíneo provém da própria aorta para o saco aneurismático. A pressão, neste caso, é sistemática, permanecendo o elevado risco de rotura. Esta fuga é subdividida em tipo I A (quando a fuga se encontra na porção proximal da prótese), tipo I B (quando a fuga se encontra na porção distal da prótese), tipo I C (extravasamento da artéria ilíaca em casos de colocação de endoprótese aorto-uni-ilíaca com bypass femoral-femoral). Este tipo de *endoleak* pode ser resolvido durante o procedimento endovascular. A figura seguinte demonstra uma fuga tipo I, que foi reparada durante o procedimento (73,78,79)

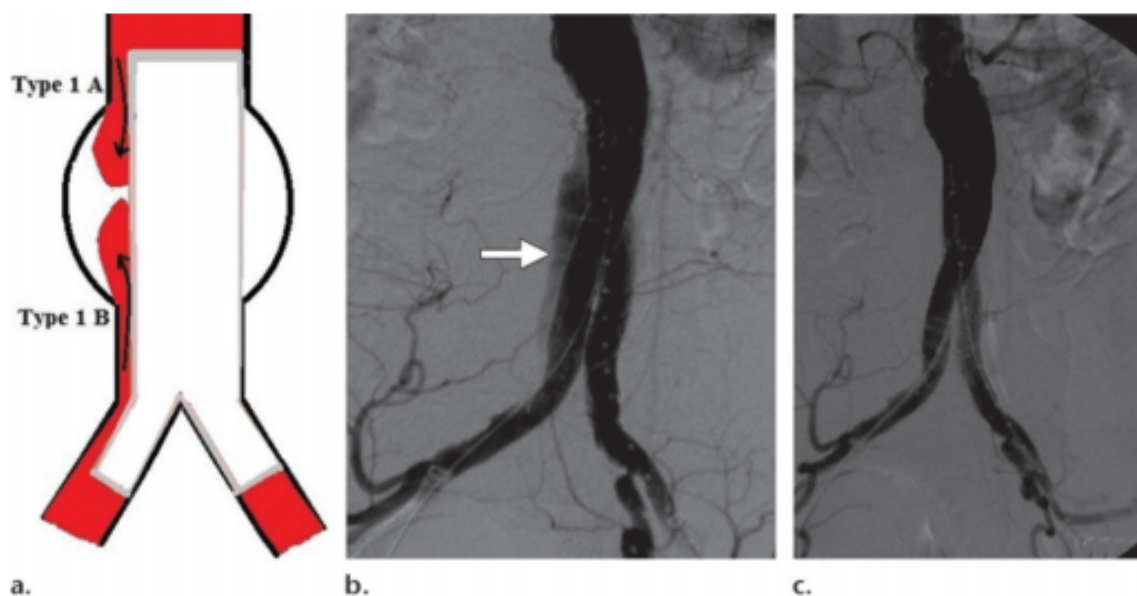


Figura nº 36 - Endoleak tipo I. b-imagem de angiografia pós colocação de stent seta apontar para a fuga; c- imagem de angiografia a confirmar correção da fuga

Fonte: Adaptado de (73)

Tipo II

O Endoleak tipo 2 é o tipo mais comum, ocorre em cerca de 20% a 30% dos pacientes, persistindo em 10% a 15% dos pacientes após 6 meses. Neste tipo, o fluxo sanguíneo retorna retrogradamente ao saco aneurismático por vasos colaterais à aorta. Normalmente os vasos colaterais envolvidos no extravasamento são as artérias ilíacas ou aórticas, como é o caso das artérias lombares, mesentérica inferior, intercostais ou hipogástricas. Em cerca de metade dos pacientes fecha espontaneamente, nos outros casos pode ser resolvido com um agente embólico líquido (por exemplo, etileno-vinil, copolímero de álcool). Este tipo pode ser dividido em Tipo II A (se a fuga estiver relacionado apenas com um vaso) ou Tipo II B (se a fuga for complexa e envolver dois ou mais vasos colaterais).(73,78,79)

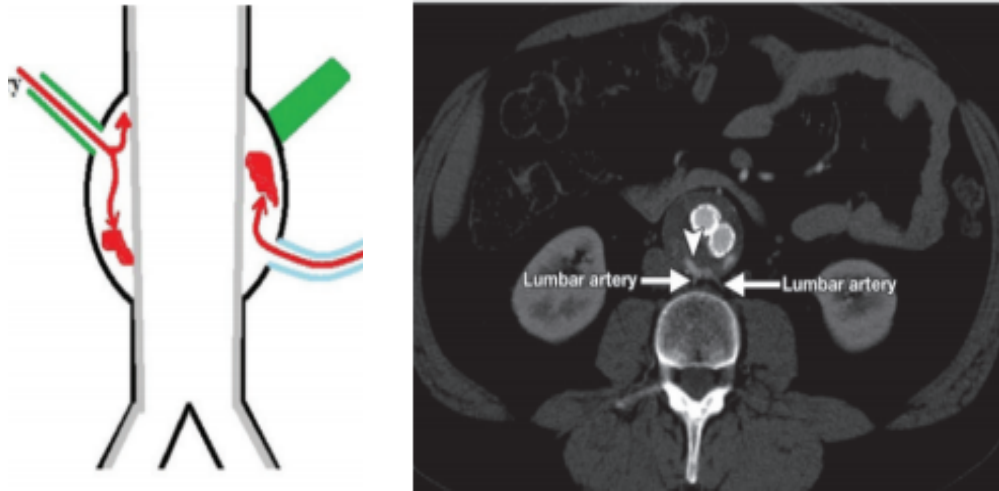


Figura nº 37 - *Endoleak* tipo II. B-imagem axial de TC pós colocação de *stent* setas apontar para a fuga; artérias lombares a alimentar a fuga

Fonte: Adaptado de (73)

Tipo III

Neste tipo de *endoleak*, existe uma falha estrutural da endoprótese, tendo como consequência a circulação regressar ao saco aneurismático. Este tipo de *endoleak* deve ser tratado o mais rápido possível com novo *stent*, pois expõe o saco aneurismático à pressão arterial. Pode ocorrer, devido a desconexões dos componentes modulares (tipo III A) ou a orifícios na endoprótese (tipo III B).(73,78,79)

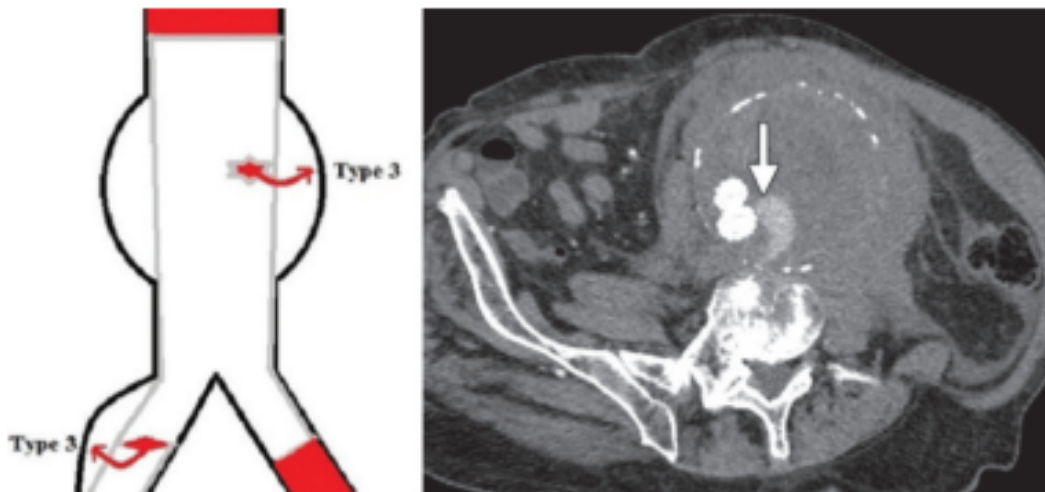


Figura nº 38 - *Endoleak* tipo III. B-imagem axial de TC pós colocação de *stent* sets apontar para a fuga;

Fonte: Adaptado de (73)

Tipo IV

O *endoleak* do tipo IV é causado pela porosidade da endoprótese. Geralmente, este *endoleak* é identificado no momento da implementação do dispositivo. Este tipo é geralmente transitório, resolvendo-se após a retirada terapia de anti-coagulação. (73,78,79)

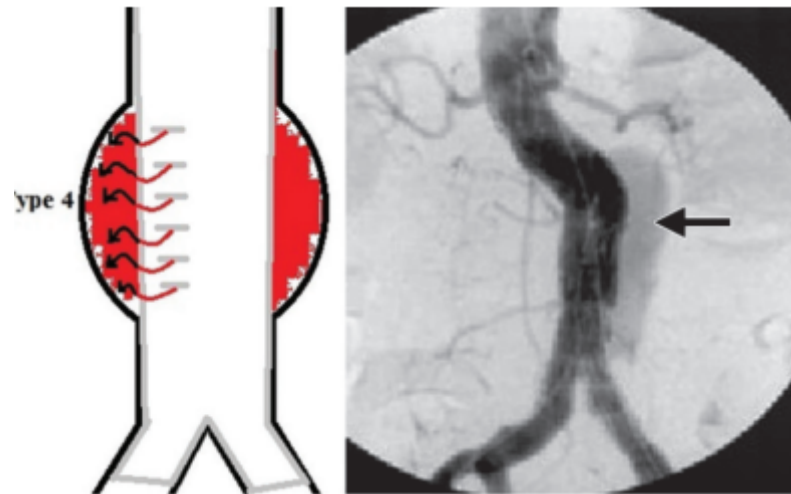


Figura nº 39 - Endoleak tipo IV. -imagem angiografia pós colocação de stent sets apontar para a fuga;

Fonte: Adaptado de (73)

Tipo V

A expansão do aneurisma sem etiologia conhecida sustenta à definição de endoleak do tipo V, também conhecido por endotensão. A verdadeira causa para a endotensão é desconhecida, porém pode incluir a existência de um endoleak (tipo I, II, III ou IV) oculto nas imagens de diagnóstico, infiltração de sangue na endoprótese, trombo no saco aneurismático ou acumulação de seroma no aneurisma. A pressão neste tipo de endoleak é persistente.

