

UNIVERSIDADE DO ALGARVE
Faculdade de Ciências e Tecnologia

**Manual de Tomografia Computorizada do
Técnico de Imagiologia Médica**

(Dissertação para a obtenção do grau de Mestre em Imagiologia Médica)

Anabela de Magalhães Ribeiro

FARO
Junho, 2007

UNIVERSIDADE DO ALGARVE
Faculdade de Ciências e Tecnologia

**Manual de Tomografia Computorizada do
Técnico de Imagiologia Médica**

(Dissertação para a obtenção do grau de Mestre em Imagiologia Médica)

Anabela de Magalhães Ribeiro

FARO
Junho, 2007

NOME: Anabela de Magalhães Ribeiro

DEPARTAMENTO: Física e Engenharia Electrónica e Informática

ORIENTADORA: Doutora Maria da Graça Cristo Santos Lopes Ruano

DATA: 18 de Maio de 2007

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO:

“Manual de Tomografia Computorizada do Técnico de Imagiologia Médica”

JÚRI:

Presidente:

Doutora Maria da Conceição Abreu e Silva, Professora Catedrática da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade do Algarve.

Vogais:

Doutora Maria da Graça Cristo Santos Lopes Ruano, Professora Associada com Agregação da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade do Algarve;

Doutora Ana Isabel Lourenço Pascoal, Professora Auxiliar da Faculdade de Engenharia da Universidade Católica Portuguesa.

AGRADECIMENTOS

A realização deste trabalho não se poderia ter concretizado sem a colaboração da Faculdade de Ciência e Tecnologia da Universidade do Algarve, enquanto instituição, de todos os docentes, colegas de curso e amigos que, directa ou indirectamente, contribuíram para a sua realização. Assim lhes deixamos o nosso apreço.

À Professora Doutora Maria Graça Ruano, pela sua orientação, pelos conhecimentos transmitidos, pela disponibilidade, pela paciência e encorajamento durante todas as etapas deste trabalho.

Ao Dr. Ângelo Fernandes, pela sua orientação e pelos conhecimentos transmitidos, pela paciência, pelo seu empenho, por toda a sua disponibilidade.

A todos os professores da faculdade, que no ano curricular contribuíram para a minha formação académica com a transmissão de conhecimentos e experiências.

Aos meus pais e irmãos, por todo o apoio que me deram, durante o curso bem como durante todas as etapas da minha vida.

Ao Luís e ao Pedro pelo incansável apoio, dedicação, companhia e carinho prestados em todos momentos sem os quais seria difícil a realização deste projecto.

RESUMO

A tomografia computadorizada tem sido a tecnologia na área da imagiologia médica que se mantém em constante transformação, fruto das evoluções permanentes nas ciências da informação e tecnologias adjacentes, o que tem possibilitado a realização de estudos no paciente mais precisos e com menor exposição à radiação.

O aumento das capacidades dos computadores em armazenamento de informação e articulação da mesma permitiu *performances* por parte dos equipamentos abaixo do segundo e com resolução espacial inferior ao milímetro. Simultaneamente os avanços na transferência de dados através da tecnologia *wireless* e na alimentação do conjunto ampola-detectores por intermédio da tecnologia *slip rings* contribuem de forma decisiva na obtenção dos dados que permitem a construção da imagem.

Contudo, a ausência de bibliografia actualizada, abrangendo tanto os conceitos subjacentes à funcionalidade da instrumentação como a descrição de protocolos de operação para a realização dos diversos exames diagnósticos motivou a execução deste trabalho.

Para a realização deste manual técnico efectuamos uma pesquisa bibliográfica exaustiva de autores anglo-saxónicos uma vez que são estes que mais escrevem sobre tomografia computadorizada, devido ao suporte que lhes é atribuído pelas fábricas líderes de mercado em material de diagnóstico médico.

Efectuamos uma selecção de conteúdos com base em critérios que assentam nas necessidades que o técnico de radiologia tem no seu quotidiano face ao equipamento de tomografia, ao exame que foi prescrito pelo médico e por último mas não menos importante, o paciente. Também houve o cuidado de explorar a evolução histórica do equipamento em todas as suas componentes desde do *hardware* ao *software* com particular ênfase nos protocolos mais usados para os diferentes estudos.

No final deste trabalho obtivemos um manual de tomografia computadorizada para o técnico de imagiologia, que tem como propósito ser tanto um livro de referência para os estudantes de radiologia como um livro de consulta para os profissionais onde ambos podem encontrar ao seu dispor informação actualizada sobre a tomografia computadorizada.

Palavras-chave: Tomografia Computorizada; Técnico de Radiologia; Protocolos de TC; Aquisição de Dados em TC; Reconstrução de Imagem em TC; Resolução de Imagem em TC..

ABSTRACT

Computed tomography has been the medical imaging technology that keeps on modifying due to the permanent evolution on information science and related technologies. These aspects made possible the accomplishment of more precise studies of the patient and with less radiation exposition.

The increase on computers storage of raw data together with the improvement on memory management enables tomography instruments to perform below the second with spatial resolutions under the millimetre. At the same time the advances on wireless technology regarding data transfer and the use of slip rings to supply the source detectors performed a great contribution towards to the data acquisition and image construction.

However the absence of updated bibliography, including both instrumental functionality and the operational protocols to perform successfully the variety of diagnostic exams motivated the development of this work.

To accomplish this technical manual, an exhaustive bibliographic search has been performed among anglo-saxonic authors, the ones who most publish on computerized tomography due to their relationship+ to the leader enterprises in the field.

Based on the needs of a radiologist technician to manipulate the tomography equipment according to the clinical prescription and the confortness of the patient, surveys of the most relevant concepts have been made. It has also been considered the historical evolution of the equipment, both at hardware and software points of view. Particular emphasis has been made on the most frequent tomography protocols applied for the most common clinical exams.

The product of this work is a computer tomography manual dedicated to the imagiology technician. The manual pretends to be both a reference book to the radiology students and a side book to the technicians with actual and quick references information about the present computerised tomography.

Keywords: Computer tomography, radiology technician, tomography protocols, TC data acquisition, TC image reconstruction, TC image resolution.

ÍNDICE GERAL

Agradecimentos	ii
Resumo	iii
Abstract	iv
Índice geral	v
Índice de figuras	viii
Índice de quadros	x
Abreviaturas	xii
1. Introdução	1
1.1. Objectivos do trabalho	1
1.2. Pertinência do trabalho	2
2. Tomografia Computorizada	3
2.1. Raios X	3
2.2. Interação com a matéria	5
2.3. Historial	7
2.4. Princípios Físicos	8
2.5. Geração de tomografos	9
2.5.1. Primeira geração	9
2.5.2. Segunda geração	10
2.5.3. Terceira geração	11
2.5.4. Quarta geração	11
2.5.5. Quinta geração	12
2.5.6. Sexta geração	14
2.6. Dose de Radiação	16
3. Componentes de um Tomografo	18
3.1. Gantry	18
3.2. Ampola de raios X	19
3.3. Colimadores	20
3.4. Gerador	21
3.5. Mesa do tomografo	21
3.6. Detectores	22
3.6.1. Detectores de cristais sólidos	23
3.6.2. Detectores de xénon	25
3.6.3. Detectores cerâmicos	26
3.7. Sistema de computação	27
4. Imagem	28
4.1. Aquisição dos dados	31
4.2. Reconstrução da imagem	32
4.2.1. Métodos analíticos de reconstrução de imagem	35
4.2.2. Métodos iterativos de reconstrução de imagem	39
4.3. Reconstrução de imagem em TC sequencial	41
4.4. Reconstrução de imagem em TC espiral	42
4.5. Reconstrução de imagem em TC espiral multicorte	43

5. Qualidade da Imagem	44
5.1. Resolução espacial	44
5.2. Resolução de contraste	45
5.3. Ruído	46
5.4. Artefactos	48
5.5. Apreciações globais	53
6. Visualização e Manipulação da Imagem	55
6.1. Janela	55
6.2. Magnificação	56
6.3. Região de interesse	56
6.4. Medições de Hounsfield e desvio padrão	56
6.5. Imagem	56
6.6. Reformatações	57
7. Aquisição dos Dados	58
7.1. TC de aquisição sequencial	58
7.2. TC de Aquisição contínua	58
7.3. TC multidetector	61
7.4. Reconstruções multiplanares e 3D	66
8. Preparação do Paciente	75
8.1. Aspectos de consideração	75
9. Meios de contraste	76
10. Protocolos de tomografia computadorizada	82
10.1. Tomografia computadorizada do neuroeixo	83
10.1.1. TC cerebral	83
10.1.2. TC dos seios perinasais (SPN)	89
10.1.3. TC da órbita	92
10.1.4. TC da hipófise	94
10.1.5. TC dos ouvidos	95
10.1.6. TC das articulações temporomandibulares (ATM)	97
10.1.7. TC do andar médio face	98
10.1.8. Estudo tomográfico da coluna vertebral	99
10.2. Tomografia computadorizada do pescoço	104
10.2.1. TC laringe	105
10.3. Tomografia computadorizada da região torácica	107
10.3.1. TC de tórax	107
10.4. Tomografia computadorizada de abdómen	113
10.4.1. TC de fígado	113
10.4.2. TC de baço	117
10.4.3. TC do pâncreas	118
10.4.4. TC dos rins	120
10.4.5. TC das glândulas supra-renais	121
10.4.6. TC aneurisma abdominal	122
10.5. Tomografia computadorizada da pélvis	124
10.5.1. TC pélvico	124
10.6. Tomografia computadorizada do sistema musculoesquelético	125
10.6.1. TC da articulação do ombro	126

10.6.2. TC da articulação do punho	127
10.6.3. TC da articulação coxo – femoral	128
10.6.4. TC da articulação sacro - ilíacas	129
10.6.5. TC do acetabulo	129
10.6.6. TC da pélvis óssea	130
10.6.7. TC da articulação do joelho	130
10.6.8. Protocolo para estudo do osteoma	131
10.6.9. Protocolo para estudo da luxação congénita da anca	131
11. Conclusão	134
12. Referências Bibliográficas	135
13. Glossário	140

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1	Ampola de Raios X.	3
Figura 2	Espectro de energias da radiação X.	4
Figura 3	Efeito Fotoeléctrico.	6
Figura 4	Dispersão de <i>Compton</i> .	6
Figura 5	Efeito de Produção de pares.	7
Figura 6	TC Primeira geração.	10
Figura 7	TC Segunda geração translação/rotação.	10
Figura 8	TC Terceira geração.	11
Figura 9	TC Quarta geração, anel de detectores.	12
Figura 10	TC Quinta geração; A, um corte B, sistema com rotação continua da mesa e paciente vários cortes.	13
Figura 11	TC Quinta geração; A, sistema multidetector B, sistema multicorte.	14
Figura 12	TC Sexta geração.	15
Figura 13	Gantry de um TC.	18
Figura 14	Ampola de um TC.	19
Figura 15	Colimação junto à fonte.	20
Figura 16	Colimação pós paciente.	21
Figura 17	Mesa e <i>Gantry</i> de um TC.	22
Figura 18	Esquema de um detector de cristais sólidos.	23
Figura 19	Esquema de multidetectors de cristais sólidos.	23
Figura 20	Esquema de um detector de xénon.	25
Figura 21	Consola Equipamento de TC.	27
Figura 22	Representação gráfica do <i>voxel</i> e pixel.	28
Figura 23	Escala de valores de <i>Hounsfield</i> para números de TC.	29
Figura 24	Escala de valores de <i>Hounsfield</i> para números de TC e equivalência anatómica.	29
Figura 25	Representação gráfica da matriz.	30
Figura 26	Variação da intensidade do feixe de raios X ao atravessar uma série de elementos de um objecto.	32
Figura 27	Projecção de um objecto em diferentes direcções, Φ_1 e Φ_2	33
Figura 28	Projecção (esquerda), Sinograma (direita).	34
Figura 29	Esquema da técnica de retroprojecção.	36
Figura 30	Representação da matriz quadrada de pontos, obtida após interpolação da função $F_{\mu}(u,v)$.	37
Figura 31	Pré processamento de dados TC espiral: a) a interpolação linear entre os pontos Z_j e $Z_j + d$ numa posição arbitrária Z_R (IL360°); b) usando uma espiral sintetizada, os dados disponíveis para a interpolação linear encontram-se mais próximos da posição pretendida (IL180°).	42
Figura 32	Artefacto causado por movimento do paciente.	48
Figura 33	Artefacto causado por prótese metálica.	49
Figura 34	Correcção do artefacto causado por prótese metálica.	49
Figura 35	Artefacto causado por efeito de volume parcial.	50
Figura 36	Artefacto causado por endurecimento do feixe.	51
Figura 37	Artefacto causado por falha técnica de um detector.	51

Figura 38	Artefacto causado pelas dimensões do paciente serem maiores que o FOV de aquisição.	52
Figura 39	Reconstrução à esquerda com cortes finos, à direita cortes grossos.	53
Figura 40	Na TC helicoidal a ampola roda em torno do paciente enquanto este e a mesa deslizam pela <i>gantry</i> .	58
Figura 41	Vista coronal de diferentes concepções de detectores.	63
Figura 42	Detectores isotrópicos TC multicorte.	63
Figura 43	Detectores anisotrópicos do TC Multicorte.	64
Figura 44	Reconstruções multiplanares (MPR), sagital de aneurisma artéria basilar (à esq); MPR coronal de aneurisma artéria basilar (à dta).	67
Figura 45	<i>Volume Intensity Projection (VIP)</i> .	68
Figura 46	<i>Maximum Intensity Projection (MIP)</i> , coronal da aorta abdominal.	68
Figura 47	<i>Maximum Intensity Projection (MIP)</i> , coronal de aneurisma da artéria comunicante anterior.	69
Figura 48	<i>Minimum Intensity Projection (mIP)</i> .	70
Figura 49	<i>3D Shaded Surface Display (SSD)</i> .	71
Figura 50	<i>Volume Rendering (VRT)</i> - dissecação da aorta.	72
Figura 51	<i>Perspective Volume Rendering (VRT)</i> - Cólon.	73

ÍNDICE QUADROS

Quadro 1	Evolução histórica da Tomografia Computorizada.	8
Quadro 2	Resumo das características das gerações de TC.	15
Quadro 3	Tipos de <i>Kernels</i> de convolução.	36
Quadro 4	Etapas da retro projecção com filtragem no domínio das frequências e domínio espacial.	38
Quadro 5	Classificação dos métodos de reconstrução iterativos.	39
Quadro 6	Relação entre os efeitos na qualidade de imagem em função da variação de determinados factores.	54
Quadro 7	Técnicas de reconstrução de imagem 2D e 3D.	66
Quadro 8	Resumo das vantagens /desvantagens e contra indicações na utilização de BaSO ₄ .	77
Quadro 9	Classificação dos MC iodados.	79
Quadro 10	Factores de risco à administração de MC iodado.	79
Quadro 11	Classificação das reacções adversas a MC iodado.	80
Quadro 12	Guia de actuação para tratamento de 1ª linha a reacções adversas a MC iodado.	80
Quadro 13	Quantidade/ Concentração/Tempo de ingestão do MC.	82
Quadro 14	Protocolo para estudo crânio - cortes axiais.	85
Quadro 15	Protocolo para estudo da fossa posterior - cortes axiais.	86
Quadro 16	Protocolo para estudo do crânio - cortes coronais.	86
Quadro 17	Protocolo para realização da angiografia craniana em TCMD.	87
Quadro 18	Protocolo para realização do estudo venoso craniano em TCMD.	88
Quadro 19	Protocolo para a realização da perfusão craniana em TCMD.	89
Quadro 20	Protocolo para estudo dos SPN - cortes coronais.	91
Quadro 21	Protocolo para estudo dos SPN - cortes axiais.	91
Quadro 22	Protocolo para estudos dos SPN e face em TCMD.	92
Quadro 23	Protocolo para estudo da orbita - cortes axiais.	93
Quadro 24	Protocolo para estudo da orbita - cortes coronais.	93
Quadro 25	Protocolo para estudo da hipófise - cortes coronais.	94
Quadro 26	Protocolo para estudo da hipófise - cortes axiais.	95
Quadro 27	Protocolo para estudo do ouvido - cortes coronais.	96
Quadro 28	Protocolo para estudo das ATM - cortes coronais.	97
Quadro 29	Protocolo para estudo das ATM - cortes axiais.	98
Quadro 30	Protocolo para estudo da face - cortes coronal e axial.	99
Quadro 31	Protocolo para estudo de fractura ou luxação coluna cervical - cortes axiais.	100
Quadro 32	Protocolo para estudo de fracturas coluna lombar - cortes axiais.	101
Quadro 33	Protocolo para estudo de hérnia discal coluna cervical - cortes axiais.	101
Quadro 34	Protocolo para estudo de hérnia discal coluna lombar - cortes axiais.	102
Quadro 35	Protocolo para estudo coluna dorsal - cortes axiais.	103
Quadro 36	Protocolo para estudo de coluna cervical em TCMD.	103
Quadro 37	Protocolo para estudo da coluna dorsal e lombar em TCMD.	104
Quadro 38	Protocolo para estudo de rotina do pescoço - cortes axiais.	105
Quadro 39	Protocolo para estudo da laringe - cortes axiais.	106

Quadro 40	Protocolo para estudo da laringe em TCMD.	106
Quadro 41	Protocolo para estudo oncológico do tórax - cortes axiais.	107
Quadro 42	Protocolo para estudo de patologia inflamatória e lesões vasculares tórax - cortes axiais.	108
Quadro 43	Protocolo para estudo de anomalias congénitas do tórax - cortes axiais.	108
Quadro 44	Protocolo para estudo de patologia pulmonar difusa do tórax - cortes axiais.	109
Quadro 45	Protocolo para estudo de alta resolução do tórax - cortes axiais.	109
Quadro 46	Protocolo para estudo de lesões traumáticas do tórax - cortes axiais.	110
Quadro 47	Protocolo para estudo do trombo embolismo em TCMD.	111
Quadro 48	Protocolo para estudo de rotina toraco-abdominal - cortes axiais.	111
Quadro 49	Protocolo para estudo de rotina cervico-torácico - cortes axiais.	112
Quadro 50	Protocolo para estudo do fígado - cortes axiais.	116
Quadro 51	Protocolo para estudo do fígado em TCMD.	116
Quadro 52	Protocolo para estudo do baço - cortes axiais.	117
Quadro 53	Protocolo para estudo do pâncreas - cortes axiais.	119
Quadro 54	Protocolo para estudo do pâncreas em TCMD.	119
Quadro 55	Protocolo para estudo dos rins - cortes axiais.	121
Quadro 56	Protocolo para estudo das glândulas supra renais - cortes axiais.	122
Quadro 57	Protocolo para estudo de aneurisma abdominal - cortes axiais.	123
Quadro 58	Protocolo para estudo da aorta em TCMD.	123
Quadro 59	Protocolo para estudo da pélvis - cortes axiais.	125
Quadro 60	Protocolo para estudo do ombro - cortes axiais.	127
Quadro 61	Protocolo para estudo da articulação esterno clavicular - cortes axiais.	127
Quadro 62	Protocolo para estudo da articulação do punho - cortes axiais.	128
Quadro 63	Protocolo estudo da articulação coxo-femoral - cortes axiais.	128
Quadro 64	Protocolo para estudo da articulação sacro-ilíacas -cortes axiais.	129
Quadro 65	Protocolo para estudo do acetabulo - cortes axiais.	129
Quadro 66	Protocolo para estudo traumático da pélvis - cortes axiais.	130
Quadro 67	Protocolo para estudo do joelho - cortes axiais.	129
Quadro 68	Protocolo para estudo de osteoma - cortes axiais.	131
Quadro 69	Protocolo para estudo de luxação congénita da anca - cortes axiais.	131
Quadro 70	Protocolo para estudo de lesões tumorais das partes moles - cortes axiais.	132
Quadro 71	Protocolo para estudo de metástases ósseas - cortes axiais.	132
Quadro 72	Protocolo para o estudo de ossos e articulações em TCMD.	133

Abreviaturas

ART	<i>Algebraic Reconstruction Technique</i>
ATM	Articulação Temporomandibular
AV	Arterio-Venosa
CAE	Canal Auditivo Externo
CAI	Canal Auditivo Interno
cm	Centímetros
C2a C7	Vértebras cervicais
CPR	<i>Curved Planar Reformation</i>
CTDI	<i>Computed Tomography Dose Index</i>
dta	Direita
D11	Décima primeira vértebra dorsal
e ⁻	electrão
esq.	Esquerdo
e.v.	Contraste endovenoso
EM	Expectation Maximization
EMI	<i>Electrical Music Industries</i>
FOV	Campo de visão
G	<i>Gauge</i>
HU	Unidades de <i>Hounsfield</i>
IEC	<i>Internacional Electrotechnical Commission</i>
IL	Interpolação Linear
ILM	Interpolação Linear Multicorte
ILST	<i>Iterative Method of Least Squares Technique</i>
kg	quilogramas
kV	<i>kilovolts</i>
kPA	<i>quiloPascal</i>
LCR	Líquido Cefalorraquidiano
L1,L4,L5	Vértebras lombares
mA	Miliamperes
mA/s	Miliamperes/segundo
MC	Meio de contraste
MDCT	<i>Multidetector CT</i>
mGy	<i>miliGray</i>
mIP	<i>Minimum Intensity Projection</i>

MIP	<i>Maximum Intensity Projection</i>
ml	mililitros
ml/seg.	mililitros/segundo
<i>ML-EM</i>	<i>Maximum Likelihood by Expectation Maximization</i>
mm	milímetros
MPR	<i>Multiplanar Reconstruction</i>
MSCT	<i>Multislice Spiral CT</i>
OS-EM	<i>Ordered Subsets Expectation Maximization</i>
PDC	Poded dose x Comprimento
PDL	Produto de dose/ comprimento
RM	Ressonância Magnética
ROI	Região de interesse
RX	Raio X
SIDA	Síndrome da imunodeficiência adquirida
SIRT	<i>Simultaneous Iterative Reconstruction Technique</i>
SPN	Seios Perinasais
SSD	<i>Shaded Surface Display</i>
S1	Primeira vértebra sagrada
TAC	Tomografia Axial Computorizada
TC	Tomografia Computorizada
UH	Unidade de calor
VRT	<i>Volume Rendering</i>
Z	Número atômico
2D	Reconstrução bidimensional
3D	Reconstrução tridimensional

1. INTRODUÇÃO

A necessidade de descoberta, a aplicação de novos conhecimentos e a sua utilização na prática com vista à melhoria do bem-estar físico do ser humano, permitiu o nascimento e desenvolvimento da tomografia computadorizada (TC). Este equipamento de diagnóstico médico, desde a sua criação à primeira aplicação, sofreu um processo evolutivo a nível da aquisição e processamento da imagem. Actualmente é uma das técnicas mais utilizadas de obtenção e esclarecimento de diagnóstico médico na prática clínica.

A tomografia computadorizada é uma técnica imagiológica que permite obter imagens de secções do corpo humano, sem praticamente nenhuma sobreposição de órgãos ou estruturas. Permite actualmente a realização de exames com grandes aquisições de volumes de forma rápida, com elevada resolução espacial e de contraste.

Com este trabalho, visamos uma abordagem teórica fácil ao que é a tomografia computadorizada. Pretendemos, não só, fazer referência às suas propriedades físicas, como à técnica de obtenção de imagem diagnostica e também mencionar a nível da prática radiológica quais são os melhores procedimentos técnicos para a realização dos vários exames em tomografia computadorizada.

Para além da abordagem aos princípios físicos que comandam esta técnica teremos em consideração o processo relativo à aquisição dos dados, processamento e tratamento dos mesmos com vista à obtenção da imagem médica.