3.8 Controlo de EVAR

O acompanhamento realizado ao tratamento do AAA é efectuado por exames imagiológicos periódicos durante toda a vida, para que o sucesso da colocação da endoprótese seja garantido ou sejam detectadas complicações o mais breve possível. A visualização dos exames realizados deve ter em conta alguns aspectos importantes: expansão do saco aneurismático, presença ou não de endoleak, migração e danos na endoprótese. Os exames imagiológicos possíveis de realizar na vigilância de correcção ao AAA são radiologia convencional (radiografia simples usando um protocolo projecções anteroposterior e laterais, sendo muito preciso na avaliação de fracturas de *stents* e desconexões modulares, mas limitado na avaliação do diâmetro do aneurisma e *endoleaks*. A ecografia apresenta uma a sensibilidade e especificidade, para a detecção do endoleak de 0,77 e 0,94, respectivamente. A Angio-RM apresenta como vantagens a confiabilidade nas medições do diâmetro aórtico e ainda com o facto da não exposição à radiação ionizante e baixa nefrotoxicidade do contraste, mas não é compatível com algumas endopróteses.(31,37,47)

O exame de eleição para o follow-up após o tratamento ao AAA é a Tomografia Computorizada, especialmente TC angiográfica (Angio-TC), apresentando uma elevada sensibilidade e especificidade para a detecção de complicações, no entanto está dependente do protocolo utilizado. O estudo *Eurostar* sugeriu que no estudo de angio-TC, deve ser efectuada uma fase tardia com cortes de 3 mm, sendo a melhor técnica para demonstrar reperfusão colateral.(47,72)

Embora haja alguma controvérsia, a maioria dos autores considera a TC com maior sensibilidade e especificidade para detecção de *endoleaks* que a ecografia. As principais preocupações do uso frequente de CT são o custo, o contraste e a nefrotoxicidade induzida pelo agente iodado e a quantidade cumulativa de exposição a radiação ionizante.(47) Alguns autores sugerem que a Angio-TC pode ser alternada com estudos de ecografia.(31,80)

Segundo as recomendações da *European Society for Vascular Surgery*, todos os pacientes devem realizar um Angio-TC e radiografias em projecção antero-porterior e lateral do abdómen aos 30 dias após o procedimento. Se houver qualquer tipo de endoleak deve realizar Angio-TC ao fim de 6 meses e aos 12 meses. Em doentes sem endoleak devem realizar Angio-TC aos 12 meses juntamente com as radiografias abdominais. Aos 12 meses, se não houver fuga interna e se o AAA diminuir, recomenda-se uma ecografia anual com radiografias utilizando um protocolo para avaliar a endoproteze, migração, fracturas de *stent*

e desconexões modulares. No entanto se o paciente for obeso e impedir a avaliação por ecografia, pode realizar TC sem contraste para avaliação da integridade da prótese. Se por outro lado o AAA aumentar ou houver alguma fuga em algum exame de controlo deve realizar Angio-TC e radiografias simples em duas projecções. Em doentes com insuficiência renal crónica a TC sem contraste, a ecografia e a radiografias tem de ser realizadas periodicamente.(47)

Estas recomendações levantam algumas críticas, a primeira é a radiografias simples, as quais são realizadas em todas as fases de controlo, para identificar falhas potenciais no sistema de suporte de diferentes dispositivos (fracturas de stent, farpa separação, descolamento do stent) e avaliar a adequação da sobreposição de componentes. No entanto em indivíduos com mau perfil (doentes obesos ou com muito gaz abdominal) pode levar a interpretações erradas ou a falsos positivos, nomeadamente em doentes com próteses na aorta com extensão para as ilíacas. Actualmente considera-se que os *endoleaks* podem aparecer até sete anos pós intervenção, justificando este controlo ao longo da vida, o que aumenta os custos da vigilância.(47) Por esta razão é necessário estudar a resistência e a eficácia da pressão das próteses tendo em vista a redução de custos de vigilância pós procedimento endovascular.(47)

As *guidelines* da *Society for Vascular Surgery* de controlo pós EVAR, são idênticas, incluem uma tomografia computadorizada após 1 mês e ao fim de 6 meses. Na ausência de endofuga, o doente pode ser vigiado ou por TC ou por Eco Doppler anual, sendo este ultimo método suficiente para o controlo na ausência de *endoleak* ou aumento do saco aneurismático. Mas é recomendada Angio-TC abdominal e pélvico a cada 5 anos após o EVAR. Por outro lado, se em qualquer fase se suspeitar de *endoleak* tipo I ou tipo III, deve ser realizado Angio-TC.(40)

4 Protocolo para estudos de AAA

Após a introdução da aquisição helicoidal, houve um aumento dramático nas indicações clínicas para angiografia por TC, especialmente com o aparecimento dos equipamentos multicorte, os quais permitem aquisições com elevada resolução temporal, bem como excelente resolução longitudinal e resolução isotrópica. Além disso, permite aumento da resolução espacial mesmo quando a aquisição abrange grandes volumes anatómicos, com excelente visualização de ramos periféricos mais pequenos, após a administração de produto de contraste iodado. Como resultado a angiografia por TC, tornou-se um método válido no diagnóstico de imagem vascular, desafiando a angiografia por subtração digital, a qual é actualmente o método de imagem utilizado durante os procedimentos intervencionistas.(12)

A caracterização e avaliação imagiológica de um AAA devem ter em conta a morfologia do aneurisma (diâmetro máximo, extensão proximal e distal, existência de calcificação, extensão do trombo mural e existência de estenose), angulação da aorta e envolvimento de outros ramos arteriais, lesões peri-aórticas (inflamações ou fibrose), em caso de rotura avaliação do local e da extensão da parede rompida, quantidade e a localização de sangue extravasado, a presença de outras lesões (doença venosa, coronária ou pulmonar). Após tratamento a avaliação da colocação da prótese, avaliação da exclusão do aneurisma e avaliação da presença de *endoleak*, são fundamentais. Todos estes parâmetros podem ser estudados por TC, desde que o protocolo utilizado vá de encontro a estas necessidades clínicas.(73) Na prática clínica, este exame denomina-se por Angio-TC.

O protocolo de Angio-TC para o estudo da aorta depende de inúmeros factores, nomeadamente da informação clínica. Através desta informação pode ser escolhida o número aquisições, sendo sempre necessário a realização da aquisição arterial. A aquisição sem contraste é efectuada quando se pretende avaliar calcificações, outras patologias abdominais ou em caso de suspeita de rotura do aneurisma. A aquisição mais tardia (fase venosa) tem indicação no estudo dos *endoleaks* ou quando se pretende estudar órgãos abdominais.(4)

Neste protocolo é sempre usado injector automático, de preferência de dupla cabeça de modo a administrar solução salina, logo a seguir á injeção do produto de contraste. O acesso venoso tem de estar permeável, e deve ser testado com soro fisiológico de modo a permitir aguentar fluxos de injeção elevados (cerca de 4 a 5 ml/s).(4)

Dever ser explicado ao doente os procedimentos e feita a anamnese de eventuais reacções adversas. De seguida deita-se o doente em decúbito dorsal na mesa com os membros superiores elevados para cima da cabeça, conecta-se o acesso ao injector e dá-se início ao exame.(4)

O exame inicia sempre com dois topogramas um de face outro de perfil da região abdominal e pélvica. Estes topogramas servem para modelação de dose, e consequentemente para a redução de dose.

Os parâmetros de aquisição dependem do equipamento, das possibilidades de colimação, no entanto há parâmetros comuns. O tempo de rotação deve ser o mais rápido possível (com a introdução de 64 cortes isto já não é tão importante pois já há elevada resolução temporal), pitch pequenos (preferencialmente inferior a 1), colimação fina, reconstrução de imagens com espessura finas e com sobreposição de 50%.

A tabela seguinte apresenta três protocolos diferentes para o estudo de AAA. Os dois primeiros protocolos são de um equipamento muticorte de 16 cortes da marca Siemens, em que foi dividido em aquisição para estudo da aorta para detecção de aneurisma ou seguimento da evolução da doença e o outro protocolo para estudos pós EVAR. A grande diferença são as fases de aquisição para a detecção e o seguimento da doença, nas quais só são efectuadas aquisições na fase arterial, enquanto que no controlo pós EVAR são adquiridas imagens nas fases em contraste, arterial e tardia.

No protocolo da Philips de 128 cortes o protocolo só faz referência a estudos da aorta sem especificar as circunstâncias, adquirindo a fase sem contraste, artéria e mais tardia. As diferenças entre os protocolos têm a ver com a colimação, dado que os equipamentos têm configurações de detectores diferentes, o que permite espessuras de corte diferentes e aquisições elevada resolução temporal, no equipamento de 128 cortes. A reconstrução interactiva também está presente neste equipamento o que possibilita redução de dose. A quantidade de contraste não baixa significativamente, mas pela experiência da autora, este parâmetro pode ser ajustado de modo a que esta quantidade baixe significativamente.