O culminar do nosso trabalho é estabelecido com os protocolos utilizados na realização dos exames, em função da região anatómica em estudo e as diferentes patologias associadas.

1.1.Objectivos do trabalho

Este trabalho tem como principal objectivo, elaborar um manual didáctico para o técnico radiologista.

O propósito da elaboração deste manual, é ser abrangente destinando-se tanto aos estudantes como profissionais que pretendam adquirir ou renovar conhecimentos em Tomografia Computorizada e suas aplicações práticas.

Este compêndio deverá estruturar todo o conhecimento necessário ao técnico de imagiologia médica para o exercício da sua actividade profissional.

Os objectivos específicos do manual são os seguintes:

- 1- Dar a conhecer qual o “princípio físico” da Tomografia Computorizada (TC) e qual a sua evolução ao longo das várias décadas da sua existência e quais as suas *performances* actuais.
- 2- Identificar e definir os componentes de um equipamento de TC.
- 3- Mostrar como se processa a aquisição, reconstrução e processamento da imagem em TC.
- 4- Identificar os factores que afectam a qualidade da imagem em TC e como se podem minimizar ou realçar de acordo com as necessidades.
- 5- Divulgar os protocolos mais usados na realização de exames médicos por Tomografia Computorizada.
- 6- Descrever a aplicação das técnicas de aquisição, processamento e representação da imagem para optimização da qualidade, segundo os segmentos corporais ou a patologia em estudo.
- 7- Indicar os meios de contraste a utilizar na realização dos exames tomográficos, qual o tipo de contraste, via de administração, farmacodinâmica. O tipo de efeitos colaterais para o paciente.
- 8- Identificação dos métodos de optimização da representação gráfica dos exames ou seja o objecto (película, CD, etc.) onde a mesma será registada.

1.2. Pertinência do trabalho

A pertinência deste trabalho, é justificada pela ausência de actualização da bibliografia existente e conseqüente vazio nas áreas das tecnologias da imagem médica que tenham como recurso a tecnologia de ciências adjacentes como é o caso electrónica, informática e processamento de imagem.

A necessidade gerada na prática diária dos técnicos de radiologia, vai para além do conhecimento teórico de como se realizam os vários exames segundo a região anatómica e o tipo de patologia a estudar; determina que eles possuam conhecimentos sobre o processo e condições de aquisição das imagens do género de situações passíveis de ocorrer durante a realização dos exames e que por vezes têm de ser minimizadas ou eliminadas para a obtenção de bons exames de diagnóstico.

2.TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA

2.1. Raios X

Os raios x são radiações electromagnéticas que apresentam conforme as situações um comportamento ondulatório ou um comportamento corpuscular. A radiação electromagnética pode ser estudada e dividida em grupos de *quanta* de energia também conhecida por fótons nos quais a energia é proporcional à sua frequência $E=hf$ o que implica que é inversamente proporcional ao comprimento de onda.

Os raios X utilizados na aquisição da imagem médica, são produzidos pela colisão (fig.1) de feixes de electrões, de elevada energia cinética com um material alvo no interior de uma ampola de raios X (Silva, 1998).

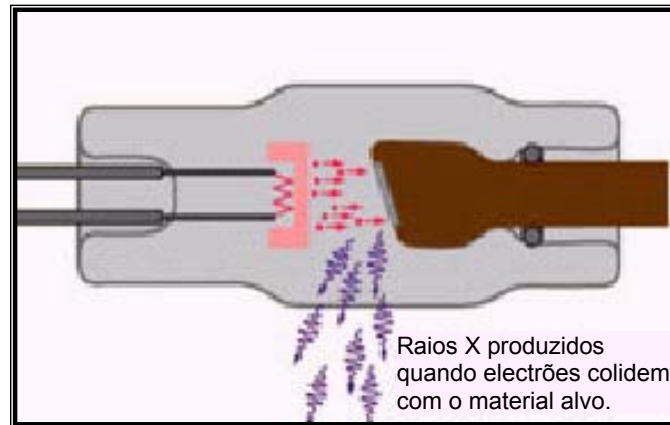


Figura 1: Ampola de Raio X.

De acordo com as diferentes técnicas radiológicas, são impostas determinadas características aos raios X, que são obtidas entre outros factores pela variação da energia cinética dos electrões (e) e da densidade de corrente dos feixes dos referidos electrões (Lima, 1995). As ampolas de produção de radiação X são compostas por elementos característicos de onde se destacam um filamento, um dispositivo de focagem e um ânodo (material-alvo).

Entre o ânodo e o filamento é aplicada uma diferença de potencial de algumas de dezenas de quilovolts.

Os electrões são emitidos a partir do filamento que é aquecido até se tornar incandescente, e quando as temperaturas são bastante elevadas, faz com que os electrões atinjam uma energia cinética tal que lhes permite de forma significativa deixar a superfície do filamento.

Entre o ânodo e o filamento é aplicada uma diferença de potencial de algumas dezenas de quilovolts que acelera os electrões para que estes colidam com o material-alvo.

Na maioria dos equipamentos médicos que utilizam a radiação X, a diferença de potencial aplicada à ampola de raios X varia entre 20 kV e 150 kV.

Os electrões perdem aproximadamente 99% da sua energia em colisões com átomos do material-alvo, o restante 1% de energia transforma-se em radiação X (Farr, 2001).

Quando os electrões acelerados incidem no material-alvo, são influenciados pelo campo eléctrico do núcleo do átomo alvo e sofrem variação da sua velocidade, ou seja, ocorre uma desaceleração que leva à produção de radiação X, isto é, radiação de *Bremsstrahlung*, também denominada de radiação de travagem.

A intensidade da radiação de *Bremsstrahlung* é proporcional ao quadrado do número atómico (Z) do material-alvo. Uma vez que a radiação de travagem aumenta significativamente com o número atómico do ânodo, é conveniente que este possua um Z elevado sendo usado mais frequentemente o tungsténio. Diminuindo o Z do material - alvo reduz-se a radiação de travagem.

Os raios X produzidos são caracterizados por um intervalo de energias ou espectro de raio X (fig.2).

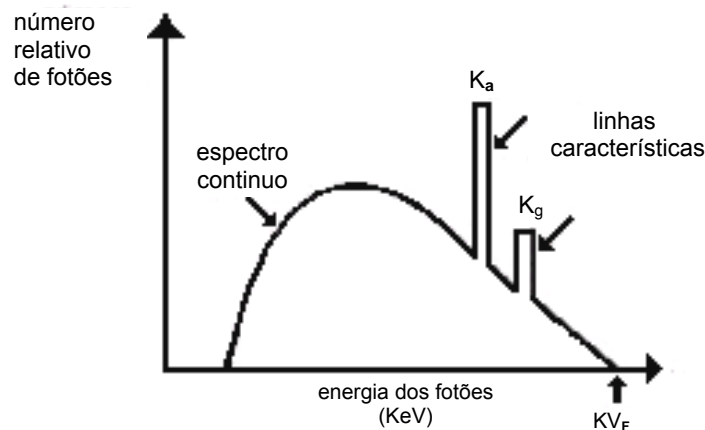


Figura 2: Espectro de energias da radiação X.

A distribuição da radiação de *Bremsstrahlung* dentro desse espectro obedece a uma distribuição contínua (Lima, 1995).

Segundo o modelo de *Bohr*, os electrões ocupam orbitais com níveis de energia específicos. Quando um electrão livre interage com um electrão das orbitais mais internas de um átomo repele-o da sua orbital sendo esse lugar ocupado posteriormente por um electrão das camadas mais externas havendo durante o processo emissão de radiação X.

Por outro lado, o electrão livre e o electrão que foi repellido irão interagir com os outros átomos até esgotarem a sua energia cinética.

Os raios X resultantes das transições electrónicas entre orbitais atómicas são denominados de raios X característico do elemento.

A energia dos raios X característicos é específica para cada átomo, já que cada elemento na tabela periódica possui uma energia de ligação própria para cada orbital.

No espectro de energia dos raios X a radiação característica corresponde a máximos ou linhas características (fig.2) (Lima, 1995).

2.2. Interação com a matéria

Os raios X interagem com matéria sob várias formas. Estas interacções podem resultar na transferência de energia e, em algumas situações na produção de raios X.

Como exemplos de interacção podemos referir o efeito fotoeléctrico, a dispersão de *Compton*, a dispersão de *Rayleigh* e a produção de pares (Beutal, 2000).

A interacção por efeito fotoeléctrico (fig.3) ocorre essencialmente com fotões de baixa energia. Um fotão entra em colisão com um electrão de um átomo transferindo-lhe a sua energia.

Parte da sua energia é gasta ao retirar o electrão da sua orbital (nível energético) sendo a restante energia transferida para o e^- em forma de energia cinética.

O efeito fotoeléctrico dá-se com electrões mais fortemente ligados ou seja, das camadas mais internas.

O átomo atingido fica ionizado e num estado de excitação sofrendo uma reorganização de electrões periféricos com emissão de radiação X característica.

A possibilidade da ocorrência de efeito fotoeléctrico aumenta rapidamente com o número atómico e decresce drasticamente quando aumenta a energia do fotão.

Em radiologia os raios X utilizados interagem primeiro com o paciente e só depois com os detectores. O paciente é composto essencialmente por elementos leves, como por exemplo o hidrogénio, o carbono, o oxigénio e outros elementos com número atómico baixo. Na sequência do efeito fotoeléctrico os raios X emitidos pelas baixas energias de ligação destes elementos são atenuados e reabsorvidos localmente por tecidos vizinhos (Hsieh, 2003).

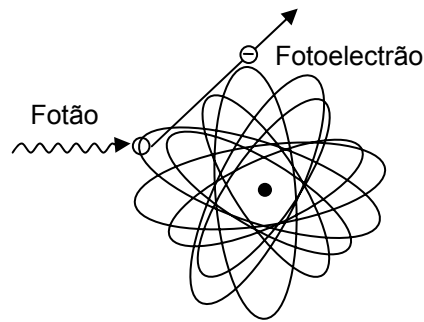


Figura 3: Efeito Fotoelétrico.
 Fonte: Adaptada de Técnicas de diagnóstico com raio X (Lima, 2005).

A interacção por dispersão de *Compton* (fig.4), ocorre quando um fóton de energia colide com um electrão pouco ligado, provocando o seu arranque do orbital e dando origem a um fóton de energia menor emitindo segundo um determinado ângulo. Este fóton pode sofrer novas interacções.

Esta radiação dispersa contribui para o ruído, que em tomografia computadorizada é minimizado com a colocação de colimadores nos detectores e na utilização de algoritmos de correcção (Beutal, 2000).

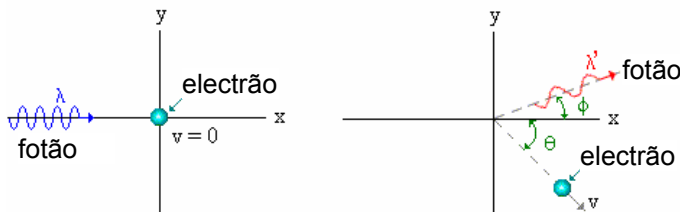


Figura 4: Dispersão de *Compton* (à esquerda antes da colisão à direita depois da colisão)

A dispersão ou deflexão de *Rayleigh*, envolve uma dispersão de fótons pelos electrões do átomo. Esta interacção não proporciona a ionização do átomo e a energia do fóton deflectido é idêntica à energia do fóton incidente. Os fótons dispersos mudam de trajectória em relação à de incidência. Este fenómeno ocorre preferencialmente com fótons de baixa energia e em materiais de Z elevado.

O efeito de produção de pares (fig.5), acontece com energias bastante elevadas de valor superior a 1.022MeV. Quando um fóton fica sujeito ao campo eléctrico intenso que existe na proximidade do núcleo, pode sofrer uma materialização da energia e produzir um electrão (e^-) e um positrão (e^+).

O excesso de energia que o fóton possuía de início aparece agora sob a forma de energia cinética. Quando o electrão perder toda a sua energia combina-se com um átomo ionizando o meio. Quando o positrão tiver perdido quase toda a sua energia cinética une-se com um electrão, as duas massas anulam-se e são produzidos dois fótons.

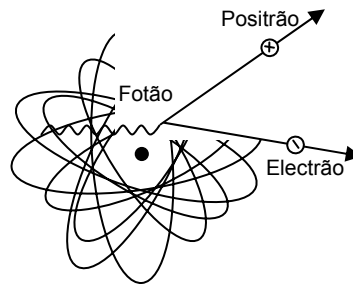


Figura 5: Efeito de Produção de pares.
 Fonte: Adaptada de Técnicas de diagnóstico com raio X (Lima, 2005).

A probabilidade de ocorrência de efeito de produção de pares aumenta com o quadrado de Z do material absorvente e com a energia do fóton. Esta não deve ocorrer quando são usados raios X para diagnóstico médico.

Como já verificámos a forma como os raios X são atenuados no meio depende principalmente da energia dos fótons e da constituição deste. Na gama de energias da tomografia computadorizada o efeito fotoeléctrico é o mais relevante quando comparado com outras formas de interacção.

A predominância do efeito fotoeléctrico pode ser justificada com o exemplo seguinte, no efeito fotoeléctrico μ_m é proporcional ao cubo do número atómico do meio (substância). Os valores médios de Z para a gordura, músculo e osso são respectivamente 5.9, 7.4 e 13.9 (calculando os valores de Z^3 obtém-se 205, 405, 2686). Assim, a atenuação associada ao efeito fotoeléctrico no osso é onze vezes superior à atenuação dos tecidos vizinhos, ou seja, o efeito fotoeléctrico contribui com o melhor contraste para se diferenciar os diversos tecidos do corpo (Pope, 1998).

2.3. Historial

Foram várias as individualidades que contribuíram para o avanço da tomografia computadorizada, desde *Röntgen* com a descoberta do Raio X a *Hounsfield* e *Cormack* com as unidades de coeficiente de atenuação e a reconstrução matemática da imagem. Para além destes evidenciaram-se outras figuras (quadro 1),

com pequenos contributos tecnológicos mas que sem os quais, a tomografia computadorizada não atingiria o patamar actual (Pires & Sequeira, 2006).

Quadro 1: Evolução Histórica da Tomografia Computorizada.

1895	<i>W.C. Röntgen.</i> , descobre a radiação X.
1917	<i>J.H. Ardor</i> , matemático austríaco efectuou estudos matemáticos sobre a teoria da reconstrução. Ao trabalhar com a teoria da gravidade provou que um objecto bi ou tridimensional podia ser reproduzido a partir de um número infinito de todas as suas projecções.
1956	<i>Bracewel</i> , desenvolve as primeiras técnicas de reconstrução, ao construir um mapa solar a partir de projecções do raio. Este estudo foi permitido pela colocação de um sistema de antenas e receptores que ao identificar regiões solares que emitiam microondas permitiam reconstruir o mapa das referidas regiões.
1961	<i>Oldendorf</i> , primeiras investigações sobre a reconstrução da imagem na área médica.
1963	<i>Cormack</i> e <i>kuhl</i> , também são pioneiros nas investigações sobre a reconstrução das imagens a nível da área médica. <i>Cormack</i> , na Universidade de <i>Tufts</i> , desenvolveu um método matemático preciso para a reconstrução de imagens a partir das projecções radiológicas. <i>Kuhl</i> , na Universidade de Pensilvânia quando trabalhava com radioisótopos, conseguiu imagens do tipo tomográfico, com o uso de métodos de calculo relativamente simples.
1972	<i>G. Hounsfield</i> e <i>J. Ambrose</i> , efectuam o primeiro exame a uma peça anatómica (cérebro).
1973	Surge o primeiro Tomografo Axial Computorizado (TAC), construído pela <i>Electrical Music and Industries</i> .
1974	Aparece o primeiro TAC comercial de corpo inteiro.
1974	<i>Hounsfield</i> e <i>Cormack</i> , recebem o prémio Nobel.
1989	Foi desenvolvido o primeiro equipamento com aquisição espiral.
1993	O tempo de rotação torna-se inferior a um segundo
1998	Aparece o tomografo multicorte
2002	Número de cortes por rotação passa a 16.
2004	O número de cortes por rotação pode chegar aos 64 com um tempo de rotação completa de 0,37s.
2006	Surge o <i>Dual Source TC</i> .

2.4. Princípios físicos

Desde o aparecimento do primeiro Tomografo Axial Computorizado (TAC), desenvolvido por *Godfrey Hounsfield* que esta técnica de aquisição de imagem médica está estabelecida como um método essencial na prática radiológica, podendo ser aplicada a um infindável número de situações clínicas.

A tomografia deriva da palavra grega “*Tomos*”, que significa corte ou fatia, e “*Grafos*”, que significa desenhar uma imagem ou gráfico.

A TC goza dos mesmos princípios físicos da radiografia convencional, ao utilizar o raio X como fonte na aquisição das imagens. Na radiografia convencional é utilizado um feixe de raios X piramidal obtendo-se uma imagem de projecção.

Por sua vez na TC, existe uma colimação paralela que é usada para que o feixe emitido apresente a forma de leque. A forma do leque vai por sua vez definir a espessura do corte. Ampola de raios X executa uma rotação de 360° em torno do objecto a ser estudado, sendo tomográfica a imagem obtida, ou seja, aparecem “fatias” da região em estudo.

Em oposição ao tubo de raios X temos os detectores de fotões que giram concomitantemente ao feixe de raios X.

Da mesma forma que na radiografia convencional, na TC as características das imagens vão depender dos fotões absorvidos pelo objecto em estudo. Assim sendo, os fotões emitidos dependem da espessura do objecto e da capacidade que o mesmo apresenta de absorver a radiação.

Os detectores utilizados em TC transformam os fotões emitidos em sinal analógico, dessa forma quanto maior for a quantidade de fotões a incidirem nos detectores maior será a diferença de potencial, ou voltagem que os mesmos fornecem.

Uma fórmula matemática de reconstrução de imagem calcula o valor de atenuação em cada ponto da “fatia” com o qual posteriormente se obtém a imagem.

2.5.Gerações de tomografos

2.5.1. Primeira geração (EMI, 1970)

Os tomografos de 1ª geração eram compostos por uma ampola e um detector que efectuavam movimentos de translação-rotação (fig.6).

O feixe obtido era de forma linear, sendo o varrimento realizado com um movimento de translação do conjunto ampola-detector.

A tensão aplicada à ampola efectuava-se unicamente durante o movimento de translação. A rotação possuía incrementos de 1 grau e as projecções obtidas eram ortogonais, implicando longos tempos de realização dos exames (alguns minutos por corte).

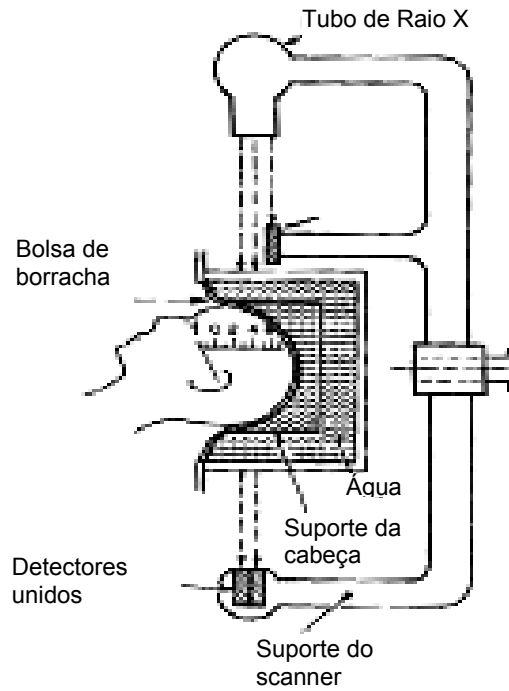


Figura 6: TC EMI Primeira Geração 1970.

2.5.2. Segunda Geração

A segunda geração surgiu em 1972 (fig.7), com o principal objectivo de reduzir o tempo de exame. Mantém o movimento de translação / rotação, do conjunto ampola detectores.

O feixe proveniente da ampola apresenta a forma de leque. Possui diversos detectores. O varrimento é efectuado com o movimento de translação do conjunto ampola detectores. A tensão é aplicada à ampola apenas durante o movimento de translação. A rotação tem incrementos de 1 grau e as projecções não são ortogonais.

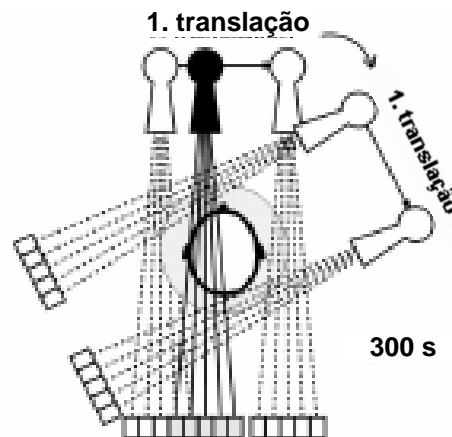


Figura 7: TC Segunda geração translação/rotação.
 Fonte: Adaptado de *Computed Tomography* (Kalender, 2000).

2.5.3. Terceira Geração

A terceira geração surge entre 1975-1977, pela primeira vez aparece o movimento de rotação / rotação (fig. 8). O feixe é mais largo e em forma de leque com aumento do número de detectores. O tempo de *scanning* é de 2 a 10 segundos sendo o varrimento efectuado com um movimento de rotação do conjunto ampola – detectores. A tensão é aplicada à ampola de forma pulsada ou contínua durante cada rotação.

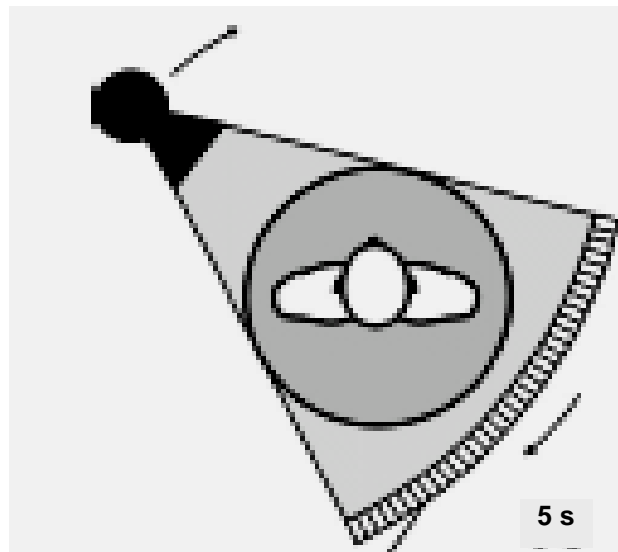


Figura 8: TC Terceira Geração.
 Fonte: Adaptada *Computed Tomography* (Kalender, 2000).

2.5.4. Quarta Geração

A quarta geração surge em finais da década de oitenta, apresenta unicamente movimentos de rotação. A ampola emite um feixe em leque. Possui um anel de detectores fixo, sendo o varrimento realizado com um movimento de rotação da ampola. A tensão é aplicada à ampola de forma contínua ou pulsada e as projecções são não ortogonais.

Os tomografos modernos de quarta geração apresentam uma ampola com um levado aquecimento e mancha focal com aproximadamente 1mm.

Possuem dois colimadores sendo o feixe colimado quando sai da ampola e novamente quando chega aos detectores (fig.9). A colimação define a espessura de corte.