Os protocolos aqui apresentados são meros exemplos ilustrativos.

Tabela nº10 – Protocolos de Angio-TC

Fonte: Adaptado de

<http://www.ctisus.com/responsive/protocols/anatomical/abdomen#>

Parâmetros Técnicos	Fases	Equipamento 16 cortes (<i>Somaton Siemens</i>) *		Equipamento 128 cortes (<i>Philips iCT</i>) **
		Angio CT - AAA	Pós stent	Angio CT - AAA
kV/efective mAs/Tempo de rotação(s)	s/ contraste		120/200/0.5	120/200/0.5
	Arterial	120/225 /0.5	120/225/0.5	120/300/0.5
	Tardia			
Colimação (mm)	s/ contraste		16X1.5	128X0.625
	Arterial	16X0.75	16X0.75	
	Tardia			
Pitch				0.993
Reconstrução interactiva				iD-3
Espessura de reconstrução	s/ contraste		5	0.9
	Arterial	0.75	0.75	
	Tardia			
Incremento (mm)	s/ contraste		5	0.45
	Arterial	0.75	0.75	
	Tardia			
Algoritmo		B30f <i>medium smooth</i>		B
Direcção de aquisição		Crânio-caudal		Crânio-caudal
Volume de injeção (ml)		120	100-120	100 + 50 ml de soro fisiológico
Fluxo de injeção (ml/s)		3.5		4
Delay (s)	s/ contraste		4	4
	Arterial	30s	30	<i>Bolus tracking</i> na aorta descendente (150)
	Deteção aut.	ou <i>Bolus tracking</i> na aorta descendente (100 HU)		
	Tardia		60	
Reformatações		VRT & MIPs	VRT/ MIPs/ MPRs	MIP/MPRs

*Autor- Elliot K. Fishman, MD

**Courtesy of the University of Maryland

5 Trabalho de campo

Neste capítulo, irá ser apresentado os objectivos do estudo, a metodologia e a selecção da amostra, de seguida são apresentados os resultados e a discussão destes resultados.

5.1 Objectivos

Avaliar o papel da TC no diagnóstico pré tratamento e pós tratamento do AAA.

5.2 Metodologia e Selecção da amostra

Com o intuito de saber o papel da TC no diagnóstico, na avaliação pré tratamento e pós tratamento do AAA, optou-se pela realização de um estudo de natureza descritiva e retrospectiva.

No período temporal entre 2015 a 2016 foram recolhidos casos de doentes com AAA, os quais realizaram tratamento endovascular no serviço de Radiologia do CHVNGaia.

De forma a proteger a identidade dos participantes não foram colhidos dados identificativos dos mesmos, sendo os casos numerados por data de tratamento.

Estabelecemos como critérios de inclusão os doentes com diagnóstico de AAA que realizaram tratamento endovascular com apoio do serviço de radiologia, isto é no próprio serviço (angiografia e radiologia de intervenção) e/ou no bloco operatório

O número da de casos recolhidos foi de 47, tendo sido excluído um doente por não cumprir o critério de inclusão- ter diagnóstico de AAA. Este individuo de 24 anos de idade, do sexo masculino, apresentava uma rotura traumática da aorta devido a traumatismo, foi tratado com prótese endovascular no serviço. A amostra incluiu 46 indivíduos com diagnóstico de AAA (N=46). Destes 46 casos, 21 doentes realizaram-se o procedimento em 2015 e 25 casos em 2016.

Para a recolha dos casos recorreu-se ao Sistema de Comunicação e Arquivamento de Imagens (PACS- *Sectra*) do serviço de Radiologia do CHVNGaia e ao processo clínico.

Procedeu-se à recolha dos seguintes dados:

- ✚ Género;
- ✚ Idade;
- ✚ Factores de risco associados (HTA, Tabagismo, dislipidémia, diabetes, doença arterial obstrutiva periférica, outras comorbilidades)
- ✚ Métodos de diagnóstico do AAA;
- ✚ Presença de endoleak no exame de controlo após o tratamento;
- ✚ Tipo de endoleack;
- ✚ Tempo entre o tratamento endovascular e o primeiro exame de controlo

Os dados recolhidos foram submetidos a análise de estatística descritiva recorrendo ao *software IBM SPSS Statistics* (versão 23).

5.3 Resultados

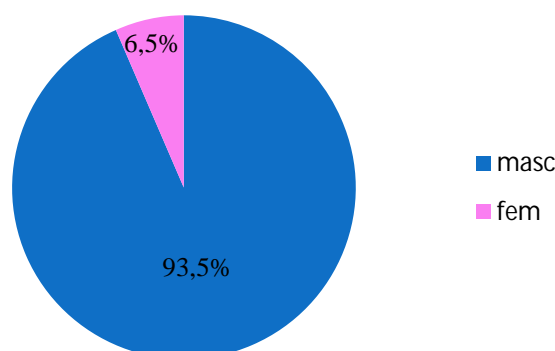
A amostra teve por base os indivíduos tratados a AAA, entre os anos de 2015 e 2016, por tratamento endovascular. O número total de casos recolhidos foram 46 validos para o estudo.

Género

Dos 46 doentes, 93,5% eram do sexo masculino (n= 43) e 6,5% do sexo feminino (n= 3).No gráfico 1 apresenta-se a distribuição da amostra por sexo.

Gráfico nº1 – Distribuição do N por género

Distribuição por Género



Média de Idade

A idade dos indivíduos da amostra situou-se num intervalo entre os 50 e os 94 anos (em que o individuo mais novo tinha 50 anos e o mais velho tinha 94 anos),sendo a idade média de $75,65 \pm 8,8$ anos.

Tabela nº11 – Media da idade do N

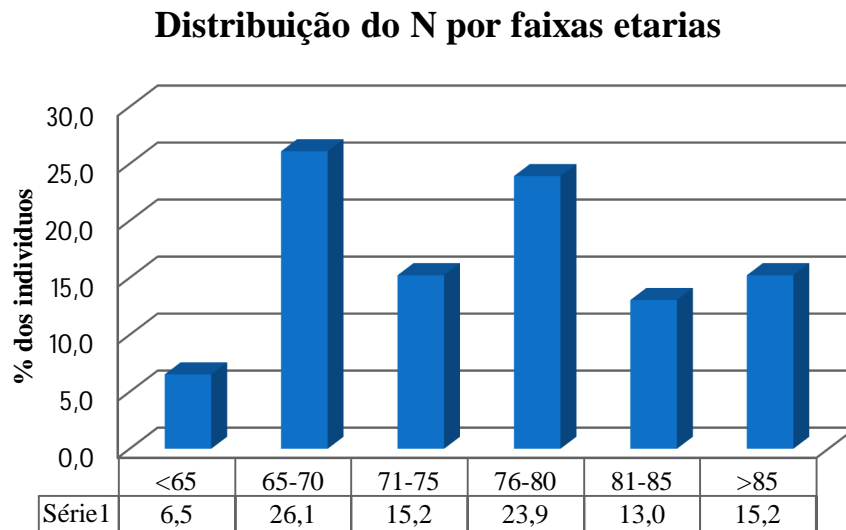
Idade	N	Idade			Erro Desvio
		Mínimo	Máximo	Média	
Idade	46	50	94	75,65	8,837

Distribuição por faixas etárias

A amostra foi dividida por intervalo de idades, representando os indivíduos tratados com próteses endovascular com menos de 65 anos, 6,5% (n=3) dos casos. Por outro lado as faixas etárias com maior número de casos, foram as faixas situadas entre 65-70 com 26,1%

(n=12), seguida da faixa dos 76-80 com 23,9% (n=11). O menor número de casos ocorreu nas faixas dos 71-75 e em doentes com idade superior a 85 anos, correspondendo a 15,2% dos casos (n=7).

Gráfico nº2 – Distribuição do N por faixas etárias



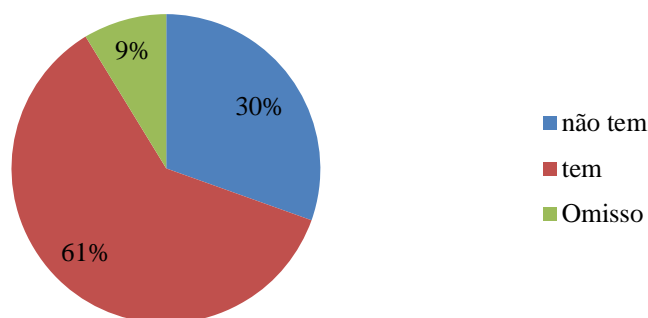
Nos doentes da amostra avaliou-se a distribuição dos factores de risco, descritos na literatura, relacionados com os AAA. Avaliou-se a distribuição dos seguintes factores de risco: HTA, tabagismo (passado, activo), dislipidémia, diabetes *mellitus*, doença arterial obstrutiva periférica, doença cerebrovascular e outras doenças (neoplásicas, IRC, cardíacas entre outras)

HTA

Cerca de 61% dos doentes apresentavam HTA. Sem este factor de risco existiam cerca de 21 % de doentes; em 9% dos doentes não existia informação disponível sobre este factor de risco (9%)

Gráfico nº3 – Factor de risco- HTA

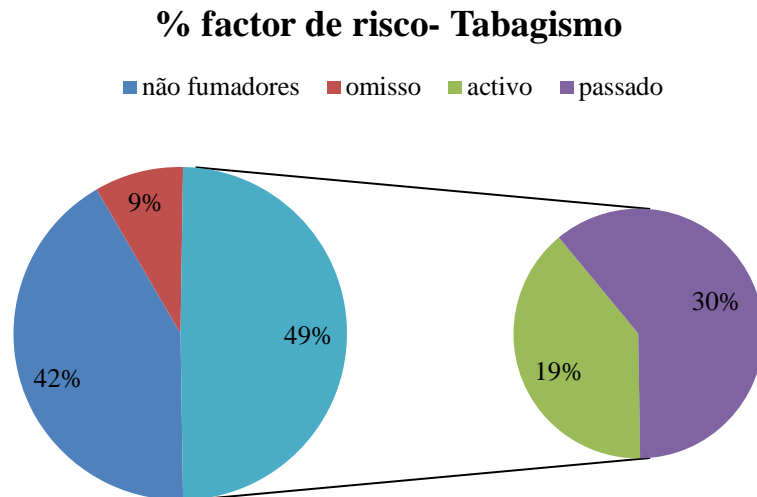
Factores de risco- HTA



Tabagismo

Quanto ao factor de risco tabagismo, também foi estudado na amostra. Cerca de 42% de doentes nunca fumaram e em 9% dos doentes não se conseguiu obter informação relativamente a este factor. Dos restantes doentes fumadores, 30% tinham tido hábitos tabágicos e 19% ainda apresentavam este hábito.