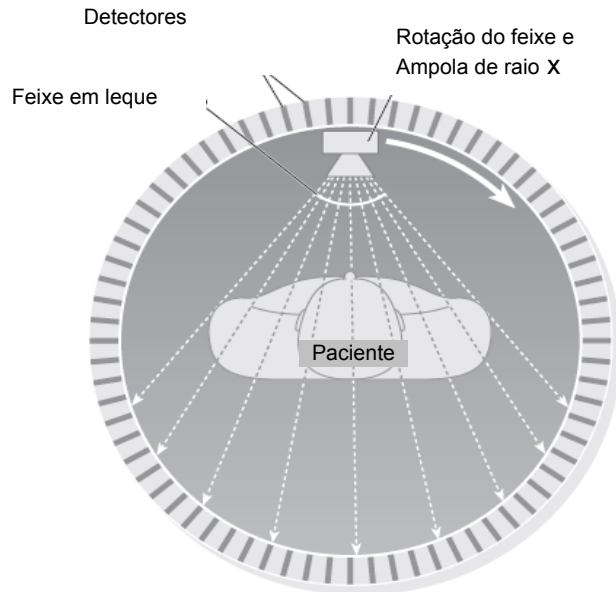


Figura 9: TC Quarta geração, anela de detectores.
 Fonte: Adaptada *The Essential Physics of Medical Imaging* (Bushberg, 2000).

É constituído por detectores de estado sólido, e cintiladores que produzem luz quando a radiação é absorvida. O detector de luz acoplado ao cintilador produz um sinal eléctrico proporcional à intensidade da radiação X absorvida no detector.

2.5.5. Quinta geração

A quinta geração apresenta uma rotação contínua do conjunto ampola detectores, emissão contínua de radiação X. A mesa efectua um movimento contínuo durante a aquisição o que permite que a recolha de informação se processe de forma continua. Esta geração permite a aquisição de imagem utilizando um sistema de aquisição contínua, ou um sistema de rotação contínua com aquisição espiral (helicoidal). O primeiro sistema apresenta uma rotação contínua do conjunto ampola-detectores. Utiliza “*Slip Rings*”, para a transmissão de energia, dados de exame e dados de controlo do sistema. Possui métodos de aquisição, corte a corte com ou sem avanço da mesa. Os tempos de aquisição (tempo/corte 360°) são maioritariamente entre 1 e 3 segundos (fig.10).

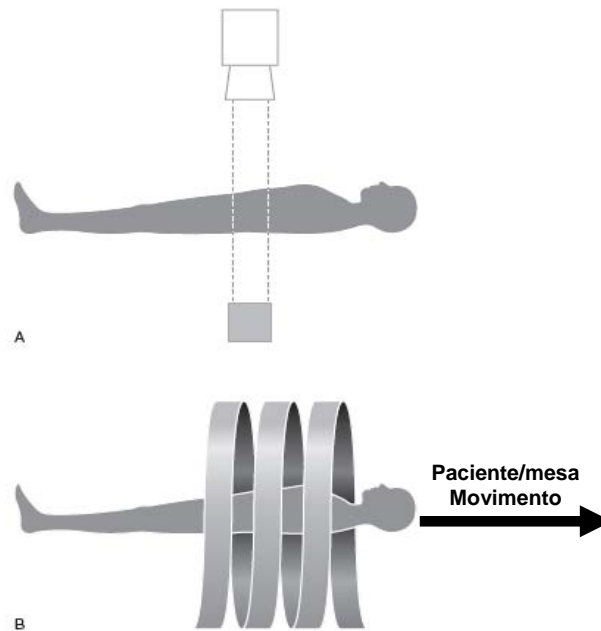


Figura 10: TC 5ª geração; A, um corte B, sistema com rotação contínua da mesa e paciente vários cortes.
 Fonte: Adaptada *The Essential Physics of Medical Imaging* (Bushberg, 2000).

Permite uma reconstrução da imagem entre 2 a 10 segundos, com espessura de corte mínima de 1 milímetro.

O segundo sistema oferece um avanço contínuo da mesa de exame com variação do perfil de corte em função do avanço da mesma. Na aquisição helicoidal, o paciente é movido ao longo do eixo horizontal enquanto a ampola gira em torno do mesmo. A relação entre o movimento do paciente e da ampola é denominado de *pitch*. O *pitch* é definido como o movimento da mesa por rotação a dividir pela espessura de corte (colimação). Possibilita uma maior rapidez, na realização dos exames, com aquisições (tempo/corte 360°), maioritariamente entre 0,75 e 1,5 segundos (sistemas sub segundo).

A reconstrução da imagem é obtida interpolando-se as projecções obtidas em posições seleccionadas ao longo do eixo do paciente.

O tempo de reconstrução por imagem varia entre zero “*Real Time*” e 4 a 6 segundos (fig.11).

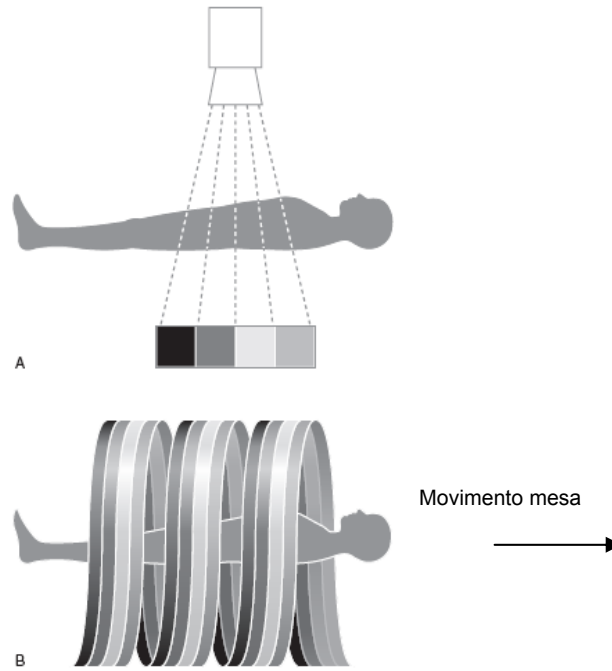


Figura 11: TC Quinta geração; A, sistema multidetector B, sistema multicorte.

As imagens podem ser reconstruídas a qualquer nível e com qualquer incremento mantendo sempre a espessura do colimador utilizado.

2.5.6. Sexta geração

Apresenta rotação contínua do sistema ampola detectores com avanço contínuo da mesa de exames. Sistema matricial de detectores com (*array* de detectores) que permite a obtenção até vários cortes em simultâneo por rotação (360° /segundo) dependendo da espessura de corte. A aquisição da imagem é em modo espiral, rotação do sistema ampola detectores que permite a obtenção de dezenas de imagens por corte (fig. 12).

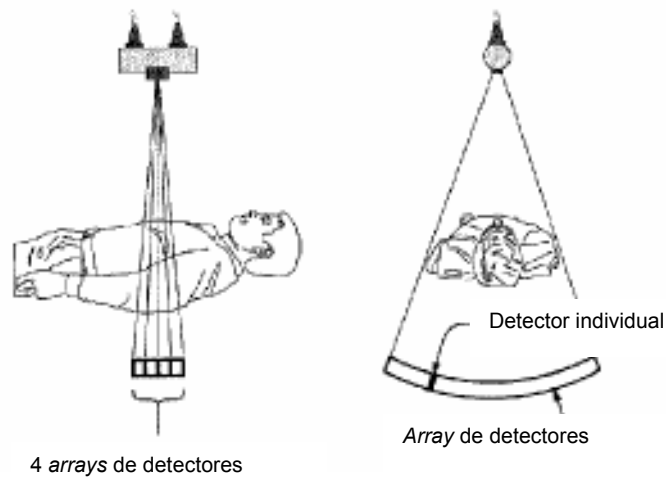


Figura 12: Tomógrafo 6ª Geração.
 Fonte: Adaptada de *Computed Tomography* (Kalender, 2000).

Actualmente, no mercado já existe uma sexta geração de equipamentos com duas ampolas (*Dual Source CT*).

No quadro 2 estão descritas de forma resumida as principais características das gerações de tomógrafos.

Quadro 2: Resumo das características das gerações de TC.

	Época	Tecnologia	Tempo/corte (s)	Características significativas
1ª Geração	1970	Translação-rotação	300 a 400	Matriz 80x80; Projecções ortogonais
2ª Geração	1972	Translação-rotação	20 a 60	Múltiplos detectores; Projecções não ortogonais
3ª Geração	1975 a 1977	Rotação-rotação ("Fan-beam")	2 a 9	Matriz 512x512; Sistema de detectores girando 360° solidário com ampola de R. X
4ª Geração	1986 a 1999	Rotação da ampola de R.X. Detectores estacionários	1 a 9	Matriz 512x512;
5ª Geração	1988	Rotação contínua da ampola de R.X. e sistema de detectores.	1 a 3	Matriz 512x512 e 1024x1024
	1994	Rotação cont.-ampola R.X./sist. detectores.	0,75 a 2	Aquisições em espiral. Avanço contínuo da mesa de exames. Aquisições em sub-segundo.
6ª Geração	1998	Sistema de multidetectores ou multicorte ("multislice").	0,5 a 1,5	Aquisições em espiral de 2 a 8 cortes/s. Cortes superfinos (espessura mínima 0,5 mm)
	2001	Sistema de multidetectores ou multicorte ("multislice").	0,5 a 1,5	Aquisições em espiral de 32 cortes/s. Cortes superfinos (espessura mínima 0,5 mm)
	2006	Duas ampolas. Sistema de multidetectores ou multicorte	0,33 a 0,5	Aquisições em espiral de 64 cortes/s. Cortes superfinos (espessura menor que 0,4 mm)

2.6. Dose de radiação

A tomografia computadorizada é responsável por cerca de 40% a 50% da dose de radiação médica diagnóstica, no entanto representa apenas 4% a 5% dos exames radiológicos. Com o evoluir da tecnologia tomográfica a dose de radiação também tem aumentado de forma significativa (Gaivão, 2003). É uma técnica imagiológica altamente irradiante e de acordo com a directiva europeia 97/43 EURATOM deve ser realizada de forma racional. Esta directiva obriga a medições de dose frequentes nos locais onde é realizada, a uma informação adequada dos Técnicos Radiologistas sobre os valores das doses de referencial nacional para os exames que executa e a necessidade de os comparar com os valores debitados pelo equipamento com que trabalha. O doente deve ser informado do valor de dose de irradiação ao qual foi sujeito em cada exame (actualmente já é facilitado pelo próprio equipamento). Cabe ao técnico de radiologia cumprir o princípio ALARA ou seja otimizar a realização dos exames tomográficos com a menor dose de irradiação possível.

O índice de dose de TC (CTDI), é uma grandeza dosimétrica específica da tomografia e é definido como o integral de sob o perfil da dose do corte, dividido pela espessura de corte. A unidade de dose é o *gray* (Gy).

O CTDI representa a dose média por unidade de espessura de corte. O $CTDI_w$ é o CTDI ponderado no plano de corte e representa melhor a dose média absorvida pelo paciente,

$$CTDI_w = \frac{1/3CTDI}{10cm.c} + \frac{2/3CTDI}{10cm.p}$$

sendo **c** o centro e **p** a pele ou periferia.

O produto de dose/ comprimento (PDL) representa um exame completo e resulta do produto $nCTDI_w$.

$$nCTDI = \frac{1}{mAs} \cdot CTDI_w$$

pela espessura de corte (T) e a carga total da aquisição (A x t).

$$PDL = nCTDI_w \cdot T \cdot A \cdot t$$

Assim,

Este produto exprime-se em Gy/cm e permite calcular a dose eficaz. A conversão PDL por um coeficiente E_{pdl} depende da zona estudada. O cálculo da dose eficaz realizado desta forma expressa-se em mSv e é o único parâmetro que segundo as indicações da EURATOM, permite comunicar a ordem de grandeza de dose recebida pelo paciente.

Há algumas medidas que na prática podem ser implementadas de forma a reduzir a dose exposição já que existem diversos factores que influenciam a dose radiação:

Corrente na ampola e tempo de exposição

Redução dos mA ao mínimo necessário com o risco do aumento do ruído na imagem. O aumento da corrente do tubo também aumenta a dose de radiação. O produto da corrente da ampola pelo tempo de exposição (mAs), influencia directamente a dose, ou seja, a dose é directamente proporcional ao valor de mAs.

Aumento do *pitch*

Para sistemas em espiral o parâmetro *pitch* tem influência directa na dose de radiação, particularmente, porque quando aumenta, diminui o tempo de permanência de um ponto do paciente sob o feixe de raios X.

Definição correcta da área a estudar para evitar cortes desnecessários

A colimação do feixe influencia de forma directa e indirecta a dose de radiação recebida pelo paciente.

Filtragem do feixe

A utilização da filtragem é a necessidade de remoção dos fótons de baixa energia, que são mais facilmente absorvidos pelo paciente o que aumenta a quantidade de dose absorvida. Com o aumento da filtragem do feixe diminui a dose, mas aumenta a razão entre a dose profunda e superficial, pelo que é fundamental a adição de filtros para reduzirem a dose de exposição superficial.

Armazenamento de *raw data* para que se necessário realizar reformatações com outros algoritmos de reconstrução.

3. COMPONENTES DO EQUIPAMENTO DE TC

3.1. Gantry

A *gantry* (fig.13), é o corpo vertical do equipamento de TC, e é um dos componentes de maior dimensão do tomógrafo e alberga e inclui o gerador, a ampola de raios X, e também os filtros e colimadores, sistema de aquisição, sistema rotacional com os diversos detectores e toda a electrónica associada. Apresenta um orifício circular (anel) ao longo do qual desliza a mesa do tomógrafo durante a realização do exame.

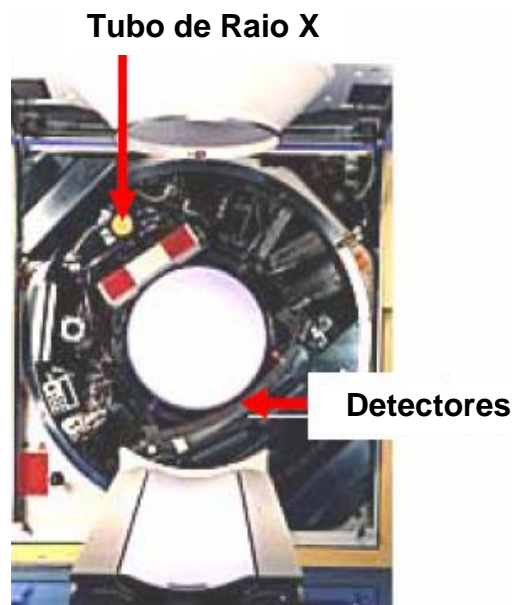


Figura 13: Gantry de uma TC.

Fonte: Apointamentos da disciplina de *Equipamentos Comerciais* (Pires & Sequeira, 2004).

O orifício tem uma abertura com um diâmetro que varia normalmente entre os 50 e 80cm. Poderá ser necessária uma abertura com diâmetro superior de 70 a 85cm em unidades que realizem biopsias guiadas por TC, uma vez que facilita a manipulação do equipamento de biopsia e diminui o risco de lesão durante o procedimento.

A *gantry*, pode ser angulada cerca de 30° para a frente (+30) ou para traz (-30). A angulação da mesma é determinada pelas características dos diversos equipamentos. A inclinação permite alinhar correctamente a posição anatómica com o plano de corte. Possui um sistema de colimação que determina a espessura de corte e um feixe luminoso de referência.

Na *gantry*, existem as indicações referentes à sua inclinação, e à posição numérica da mesa.

3.2. Ampola de raios X

A ampola de raios X (fig.14) produz a energia de radiação necessária à criação da imagem.



Figura 14: Ampola de um TC.

Fonte: *Global Tube Engennering, General Electrics.*

A energia produzida é policromática, e corresponde a um feixe de radiação X que abrange um largo espectro de energia, o qual por sua vez possui diferentes comprimentos de onda e diferente poder de penetração.

Na ampola existem filtros de alumínio ou *teflon* que reduzem a amplitude de energias que atingem o paciente já que removem as ondas de baixa energia e minimizam a exposição no paciente.

As ampolas possuem ânodos rotativos, com elevada velocidade de rotação e com capacidade calorífica bastante elevada cujo valor deve rondar os 400 000 UH (unidades de calor), bem como uma grande capacidade de dissipação de calor.

A intensidade da corrente eléctrica na ampola varia, existido mais que uma forma de aplicação da alta tensão ao tubo de acordo com as características do tomografo (Lima, 1995).

Em sistemas de rotação/ translação, em que a aplicação da tensão não é contínua e apenas se verifica durante o movimento de translação a corrente usada por este tipo de equipamento pode ascender aos 50 mA.

Em equipamentos unicamente de rotação, a alta tensão pode ser aplicada de forma contínua ou pulsada. Com a utilização contínua, a tensão pode atingir os 100 mA e podem ser efectuados maior número de cortes.

No regime pulsado, que quando é utilizado pode reduzir a dose de radiação no paciente, podem se usadas diferentes correntes de acordo com o valor e a frequência dos pulsos. O seu ponto focal é reduzido a cerca de 0,6 mm o que permite maior resolução espacial.

3.3. Colimadores

Podem existir um ou dois colimadores que têm por objectivo proteger o paciente da radiação ionizante e estão directamente relacionados com a dose de radiação no paciente e com a qualidade da imagem.

Um colimador pode ser encontrado junto à fonte de radiação (fig.15), sendo constituído por várias lâminas de chumbo que tem por objectivo tornar o feixe paralelo (Lima, 1995). A definição do tamanho da mancha focal tem por objectivo evitar a incidência de radiação em regiões anatómicas do organismo a excluir durante a realização do exame, não só permite a diminuição da radiação absorvida pelo organismo como também reduz o número de fotões, que por difusão atingiriam os detectores.

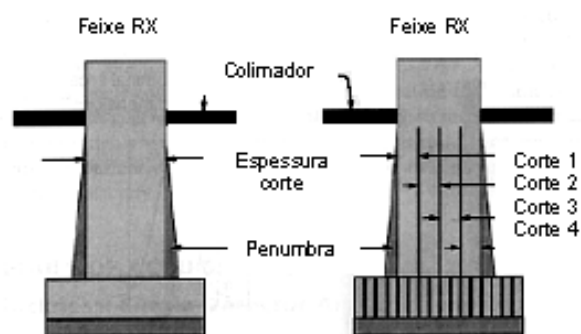


Figura 15: Colimação junto à fonte.
 Fonte: Adaptada de *The Essential Physics of Medical Imaging* (Bushberg, 2000).

Este tipo de colimador define a espessura de corte e pode variar nas suas dimensões, tipicamente entre 1e 10 mm.

O colimador pós paciente (fig.16) restringindo o campo de radiação X que alcança os detectores ao fazer uma selecção dos fótons incidentes, permite que apenas os fótons directos provenientes da fonte de radiação alcancem os detectores, evitando os de difusão que são a base constituinte do ruído (Lima, 1995).

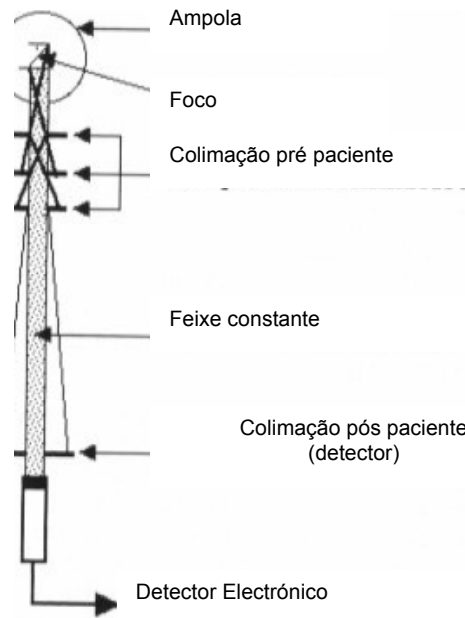


Figura 16: Colimação pós paciente.

Fonte: Adaptada de *The Essential Physics of Medical Imaging* (Bushberg, 2000).

3.4. Gerador

O gerador, do tomografo constitui a fonte de alimentação do equipamento, é normalmente do tipo trifásico, altamente estável ou do tipo potencial constante.

3.5. Mesa do tomografo

A mesa do tomografo (fig.17) é construída com um material de baixa densidade, normalmente em fibra de carbono, para não interferir com a transmissão do feixe de radiação (Pires & Sequeira, 2004). Possui movimentos suaves e precisos para o correcto posicionamento do paciente e deslocação deste ao longo da *gantry*. Restrições de peso podem interferir com a acuidade da mesa.



Figura 17: Mesa e *Gantry* de um TC.
 Fonte: Siemens Medical (2004).

3.6. Detectores

Os detectores são uma das partes fundamentais do tomógrafo em termos de desempenho global. É necessário que possuam uma excelente eficiência quântica ou de absorção já que uma utilização eficiente da dose permite que cada fóton de raios X incidente contribua de igual modo para o sinal medido. Uma diminuição no valor desta eficiência pode provocar artefactos na imagem nomeadamente o aumento do ruído.

Outra qualidade é a sua sensibilidade, ou seja, um detector mesmo irradiado por uma dose acumulada de várias centenas de *mGy*, não deve sofrer alteração de intensidade de emissão luminosa. Os detectores devem possuir tempos curtos de decaimento da centelha luminosa. Um detector ideal não deve emitir sinais remanescentes imediatamente após o final da irradiação. Em exames mais prolongados, detectores com tempos de recuperação mais lentos podem conduzir, no final de grandes espirais, ao aparecimento de artefactos circulares conjuntamente com alterações na escala de cinzentos. Na prática esta situação não se verifica já que existe a emissão de sinais remanescentes, que podem ser de dois tipos:

a) A fosforescência primária que é definida como sendo a quebra na intensidade de emissão luminosa imediatamente após o final da emissão de radiação X. É uma característica intrínseca do cintilador mais concretamente do material que o compõe;

b) A fosforescência secundária é independente do activador sendo um fenómeno causado pela captura de electrões libertados por efeito térmico em pontos em que a matriz de material apresenta defeitos. Redobrando os cuidados na preparação do cintilador podemos reduzir de forma significativa a fosforescência secundária.

Por último também deve existir uma boa eficiência luminosa, já que quanto maior for a eficiência luminosa maior é o sinal eléctrico produzido por cada fóton de radiação X. No entanto é preciso esclarecer que quanto maior for a espessura do cintilador maior será a probabilidade de ocorrência de fenómenos de radiação que diminuem a quantidade de luz que alcança o fotodiodo.

Embora de menor relevância existem outras características que contribuem para a qualidade dos detectores, nomeadamente os perfis de sensibilidade na direcção dos ZZ devem ser virtualmente os mesmos em todos os canais.

Para evitar complexos processos de estabilização térmica, os detectores não devem estar sujeitos a variações térmicas.

A minimização dos impactos ambientais e o baixo custo de produção são também factores a considerar.

Os tomografos utilizam múltiplos detectores que normalmente são de três tipos, detectores sólidos, detectores cerâmicos e detectores de gás *Xénon*.

3.6.1. Detectores de cristais sólidos (cintilação)

A cintilação ocorre a qualquer tipo de material que produza luz como resultado de influências externas. Os detectores de cristais sólidos produzem luz quando expostos à radiação ionizante (fig.18 e 19) (Lima 1995).

Os cristais mais utilizados são o Germinato de Bismuto, Iodeto de Césio e preferencialmente o Tungstato de Cádmio.

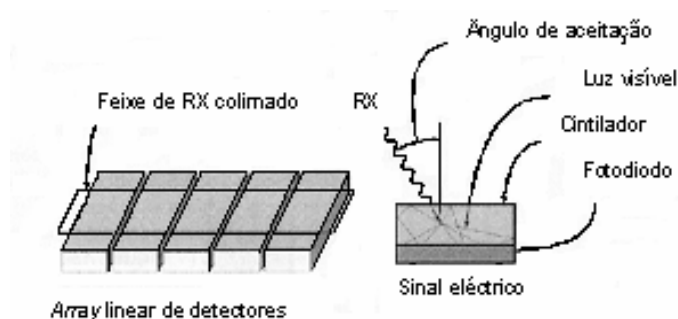


Figura 18: Esquema de um detector de cristais sólidos.