Gráfico nº4 – Factor de risco- Tabagismo passado

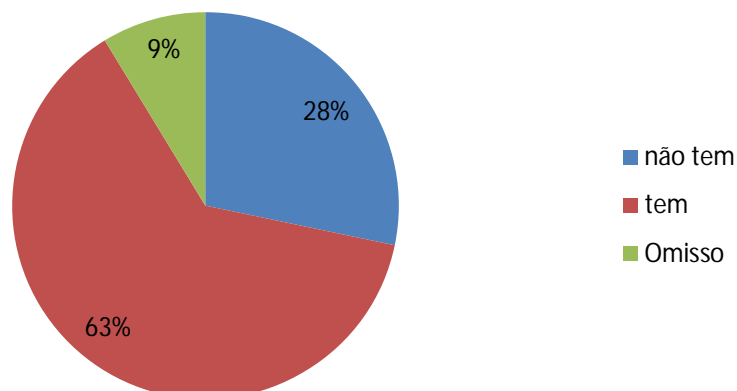


Dislipidémia

Na análise deste factor de risco, verificamos que 63% dos indivíduos apresentavam dislipidémia, e 28% não apresentavam. Em 9% dos indivíduos não existia informação relativamente a este factor no processo clinico.

Gráfico nº5 – Factor de risco- Dislipidémia

% factor de risco - dislipidemia

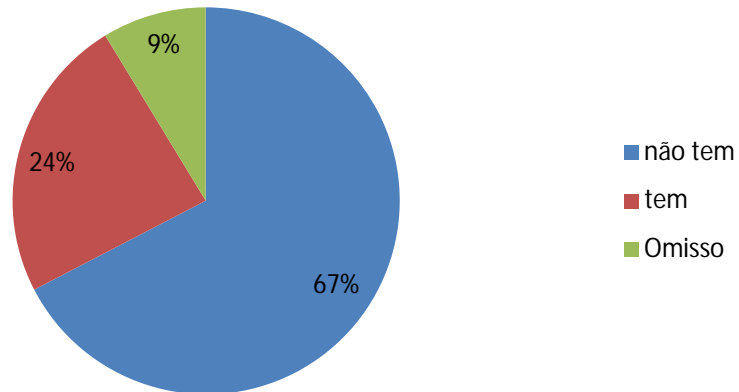


Diabetes Mellitus

A maioria dos doentes da amostra não apresentava *Diabetes Mellitus* (67%). Apenas 24% dos doentes da amostra tem confirmado este factor de risco. Em 9% dos doentes esta informação não se encontrava disponível.

Gráfico nº6 – Factor de risco- *Diabetes Mellitus*

% de factor de risco - *diabetes mellitus*

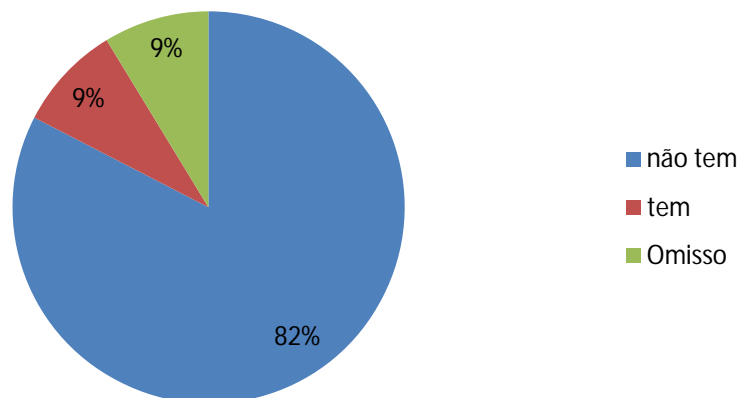


Doença arterial obstrutiva periférica

Quanto a este factor de risco, 82% dos doentes não apresentavam doença arterial obstrutiva periférica. Apenas uma pequena percentagem (9%), o correspondente a 4 doentes apresentam este factor. Nos restantes doentes (9%), esta informação não se encontrava disponível no processo clinico.

Gráfico nº7 – Factor de risco- Doença arterial obstrutiva periférica

% factor de risco- doença arterial obstrutiva periférica

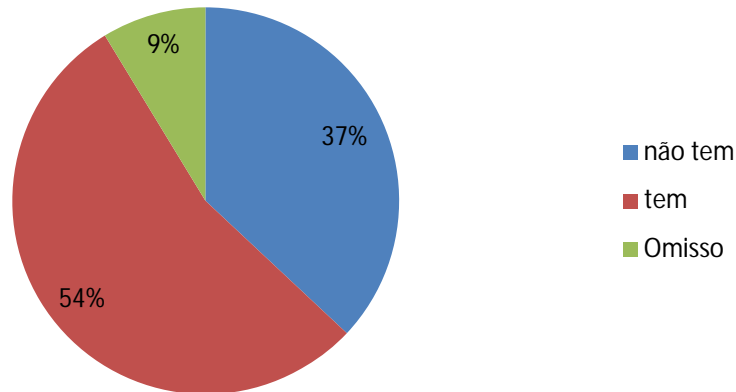


Outras doenças

Verifica-se que em mais de metade da amostra (54%) existem outras comorbilidades. Nos restantes doentes 37% não apresentam outras doenças associadas (37%) e nos restantes (9%), não existia informação disponível.

Gráfico nº8 – Factor de risco- Outras doenças

% factor de risco - outras doenças

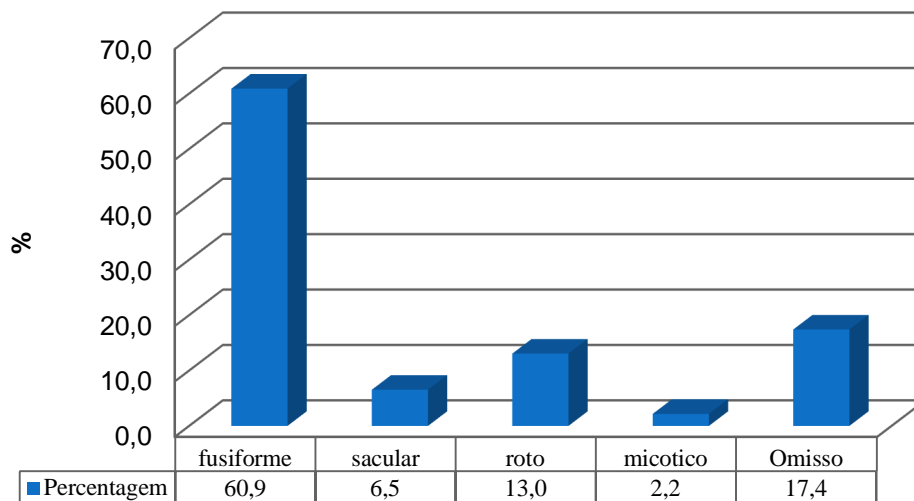


Tipo de AAA

Na tabela seguinte apresenta-se os diferentes tipos de AAA. Os aneurismas fusiformes estão presentes em 60,9% dos casos (n=28), o tipo sacular está presente em apenas 6,5% (n=3). Foram ainda encontrados 6 aneurismas rotos (13%) e em 2,2% (n=1) outro tipo de AAA (aneurisma micótico). Em 17,4% dos aneurismas, não se conseguiu identificar, o tipo de AAA.

Gráfico nº9 – Tipos de AAA

Tipos de AAA

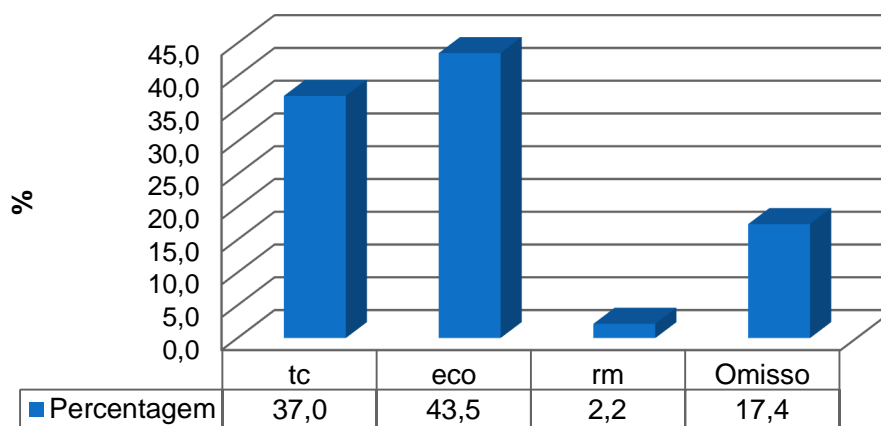


Método imagiológico de diagnóstico de AAA

Esta tabela representa qual o método de detecção/ diagnóstico do AAA. A ecografia foi o método imagiológico que diagnosticou o maior número de AAA, correspondendo a 43,5% (n=20), seguido pela TC que diagnosticou 37% (n=17) e por fim a RM que diagnosticou 2,2% (n=1). É de salientar que em 17,4% dos AAA, não existia informação sobre qual o método de diagnóstico.