Fonte: Adaptada de *The Essential Physics of Medical Imaging* (Bushberg, 2000).

Embora o ideal seria que os detectores estivessem o mais compactados possível, para poderem converter todos os fótons de radiação X em informação útil, normalmente existe espaço entre eles e que varia conforme o fabricante (vários detectores por cm ou por grau). A concentração de detectores, e conseqüentemente de cintilação é importante num tomografo uma vez que afecta a resolução espacial do sistema.

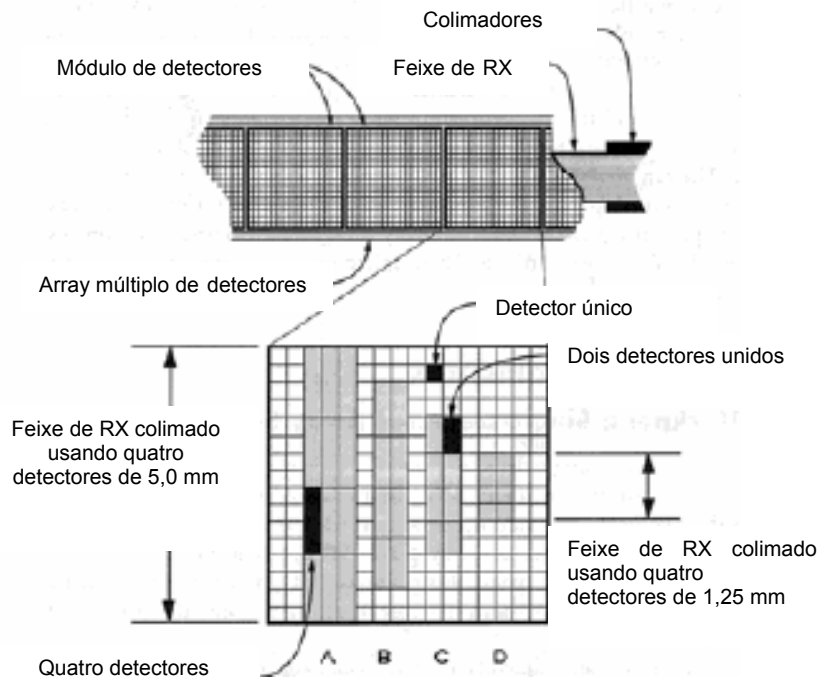


Figura19: Esquema de multidetectores de cristais sólidos.

Fonte: Adaptada de *The Essential Physics of Medical Imaging* (Bushberg, 2000).

O feixe de radiação X ao atingir o detector de cristal sólido é transformado em luz. O fotodíodo converte os níveis de luz numa corrente eléctrica proporcional à intensidade do sinal luminoso. Os sinais eléctricos que são analógicos têm de passar a digitais I (conversor analógico digital), para serem processados por computador.

De seguida dá-se a reversão digital analógica para se obter uma imagem em película ou monitor.

A principal vantagem deste tipo de detectores é a sua eficiência quântica (idealmente de 100%) a absorção no campo de energia aplicado para valores de cerca de 150 kV, na prática nos detectores de cintilação situa-se em cerca de 90%.

Ao aumentarmos a espessura do cristal cintilante (normalmente 1 a 2 mm) aumenta também a eficiência quântica e de igual modo a difusão que resulta na perda de emissão luminosa para o fotodíodo.

Como desvantagens, podemos considerar a sensibilidade já que esta depende dos efeitos da radiação anterior, isto é, quanto maior for a variabilidade de resposta por unidade de exposição com história de irradiação prévia.

A sua fosforescência primária é insuficiente para aparelhos de alta performance.

A eficiência de colecção, ou seja, a razão entre a energia luminosa produzida pelo cristal cintilante e a energia do sinal eléctrico produzido pelo fotodíodo é baixa o que resulta em perdas na conversão de emissão luz em sinal eléctrico.

A toxicidade apresentada por alguns mono cristais como é o caso do Iodeto de Césio (CsI(Tl)) e Tungstato Cádmio ($CdWO_4$) é bastante elevada o que se torna mais difícil a destruição de materiais inactivos.

3.6.2. Detectores de xénon

Os detectores de *xénon* são câmaras de ionização de gás *xénon* (fig.20) a alta pressão. Estas câmaras são compostas por 3 placas de Tungsténio. Quando o fotão entra no canal ioniza o gás implicando uma aceleração e ampliação pela corrente eléctrica entre as placas destes iões permitindo que a carga colectada produza uma corrente eléctrica. Assim a conversão é efectuada num só passo de conversão e sem perdas adicionais entre operações.

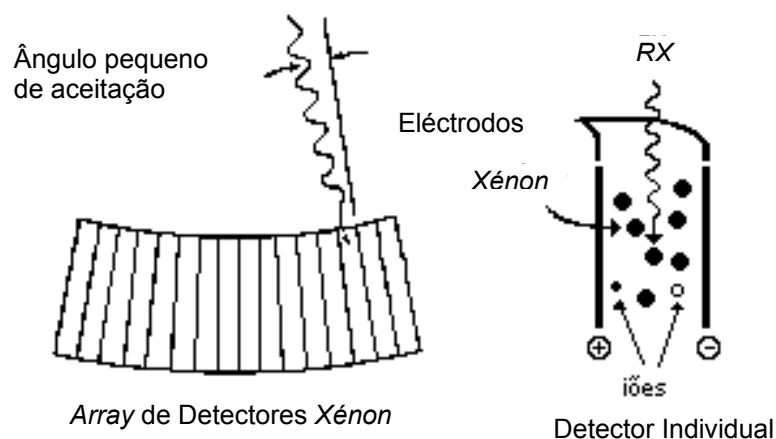


Figura 20: Esquema de um detector de xénon-
 Fonte: Adaptada de *The Essential Physics of Medical Imaging* (Bushberg, 2000).

As suas principais vantagens são a independência dos efeitos da radiação anterior, ou seja, a invariabilidade de resposta por unidade de exposição com a história de irradiação prévia.

Um detector de *xénon* mesmo irradiado por uma dose acumulada de algumas centenas de *mGy*, não sofre alteração do sinal eléctrico produzido.

Apresenta bons comportamentos em relação quer à fosforescência primária quer à fosforescência secundária.

Os perfis de sensibilidade na direcção dos ZZ são virtualmente os mesmos em todos os canais o que evita artefactos circulares.

Existe uma colimação inerente pelas câmaras de *xénon* o que evita o uso de colimadores junto do sistema detector mas inviabiliza a utilização destes detectores em equipamentos de quarta geração que possuem uma geometria inconstante da fonte detector ao longo da aquisição.

São muito estáveis com mínimas variações térmicas, fácil calibração, económicos e fácil tratamento de sistemas desactivados.

As desvantagens, são uma menor eficiência quântica que se situa tipicamente em cerca 60%. Alto custo de produção devido a maiores exigências de fabrico, como é o caso das elevadas pressões necessárias nas câmaras de *xénon* (~ 250 kPa) e a profundidade exigida para as mesmas (Lima, 1995).

3.6.3. Detectores cerâmicos

Os detectores cerâmicos são fabricados com cerâmica dopada, que quando excitada por raios X produz uma centelha de luz visível. O brilho emitido (que supostamente possui energia proporcional à energia absorvida pela massa do detector) é captado e transformado num impulso eléctrico através de fotodíodos.

Apresenta como vantagens, uma boa eficiência quântica que se situa na ordem dos 90%.

Boa independência dos efeitos da radiação prévia e máxima *performance* quanto à fosforescência primária e fosforescência secundária.

Baixa taxa de dose necessária para os mesmos requisitos de qualidade de imagem, isto é, conjugando todos os factores referidos anteriormente maximiza-se o rendimento total de um sistema de tomografia no que respeita a doses de radiação necessárias para cada exame.

Os perfis de sensibilidade dos ZZ são virtualmente os mesmos em todos os canais.

Minimização da dependência de variações térmicas, e de impactos ambientais com o fácil tratamento de sistemas desactivados.

Pouca complexidade no processo de fabrico com custos aceitáveis e materiais de fácil transformação.

Como conclusão, e pelas vantagens acima referidas, este tipo de detectores são usados actualmente em sistemas sub segundo e sistemas multicorte.

3.7. Sistema de computação

Subsistema do tomografo computadorizado, consiste numa unidade, de controlo CPU/RAM com um ou mais processadores, discos magnéticos e dispositivos de arquivo de imagem em disco óptico, disco rígido ou fita magnética.

Baseado no sistema de computadorização e através da consola do operador, controlam-se as condições de funcionamento da ampola de raios X, localização do paciente, calibração dos detectores, aquisição de dados e suas correcções, a reconstrução da imagem, armazenamento, processamento, apresentação e disponibilização da mesma.

Consola do operador

A consola da TC é composta por dispositivos alfanuméricos e de apresentação gráfica que através de um monitor permite a visualização das imagens obtidas (fig. 21).

Integra um sistema para controlo de vários parâmetros técnicos, (tempo de aquisição, KV, mA, e espessura de corte), necessários à realização dos exames.

Controla os movimentos da mesa, permite a introdução de dados relativos ao paciente, à selecção e forma de aquisição do exame. Permite realizar o tratamento e reconstrução pós aquisição de imagem, alteração no nível e largura da janela, magnificação, medição de densidades, volumes e reconstruções são efectuados na consola do operador.

Está interligada a um sistema de impressão a laser ou envio das imagens para o arquivo ou sistema de distribuição da imagem digital.



Figura 21. Consola de um equipamento TC.

4.IMAGEM

A finalidade da tomografia computadorizada é determinar o coeficiente de atenuação linear $\mu(x, y)$ em cada ponto de uma secção espessa do corpo a partir de um conjunto de projecções obtidas para diferentes ângulos em torno do objecto.

A “fatia” do corpo é cruzada por uma série de raios paralelos que são quantificados por um conjunto de detectores colocados no lado oposto ao objecto. As medidas podem ser obtidas segundo vários ângulos (0 a 180°) e são denominadas de projecções.

Essa porção apresenta-se dividida em pequenos blocos, que representam, cada um, um volume de tecido com uma espessura definida pela abertura do colimador.

A cada bloco composto por três eixos (x largura, y altura, z espessura) dá-se o nome de *voxel* (elemento de volume).

O conjunto destes *voxels* forma uma matriz numérica (virtual) de memória constituída por linhas horizontais e verticais de elementos agrupados que têm valores específicos (fig. 22).

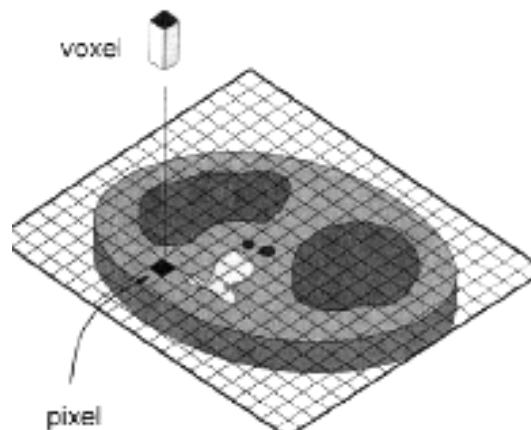


Figura 22: Representação gráfica do *voxel* e *pixel*.

Fonte: Adaptado de *Multidetector – Row computed tomography* (Marchal et al., 2005).

O *voxel* é representado numa imagem como um elemento bidimensional a que se dá o nome de *pixel*. *Pixel* é o menor ponto da imagem que pode ser obtido, assim, a imagem é formada por inúmeros *pixels*. A informação numérica contida em cada *pixel* é o número de TC ou unidade de *Hounsfield* (HU) relativa ao coeficiente de atenuação linear do *voxel* correspondente. A unidade de *Hounsfield* ou número de TC, é comparada com o valor de atenuação da água e colocado numa escala arbitrária de valores. Esta escala assume que o valor de atenuação da água é 0 existindo elementos que podem estar entre -1000 e 1000 (fig. 23 e 24).

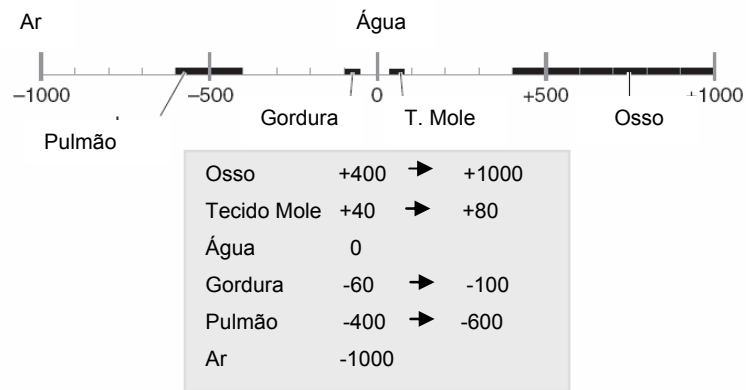


Figura 23: Escala de valores de *Hounsfield* para números de TC.
 Fonte: Adaptada de *Computed Tomography* (Kalender, 2000).

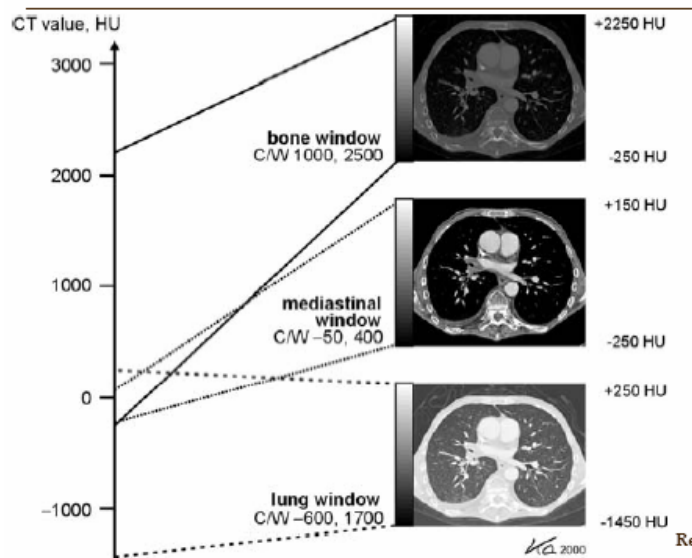


Figura 24 : Escala de valores de *Hounsfield* para números de TC e equivalência anatômica.
 Fonte: Adaptada de *Computed Tomography* (Kalender, 2000).

A imagem de tomografia computadorizada é composta de *pixels* para cada corte, o número de elementos bidimensionais ou *pixels* de cada imagem formam a matriz de imagem que é pré estabelecida pelo fabricante sendo as mais utilizadas de 512 x 512 ou de 1024 x 1024 (fig. 25).

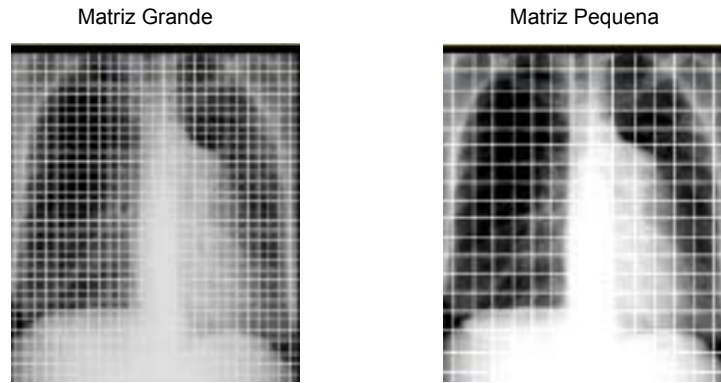


Figura 25: Representação gráfica da matriz (direita matriz grande, esquerda matriz pequena).

O campo de visão (FOV), representa o tamanho máximo que o objecto de estudo ocupa na matriz, uma matriz pode possuir 512 *pixels* em colunas e 512 *pixels* em linhas, e por exemplo se o campo de visão for de 12cm, cada *pixel* vai representar cerca de 0,023cm (12cm/512). A composição e espessura do *voxel*, juntamente com o espectro do feixe, determinam o seu grau de atenuação.

Na TC, a intensidade do feixe incidente I_0 no objecto e a intensidade I emergente atenuada pelo objecto, são medidas para calcular os valores de atenuação ao longo de cada feixe. O feixe de intensidade I_0 ao percorrer o objecto é parcialmente atenuado, sendo o feixe de intensidade I emergente do objecto proporcional a I_0 , de acordo com a lei de *Lambert-Beer* (Silva, 1998; Hsieh, 2003):

$$I = I_0 e^{-\mu d}$$

em que μ é o coeficiente de atenuação linear do objecto e d a distância percorrida. Quantas mais projecções e dados recebidos maior é o número de equações a ajustar para o cálculo dos valores de densidade da estrutura atravessada. Milhares de equações são efectuadas, havendo uma representação numérica do grau de atenuação exercida pelo objecto de estudo. Esta representação quantitativa é difícil de interpretar, e por isso é convertida numa imagem através da atribuição de uma escala de cinzentos aos números. A matriz da imagem que corresponde ao produto do número de linhas e colunas contribui para a definição da imagem. Quanto maior a matriz maior a resolução espacial. A densidade radiológica é expressa em unidade de *Hounsfield* (HU) ou n° de TC (fig. 22 e 23). Os órgãos do corpo humano podem ser caracterizados directamente pelos coeficientes de atenuação e indirectamente pelos números de TC em unidades de *Hounsfield*, determinados a partir dos coeficientes de

atenuação linear $\mu(x, y)$. Para um qualquer tecido genérico M , com coeficiente de atenuação μT , o valor de TC é definido por:

$$\text{Valor de TC} = \frac{\mu M - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \times 1000 \text{ HU}$$

Os valores de TC ou valores de *Hounsfield*, são definidos como – 1000 para o ar e 0 para a água. Tecidos pulmonares e gordura apresentam valores negativos devido à sua baixa densidade comparativamente com a água.. Os restantes órgãos do corpo humano correspondem a valores positivos, como por exemplo os músculos e tecidos moles (fig. 23).

Apesar dos valores dos coeficientes de atenuação linear dependerem da energia do feixe de raios X, os valores de TC são quase independentes da energia do feixe de raios X (Farr, 2004).

Os sistemas de aquisição de TC geralmente actuam num intervalo de – 1024 HU até 3071 HU, conseqüentemente, estão disponíveis 4096 valores distintos, sendo necessários 12 *bits* por *pixel* para representar adequadamente toda a gama de valores relevantes (Lima, 1995).

4.1. Aquisição de dados

Na aquisição das imagens o conjunto ampola/detectores realiza uma rotação de 360° à volta da estrutura em estudo. Durante essa rotação, cada detector quantifica a absorção global do tecido atravessado, num determinado número de eixos ocupados sucessivamente pelo conjunto ampola/ detectores.

O número de unidades medidas, por cada detector é um dos factores determinantes da qualidade da imagem final, e varia com a tecnologia dos diversos equipamentos. Tais informações constituem dados brutos que o computador aproveita para calcular a densidade de cada um dos pontos da matriz na qual registará a imagem.

O que cada detector quantifica é o grau de atenuação do feixe de radiação X após ter atravessado a estrutura. Essa atenuação varia de acordo com a espessura e o coeficiente de atenuação dos tecidos encontrados e a energia do feixe de radiação X emitido.

O raio soma é determinado pelo logaritmo natural do inverso da fracção de intensidade inicial do feixe que é transmitida segundo uma determinada direcção.

O conjunto de raios soma que possuem direcções paralelas é usualmente designado por projecção (Lima, 1995).

O resultado é uma série de valores de atenuação medidos segundo as diferentes posições angulares (projeções) entre os 0 e 360 ° conseguindo-se a obtenção de diferentes perfis de absorção relativos a cada corte.

4.2. Reconstrução da imagem

A reconstrução de uma imagem é um processo pelo qual se estima uma imagem através de um conjunto de projecções.

A atenuação é medida através do valor numérico da quantidade de raio X que foi atenuado pelo material (fig. 26).

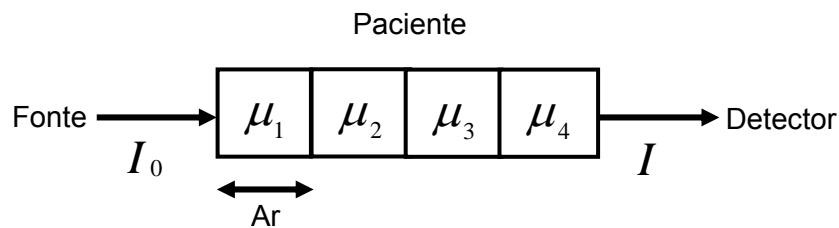


Figura 26: Variação da intensidade do feixe de raios X ao atravessar uma série de elementos de um objecto.

Assim a intensidade do feixe emergente pode ser calculado a partir da equação:

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4)\Delta X}$$

Ao dividir por I_0 e ao aplicar logaritmos naturais, vem:

$$\ln \frac{I_0}{I} = \int \mu(x, y) dx \quad \text{ou} \quad \ln \frac{I_0}{I} = \sum_{i=1}^4 \mu_i \Delta x$$

Este somatório representa, a atenuação segundo uma determinada direcção do feixe de raios X, que apelidamos de raio soma ou integral de linha. O raio soma é igual ao logaritmo natural do inverso da intensidade do feixe que é transmitida segundo uma determinada direcção. Quanto maior a atenuação, menor será a intensidade transmitida, mas maior será o valor do raio soma. O conjunto dos raios soma com

direcções paralelas é usualmente designado por projecção (fig. 26). As projecções são relacionadas pela transformada de *Radon*:

$$P(\phi, r) = \int f(x, y) dx$$

linha (ϕ, r)

Onde $P(\Phi, r)$ é a projecção da distribuição dos valores $f(x, y)$ segundo a direcção do ângulo (fig. 27).

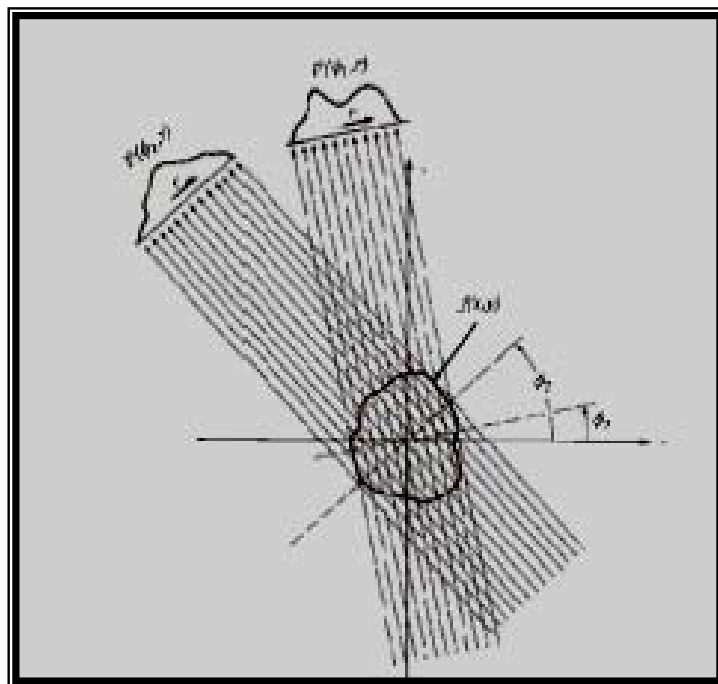


Figura 27: Projecção de um objecto em diferentes direcções, Φ_1 e Φ_2 .