Gráfico nº10 – Método imagiológico de detecção do AAA

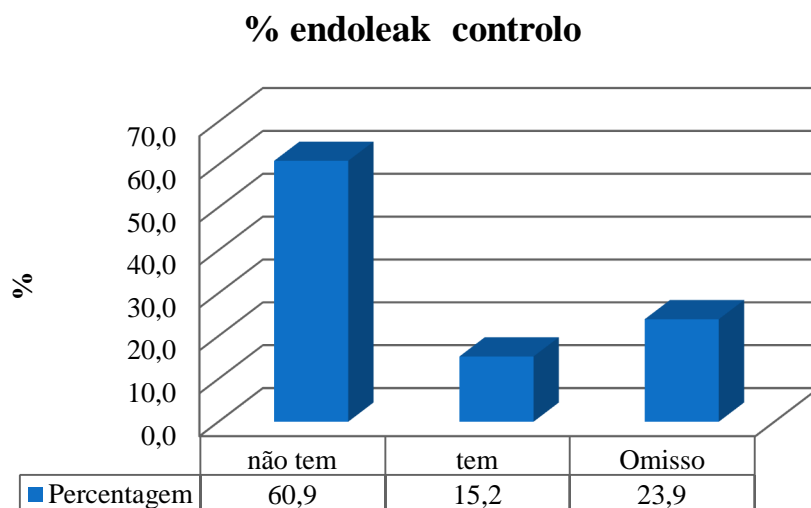
Metodos radiológicos de detecção do AAA



Presença de *endoleak* no exame de controlo

O gráfico seguinte apresenta os resultados da percentagem de *endoleaks*, no primeiro exame de controlo pós tratamento endovascular. É de salientar que o método imagiológico de controlo para verificar a presença ou não de *endoleaks* foi a TC em 38 doentes; apenas em 1 doente foi utilizada a ecografia. Em 6 doentes não foi realizado exame de controlo. Analisando os exames de controlo (n=39), verifica-se que em 60,9% dos casos de controlo, não apresentavam *endoleaks*; em 15,2% existia a presença de endofuga, sendo que em 100% dos casos era do tipo II A. Em 23,9% este facto está omissa no relatório médico.

Gráfico nº11 – Presença de endoleak no exame de controlo



Tempo entre o tratamento endovascular e o primeiro exame de controlo

A tabela seguinte apresenta o tempo que medeia entre o tratamento e o primeiro exame de controlo, seja TC ou ecografia. Dos indivíduos que fizeram controlo (n=39), o tempo médio é de 2,8 meses (com desvio padrão de 2,7), em que o mínimo de tempo foi 0,07 meses (equivale a 2 dias aproximadamente) e o máximo de 11 meses.

Tabela nº12 – Tempo de intervalo entre o Evar e exame de controlo

Tempo pós Evar e o primeiro exame de controlo

	N	Mínimo	Máximo	Média	Erro Desvio
Tempo pós Evarr (meses)	39	0,07	11,00	2,7582	2,67184

5.4 Discussão

Neste estudo sobre AAA, verificamos que a presença de AAA apresenta maior expressão no género masculino do que no género feminino. Estes dados estão de acordo com a bibliografia, pois nos estudos que apresentam os números dos AAA tratados, verifica-se que tanto no estudo de Castro-Ferreira et al., como no de Coelho et al. o número de homens é superior a 85%. (51,54).

No nosso estudo a idade média dos doentes tratados foi de 75 anos, sendo as faixas etárias com maior número de doentes tratados as faixas entre os 65-70 anos, 76-80 anos e por fim a dos doentes com idades inferiores a 65 anos. Estes números indicam que a maioria dos indivíduos tratados (93,5%) tem mais de 65 anos, o que está de acordo com a meta-análise realizada por Xi Li, em que a prevalência de AAA, também aumentou na faixa etária dos 65-74 anos. Contudo no nosso estudo, a faixa etária dos 76-80 anos apresenta um numero de casos mais elevado, o que pode ser explicado pelo numero da amostra ser reduzido e ainda pelo facto de que em Portugal não existe um plano de rastreio, como defende Fernandes e Fernandes, Castro Ferreira e como recomenda Coelho e a Sociedade Portuguesa de Angiologia e Cirurgia vascular. (49,51,54,57) No caso de se seguirem as recomendações dos autores, os aneurismas seriam detectados aos 65 anos, podendo ser tratados em idades não tão avançadas, como se verifica aqui neste estudo (acima dos 81 anos efectuaram-se 28,2% dos tratamentos), o que acarreta mais riscos e pode influenciar o sucesso no tratamento.

Apesar de a amostra ser pequena, verificou-se que o número de mulheres (n=3), tratadas, apresentava uma idade muito avançada relativamente á idade média, da amostra, nomeadamente 89, 87 e 94 anos. Esta informação está de acordo com o estudo de *Lo RC et al.*, o qual concluiu que as mulheres desenvolvem AAA mais tarde que os homens.(52) Machado et al. refere ainda que nas mulheres com idade superior a 70 anos é mais frequente o desenvolvimento de AAA, com tendência a serem mais graves. De facto esta situação verificou-se no nosso estudo, pois a doente com 87 anos apresentava aneurisma sacular em rotura (situação grave e de intervenção urgente). (53)

Segundo a literatura existem vários factores de risco para o aparecimento do AAA. Na amostra deste estudo a HTA está presente em 61% dos casos, o que vai de encontro com o estudo de Coelho et al. em que esta comorbilidade é das mais expressivas do seu estudo.(51)

Outro factor de risco importante para a formação de AAA e comum a todas as doenças cardiovasculares é o tabaco. (3,52,59) Neste estudo não se pode concluir que o tabaco está relacionado com a doença, visto que 42% dos doentes nunca fumaram, apesar da percentagem ser ligeiramente superior nos indivíduos que fumaram ou ainda fumam (49%). Também não se conseguiu fazer associação directa entre o tabaco e o número de anos que o indivíduo apresenta este hábito, visto não haver dados suficientes e a amostra ser reduzida. Apesar disso nos estudos encontrados na literatura, existe associação entre hábitos tabágicos e AAA. (3,40,44,59)

Outro factor de risco estudado foi a dislipidémia, também associado às doenças cardiovasculares, e no estudo de Coelho et al. teve muita expressão.(51) Neste estudo 63% da amostra apresenta dislipidémia o que está de acordo com o estudo referenciado.

No estudo apresentado, outras patologias surgiram como possíveis factores de risco, tais como a *diabetes mellitus* em 24% da amostra, doença arterial obstrutiva periférica em 9% dos casos, no entanto não se verificou qualquer associação entre estes factores com o AAA, visto amostra ser muito reduzida. Apesar de na bibliografia, existir referencia que a *diabetes mellitus* apresenta relação com patologia do foro vascular, neste estudo não se verificou.(44,46,61) Além destas comorbilidades encontraram-se outras patologias associadas em 54% dos casos (neoplasias, depressão, doença cardíaca, osteoarticular, doença de *Ménière*, doença obstrutiva pulmonar crónica, insuficiência renal crónica, nefropatia), embora não se tenha conseguido estabelecer relação com o AAA.

Não foram encontrados dados relativos a factores genéticos, que apesar da controvérsia podem ter influência no desenvolvimento do AAA.(44)

Os diferentes tipos de aneurisma da AAA encontrados na amostra, foram baseados no relatório médico do cirurgião vascular e do radiologista. Assim sendo as duas especialidades caracterizam os AAA quanto á forma (fusiforme- 60,9%; sacular-6,5%) e em 13% o AAA encontrava-se roto, não sendo possível caracterizá-lo quanto à forma. Apesar disso a forma fusiforme no nosso estudo foi a mais frequente; este tipo de AAA envolve varias camadas da parede vascular.(42,43)

Neste estudo tentou-se investigar qual o método imagiológico inicial, no diagnóstico do AAA. Mais de 80% dos casos foram detectados através de ecografia (43,5%), em TC (37%), e só um caso (2,2%) foi diagnosticado por RM. Em todos os casos, verifica-se que todos os doentes realizaram diferentes exames de diagnóstico para estudo de outras situações clinicas e que o diagnóstico de AAA foi acidental, mesmo os que foram diagnosticados em

contexto de urgência. Assim, temos casos em que os doentes vêm com quadros compatíveis de pancreatite, dor abdominal, massa palpável, hérnia discal, patologia torácica. No entanto em 17% dos casos este dado estava omissa do processo clínico. Isto pode dever-se ao facto de o CHVNGaia ter a área de influência directa a todos os centros de saúde do concelho e ser referência para todos os concelhos a norte do rio Vouga. Assim, muitos destes doentes chegam ao hospital com pedidos de consulta de cirurgia vascular e com estudos prévios e o clínico não necessita de referir no processo qual o método de diagnóstico do AAA, só referem o tipo do aneurisma e as suas dimensões.

De referir que 100% da amostra fez Angio-TC no estudo pré tratamento endovascular, em caso de intervenção imediata ou a curto prazo. O facto de todos os doentes efectuarem TC em situação de pré-tratamento, reflecte a importância da TC no estudo pré EVAR, pois permite avaliar a morfologia do AAA, incluindo o diâmetro máximo, extensão proximal e distal, fornece o grau de severidade da doença através da escala de classificação para análise da anatomia do AAA. Avalia ainda a existência de calcificação, extensão do trombo mural e existência de estenose; também é essencial a avaliação da angulação da aorta, determina as zonas livres de doença, de modo a ajudar na escolha do local de fixação da própria endoprotese. Permite ainda a avaliação das artérias adjacentes e das ilíacas.

Actualmente a TC, tornou-se o *gold standard* no estudo pré operatório do AAA, pois a utilização deste meio, permite obter imagens com elevada resolução temporal, espacial e de contraste. Adicionalmente a utilização de *softwares* de redução de dose de radiação, de reconstrução, a reprodutibilidade da técnica, a facilidade de acesso, permitem que o tratamento de AAA, apresente cada vez mais sucesso, em situações programadas ou mesmo em contexto urgente.(31,37,63,64,73,76,77)

Uma das complicações mais frequentes do tratamento endovascular são os endoleaks, que se caracterizam pelo fluxo sanguíneo persistente dentro do saco aneurismático após a reparação do aneurisma. (78) Esta complicação está presente em 30 a 40% dos pacientes durante o procedimento e em 20 a 40% durante o controlo pós EVAR.(31,37,73,78) Neste estudo avaliou-se apenas o primeiro exame imagiológico após o tratamento, salientando que em 38 dos casos, o método de avaliação foi a TC e só num caso é que foi a ecografia. No caso do doente que efectuou ecografia este apresentava insuficiência renal. Os 6 casos em que não foi efectuado exame de controlo, deve-se ao facto de os doentes terem sido transferidos para outra unidade de saúde ou mesmo por falecimento. Verificou-se que na maioria dos casos (60,9%) não há presença de *endoleak* e em 15,2% há presença confirmada de *endoleak*. Na amostra os 15,2% representam 7

doentes, destes apenas um apresenta *endoleak* tipo II B (fuga complexa a envolver dois ou mais vasos colaterais), os outros 6 doentes apresentam *endoleak* tipo II A (fuga relacionada apenas com um vaso). Segunda a literatura em metade dos casos de *endoleaks* tipo II, este fecha espontaneamente, nos outros casos pode ser resolvido com um agente embólico líquido. Neste estudo não se fez o seguimento destes doentes. (73,78,79)

É de referir a importância da TC, visto esta ter sido a modalidade escolhida como método de controlo do tratamento endovascular em 38 dos casos. Apesar dos autores considerarem que o exame de eleição de follow-up após o tratamento endovascular ser a Angio-TC, dado apresentar elevada sensibilidade e especificidade na detecção de complicações, as maiores preocupações para além do custo e da radiação cumulativa é o uso de contraste e nefrotoxicidade induzida por este agente. Alguns autores recomendam que a realização de Angio-TC, deve ser alternada com a ecografia. Neste estudo apenas um doente não realizou TC por ter insuficiência renal. (31,47,72,80)

Apesar da Angio-TC ser considerada o exame de eleição para avaliar presença de *endoleak*, o protocolo usado é muito importante. A aquisição sem contraste no estudo pós tratamento ainda gera controvérsia, estando dependente do clinico e da clinica do doente. A aquisição arterial é fundamental para avaliação do vaso e integridade da prótese, a aquisição tardia com cortes de 3 mm foi provavelmente a melhor técnica para demonstrar reperfusão colateral.(47,72)

Refira-se que neste estudo foi detectado um individuo do sexo masculino com 78 anos, com AAA fusiforme que foi submetido a reparação endovascular em 2015. Fez Angio-TC com o protocolo recomendado(47,72) (fase sem contraste, arterial e tardia), passados dois meses e não apresentou *endoleak*. Em 2016 repete Angio-TC (fase arterial) e continua sem *endoleak*. Em 2018 volta novamente a realizar Angio-TC (fase sem contraste, arterial e tardia) e confirma-se a presença de *endoleak* tipo II, na fase tardia. Através deste caso, questiona-se se em 2016, o *endoleak* já não estaria presente, porque não foram adquiridas imagens na fase tardia. Este caso reflecte não só a importância do protocolo, como também da sensibilidade e formação dos profissionais perante esta complicação de tratamento endovascular.

Refira-se também que apesar das recomendações da *European Society for Vascular Surgery* que além do Angio-TC os pacientes devem realizar e radiografias em projecção antero-posterior e lateral do abdómen 30 dias após procedimento, para avaliação da endoprotese, migração, fracturas de *stent* e desconexões modulares, neste estudo não se verificou, não se valorizou esta recomendação.(47)

As recomendações da *European Society for Vascular Surgery* e as *guidelines da Society for Vascular Surgery* de controlo após EVAR, são idênticas, incluem uma Angio-TC ao fim de um mês após o tratamento.(40,47) No entanto neste estudo, o tempo recomendado não se verificou, pois o tempo médio ronda os 2,8 meses (com desvio padrão de 2,7), o que significa que as recomendações não estão a ser seguidas, o que pode ser explicado pela falta de resposta do serviço de radiologia.

5.5 Limitação do estudo

Uma das grandes limitações deste estudo é a amostra ser reduzida. A escassa informação nos processos clínicos, mostrou-se como sendo outro factor limitativo do estudo.

Outra limitação foi o facto de não se conseguir encontrar dados, no *PACS*, referentes ao protocolo usado nas Angio-TC. O Serviço de Radiologia do CHVNGaia não tem capacidade de realizar internamente, todos os exames de TC solicitados pelos clínicos, recorrendo a prestadores externos, os quais em muitas situações não enviam o protocolo usado, facto este que inviabilizou o estudo comparativo de parâmetros técnicos e de dose de radiação.

6 Conclusão

O exame angiográfico por TC é o estudo de eleição para a caracterização e avaliação de um AAA. Permite a avaliação morfológica, do envolvimento de outros ramos arteriais, calcificações, nos estudos pré tratamento. Em casos de rotura é um exame acessível, não invasivo, rápido e de fácil acesso. Adicionalmente, no pós tratamento possui a capacidade de avaliação de *endoleaks*.

Para além disso, o aparecimento dos equipamentos multicorte, permitiu a adopção de estratégias de redução de dose, quantidade de contraste o que traz uma mais-valia para o estudo desta técnica. Permite ainda a visualização da aorta em todos os planos de corte, nomeadamente em planos curvos e 3D, com estes *softwares* de pós processamento existindo a possibilidade de estudos pré tratamento do AAA com mais rigor na escolha da prótese, de modo a que os tratamentos endovasculares se tornem num sucesso.

No estudo de campo, apesar da amostra ter um numero reduzido de pacientes concluiu-se que o Angio-TC tem um papel importante no estudo pré tratamento, visto todos os indivíduos terem realizado Angio-TC, para a caracterização e avaliação da morfologia do AAA, incluindo o diâmetro máximo, extensão proximal e distal, fornece o grau de severidade da doença através da escala de classificação para análise da anatomia do AAA. Avalia a existência de calcificação, extensão do trombo mural e existência de estenose; também é essencial a avaliação da angulação da aorta, determina as zonas livres de doença, de modo ajudar na escolha do local de fixação e da própria endoprotese. Permite também a avaliação das artérias adjacentes e das ilíacas. Permitindo assim, a escolha da prótese adequada, seja em situações programadas ou mesmo em contexto urgente.

A Angio-TC mostrou ser importante também no controlo apos EVAR, visto que a maioria dos doentes do estudo realizou TC após o tratamento. No diagnóstico a Angio-TC apesar de ser o segundo método de detecção do AAA, na nossa amostra, veio a demonstrar que foi de modo acidental e ou para estudo de outras situações clinicas, e não como exame de primeira linha.

No entanto através da bibliografia constatou-se que outros métodos de imagem são importantes, nomeadamente a ecografia e a ressonância magnética. Esta ultima mais cara, mais demorada mas sem radiação ionizante, a ecografia um exame mais barato, rápido mas dependente da experiencia do operador e das condições físicas do paciente.

A escolha do protocolo de aquisição e pós processamento das imagens está directamente relacionada com os técnicos de radiologia. Estes profissionais tem a responsabilidade de efectuar a escolha correcta dos parâmetros de aquisição, com a menor dose possível, utilizando todas as estratégias ao dispor de modo a garantir boa opacificação vascular com a menor quantidade possível de contraste, realizando as aquisições necessárias para esclarecer as dúvidas dos clínicos, no pré tratamento e no pós tratamento. No pós processamento de imagem realizam as reconstruções de imagem adaptadas à patologia e ao objectivo do estudo. Para exames desta natureza e complexidade é necessário profissionais actualizados, conhecedores das novidades tecnológicas, conhecedores da anatomia das estruturas, das patologias e consciente das suas próprias limitações.

No trabalho de campo, apesar do número reduzido da amostra, verificamos que os indivíduos que foram tratados entre 2015 e 2016, nesta instituição por EVAR, foram indivíduos com mais de 65 anos e a grande maioria do género masculino. Factor que vai de encontro com a bibliografia, pois são factores de risco para o desenvolvimento do AAA. Apesar da média das idades dos doentes incluídos no estudo se centrar nos 75 anos, elevada relativamente a outros estudos, deve-se ao facto de em Portugal não existir um plano de rastreio como recomendam a Sociedade Portuguesa de Angiologia e Cirurgia Vascular e as suas homólogas da Europa, dos EUA e Canada.