Fonte: Adaptada de Técnicas de diagnóstico com raio X - Aspectos físicos e biofísicos (Lima 2005).

Para se conseguir determinar uma imagem de qualidade é essencial amostrar o espaço de *Radon*, ao nível das direcções e dos raios soma. Se considerarmos um conjunto de projecções alcançadas em geometria paralela, numa região angular de 360° , a forma mais habitual de adquirir projecções corresponde ao sinograma. A denominação de sinograma provém do facto da projecção de um único ponto produzir uma curva sinusoidal no domínio do sinograma (fig. 28).

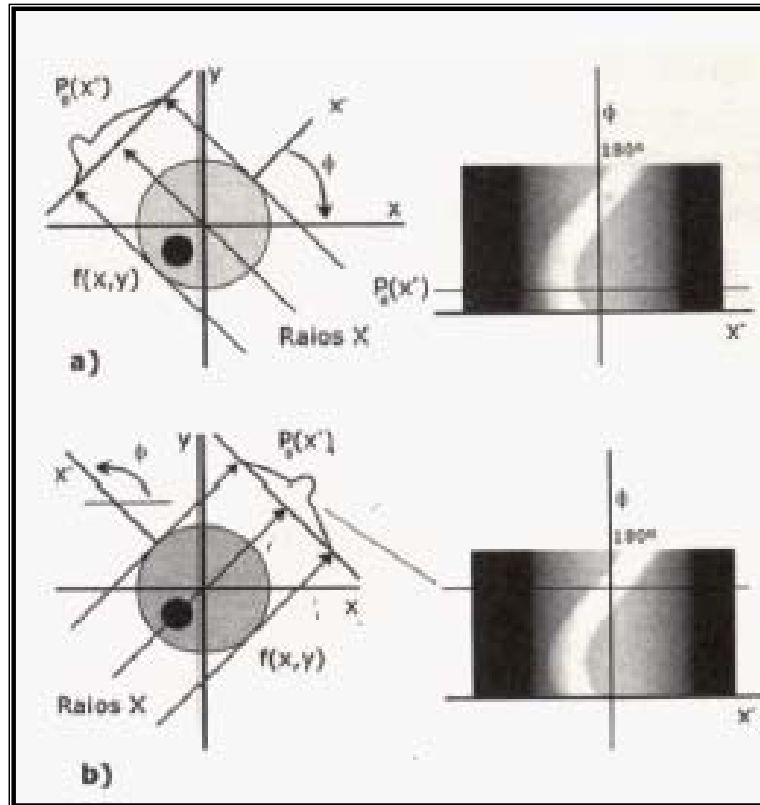


Figura 28: Projeção (esquerda), Sinograma (direita).

Fonte: Adaptada de Técnicas de diagnóstico com raio x - Aspectos físicos e biofísicos (Lima 2005).

Um sistema de TC moderno adquire milhares de projecções por rotação de 360°. Cada uma destas projecções compreende todos os dados obtidos a partir de milhares de detectores. Facto que leva à existência e necessidade de milhares de equações que se devem solucionar em simultâneo, levando que em qualquer método de reconstrução seja necessário criar um factor de limitação de resolução espacial da reconstrução, caso contrario teríamos que tratar um número infindável de dados.

Actualmente uma maior atenção está a ser dirigida à optimização da performance computacional. Sendo a qualidade da imagem obtida a partir dos cálculos efectuados pelo computador, vai depender do bom funcionamento e da calibração adequada do material eléctrico e mecânico utilizado, para a aquisição de dados, e da eficácia das operações matemáticas ou algoritmos utilizados na reconstrução.

Com o evoluir da ciência os métodos de reconstrução da imagem tomográfica progrediram significativamente e surgiram novas soluções de reconstrução por métodos analíticos e iterativos. Estes algoritmos permitiram e permitem ganhos em resolução de contraste, resolução espacial e tempo na obtenção da imagem que beneficia também da diminuição de artefactos e de dose de radiação e do manuseamento do ruído.

4.2.1. Métodos Analíticos de reconstrução de imagem

Os métodos analíticos de reconstrução usam a retro projecção, ou seja, em após se terem obtido as projecções, faz-se corresponder a cada ponto do espaço objecto, segundo o trajecto do raio soma, o valor do próprio raio soma, fazendo a adição dos valores que se sobrepõem. A retro projecção corresponde à inversão da transformação de *Radon*, a partir das projecções (Clarkson *et al.*, 2001).

$$\mu_{RP}(x, y) = \int_0^{\pi} P(\phi, r) d\phi$$

Onde μ_{RP} corresponde à soma dos valores de todos os raios da projecção que passam pelo ponto. Estes raios fazem ângulos de $\phi + \pi/2$ variando a direcção de 0 a π .

A figura 29 mostra um exemplo de retro projecção no qual um objecto é atravessado por um feixe de radiação X. Cada raio tem uma intensidade inicial igual a 5 e por cada bloco cinzento que é atravessado sofre uma atenuação de 1 unidade. O objecto é sujeito a duas exposições, isto é, duas projecções em ângulos diferentes, uma na horizontal (1ª) e outra na vertical (2ª). O raio emergente possui um valor menor de intensidade devido à atenuação sofrida. Assim sendo, na primeira exposição, os raios emergem com valores 2,3,2, ou seja, cada um dos raios sofreu a atenuação 3,2,3, respectivamente. O valor destas atenuações é distribuído pelas colunas da matriz do objecto. O mesmo acontece na segunda exposição em que o valor da atenuação é distribuído pelas linhas. Esta distribuição é o que se denomina de retro projecção dos valores das atenuações. Os valores intermédios de cada uma destas exposições são somadas e o resultado em cada um dos blocos e dividido pelo número de exposições a que o objecto foi sujeito. A matriz final obtida tem os valores diferentes correspondendo neste caso aos graus de cinzento. A matriz obtida não tem os valores ideais mas é uma boa aproximação.

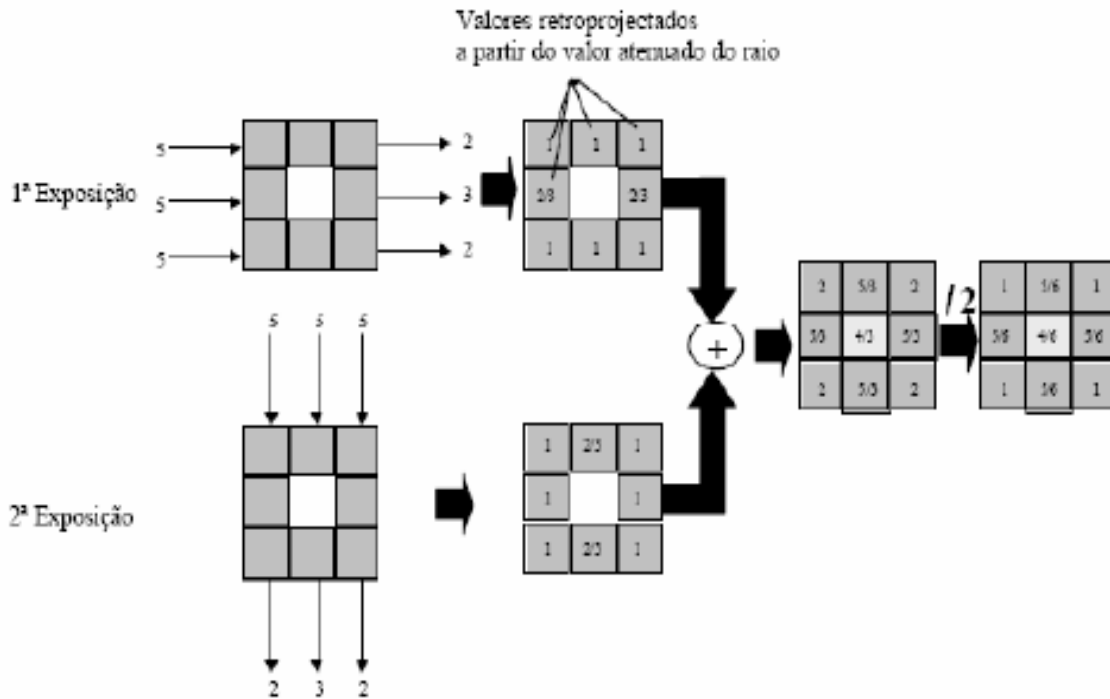


Figura 29:Esquema da técnica de retroprojecção.

O método da retroprojecção tem o inconveniente de produzir imagens com uma densidade elevada no centro devido às somas das imagens produzidas pelas sucessivas projecções. A imagem final ostenta um aspecto um pouco esbatida. Esta aparência é originada por componentes de baixa frequência. Para banir este esbatimento, deve ser efectuada uma convolução com um filtro passa alto, que realce os detalhes do objecto. A utilização da convolução faculta a possibilidade de influenciar as características da imagem, através da escolha do filtro apropriado, suavizando ou realçando regiões da imagem que correspondem a estruturas ou fronteiras das mesmas (Kalender, 2000;Hsieh, 2003).

Os filtros utilizados na convolução são denominados de *Kernel* de convolução (quadro 3).

Quadro 3: Tipos de *Kernels* de convolução.

Kernel de convolução	
Tipo	Efeito
<i>Sharp</i>	Aumenta a resolução espacial; Aumenta o ruído na imagem
<i>Smooth</i>	Diminui simultaneamente o ruído e a resolução espacial
<i>Standard</i>	Compromisso entre boa resolução espacial e baixo ruído

A aplicação da convolução com o filtro à imagem é demonstrada pela equação:

$$F(x,y) = Q(f(x,y)) * \frac{1}{r^2}$$

onde $F(x,y)$ é a imagem reconstruída, $f(x,y)$ é a imagem original, r é a distância até ao centro do campo de reconstrução, $*$ corresponde à operação de convolução e Q é um operador de regularização ou filtro passa-alto.

Os filtros podem ser aplicados no domínio espacial ou no domínio das frequências da imagem. Enquanto que no domínio espacial a aplicação de filtros é efectuada através da operação de convolução, a qual implica cálculos mais complexos, quando temos a imagem e o filtro no domínio das frequências basta multiplicar ambos para termos a imagem final filtrada. Na imagem no domínio das frequências ou de *Fourier* cada ponto representa uma frequência particular da imagem no domínio espacial. A transição da imagem do domínio espacial para o domínio das frequências resume-se na decomposição da imagem nos seus componentes seno e co-seno. Esta modificação é realizada através da aplicação de Transformada de *Fourier* às projecções $\mu(x,y)$:

$$F_{\mu}(u,v) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x,y) e^{[-2\pi i(ux+vy)]} dx dy$$

Onde $F_{\mu}(u,v)$ é a imagem no domínio das frequências, u e v correspondem ao sistema de eixos nesse domínio e i corresponde a cada pixel na imagem.

A Transformada Discreta de *Fourier* permite obter um conjunto de pontos da função $F_{\mu}(u,v)$ radialmente dispostos no espaço das frequências. Ao usarmos a interpolação podemos obter uma matriz quadrada de pontos, o que facilita o tratamento posterior dos dados como esta exemplificado na figura 30.

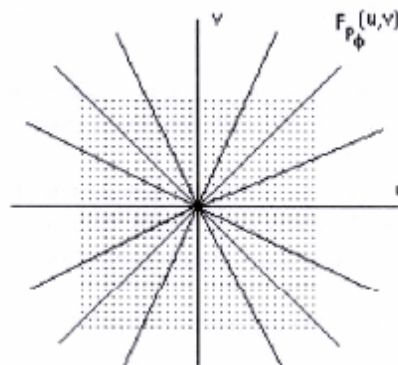


Figura 30: Representação da matriz quadrada de pontos, obtida após interpolação da função $F_{\mu}(u,v)$.
 Fonte: Adaptada de Técnicas de diagnóstico com raio X – Aspectos físicos e biofísico (Lima 2005).

No espaço das frequências é possível aplicar uma variedade de filtros, passa baixo, passa - alto, rampa, *Hamming*, *Hanning* de entre outros.

Para se voltar a ter a imagem no domínio espacial é aplicada a Transformada Discreta Inversa de *Fourier* da função $F_{\mu}(u,v)$, obtendo-se uma matriz de pontos da função desconhecida $\mu(x,y)$, mas aproximada no domínio espacial.

$$F^{-1}\{F\mu(u,v) \cdot A(u,v)\} = \mu_r(x,y)$$

Onde $A(u,v)$ é a função de amostragem ou seja o conjunto de funções bidimensionais regularmente dispostas no domínio das frequências e $\mu_r(x,y)$, o coeficiente de atenuação reconstruído, uma versão aproximada de $\mu(x,y)$, dado que foi aplicado um filtro.

Na técnica de retro projecção a filtragem pode ser realizada antes ou depois da retro projecção no domínio espacial, através do método de Transformada de *Fourier*, ou no domínio espacial, através da convolução de acordo com as etapas indicada no quadro 4 (Deans, 1986; Dove, 2001).

Quadro 4: Etapas da retro projecção com filtragem no domínio das frequências e domínio espacial.

Etapas na realização da retro projecção com filtragem		
Domínio Frequências	Antes da retro projecção	Obtenção das projecções. Transformada de <i>Fourier</i> em todas as projecções. Aplicação do filtro. Retro projecção no domínio das frequências. Transformada Inversa de <i>Fourier</i> .
	Depois da retro projecção	Obtenção das projecções. Retro projecção. Transformada de <i>Fourier</i> em todas as projecções. Aplicação do filtro. Transformada Inversa de <i>Fourier</i> .
Domínio Espacial	Antes da retro projecção	Obtenção das projecções. Filtragem das projecções por convolução. Retro projecção.
	Depois da retro projecção	Obtenção das projecções. Retro projecção. Filtragem das projecções por convolução.

Muito embora os métodos analíticos sejam rápidos e simples e com um comportamento linear são pouco flexíveis e não têm o processo de formação da imagem modelado facto que não optimiza a qualidade da imagem no que diz respeito ao ruído e resolução espacial (Chichorro, 2004).

4.2.2. Métodos Iterativos de reconstrução de imagem

Nos métodos iterativos o processamento da formação da imagem pode ser modelado de forma precisa, incluindo o ruído o que lhes confere melhores propriedades de ruído na imagem podendo as correcções ser incluídas no processo de reconstrução. As desvantagens destes métodos é que são lentos e mais imprevisíveis, que os analíticos, dado o seu comportamento não linear. A desvantagem da implementação lenta pode ser minorada com o uso de computadores mais rápidos e técnicas de aceleração dos algoritmos.

Nestes métodos a resolução espacial é limitada pela divisão da secção numa matriz de $n \times n$ pixels, aos quais se atribui um coeficiente de atenuação constante. A estratégia dos métodos iterativos inclui uma atribuição inicial arbitrária de valores aos pixels correspondentes à secção e aplicação posterior de sucessivas correcções até os valores atribuídos aos *pixels* permitirem reproduzir as projecções medidas.

No decorrer do processo os valores atribuídos numa tentativa são desprezados à medida que são realizadas novas tentativas. O processo é finalizado quando as projecções calculadas possuírem valores que se aproximem dos valores medidos, dentro de uma precisão determinada. Os métodos iterativos podem ser classificados em duas categorias (quadro 5).

Quadro 5: Classificação dos métodos de reconstrução iterativos.

Classificação dos Métodos de Reconstrução Iterativos	
Métodos Iterativos Algébricos	SIRT – <i>Simultaneous Iterative Reconstruction Technique</i> ART - <i>Algebraic Reconstruction Technique</i> ILST – <i>Iterative Method of Least Squares Technique</i>
Métodos Iterativos Estatísticos	ML-EM - <i>Maximum Likelihood by Expectation Maximization</i> OS-EM – <i>Ordered Subsets Expectation Maximization</i>

No método SIRT (*Simultaneous Iterative Reconstruction Technique*), os *pixels* são corrigidos para todos os raios soma de projecção que simultaneamente passam por eles numa só operação e os valores corrigidos são substituídos antes de se corrigirem as células seguintes (Chichorro, 2004).

No método ART (*Algebraic Reconstruction Technique*), no início de cada iteração, um conjunto de raios projecção são calculados e as operações correspondentes aplicadas aos respectivos *pixels*. Estes pixels de densidade corrigida são utilizados na correcção seguinte e assim sucessivamente até os raios de todas as projecções terem sido determinados (Lehmann *et al.*, 2004).

O algoritmo pode ser usado na forma aditiva:

$$y_k^{i+1} = y_k^i + \frac{x_j - \bar{x}_j}{N_j} P_{jk}$$

onde y são os *pixels* na imagem, x é o valor medido da projecção, \bar{x} é o valor calculado da projecção, p é o peso que dá a contribuição de y_k a x_j e N é o número de *pixels* atravessados pelo raio de projecção. Este algoritmo pode também ser usado na forma multiplicativa.

O método ILST (*Iterative Method of Least Squares Technique*), consiste em calcular os valores das projecções no início das iterações e compara-los com os valores experimentais. As correcções são então calculadas e aplicadas a todos os elementos da matriz. Não são incorporados novos dados até ao final do processo (Chichorro, 2004).

O método ML-EM (*Maximum Likelihood by Expectation Maximization*), é um método iterativo muito usado e que se baseia no algoritmo EM (*Expectation Maximization*) para estimar uma nova imagem $\mu(x,y)$, formada por n elementos $\mu_i (i = 1, \dots, n)$, que são actualizados em cada iteração utilizando a equação:

$$\mu_i^{k+1} = \frac{\mu_i^k}{\sum_{j=1}^m A_{ji}} \sum_{j=1}^m \frac{A_{ji} y_j}{\sum_{i=1}^n A_{ji} \mu_i^k}$$

onde k é a ordem da iteração, y_j são os elementos do vector das projecções, A_{ij} são os elementos da matriz sistema A do tipo $n \times m$, A_{ji} é a matriz resultante da iteração anterior e μ_i^k o valor de μ obtido na iteração anterior.

O método OS-EM (*Ordered Subsets Expectation Maximization*), na prática é uma versão acelerada do método ML-EM. Este método consiste em reagrupar as projecções em subconjuntos ordenados antes de aplicar o método ML-EM. Os subconjuntos são organizados de modo a que contenham o máximo de informação (Chichorro, 2004).

Os métodos iterativos podem ser aplicados directamente a dados 3D, sendo unicamente necessário adaptar a matriz sistema A. No entanto o grande volume de dados de projecções e o facto de serem usados simultaneamente aumenta de forma considerável a matriz sistema, o que coloca importantes problemas de armazenamento durante a reconstrução, para além de aumentar o tempo de cálculo de cada iteração.

A grande vantagem dos métodos iterativos em relação aos métodos analíticos é a capacidade de correcção dos factores físicos intrínsecos que degradam a qualidade da imagem e a precisão quantitativa. Os métodos iterativos consideram directamente o ruído estatístico presente nos dados durante o processo de reconstrução (Wang, et al 2000).

Em resumo, a reconstrução da imagem pode recorrer a várias técnicas devendo ser sempre utilizada a mais vantajosa no que se concerne à qualidade da imagem, a sua facilidade de implementação e o tempo de execução.

4.3. Reconstrução da imagem em TC sequencial

Durante algumas décadas os exames de TC sequencial consistiam na aquisição de secções individuais de forma sequencial. Após a aquisição de uma secção, o paciente era deslocado a uma determinada distância. Em seguida era realizada a próxima aquisição sendo o procedimento repetido, até final do exame.

Este modo de aquisição era relativamente demorado devido ao tempo de arrefecimento do equipamento entre aquisições.

Na primeira geração de TC os raios que atravessavam o paciente eram paralelos entre si, para cada ângulo de rotação, o que significa que as projecções usadas na reconstrução também o eram.

Os coeficientes de atenuação para cada ponto na imagem eram determinados através de métodos iterativos e analíticos.

Com a segunda geração de TC o feixe deixou de ser paralelo e passou a ser cónico, as projecções deixaram de ser paralelas entre si e passaram a ser divergentes ou não ortogonais.

Na reconstrução de imagem do feixe cónico é necessário efectuar a interpolação das projecções divergentes para um sinograma de projecções paralelas, já que no sinograma as projecções paralelas e divergentes ocupam o mesmo ponto. Também se torna necessário modificar a fórmula da retro projecção, de modo a contabilizar a divergência do feixe, ou seja, atribuir um peso diferente ao longo da projecção de modo a compensar o espaçamento não uniforme dos raios.

4.4. Reconstrução da imagem em TC espiral

Na TC espiral as projecções são adquiridas de forma contínua enquanto a mesa com o paciente desliza ao longo da *gantry*. A ampola de raios X descreve um movimento espiral (helicoidal), em volta do paciente.

O conjunto de dados adquiridos pode ser usado para reconstruir secções com diferentes espessuras e diferentes incrementos entre secções.

O princípio da reconstrução da imagem em TC espiral é igual ao da TC sequencial com o uso dos mesmos algoritmos, *kernels* de convolação e o mesmo *Hardware*. Mas necessitamos de um pré processamento adicional, a interpolação linear, para criar um conjunto de dados planares e consistentes a partir dos dados de espiral para uma imagem arbitrária em Z_R (no eixo longitudinal ou eixo Z).

A fórmula mais simples e directa para a interpolação longitudinal consiste em efectuar para uma determinada posição angular, antes e depois da posição Z_R , ou seja, a uma distancia d ao longo do eixo Z ou uma distância de 360° ao longo da trajectória da espiral (fig. 31a).

Frequentemente, a interpolação longitudinal utiliza dados sintetizados determinados da seguinte forma: em qualquer rotação de 360° da ampola de raios X, cada raio soma é medido duas vezes usando dois feixes opostos, sendo determinada uma segunda espiral sintetizada a partir de ambas as medições da espiral, com um *offset* de 180° . A espiral sintetizada serve de base aos algoritmos para efectuarem interpolação com $d/2$ ou 180° (fig. 31b) (Kalender, 2000; Hsieh, 2003).

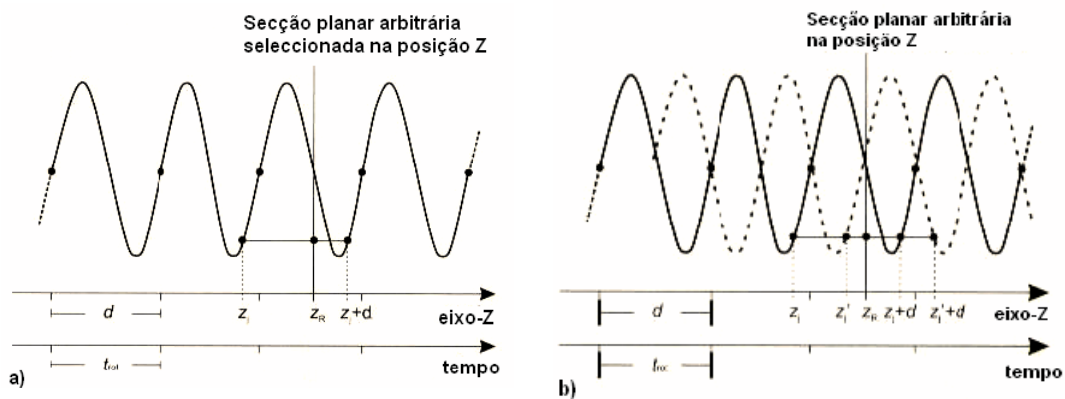


Figura 31: Pré processamento de dados TC espiral: a) a interpolação linear entre os pontos Z_j e $Z_j + d$ numa posição arbitrária Z_R (180°); b) usando uma espiral sintetizada, os dados disponíveis para a interpolação linear encontram-se mais próximos da posição pretendida (180°);
 Fonte: Adaptada de *Computed Tomography – Fundamentals*, System Technology Image Quality applications (Kalender, 2000).