Conclui-se que o número de indivíduos que desenvolveu endoleak, até ao primeiro controlo foi reduzido, mas segundo a bibliografia este controlo deve continuar pois ainda podem vir a desenvolver.

Por fim e porque esta patologia tem uma elevada taxa de mortalidade, os profissionais devem estar atentos, informados, sensibilizados para esta temática e tudo o que a rodeia desde o diagnóstico, passando pelo controlo da doença, o pré tratamento e o controlo pós tratamento, para as recomendações de peritos da área, de modo que o AAA seja detectado mais cedo e não em situações de eminente rotura ou mesmo em rotura, de modo a que a taxa de mortalidade diminua e que se melhore a qualidade de vida dos doentes.

Bibliografia

1. Cooley DA. A Brief History of Aortic Aneurysm Surgery. *Aorta* (Stamford, Conn) [Internet]. 2013;1(1):1–3. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26798665><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4682691>
2. Sakalihan N, Limet R, Defawe O. Abdominal aortic aneurysm. *Lancet*. 2005;365(9470):1577–89.
3. Pande RL, Beckman JA. Abdominal Aortic Aneurysm: Populations at Risk and How to Screen. *J Vasc Interv Radiol*. 2008;19(6 SUPPL.):2–8.
4. Romans LE. *Computed Tomography for Technologists: A comprehensive Text*. Wilkins WKH, editor. 2011. 2011. 3-402 p.
5. Siemens. *Computed Tomography; Its History and Technology*. Siemens Med [Internet]. 2000;1–36. Available from: www.SiemensMedical.com
6. Hounsfield GN 1. *Computed Medical Imaging*. *J Comput Assist Tomogr*. 1980;4(5):665–674.
7. Cierniak R. X-ray computed tomography in biomedical engineering. *X-Ray Comput Tomogr Biomed Eng*. 2011;1–319.
8. Bushong SC. *Radiologic Science for Technologists – Physics, Biology and Protection*. 10edição. Elsevier, editor. 2013. 672 p.
9. Goldman LW. Principles of CT: Multislice CT. *J Nucl Med Technol* [Internet]. 2008;36(2):57–68. Available from: <http://tech.snmjournals.org/cgi/doi/10.2967/jnmt.107.044826>
10. Hofer M. *CT Teaching Manual*. THIEME; 2003.
11. Reiser, M, Becker, C, Nikolaou, K, Glazer G. *Multislice CT*. 3 rd revis. Springer, editor. Berlin; 2009. 310 p.
12. Marchal, G, Vogl, T.J, Heiken, J.P, Rubin G. *Multidetector- Row Computed Tomography Scanning and Contrast Protocols*. Verlag Ita. Springer, editor. 2005. 131 p.
13. Hofmann S. *Dual Source CT Imaging*. 2008. 151-219 p.
14. Graser A, Johnson TRC, Chandarana H, Macari M. Dual energy CT: preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen. *Eur Radiol* [Internet]. 2009;19(1):13–23. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00330-008-1122-7>
15. Reiser MF, Adam A, Avni F. *Medical Radiology Diagnostic Imaging Series Editors*. 2012. 708 p.
16. Cody DD, Mahesh M. Technologic Advances in Multidetector CT with a Focus on Cardiac Imaging. *RadioGraphics* [Internet]. 2007;27(6):1829–37. Available from: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.276075120>
17. Modica MJ, Kanal KM, Gunn ML. The Obese Emergency Patient: Imaging Challenges and Solutions. *RadioGraphics* [Internet]. 2011;31(3):811–23. Available from: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.313105138>
18. Silverman, Paul M. , Kalender, Willi A., Hazle JD. Common Terminology for Single and Multislice Helical CT. *Am J Roentgenol* [Internet]. 2001;176(May):1135–6. Available from: <https://doi.org/10.2214/ajr.176.5.1761135>
19. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med*. 2007;357(22):2277–84.
20. Goldman LW. Principles of CT and CT Technology. *J Nucl Med Technol* [Internet]. 2007;35(3):115–28. Available from: <http://tech.snmjournals.org/cgi/doi/10.2967/jnmt.107.042978>
21. Geyer LL, Schoepf UJ, Meinel FG, Nance JW, Bastarrika G, Leipsic JA, et al. State of the Art:

- Iterative CT Reconstruction Techniques. Radiology [Internet]. 2015;276(2):339–57. Available from: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiol.2015132766>
22. Ragusi MAAD, van der Meer RW, Joemai RMS, van Schaik J, van Rijswijk CSP. Evaluation of CT Angiography Image Quality Acquired with Single-Energy Metal Artifact Reduction (SEMAR) Algorithm in Patients After Complex Endovascular Aortic Repair. *Cardiovasc Intervent Radiol*. Springer US; 2018;41(2):323–9.
 23. Pisco, J. M., & Sousa LA. *Noções fundamentais de Imagiologia*. Lisboa: LIDEL; 1999.
 24. Gray MFM. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in US. *RadioGraphics* [Internet]. 2003;23(5):1315–27. Available from: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.235035080>
 25. American Association of Physicists in Medicine. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT [Internet]. American Association of Physicists in Medicine. 2008. Available from: http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_96.pdf
 26. Bauhs J a, Vrieze TJ, Primak RTRAN, Bruesewitz MR, Mccollough RTRCH. CT Dosimetry : Comparison of Measure- ment Techniques and Techniques and Devices. *Radiographics*. 2008;28(1):245–53.
 27. Söderberg M, Gunnarsson SM. Master of Science Thesis Automatic exposure control in CT : an investigation between different manufacturers considering radiation dose and image quality. *Physics* (College Park Md). 2008;1–63.
 28. ACR Committee on drugs and contrast Media. ACR Manual on Contrast Media [Internet]. Radiology AC of, editor. ACR Manual on Contrast Media – Version 10.3. 2018. 128 p. Available from: http://www.acr.org/~media/ACR/Documents/PDF/QualitySafety/Resources/ContrastManual/2013_Contrast_Media.pdf
 29. Ryan, Stephanie, Michelle McNicholas, Stephanie, Eustace SJ. *Anatomy for Diagnostic Imaging*. Revised. SAUNDERS, editor. London: Elsevier Health Sciences; 2004.
 30. Overview of aortic aneurysm [Internet]. [cited 2018 May 16]. Available from: [https://www.uptodate.com/index.html#!/contents/overview-of-abdominal-aortic-aneurysm?search=overview of abdominalaortic aneurysm-update&source=search_result&selectedTitle=2~150&usage_type=default&display_rank=2](https://www.uptodate.com/index.html#!/contents/overview-of-abdominal-aortic-aneurysm?search=overview%20of%20abdominal%20aortic%20aneurysm-update&source=search_result&selectedTitle=2~150&usage_type=default&display_rank=2)
 31. Erbel R, Aboyans V, Boileau C, Bossone E, Di Bartolomeo R, Eggebrecht H, et al. 2014 ESC guidelines on the diagnosis and treatment of aortic diseases. *Eur Heart J*. 2014;35(41):2873–926.
 32. Oliveira WC de O. PROCEDIMENTOS ENDOVASCULARES [Internet]. 2008 [cited 2008 May 18]. Available from: <http://www.angiografia.com.br/procedimentos.html>
 33. Kasper, DL, Harrison T. *Harrison’s Principles of Internal Medicine*. 16th ed. Division M-HMP, editor. New York; 2005.
 34. Junqueira, L, Carneiro J. *Histologia Básica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2004. 206-223 p.
 35. Hertzner NR. A primer on infrarenal abdominal aortic aneurysms. *F1000Research* [Internet]. 2017;6(F1000 Fa):1549. Available from: <https://f1000research.com/articles/6-1549/v1>
 36. Kumar V, Abbas A K, Fausto N AJR& C. *Pathologic Basis of Disease*. 8th Editio. Elsevier S, editor. Philadelphia; 2009. 1035–40 p.
 37. Machado R. Contribuição para o tratamento do aneurisma da aorta abdominal. *Impacto das tecnologias endovasculares* [Internet]. ICBAS; 2016. Available from: <http://hdl.handle.net/10216/87191>
 38. Saavedra AM. *Doença Aneurismática da Aorta Abdominal . Diagnóstico e Tratamento Doença Aneurismática da Aorta Abdominal . Diagnóstico e Tratamento*. Universidadedo Porto; 2011.
 39. Wanhainen a. How to define an abdominal aortic aneurysm--influence on epidemiology and clinical practice. *Scand J Surg*. 2008;97(2):105–109; discussion 109.
 40. Chaikof EL, Brewster DC, Dalman RL, Makaroun MS, Illig KA, Sicard GA, et al. The care of patients with an abdominal aortic aneurysm : The Society for Vascular Surgery practice guidelines. *J Vasc Surg*