Uma das vantagens do algoritmo IL 180° é a possibilidade de aumentar o avanço da mesa acima de duas espessuras de corte por rotação, isto é, permite valores de *pitch* acima de 2,0 sem qualquer “lacuna” ao longo da direcção Z.

As diferenças entre as interpolações 360° e 180° são mais evidenciadas nas reformatações multiplanares quando são usados valores de *pitch* superiores a 1.0. (Pires & Sequeira, 2004). No entanto, o algoritmo 180° resulta num maior ruído na imagem, uma vez que metade dos dados são usados na interpolação.

4.5. Reconstrução de imagem em TC espiral multicorte (ou multidetector)

A TC espiral multicorte (multidetector) possui múltiplas fileiras de elementos detectores ao longo do eixo Z, o que permite a aquisição simultânea de vários cortes.

A reconstrução de imagem em diferentes sistemas de TC multicorte com duas ou quatro fileiras de elementos detectores não necessita de utilizar uma interpolação sofisticada se for usado o modo corte a corte, embora a geometria do feixe cónico do sistema provoque artefactos nas regiões localizadas fora do centro da *gantry*. Com aquisições em espiral a situação é mais complexa devido às trajectórias das várias fileiras de detectores se poderem sobrepor e produzir dados redundantes, dependendo do valor do *pitch* utilizado. Por este motivo, tem de ser aplicados algoritmos de interpolação mais sofisticados. Os algoritmos de interpolação simples dos dados assumem que todos os feixes são paralelos, o que permite resultados razoáveis até quatro fileiras de detectores, mas têm falhas para números maiores de fileiras de detectores (Kalender, 2000).

A adaptação para cortes finos e sistemas de oito cortes pode continuar a ser possível, mas os de dezasseis cortes requerem algoritmos sofisticados de feixe cónico para reconstrução da imagem.

Os algoritmos para sistemas de quatro cortes são semelhantes aos algoritmos IL 180° e IL 360° utilizados em TC espiral, mas são designados de IML (Interpolação Longitudinal Multicorte), 180° e IML 360° (Pires, Sequeira, 2004).

Para cada ângulo de projecção estes algoritmos usam os dados da projecção provenientes de dois detectores mais próximos do plano de corte (IML 360° apenas para trajectórias reais e, IML 180° também para trajectórias virtuais do detector ao tubo de raios X).

Em sistemas quatro a oito cortes é aplicado, para além destes algoritmos, interpolação de filtro-Z, a qual usa um conceito similar aos algoritmos de interpolação de ordem superior para TC espiral convencional. Com esta interpolação não são usadas apenas as duas projecções dos detectores mais próximos ao plano de corte, mas também projecções adjacentes (interpolação multi-ponto). Estas projecções são ponderadas de acordo com a distância ao plano de corte.

A interpolação do filtro-Z continua a assumir que os cortes são paralelos. As correcções do feixe cónico real requerem cálculos mais complexos. Estes algoritmos são obrigatórios para sistemas com dezasseis ou mais fileiras de detectores devido aos artefactos do feixe cónico aumentarem com o aumento da matriz de detectores.

A maioria estes algoritmos usa vários tipos de técnicas de compensação para a geometria do feixe cónico. Estas técnicas são baseadas no *rebinning* da projecção e da retro projecção ao longo dos ângulos correctos dos cones (feixes).

5.QUALIDADE DA IMAGEM

A qualidade da imagem é um factor a considerar quando se avalia um equipamento médico, e está relacionada com a capacidade do mesmo na reprodução exacta da imagem do objecto em estudo. A qualidade da imagem de um sistema de TC depende de alguns factores como quantidade de ruído, resolução espacial, resolução de contraste entre regiões adjacentes, ausência ou não de artefactos e da homogeneidade (Kalender, 2000).

5.1.Resolução Espacial

Ao comparamos a TC com a radiologia convencional esta tem pior resolução espacial mas melhor resolução de contraste. O limite de um filme radiográfico é de sete pares de linhas por milímetro e do TC é de cerca de um par de linhas por milímetro. No que diz respeito à resolução de contraste, no filme radiográfico é de 5% enquanto na TC é de cerca 0,5%. Tem de existir um compromisso entre a resolução espacial e a resolução de contraste.

A resolução espacial pode ser definida como sendo a capacidade de um tomografo representar como imagens separadas, dois pontos que se encontram muito próximos (Lima, 1995). Depende de alguns factores que ao serem trabalhados podem de forma significativa efectivar ganhos em resolução espacial.

O tamanho do *pixel*/matriz, permite que quanto maior for a matriz e menor as dimensões do *pixel* maior a resolução (ver fig. 25).

Alterações no FOV vão influenciar a forma geométrica do *pixel* e conseqüentemente causar alterações na resolução espacial.

O tamanho do ponto focal da ampola de RX, também interfere já que uma mancha focal larga aumenta a distorção geométrica e reduz a resolução espacial (Lima, 1995).

O tamanho de abertura do detector implica que quanto mais reduzida for a sua dimensão, maior a resolução espacial.

O filtro de reconstrução, não aumenta a resolução para além do estipulado pelo sistema, mas pode mascarar ou limitar a informação tornando a imagem mais esbatida. Os filtros de osso possuem melhor resolução espacial que filtros usados para tecidos moles.

A espessura de corte é inversamente proporcional à resolução espacial ou seja cortes finos apresentam melhor resolução espacial que cortes grossos. Ao utilizar um *pitch* elevado estamos a reduzir a resolução espacial.

Os movimentos do paciente, involuntários ou por falta de colaboração prejudicam a qualidade da imagem de forma proporcional à distância do movimento durante a aquisição.

Diminuir o campo de visão (FOV) diminui o tamanho do *pixel* da imagem, um *pixel* maior contém mais informações logo poderá resultar numa perda de resolução mas no entanto não existe distorção. O FOV e a matriz determinam o tamanho do *pixel* permitindo que o operador conjugue o tamanho do *pixel* com a resolução do tomografo.

A reconstrução da imagem é feita a partir do *raw data*, milhares de *bits* de dados obtidos pelo sistema em cada corte e que são armazenados no computador que mais tarde são transformados em imagem.

5.2. Resolução de Contraste

O contraste é definido a partir das diferenças dos coeficientes de atenuação das estruturas vizinhas na imagem.

Pode ser entendida como sendo a capacidade de um tomografo representar, como imagens distintas, áreas com coeficiente de atenuação pouco divergentes entre si.

Existe uma relação importante entre a resolução de contraste e o ruído, uma vez que com o aumento do ruído diminui a resolução de contraste.

Os mAs, influenciam directamente o número de fotões de raios X usados na produção da imagem de TC já que afecta a razão sinal/ruído e por sua vez a resolução de contraste. A dose de radiação aumenta linearmente com os miliamperes durante cada aquisição.

Com o aumento do FOV aumenta o tamanho *pixel* o que leva a um consequente aumento do número de fotões que atingem cada *pixel*.

Os filtros de reconstrução também condicionam a resolução de contraste, o filtro de osso tem pior resolução de contraste que o filtro de tecido mole.

As dimensões do paciente afectam de igual modo a resolução de contraste, para a mesma técnica um paciente com maior dimensão atenua mais raios X o que resulta na detecção de menor quantidade de fotões. Esta situação diminui a razão sinal/ruído e consequentemente a resolução de contraste.

A maioria dos equipamentos de TC têm um limite de máximo de miliamperes o que faz com que para um *pitch* e mA fixos, um movimento mais rápido da *gantry* provoca uma redução dos mA usados para a obtenção de cada imagem e previsivelmente uma redução na resolução de contraste.

Maior resolução de contraste implica, maior dose de radiação, menor resolução espacial e maior razão sinal/ ruído.

5.3. Ruído

A presença de ruído nas imagens tomográficas é actualmente um factor limitativo da qualidade das mesmas. O ruído interfere na qualidade da imagem por se sobrepor às estruturas anatómicas que se pretende observar adicionando-lhe uma espécie de “granitado”.

O ruído pode ser ocasionado por várias causas, acidentais, tecnológicas ou físicas, podendo o mesmo ser minimizado, à excepção do que depende de causas físicas .

As flutuações de natureza estatística que ocorrem nas medições das projecções influenciam os valores calculados para os coeficientes de atenuação linear que vão definir a imagem. O próprio algoritmo de reconstrução da imagem acaba por propagar essas flutuações que surgem na imagem sob a forma de ruído (Kak, 1981).

O ruído tecnológico pode ocorrer devido à flutuação quântica relacionada com a emissão descontínua de fótons X pela interacção por dispersão de *Compton*. O ruído quântico é inversamente proporcional à raiz quadrada do número de fótons detectados após atravessarem o corpo, pelo que quanto menor for o número de fótons detectados, maior será o ruído quântico. Aumentar a energia dos fótons é um aspecto a considerar quando se pretende a redução do ruído.

A escolha da quantidade de miliamperes/segundo (mAs) a utilizar depende do tipo de exame em curso. Por exemplo se se pretender estudar tecidos moles, o ruído deve ser minimizado pelo que se deve escolher valores elevados de mAs; no entanto, se se pretender fazer um estudo ósseo ou pulmonar já os valores de mAs podem ser mais reduzidos.

A voltagem na ampola, também intervém com o nível de ruído já que a quantidade I de dose, depende fortemente da voltagem aplicada ao tubo. Na alta voltagem o espectro de radiação é superior logo o nível de energia também é maior e a atenuação proporcional. Esta técnica não é a mais indicada quando se realizam estudos a estruturas ósseas ou na realização de exames que recorram à utilização de meio de contraste. A corrente na ampola e o tempo de *scan* determinam a dose, doses altas menor ruído.

Um sistema eficiente determina com rigor a quantidade de radiação X que é convertida em sinais eléctricos e que sai do detector após ter atravessado o doente.

A variação da espessura do corte pode maximizar a qualidade da imagem, ao seleccionar as espessuras dos cortes obtemos um compromisso entre a definição e o ruído. A utilização de cortes grossos permite imagens com baixo ruído, melhor resolução de contraste, contrapondo-se a uma fraca definição e o possível aparecimento de artefactos de volume parcial.

Os cortes finos, acarretam maior ruído, baixa resolução de contraste e em oposição uma melhoria da definição e inexistência de artefactos de volume parcial.

O recurso ao uso de algoritmos pode ser vantajosa se a sua aplicação prática for a mais adequada ao estudo e à estrutura em questão. Quando estamos a trabalhar em alta resolução (filtro *sharp*), obtemos uma boa definição mas um alto nível de ruído. Um filtro *smooth*, tem um nível de ruído baixo mas a definição é pobre o que torna mais usual a aplicação de um algoritmo que actue como uma balança entre o ruído e a definição como é o caso do algoritmo *standard*.

5.4. Artefactos

São parasitas mais ou menos estruturados de uma imagem reconstruída, que não existem no objecto e que minimizam ou inviabilizam a qualidade da imagem. Variam na forma e podem ter várias causas como o movimento (voluntário/ involuntário do doente), peças metálicas, efeito de volume parcial, raios duros, defeitos técnicos e erros do operador, ou variar quanto ao aspecto em forma de (listas, barras escuras, anéis e falhas) (Kalender, 2000).

Como foi referido os artefactos podem assumir várias origens acrescentando às imagens caracteres que as estruturas em estudo não possuem e que de uma forma ou outra podem ser atenuados. O tempo de exame é um parâmetro susceptível de ser controlado pelo operador, o que contribui significativamente para a qualidade do exame já que quanto menor o tempo de *scan*, menos artefactos de movimento aparecem. Estes artefactos têm a sua origem na agitação do paciente (fig. 32), respiração, deglutição e movimentos peristálticos, pelo que sempre que possível e necessário o doente deve ser sedado.

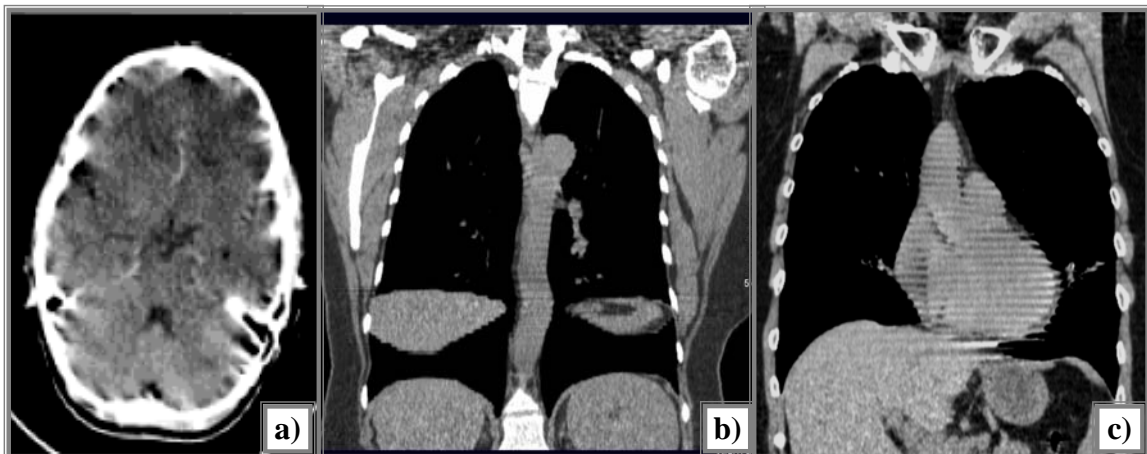


Figura 32: Artefactos de movimento: a) agitação do paciente; b) movimentos respiratórios; c) movimentos cardíacos.
 Fonte: Centro Hospitalar Barlavento Algarvio (2002); Hospital Particular do Alvor – Algarve (2006).

Alguns artefactos podem ser ocasionados por presença de peças metálicas (fig.33), metais como o ouro absorvem quase completamente a radiação X, fornecendo à imagem artefactos de cones de sombra, acentuados em todas as imagens reconstruídas. O paciente deve remover todo o tipo de adornos metálicos que possam interferir com a qualidade da imagem. Para a realização de exames na presença de componentes metálicos não removíveis como placas dentárias, próteses e *clips* cirúrgicos podemos recorrer à inclinação da *gantry* para os afastar da região de interesse.

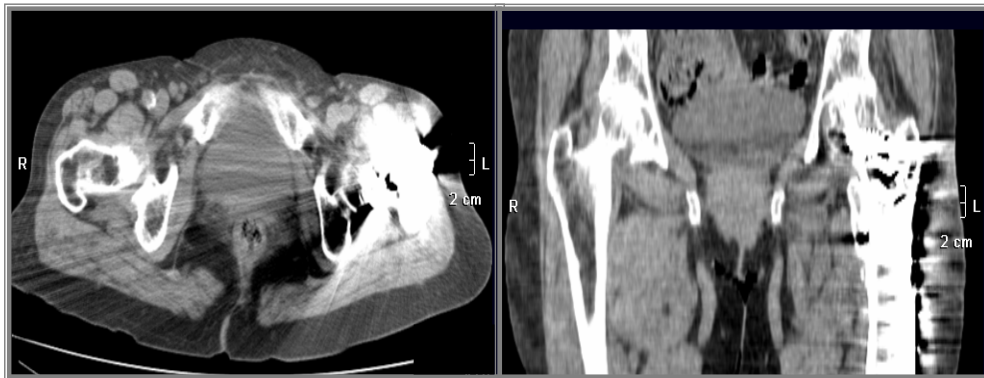


Figura 33: Artefacto causado por prótese metálica.
 Fonte: Hospital Particular do Alvor – Algarve (2006).

Quando nos é impossível adquirir a imagem com a remoção de todos os artefactos metálicos podemos “corrigir” a imagem através do uso de *software* como por exemplo algumas técnicas de interpolação (fig.34).

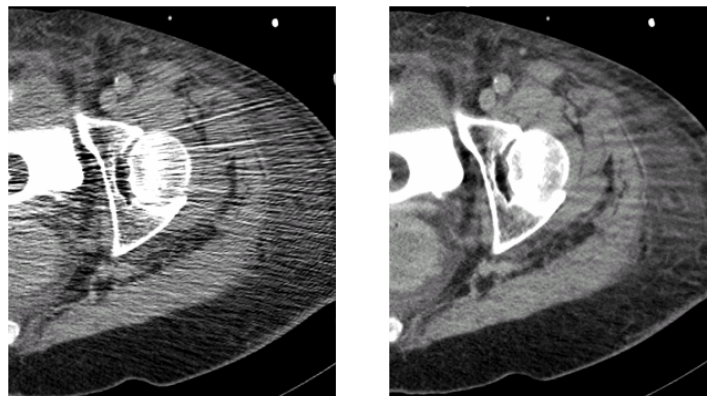


Figura 34: Correção do artefacto causado por prótese metálica.
 Fonte: Hospital Particular do Alvor – Algarve (2006).

O artefacto de volume parcial, aparece quando se efectua a média dos coeficientes de atenuação linear de um *voxel* heterogéneo. Aumenta com o aumento da espessura de corte e com o tamanho do *pixel*. O efeito de volume parcial, pode surgir frequentemente em estruturas ósseas, na base do crânio e região petrosa (fig. 35), ocorrendo quando as estruturas muito densas como o osso são incluídas parcialmente no corte, o que resulta em erros de detecção de contraste.



Figura 35: Artefacto causado por efeito de volume parcial.
 Fonte: Hospital Particular do Alvor - Algarve (2005).

O efeito da radiação dura ou seja endurecimento do feixe surge devido à natureza policromática do feixe. À medida que os componentes de baixa energia do feixe são, preferencialmente absorvidos tornam o feixe mais penetrante o que leva a que os valores calculados para o coeficiente de atenuação sejam mais pequenos. Surgem mais frequentemente nas interfaces de alto contraste como é o caso do osso/ cérebro (fig. 36). O operador pode corrigir este tipo de artefacto com um correcto posicionamento do paciente e com uma correcta inclinação da *gantry*. Podem também ser evitados ou minimizados com a filtragem do feixe através da colocação de um material atenuante como o alumínio à saída da ampola que efectua a filtragem dos feixes de baixa energia antes de estes atravessarem o paciente. Podemos também reduzir estes artefactos com correcções na calibração com recurso ao uso de fantasmas que simulam os tecidos anatómicos. Existe também *software* que corrige o endurecimento do feixe como é o caso de algoritmos iterativos que podem ser automaticamente aplicados quando se efectuam reconstruções de imagem. Ajudam a minimizar os esbatimentos das interfaces osso/tecido mole nos estudos de crânio e reduzem o aparecimento de bandas negras.

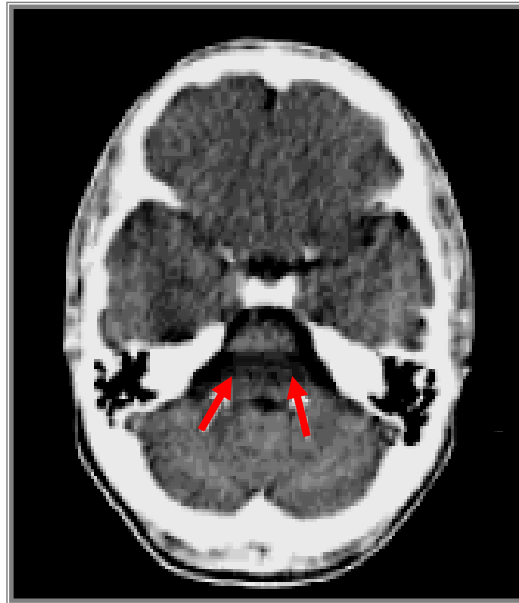


Figura 36: Artefacto causado pelo endurecimento do feixe.
 Fonte: Centro Hospitalar Barlavento Algarvio (2002).

Os defeitos técnicos também podem conduzir ao aparecimento de artefactos, já que os elementos de um detector individual de um sistema, podem não produzir o mesmo sinal para a mesma radiação. No caso de um detector emitir um sinal errado surgem os artefactos (fig. 37). Ocorre mais frequentemente em detectores sólidos nos quais os detectores individuais estão separados do que nos detectores de gás. Embora nos equipamentos modernos raramente se verifique devido aos avanços tecnológicos, a calibração dos detectores pode eliminar este tipo de ocorrências.

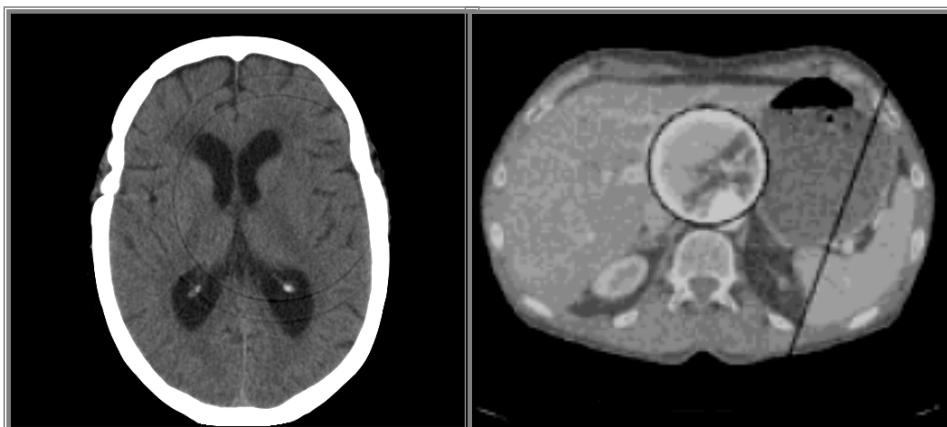


Figura 37: Artefacto causado por falha técnica de um detector.
 Fonte: Centro Hospitalar Barlavento Algarvio (2004); Bushberg (2000).

O campo de visão, determina a quantidade de *raw data* (área do objecto a ser varrida) utilizada para a reconstrução da imagem (fig. 38), o tamanho a utilizar deve ser de acordo com o tamanho real da estrutura.

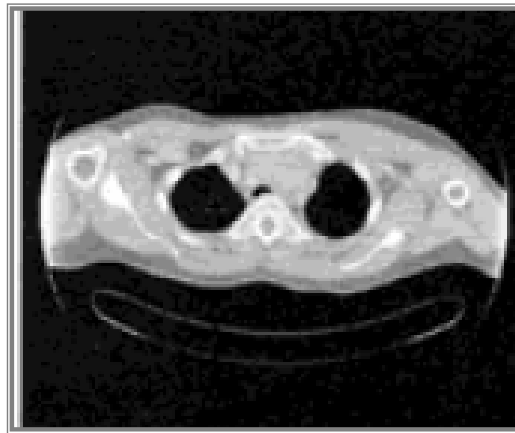


Figura 38: Artefacto causado pelas dimensões do paciente serem maiores que o FOV de aquisição. Fonte: Bushberg (2000).

Para se evitar este tipo de artefactos devemos posicionar o paciente de modo a que nenhuma parte anatómica de interesse fique fora do campo.

O campo de visualização (FOV) é a área dentro da *gantry* da qual é obtida informação para a reconstrução da imagem. Seleccionar um *scan FOV* de 40cm significa que vai ser recolhido *raw data* de uma forma circular, com diâmetro de 40cm, a partir do isocentro da *gantry*, como tal a estrutura a estudar deve estar sempre posicionada no centro da mesma. O *scan FOV* pré-estabelecido pelo fabricante, pode variar sendo sempre em caso de alteração escolhido de acordo com a dimensão paciente e região de estudo.