- [Internet]. 2018;67:S2–49. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jvs.2009.07.002>
41. Cowling MG. *Vascular Interventional Radiology Angioplasty, Stenting, Thrombolysis and Thrombectomy*. Springer. Media SS& B, editor. Berlin; 2007.
 42. Sun ZH. Abdominal aortic aneurysm: Treatment options, image visualizations and follow-up procedures. *J Geriatr Cardiol*. 2012;9(1):49–60.
 43. Jane H, Disease B. *Robbins & Cotran Pathologic*. Robbins Cotran Pathol Basis Dis. 2015;8ª edição:1035–40.
 44. Giménez JL. Aneurismas da aorta abdominal: um risco pouco (re)conhecido. *Rev Port Clin Geral*. 2010;26:476–84.
 45. Ninomya OH. *Biomecânica da aorta torácica e abdominal : estudo em cadáveres*. Faculdade Medicina de São Paulo; 2015.
 46. Kent KC, Zwolak RM, Egorova NN, Riles TS, Manganaro A, Moskowitz AJ, et al. Analysis of risk factors for abdominal aortic aneurysm in a cohort of more than 3 million individuals. *J Vasc Surg* [Internet]. Elsevier Inc.; 2010;52(3):539–48. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jvs.2010.05.090>
 47. Moll FL, Powell JT, Fraedrich G, Verzini F, Haulon S, Waltham M, et al. Management of abdominal aortic aneurysms clinical practice guidelines of the European society for vascular surgery. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2011;41(SUPPL. 1):S1–58.
 48. Sidloff D, Stather P, Dattani N, Bown M, Thompson J, Sayers R, et al. Aneurysm global epidemiology study public health measures can further reduce abdominal aortic aneurysm mortality. *Circulation*. 2014;129(7):747–53.
 49. Li X, Zhao G, Zhang J, Duan Z, Xin S. Prevalence and trends of the abdominal aortic aneurysms epidemic in general population-a meta-analysis. *PLoS One*. 2013;8(12):1–11.
 50. Stather PW, Sidloff DA, Rhema IA, Choke E, Bown MJ, Sayers RD. A review of current reporting of abdominal aortic aneurysm mortality and prevalence in the literature. *Eur J Vasc Endovasc Surg* [Internet]. Elsevier Ltd; 2014;47(3):240–2. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejvs.2013.11.007>
 51. Coelho A, Lobo M, Gouveia R, Sousa P, Campos J, Augusto R, et al. Aneurisma da aorta abdominal – estudo epidemiológico de doentes tratados num centro por um período de 8 anos com o objetivo de promover o rastreio populacional. *Angiol e Cir Vasc* [Internet]. 2016;12(3):187–93. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1646706X16300088>
 52. Lo RC, Schermerhorn ML. Abdominal aortic aneurysms in women. *J Vasc Surg* [Internet]. Society for Vascular Surgery; 2016;63(3):839–44. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jvs.2015.10.087>
 53. Machado R, Teixeira G, Oliveira P, Loureiro L, Pereira C, Almeida R. Endovascular Abdominal Aneurysm Repair in Women: What are the Differences Between the Genders? *Brazilian J Cardiovasc Surg* [Internet]. 2016;31(3):232–8. Available from: <http://www.gnresearch.org/doi/10.5935/1678-9741.20160047>
 54. Castro-Ferreira R, Neiva-Sousa M, Sampaio S, Gonçalves Dias P, da Costa-Pereira A, Freitas A. Dez anos de tratamento de aneurismas da aorta abdominal – exclusão endovascular vs. cirurgia aberta nas diferentes regiões portuguesas. *Angiol e Cir Vasc* [Internet]. 2015;11(2):51–60. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1646706X14000366>
 55. Wu N, Liu C, Fu Q, Zeng R, Chen Y, Yang G, et al. Endovascular aneurysm repair in emergent ruptured abdominal aortic aneurysm with a “real” hostile neck and severely tortuous iliac artery of an elderly patient. *BMC Surg*. 2014;14(1):2–9.
 56. VSQIP. NATIONAL VASCULAR REGISTRY 2016 Annual Report. 2016;(November). Available from: <https://www.vsqip.org.uk/content/uploads/2016/12/National-Vascular-Registry-2016-Annual-Report.pdf>
 57. Fernandes JF. EVAR – 20 anos de história. *Angiol e Cir Vasc* [Internet]. 2011;7(2):59–64. Available from: <http://www.scielo.mec.pt/pdf/ang/v7n2/v7n2a01.pdf>

58. Castro-Ferreira R, Mendes P, Couto P, Barreira R, Peixoto F, Aguiar M, et al. Rastreo populacional de aneurisma da aorta abdominal em Portugal – o imperativo da sua realização. *Angiol e Cir Vasc*. 2016;12(4):267–70.
59. Aggarwal S, Qamar A, Sharma V, Sharma A. Abdominal aortic aneurysm: A comprehensive review. *Exp Clin Cardiol*. 2011;16(1):11–5.
60. Points KEY. Recommendations on screening for abdominal aortic aneurysm in primary care. *Can Med Assoc J* [Internet]. 2017;189(36):E1137–45. Available from: <http://www.cmaj.ca/lookup/doi/10.1503/cmaj.170118>
61. Wong DR, Willett WC, Rimm EB. Smoking, hypertension, alcohol consumption, and risk of abdominal aortic aneurysm in men. *Am J Epidemiol*. 2007;165(7):838–45.
62. Bechelli, Luiz M., Tisi O. Considerações clínicas sobre dois casos de aneurisma da aorta abdominal. *Revista de Medicina*. Biblioteca Digital de Obras Raras e Especiais da USP; 1932.
63. Hong H, Yang Y, Liu B, Cai W. Imaging of Abdominal Aortic Aneurysm: the present and the future. *Curr Vasc Pharmacol*. 2010;8 (6):808–19.
64. Sparks AR, Johnson PL, Meyer MC. Imaging of abdominal aortic aneurysms. *Am Fam Physician*. 2002;65(8):1565–70.
65. Wanhainen A, Mani K, Golledge J. Surrogate Markers of Abdominal Aortic Aneurysm Progression. *Arterioscler Thromb Vasc Biol*. 2016;36(2):236–44.
66. Torigian DA, Zaidi H, Kwee TC, Saboury B, Udupa JK, Cho Z-H, et al. PET / MR Imaging : Technical Aspects and Potential Clinical Applications. *Radiology* [Internet]. 2013;267(1):26–44. Available from: <http://radiology.rsna.org/cgi/doi/10.1148/radiol.13121038>
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23525716>
67. Bhogal RH, Downing R. The Evolution of Aortic Aneurysm Repair: Past Lessons and Future Directions. *Aneurysmal Dis Thorac Abdom Aorta*. 2011;(December):21–54.
68. Dotter CT, Judkins MP. Percutaneous Transluminal Treatment of Arteriosclerotic Obstruction. *Radiology*. 1965;84(November):631–43.
69. Thomas, M., Wyatt M. Endovascular Treatment of Abdominal Aortic Aneurysms. *Annu Rev Med* [Internet]. Elsevier Ltd; 1998;49(1):363–73. Available from: <http://www.annualreviews.org/doi/10.1146/annurev.med.49.1.363>
70. England A, Mc Williams R. Endovascular aortic aneurysm repair (EVAR). *Ulster Med J* [Internet]. 2013;82(1):3–10. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23620623>
<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC3632841>
71. Rodrigues GM, Castro JA e, Gonçalves FB, Quintas A, Abreu R, Ferreira R, et al. Correção endovascular de aneurismas da aorta abdominal em doentes com anatomia desfavorável: resultados institucionais a curto e médio prazo TT - Endovascular treatment of abdominal aortic aneurysms in patients with challenging anatomy: short and mid-ter. *Angiol e Cir Vasc* [Internet]. 2015;11(3):158–65. Available from: http://www.scielo.gpeari.mctes.pt/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1646-706X2015000300005&lang=pt
<http://www.scielo.mec.pt/pdf/ang/v11n3/v11n3a05.pdf>
72. Rydberg J, Kopecky KK, Johnson MS, Patel NH, Persohn S a, Lalka SG. Endovascular repair of abdominal aortic aneurysms: assessment with multislice CT. *AJR Am J Roentgenol*. 2001;177(3):607–14.
73. Bryce Y, Rogoff P, Romanelli D, Reichle R. Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysms: Vascular Anatomy, Device Selection, Procedure, and Procedure-specific Complications. *Radiographics* [Internet]. 2015;35(2):593–615. Available from: <http://pubs.rsna.org/doi/full/10.1148/rg.352140045>
74. Jackson RS, Chang DC FJC. Comparison of long-term survival after open vs endovascular repair of intact abdominal aortic aneurysm among Medicare beneficiaries. *JAMA*. 2012;307(15):1621-8.
75. Burgers LT, Vahl AC, Severens JL, Wiersema AM, Cuypers PWM, Verhagen HJM, et al. Cost-

- effectiveness of Elective Endovascular Aneurysm Repair Versus Open Surgical Repair of Abdominal Aortic Aneurysms. *Eur J Vasc Endovasc Surg* [Internet]. Elsevier Ltd; 2016;52(1):29–40. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejvs.2016.03.001>
76. Kilian M, Dang W, Cina CS. Morphometric analysis of anatomic variables affecting endovascular stent design in patients undergoing elective and emergency repair of endovascular abdominal aortic aneurysm. *Can J Surg*. 2010;53 (1):25–31.
77. Schanzer A, Greenberg RK, Hevelone N, Robinson WP, Eslami MH, Goldberg RJ, et al. Predictors of abdominal aortic aneurysm sac enlargement after endovascular repair. *Circulation*. 2011;123(24):2848–55.
78. Gerard Carbo. Endoleaks [Internet]. [cited 2018 Jul 8]. Available from: <https://radiopaedia.org/articles/endoleak>
79. White GH, Yu W, May J, Chaufour X SM. Endoleak as a Complication of Endoluminal Grafting of Abdominal Aortic Aneurysms: Classification, Incidence, Diagnosis, and Management. *J Vasc Surg*. 1997;
80. Schnitzbauer M, Güntner O, Wohlgemuth WA, Zeman F, Haimerl M, Stroszczyński C, et al. CT after Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysms: Diagnostic Accuracy of Diameter Measurements for the Detection of Aneurysm Sac Enlargement. *J Vasc Interv Radiol*. 2018;29(2):178–187.e3.

Não existem fontes no documento actual.