Geralmente podemos registar o mesmo tipo de artefactos em tomografia sequencial e helicoidal. No entanto existem artefactos adicionais que podem surgir em equipamentos helicoidais causados pelos algoritmos de interpolação e processos de reconstrução. Os artefactos são resultado de uma mudança rápida na passagem das estruturas na direcção do eixo Z. Estes traduzem-se em imagens distorcidas da estrutura anatómica em estudo. A causa deste artefacto jaz na incapacidade do algoritmo de interpolação corresponder à velocidade e deslocamento da mesa. Podem ser reduzidos ou minimizados com a utilização de um *pitch* igual a 1, uso preferencial de algoritmos de interpolação de 180° e aquisições com cortes finos em vez de espessos (fig.39). Como tal é preferível em alguns estudos como por exemplo o de crânio a realização do exame de forma axial do que helicoidal.

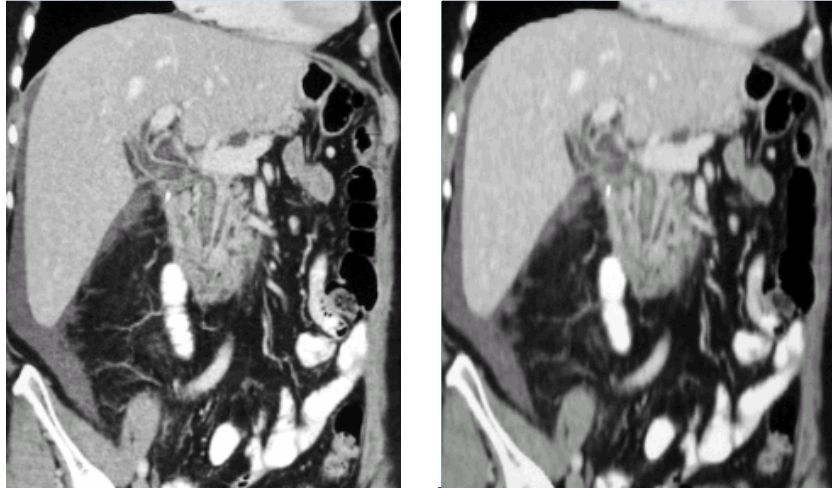


Figura 39: Reconstrução à esquerda com cortes finos, à direita cortes grossos.

Fonte: Hospital Particular do Alvor – Algarve (2006).

Avanços nas reconstruções multiplanares e 3D têm sido possíveis com as tecnologias helicoidal e multicorte. Uma maior velocidade de aquisição permite estudar um grande volume anatómico, a minimização os efeitos de movimento do paciente e a sobreposição de cortes reconstruídos levam a uma maior definição dos contornos nas imagens reconstruídas. Anteriormente a aquisição axial das imagens com largas colimações e sem sobreposição de cortes fazia com que as imagens ficassem com o artefacto de escada.

Podem também surgir nas imagens reconstruídas de aquisições helicoidais artefactos em forma de “zebra” resultado da interpolação helicoidal.

5.5. Apreciações globais

A quilovoltagem interfere com a qualidade da imagem já que o pico de kV pode ser fixo ou variável. A kvp aumenta a intensidade do feixe e a sua capacidade de penetração.

A opção na escolha da espessura de corte, também pode ser considerada, cortes mais finos produzem imagens com maior resolução, cortes mais espessos abrangem mais tecido, mais informação contida num *voxel*, esta informação de estruturas mais ou menos densas leva ao aparecimento do efeito de volume parcial. O aumento da espessura de corte deve ser acompanhado com o aumento de dose de radiação, para obtenção de uma boa imagem.

Os algoritmos (filtros de reconstrução), devem ser escolhidos em função do tipo tecido, ou seja da sua constituição, e do que se pretende estudar. Ao seleccionar o filtro, o operador define como os dados são matematicamente tratados no processo de reconstrução.

Temos algoritmos com contraste elevado, estes permitem a visualização do detalhe de estruturas com densidade elevada como é o caso do osso. Algoritmos com menor contraste são utilizados na reconstrução de imagens de estruturas menos densas, que possuem menor contraste intrínseco (cérebro, abdómen).

Podemos reduzir os níveis de ruído se aumentarmos os kVp, os mA ou o tempo de exame. O ruído pode também ser reduzido aumentando o tamanho do *voxel*, o que pode ser realizado com a diminuição do tamanho da matriz ou aumento do campo de visão ou espessura de corte.

Outro factor importante a ser considerado, e que pode ser minimizado com um correcto conhecimento e formação de quem realiza o exame, são os artefactos controlados pelo operador (como o controlo do tempo de exposição) (quadro:6). Com tempos de exposição longos maior é a probabilidade de movimentos do doente. O uso de tempos de exposição curtos reduz os artefactos causados pelo movimento mas condicionam o tempo de leitura por parte dos detectores que se torna menor.

Quadro 6: Relação entre os efeitos na qualidade de imagem em função da variação de determinados factores.

Factor \ Efeito	Resolução Espacial	Resolução Contraste	Ruído
Aumento mAs	Aumenta	Aumenta	Diminui
Aumento kVp	Aumenta	Aumenta	Diminui
Cortes finos	Aumenta	Diminui	Aumenta
Cortes grossos	Diminui	Aumenta	Diminui
Matriz grande	Aumenta	Diminui	Aumenta
Matriz pequena	Diminui	Aumenta	Diminui
Diminuição FOV	Aumenta	Diminui	Aumenta
Aumento FOV	Diminui	Aumenta	Diminui
Aumento <i>Pitch</i>	Diminui	Aumenta	Aumenta

6. VISUALIZAÇÃO E MANIPULAÇÃO DA IMAGEM

6.1. Janela

A visualização da imagem no monitor pode ser ajustada com alteração à sua largura e ao nível da janela.

A janela da imagem tomodensitométrica corresponde à fracção de densidades radiológicas da escala de *Hounsfield* efectivamente convertida em escala de cinzentos (Pisco, 1999). O sistema atribui um determinado número de unidade de *Hounsfield* (HU) a cada tom de cinzento. Para cada imagem a janela utilizada é definida por dois parâmetros, largura e nível. Largura de janela, determina a amplitude de HU representada numa imagem específica. O *software* atribui tons de cinzentos a números de TC que se enquadram dentro da amplitude seleccionada. Ao aumentar a largura da janela mais números de TC são atribuídos a cada tom de cinzento (fig. 22 e 23).

Os equipamentos de TC, geralmente trabalham em intervalos de -1024 até 3071 HU, conseqüentemente, estão disponíveis 4096 valores distintos sendo necessários 12 *bits* por *pixel* para representar adequadamente toda a gama de valores relevantes (Hofer, 2000). Normalmente consideram-se janelas largas ou amplas as que abrangem valores de HU entre os 400 – 2000 e que são utilizadas para melhor visualização de tecidos com densidades muito diferentes entre si. Janelas largas diminuem o contraste, atenuam a visualização de ruído na imagem; com janelas amplas, a gama de cinzentos entre o branco (+denso) e o preto (-denso), será maior.

Tecidos com densidades próximas devem ser representados com uma largura de janela estreita entre os 50 e as 400 U.H. Uma janela estreita implica uma transição entre o branco e o preto, mais rápida (ver fig. 24). No cérebro janelas estreitas fornecem maior discriminação de densidade e contraste possibilitando uma maior definição entre substância branca e cinzenta.

Nível de janela, selecciona o centro da escala de cinzentos (o valor central de TC da largura de janela), ou seja quais os números de TC a serem representados na imagem. Permite determinar quais as estruturas anatómicas que queremos ver representadas nos tons médios de cinzento na imagem. O nível de janela deve corresponder ao valor médio de densidade do tecido que pretendemos estudar.

6.2. Magnificação

A magnificação utiliza somente dados da imagem para a ampliar. A imagem fica maior perde alguma definição e ganha alguma distorção conforme o aumento do *pixel*. Não altera a acuidade dos valores de TC ou medição de distâncias. A magnificação é uma função útil a ser empregue em imagens isoladas de um estudo, ou seja para realçar pequenas anormalidades de modo a serem mais facilmente avaliadas.

6.3. Região de interesse

A região de interesse (ROI), permite definir uma área específica na imagem. Pode adoptar uma forma circular, elíptica, quadrada, rectangular ou desenhada ao contorno pretendido. Definir o tamanho e localização do ROI é o primeiro passo para a execução de outras funções (magnificação, medição média de densidades).

6.4. Medições de Hounsfield e desvio padrão

A colocação de um cursor sobre a área a estudar permite a leitura de densidade da mesma, dando unicamente o valor do *pixel* onde se encontra.

Quando se utilizar um ROI sobre uma área, obtém-se uma leitura que corresponde à média de todos os *pixels* dentro da área de interesse. A utilização desta função permite uma leitura do desvio padrão ou seja qual a variação na quantidade de HU dentro do ROI. Neste tipo de medições existem factores que produzem desvio padrão tais como tecidos de densidade heterogénea dentro do ROI (ex. calcificação de um órgão). Um ROI que inclua um artefacto, ou uma região de interesse que não se encontre dentro das margens do objecto a ser medido podem causar erros de medição. A utilização de medições de distâncias é importante, tendo como unidade de medida os milímetros ou centímetros. Permite avaliar o tamanho das lesões, avaliar o grau de desvio das estruturas da linha média e é essencial na colocação de agulhas de biopsia ou sistemas de drenagem.

6.5. Imagem

Existem algumas possibilidades de tratamento e visualização da imagem, no monitor da consola do equipamento que nos possibilitam a realização de procedimentos necessários à obtenção de mais evidências na realização dos exames.

A anotação na imagem, permite ao operador identificar estruturas ou escrever comentários importantes em imagens específicas.

A escolha de uma imagem de referência, selecciona a imagem com a sua respectiva localização no topograma e a prioridade de reconstrução. Actualmente a aquisição é substancialmente mais rápida que a velocidade de reconstrução, como consequência, uma grande quantidade de *raw data* fica à espera de ser transformada em imagem. Esta função permite ao operador seleccionar a imagem que quer reconstruir primeiro.

O histograma é um gráfico de barras que representa a frequência com que determinadas amplitudes de HU ocorrem dentro da região de interesse.

A representação múltipla de imagem, permite apresentar no monitor várias imagens em simultâneo. Esta forma de apresentação quando impressa em película ocupa um único espaço.

Adição e subtracção de imagem, é utilizada para efectuar medidas directas no monitor entre duas estruturas mais ou menos distantes. As imagens de interesse aparecem sobrepostas numa só imagem permitindo avaliar a posição de uma em relação à outra.

6.6. Reformatações

A reformatação é o processo a partir do qual se usam os dados da imagem (imagens já reconstruídas), se produzem imagens em planos diferentes. As imagens devem ter, o mesmo tamanho, o mesmo ângulo de corte, o mesmo centro de reconstrução, os cortes devem ser contíguos ou sobrepostos e sem artefactos de movimento.

A reconstrução tridimensional (3D) permite, a reconstrução de superfície, que demonstra somente a estrutura externa do paciente. O computador pesquisa no banco de dados brutos todos os números de TC do objecto que se pretende reconstruir e visualizar. Consegue-se a visualização da estrutura em estudo em várias posições a partir de indicações dadas pelo operador. Outra situação possível é reconstrução volumétrica, na qual é demonstrada a superfície do objecto e a sua relação com as estruturas circundantes.

7. AQUISIÇÃO DE DADOS

7.1. TC de aquisição sequencial

Na tomografia sequencial durante o momento de corte o conjunto ampola-detecetores reúne dados para a obtenção de uma única imagem, repetindo este processo o número de vezes necessárias até percorrer a totalidade da área de estudo. Esta condição determina um planeamento cuidadoso do exame no posicionamento do doente no plano de corte pretendido e na apneia respiratória quando o exame assim o exigir.

O modo de funcionamento dos tomografos sequenciais é ocasionado por alguns factores, tempo necessário para a ampola rodar numa direcção, parar e depois rodar na direcção oposta e o tempo necessário ao arrefecimento da ampola antes do novo corte (o que significa que o doente poderá respirar ou mover-se antes da realização do próximo corte).

Como desvantagem sempre que determinado estudo envolva apneia respiratória, este método pode levar ao registo errado de corte. Quando o paciente sustém a respiração de forma diferente entre cada aquisição pode ocorrer a aquisição de duas imagens distintas correspondentes à mesma região anatómica.

7.2. TC de aquisição contínua

A tomografia sequencial está a ser substituída pela tomografia de aquisição contínua ou espiral, uma tecnologia que está a ser implementada desde o final da década de 1980.

Ao ser iniciado o exame a ampola e os detecetores rodam continuamente sem retroceder. Durante a rotação da ampola a mesa desloca-se a uma velocidade constante fazendo deslizar o doente através da *gantry* (fig.40).

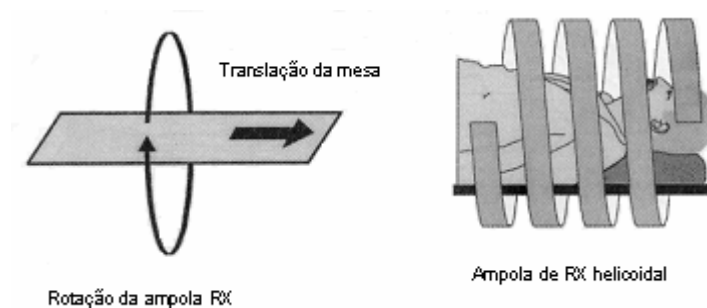


Figura 40: Na TC helicoidal a ampola roda em torno do paciente enquanto este e a mesa deslizam pela *gantry*.
Fonte: Adaptada de *The Essential Physics of Medical Imaging* (Bushberg, 2000).

A aquisição continua promove o aumento de ruído na imagem o que leva à necessidade da existência de ampolas mais potentes para manter elevado o nível de mA, reduz a resolução devido aumento do *pitch* e à interpolação, aumenta o tempo de processamento com mais dados a serem colhidos e implica precisão na injeção de produto de contraste endovenoso devido á rapidez de execução .

O *pitch* é, a distância em milímetros que a mesa percorre durante uma rotação completa da ampola a dividir pela espessura do corte (IEC, 2002; Prokop *et. Al.*, 2003).

Os dados são recolhidos de forma contínua, formam um volume ou bloco de dados, que podem ser reconstruídos em qualquer posição do eixo Z ao longo do paciente. A capacidade de se conseguir reconstruir uma imagem ao longo do eixo Z deve-se ao algoritmo de interpolação. Processo matemático de cálculo de um valor por estimativa, a partir de dois dados conhecidos.

Na TC helicoidal (espiral) os cortes não são 100% axiais uma vez que o início do *scan* não coincide com o final do mesmo. Os *scans* assemelham-se a uma mola com cada corte a um determinado ângulo. Existe portanto uma área a partir da qual não é obtida informação directa. Utilizando-se então um algoritmo de interpolação para interpolar a informação em falta para que cada *scan* seja produzido para cada posição da mesa. Inicialmente era utilizada uma interpolação linear de 360°, porque a informação do plano estimado da imagem era interpolada a partir de dados separados 360° de rotação. Era também linear uma vez que o algoritmo assumia uma linha directa entre dois pontos de valores conhecidos. O resultado final era uma imagem transaxial praticamente idêntica à tomografia sequencial.

Actualmente este problema é resolvido com a utilização da interpolação de 180°. Como resultado tem-se melhor resolução ao longo do eixo z e reformatações de elevada qualidade. A desvantagem da utilização deste algoritmo é o aumento do ruído em relação ao de 360° (Prokop, 2003).

De acordo com especificações da *International Electrotechnical Commission* (IEC) o *pitch*, é a relação entre o movimento da mesa por rotação da *gantry* e a espessura de corte (IEC 2002) .

O *pitch* é expresso em ratio (1:1, 1:5, 2:1), em geral *pitch* de 1:1 permite uma melhor qualidade da imagem. Quanto maior for o *pitch* maior é a interpolação, maior a espessura de corte efectiva, menor resolução da imagem. A vantagem de aumentar o *pitch* traduz-se numa maior rapidez de execução de exame útil no caso de exames realizados a crianças e pacientes agitados (traumatizados). Permite a realização de exames com obtenção de cortes em apneia em grandes áreas e reduzir consideravelmente a dose de radiação. A relação entre o volume de tecido estudado e o *pitch* é demonstrado pelas seguintes fórmulas:

$$TE = C \cdot P \cdot TA$$

onde, *TE* é o tecido estudado, *C* a colimação, *P pitch* = 1 e *TA* tempo de aquisição;

$$TE = C \cdot P \cdot TA \cdot \frac{1}{TA}$$

onde, *TE* é o tecido estudado, *C* a colimação, *P pitch* >1 e *TA* tempo de aquisição se o tempo de rotação da ampola for aumentado será:

$$TE = \frac{C \cdot P \cdot TTA}{TRG}$$

onde, *TE* o tecido estudado, *P pitch*, *TTA* tempo total de aquisição e *TRG* o tempo de rotação da *gantry*.

Aumentar o *pitch* para mais que 1, aumenta o volume de anatomia estudado durante determinado tempo de *scan*, mas tem a desvantagem de tornar o perfil de sensibilidade de corte mais amplo diminuindo a sua resolução, por uma diminuição da intensidade de sinal (*Prokop et. al.*, 2003).

Esta técnica só é possível porque este equipamento apresenta a *gantry* com sistema de anéis deslizantes, cujo mecanismo conduz a electricidade e os sinais eléctricos através de anéis e escovas a partir de uma superfície rotativa para uma superfície fixa. A utilização de tecnologia de anel (sem cabos eléctricos) permite que a *gantry* rode continuamente sem interrupção. Existem dois tipos de anel, um pode ser de disco, que tem incorporado anéis condutores concêntricos no plano de rotação, outro pode ser

cilíndrico no qual os anéis se encontram paralelos ao eixo de rotação formando um cilindro. As escovas transmitem energia aos componentes da *gantry* e deslizam em ranhuras de contacto no anel estacionário. Dos anéis que compõem a *gantry*, um fornece a alta voltagem à ampola e gerador, um segundo fornece corrente de baixa voltagem aos sistemas de controlo de rotação da *gantry* e um terceiro transfere dados digitais a partir dos detectores.

Na TC helicoidal a ampola tem de possuir uma capacidade técnica elevada, devido à produção contínua de radiação X por períodos de tempo que poderão alcançar os 30 segundos. As ampolas são normalmente maiores que as convencionais, devem possuir elevada capacidade térmica e dissipação de calor.

Devido à rotação, duração e produção contínua de radiação X é necessário manter os níveis de corrente elevados. Alguns sistemas utilizam ampolas com dois filamentos, o mais pequeno é utilizado para exames de alta resolução e o maior para os restantes exames.

A eficiência dos detectores reduz a dose de radiação para o doente, permite tempos de aquisição mais rápidos e melhora a qualidade de imagem aumentando a razão sinal/ruído.

O gerador de alta voltagem utilizado tem uma capacidade de 50 kV aproximadamente.

7.3. TC Multidetector

A introdução na década de noventa do tomografo multidetector (TCMD), permitiu o desenvolvimento da técnica de aquisição tomografica com a aquisição simultânea de vários cortes (Lipson, 2006).

O primeiro TCMD, foi desenvolvido em 1992 pela *Elscint*, baptizado de “*CT Twin*”. Em 1998, surge o primeiro multidetector de 4 cortes que permitiu reduzir de modo substancial a duração da realização dos exames.

O fundamento da criação do TCMD foi a necessidade de obtenção de mais informação do volume anatómico estudado, com consequente melhoria no manuseamento das reconstruções multiplanares e volumétricas.

Posteriormente foram melhoradas e desenvolvidas novas tecnologias que permitiram um aumento da informação retirada dos volumes anatómicos adquiridos que associados a uma redução dos tempos de aquisição permitiram eliminar factores que condicionavam a pouca qualidade da imagem, especialmente os devido aos movimentos.

Actualmente já existem no mercado comercial equipamentos que realizam desde 2,4,8,10,16,40 e 64 cortes. Este tipo de equipamento contribuiu para reduzir as diferenças entre a informação das imagens de ressonância magnética e a TC multidetector que se tornam mínimas com a vantagem do exame de TC ser bastante mais rápido.

O princípio de funcionamento deste equipamento é muito simples, é um equipamento de TC espiral (MSCT – *Multislice Spiral CT*), com “arrays” de detectores que realizam rotações de sub segundo. Também efectua a rotação contínua do conjunto ampola detectores, com um avanço contínuo e sincronizado da mesa, com as fileiras de detectores a facultarem a obtenção de diversos cortes por cada rotação de 360°. Inicialmente eram conseguidas duas aquisições simultâneas mas com o evoluir da tecnologia actualmente existem equipamentos (em especial para técnicas de estudo cardíaco) que já permitem a realização de dezenas de cortes em simultâneo. No entanto os equipamentos em utilização médica estão habilitados à aquisição de 64 cortes em 3 rotações por segundo possuindo cerca de 40 detectores por fileira (Flohr *et al.*, 2004).

A espessura mínima de corte é de 0,5 milímetros podendo os mesmos serem conseguidos de forma helicoidal, e corte a corte com ou sem avanço da mesa. A reconstrução da imagem é realizada em tempo real, entre 4 a 6 segundos.

Permite a redução na duração do tempo de exame, redução do volume de injeção de contraste e diminuição dos artefactos causados por volume parcial.

Os multidetectores e a aquisição sub segundo conduziram a um conjunto de inovações, das quais se destacam os recentes sistemas de transferência de dados, o incremento da velocidade de reconstrução que permite o tratamento em tempo real de toda a informação obtida e o surgimento de novos algoritmos de reconstrução.

As ampolas dos equipamentos modernos são mais potentes, e adaptadas às novas características dos mesmos podendo já existir equipamentos com duas ampolas.

O grande contributo para a evolução desta nova tecnologia de aquisição multicorte, foi o desenvolvimento tecnológico a nível da construção e colocação dos detectores (fig.41)

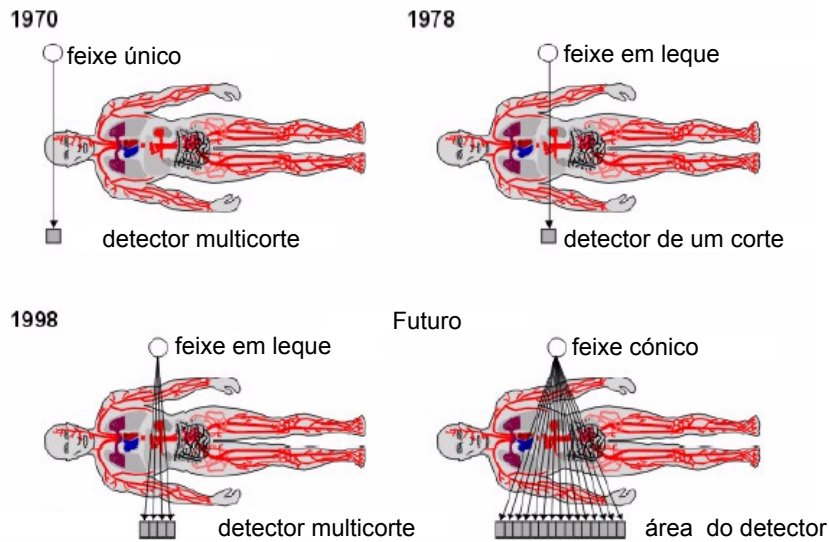


Figura 41: Vista coronal de diferentes concepções de detectores.
 Fonte: Adaptada de *Computed Tomography* (Kalender, 2000)

Presentemente a nomenclatura atribuída aos detectores é de detectores simétricos ou isotrópicos, assimétricos ou anisotrópicos e híbridos e está relacionada com o formato e capacidade de colimação dos mesmos (Marchal *et. al.*, 2006). Assim os multidetectores simétricos (fig. 42) possuem todos os detectores com as mesmas dimensões.

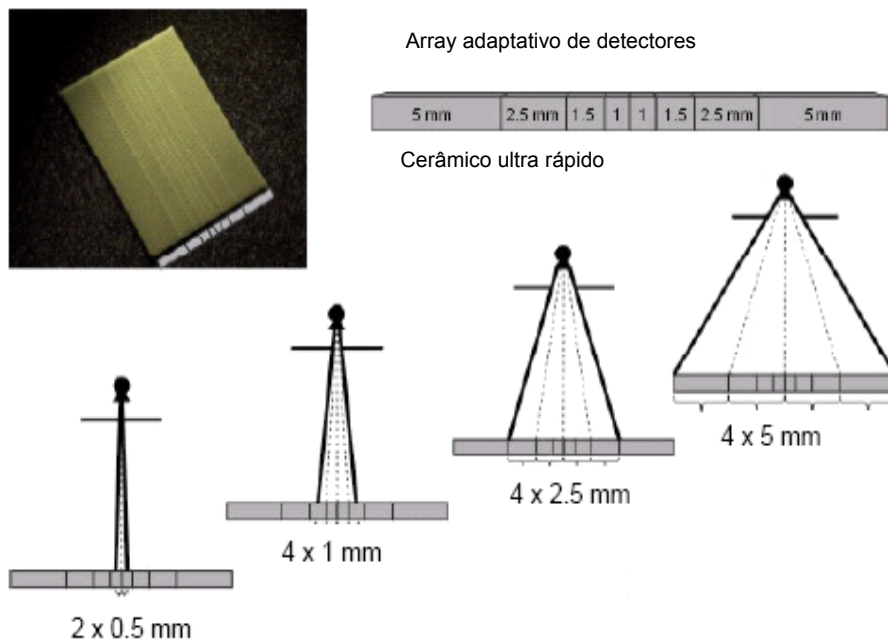


Figura 42: Detectores isotrópicos TC multicorte.
 Fonte: GE Light speed.

Estes mecanismos apresentam dezasseis detectores de 1,25 mm no eixo dos “ZZ”. A abertura da colimação permite neste caso a obtenção simultânea de quatro cortes. Não possuem colimação secundária.

Os multidetectores anisotrópicos, contêm oito detectores sendo dois centrais de 1mm que estão ladeados pelos restantes seis detectores sendo respectivamente dois de 1,5mm, dois de 2,5mm e dois de 5mm (fig.43).

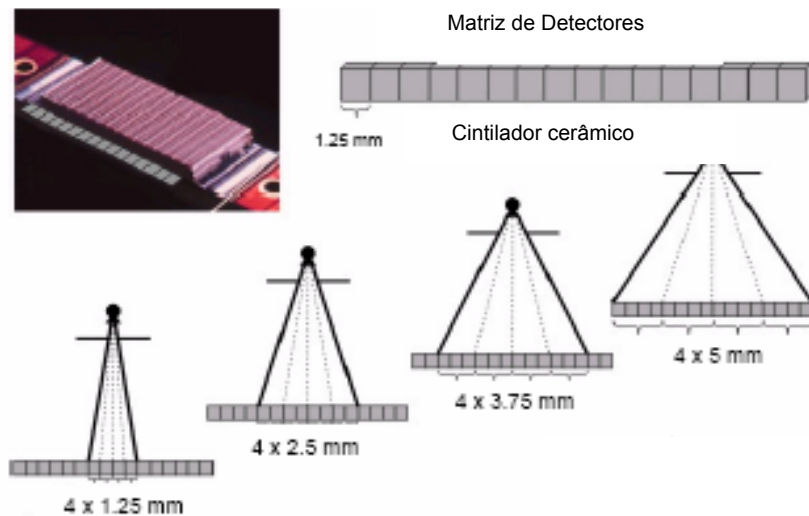


Figura 43: Detectores anisotrópicos do TC Multicorte.
 Fonte: Siemens, Somatom volume zoom and Marconi MX8000).

Este método tem dois tipos de colimação, uma colimação primária e outra secundária que permite a obtenção de 2 e 4 cortes com diferentes espessuras e que possibilitam melhor qualidade na imagem.

Os multidetectores híbridos, encerram no seu eixo dos “ZZ” quatro detectores centrais com 0,5 mm e flanqueados por trinta detectores de 1 mm, não apresentam colimação secundária.

Devido à utilização de múltiplas filas de detectores não se pode aplicar o conceito de *pitch* tradicional, passando a existir um novo conceito de *pitch* efectivo que é definido como a razão entre o avanço da mesa por 360° de rotação e a espessura do corte dividida pelo número de detectores activos (Prokop *et al.*, 2003).

Esta nova forma de aquisição multidetectores tem enumeras vantagens na realização dos exames. Possui melhor resolução temporal, ou seja maior rapidez de execução e reduz visivelmente os artefactos suscitados por movimentos involuntários o que facilita a realização dos exames a crianças e pacientes não colaborantes. Permite a realização de cortes de espessura reduzida num determinado volume, o que resulta numa crescente melhoria da resolução espacial. Outra possibilidade que este equipamento proporciona é a capacidade de após a aquisição de cortes mais espessos efectuar a reconstrução retrospectiva dos mesmos com espessuras mais reduzidas. Podem ser obtidos *voxels* isotrópicos o que se torna importante na avaliação de pequenas lesões e nas reconstruções multiplanares e tridimensionais. Os artefactos causados pelo efeito de volume parcial são mínimos neste tipo de sistema.

É possível realizar uma maior cobertura anatómica, no mesmo período de tempo a quando da realização devido à rapidez de aquisição. Podemos adquirir todo o corpo humano em cerca de 50 segundos obtendo mais de 2000 imagens de elevada resolução espacial. A melhoria na relação sinal /ruído, é bastante visível quer ao nível da aquisição quer no pós-processamento.

A possibilidade de aquisição de grandes agregados de informação, facilita o incremento da resolução espacial e temporal e possibilita a aplicação das técnicas de reconstrução tridimensional.

Permite a reconstrução retrospectiva de imagens com espessura de corte independente da informação inicial.

Como todas as técnicas também possui aspectos menos positivos, o seu custo de implementação inicial é elevado, bem como toda a manutenção associada e toda a capacidade de armazenamento que esta técnica implica. Devem ser repensadas actualmente novas formas de visualização, processamento, armazenamento do grande número de imagens obtidas.

Outra desvantagem é o acréscimo da complexidade dos protocolos e necessidade de grande precisão na realização dos exames que necessitem da administração de meio de contraste na medida em que ao alargamos o número de cortes efectuados por rotação a velocidade com que a mesa desliza pela *gantry* é cada vez maior, facto que reduz consideravelmente o tempo de realização do exame e que torna critico e importante o "*timing*" para a realização dos exames. Pelo que se torna imprescindível conhecer todos os factores que interferem ou determinam o tempo de exame para otimizar a injeção do produto de contraste como é o caso dos estudos

angiográficos. Esta optimização está dependente de factores técnicos e fisiológicos, os fisiológicos são por exemplo o peso do paciente e a forma como o contraste circula no organismo humano; como factores técnicos temos de considerar a dose de contraste ou seja o volume de injeção, concentração, rácio de injeção e tempo de exame. Os factores mais importantes são a duração do exame e o tempo de duração da injeção os quais dependem por sua vez do volume injectado e da velocidade de injeção e modo de injeção.

O aumento da dose de radiação comparativamente com a TC espiral convencional também é uma condicionante negativa já que é potencialmente mais elevada.

7.4. Reconstruções multiplanares e 3D

O desenvolvimento da TC helicoidal, promoveu um interesse reavivado pelas reformatações multiplanares 2D que posteriormente permitiu a realização de reconstruções tridimensionais de soberba qualidade (quadro 7). As imagens representadas volumetricamente em 3D dão sensação de “superfícies” e realçam irregularidades (Lipson, 2006).

Quadro 7: Técnicas de reconstrução de imagem 2D e 3D.

Técnicas de Reconstrução de Imagem	
2D	Reformatação Multiplanar (MPR)
	Reformatação Planar Curva (CPR)
3D	Projecção de Intensidade Máxima (MIP)
	Projecção de Intensidade Mínima (mIP)
	Reconstrução de Superfície (SSD)
	Técnica de Volume <i>Rendering</i> (VR)
	<i>Endoluminal Imaging</i> (EI)

A realização destas reconstruções está dependente da capacidade dos equipamentos, do operador e da técnica de aquisição de imagem eleita.

As reconstruções multiplanares (*Multiplanar Reconstruction* – MPR) (fig.44) representam a reorganização da informação existente nos cortes axiais a fim de ser visualizada em planos divergentes. A orientação dos novos cortes pode variar desde o plano coronal, sagital e oblíquo, sem perda da informação inicial, designadamente os valores das densidades (Eibel *et al.*, 2001).

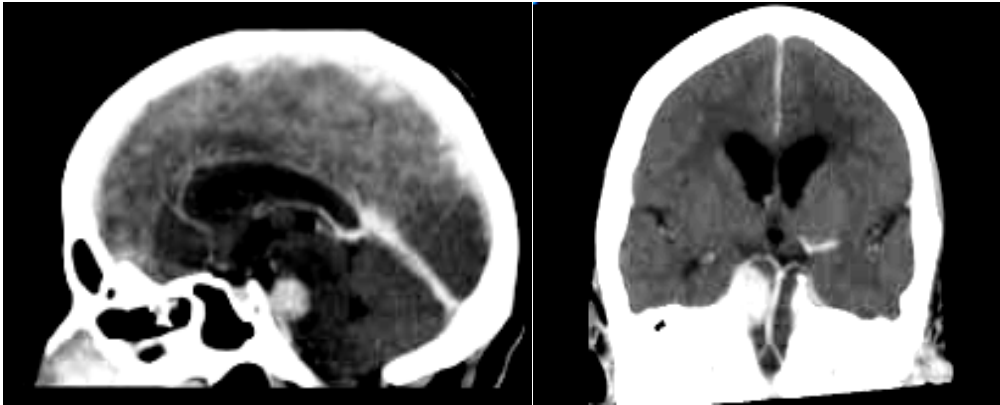


Figura 44: *Reconstruções Multiplanares (MPR)* - sagital de aneurisma artéria basilar (esq^a); coronal de aneurisma artéria basilar (à dt^a).
 Fonte: Adaptada catalogo Brilliance™ CT 10 Philips.

É frequente recorrer ao uso das reconstruções MPR, para documentar as patologias em planos diferentes dos da aquisição. A definição do plano para uso do MPR é efectuada numa *workstation* (consola de trabalho), utilizando uma imagem de referência. A imagem de referência pode ser um plano axial, outra reconstrução MPR ou uma imagem 3D como por exemplo um *Maximum Intensity Projection (MIP)* ou *3D Shaded Surface Display (SSD)*. É desenhada uma linha de corte (que pode ter várias orientações) na imagem de referência e é definida uma região perpendicular à imagem de referência.

Os MPR's têm a extensão de um *voxel*. Calculando a média do conjunto de pontos adjacentes perpendiculares ao plano de reformatação podemos obter reformatações com uma maior espessura. Este procedimento, afirma-se vantajoso já que permite reduzir algum ruído e aumenta a qualidade da imagem.

A *Curved Planar Reformation (CPR)* é útil para representar estruturas que atravessam vários planos axiais de corte (por exemplo vasos sanguíneos e brônquios). Para isso é necessário possuir uma estação de processamento que permita ao utilizador definir a reformatação do plano em múltiplas imagens de referência (Lipson, 2006).

O *Maximum Intensity Projection (MIP)*, é uma técnica de representação volumétrica na qual são utilizados adequados métodos de edição de imagem para definir o volume de interesse (VOI). Todo o conjunto de dados das imagens ou o seu volume podem ser convertidos em região de interesse. O MIP de um volume é denominado de *Volume Intensity Projection (VIP)* (fig. 45).



Figura 45: *Volume Intensity Projection (VIP).*

Fonte: Adaptada catalogo Brilliance™ CT 16 Philips

Actualmente, as imagens são geradas pela projecção do volume de interesse no plano de visão no qual são visualizados os números de TC mais elevados encontrados ao longo da direcção da projecção (ângulo de projecção). Ou seja, selecciona os *pixels* de maior valor para reconstruir uma imagem, ao longo de uma linha imaginária através de um conjunto de dados onde só esses *pixels* são visualizados (Prokop *et. al*, 2006).

Esta técnica garante um contraste óptimo entre pequenas estruturas de elevado contraste e tecidos adjacentes. É bastante utilizada em angio TC (fig. 46 e 47) e alguns estudos pulmonares.

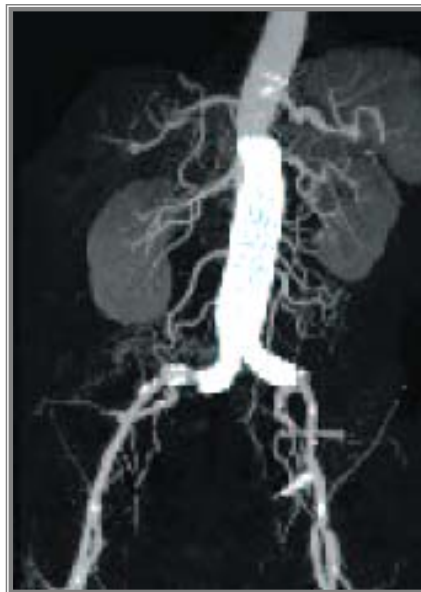


Figura 46: *Maximum Intensity Projection (MIP), coronal da aorta abdominal.*

Fonte: Adaptada catalogo Brilliance™ CT 6 Philips

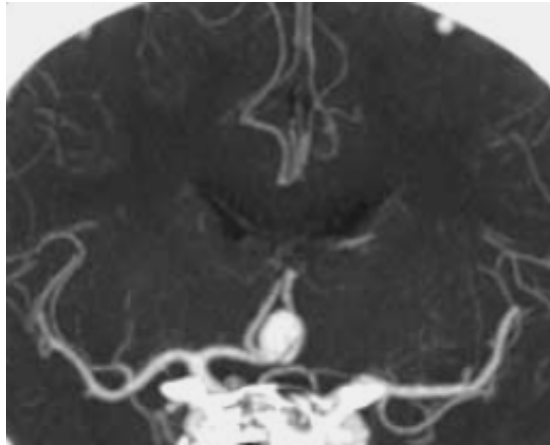


Figura 47: *Maximum Intensity Projection (MIP)*, coronal de aneurisma da artéria comunicante anterior. Fonte: Adaptada catalogo Brilliance™ CT 40 Philips

O MIP preserva toda a informação sobre a atenuação de todas as estruturas que apresentam números de CT máximos o que leva a que em algumas imagens antero posteriores apareça a imagem de estruturas ósseas em simultâneo com estruturas de vasos. Esta situação implica que se tenha de remover em alguns ângulos as estruturas ósseas, essa remoção depende do *software da workstation* utilizada.

A vantagem da utilização do MIP está na possibilidade de efectuar a distinção entre vasos contrastados e calcificações através da sua atenuação. Mesmo pequenos vasos podem ser visualizados desde que possuam um número de TC maior que as estruturas envolventes.

A proveniência da imagem depende dos *voxels* com os números de TC mais elevados das estruturas adjacentes aos vasos. Se o meio for homogéneo o MIP apresenta os *voxels* mais intensos relativamente aos números de TC devido a flutuações estatísticas. O contraste nas imagens MIP é determinado tanto pelo número de TC dos vasos em estudo como também pela diferença entre estes e a atenuação de fundo. Por consequência o contraste nestas imagens aumenta com o nível de preenchimento de contraste intravascular e diminui com o aparecimento de artefactos de volume parcial e com o aumento da atenuação.

Para avaliação de pequenos vasos como por exemplo as artérias renais, a aquisição das imagens deve ser realizada com cortes de reduzida espessura, bom preenchimento intravascular e a atenuação mantida ao mínimo. A atenuação de fundo pode ser minimizada pela selecção de um volume de interesse na direcção da projecção e pela eliminação de todas as estruturas atenuantes que se sobreponham.

A propagação do ruído, nas imagens MIP ocorre de forma mais complexa que na reformatação MPR. Numa região homogénea o ruído conduz a um desvio aleatório dos números de TC em relação à atenuação “real” da região.

Em consequência do ruído os números de TC na imagem MIP de uma região de interesse homogénea tornam-se mais elevados à medida que a extensão da região aumenta.

O *Minimum Intensity Projection* (mIP) (fig. 48), é uma técnica análoga ao MIP. Selecciona os *pixels* de menor valor para reconstruir uma imagem, ao longo de uma linha imaginária através de um conjunto de dados onde só esses *pixels* são visualizados (Prokop *et. al.*, 2006).

Esta é a técnica de reconstrução de cortes finos utilizada para estudar diferentes áreas de atenuação do parênquima pulmonar, muito usada também no estudo da porção central do sistema brônquio-traqueal. Quanto maior for a diferença entre a atenuação do ar no interior do brônquio e os tecidos adjacentes melhor será a visualização do brônquio.

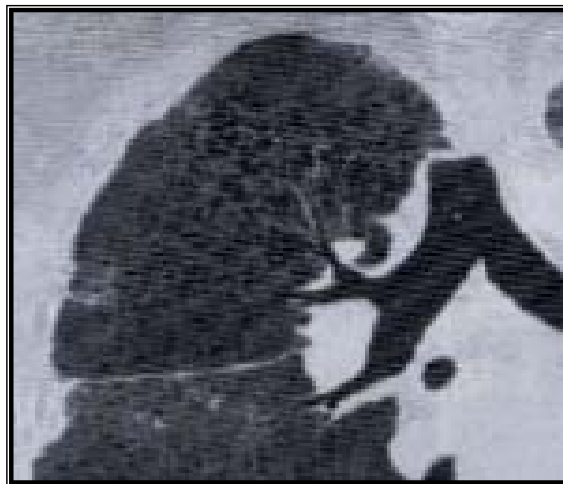


Figura 48: *Minimum Intensity Projection* (mIP) .
Fonte: Adaptada catalogo Brilliance™ CT 10 Philips

A *3D Shaded Surface Display* (SSD) (fig. 47), é uma técnica de reconstrução de superfície que proporciona uma visão muito realista da superfície de uma estrutura de interesse dentro de um volume adquirido (Prokop *et. al.*, 2006).

Antes de se criar uma SSD, é necessário em primeiro lugar definir qual é o objecto de estudo. O processo pelo qual se efectua a separação do objecto do fundo da imagem é denominado de segmentação.

A segmentação apresenta complexidade variada dependendo do contraste do objecto. O processo mais simples de segmentação é a realização da definição de um objecto de interesse através da escolha de uma gama de valores de números de TC.

A visualização tridimensional da superfície de um objecto de estudo é criada pela iluminação do objecto com uma ou mais fontes virtuais de luz. Posteriormente é mostrada intensidade de luz dispersada em direcção do plano de observação. Em cada ponto neste plano, os pontos dos dados do objecto, encontrados em primeiro lugar na direcção da visão, são usados para criar uma imagem 3D de superfície.

A distância entre a superfície da fonte de luz e a superfície do gradiente das densidades de TC, são utilizadas para gerar efeito de sombra e realçar o realismo na visão 3D. A qualidade da SSD depende dos parâmetros de aquisição de igual forma que a reformatação da imagem em 2D.

Em resumo a SSD identifica uma amplitude estreita de valores de densidade pertencentes ao objecto a ser visualizado e representa somente essa amplitude de valores (Udupa, 1995). Mostra-nos o contorno da imagem, a forma da estrutura avaliada mas não nos permite realizar o estudo do seu interior. Este tipo de reconstrução é bastante aplicado em estudos para ortopedia (fig.49), cirurgia plástica e reconstrutiva, sendo também muito utilizado para obtenção de imagens vasculares.

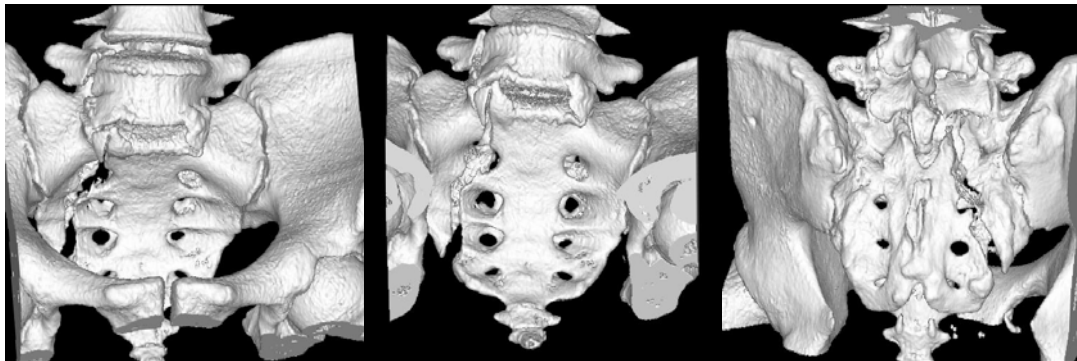


Figura 49: 3D *Shaded Surface Display* (SSD).
 Fonte: HDFaro – TC Siemens 16 cortes.

O *Volume Rendering* (VRT) (fig. 50) é uma técnica complexa com diversas abordagens. O MIP e o mIP são exemplos simples de técnica de VRT. Nestes a imagem é gerada pelo arremesso de raios através do volume de interesse e posterior projecção de um valor numérico que deriva da informação encontrada em cada raio de acordo com regras pré definidas (número de TC máximo no MIP).

No entanto o VRT, é o nome atribuído a um complexo procedimento. O VRT atribui uma gama de valores de opacificação a números de TC e desta forma proporciona melhor definição dos contornos do objecto. Esta técnica rapidamente se estabeleceu como uma técnica de representação de elevada importância na tomografia espiral e tomografia multicorte. O VRT pode ser mais facilmente compreendido quando comparado com a SSD. Do mesmo modo a SSD é um processo de representação de superfície no qual todos os números de TC que pertencem ao objecto de interesse (dentro de uma gama seleccionada), tem uma opacificação máxima enquanto que os restantes (fora da gama estabelecida) não possuem opacificação não contribuindo desta forma para a formação da imagem. Uma vez que os *voxels* dentro da gama escolhida possuem opacificação máxima a superfície do objecto é representada na SSD.

No *Volume Rendering* comum é de atribuir a todos os valores *voxels* um nível de opacidade que varia entre o 0% e os 100%. Esta função de opacidade pode ser aplicada como um todo ao histograma de valores dos *voxels* ou a regiões do histograma que são classificadas em função do tipo de tecidos (Calhoum *et al.*, 1999). Necessita que se forneça ao computador uma janela de valores de TC para procurar ou localizar. Esta janela representa o tecido que circunda a área de interesse na VRT.

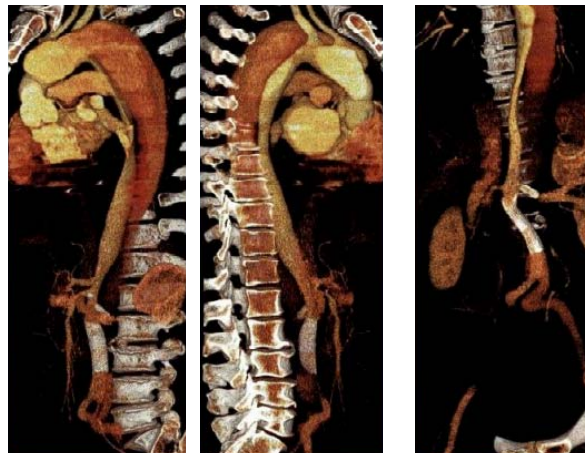


Figura 50 : *Volume Rendering (VRT) - dissecação da aorta.*
 Fonte: Adaptado 4º *Bracco Symposium on Multi-Detector CT.*

O comportamento da VRT é determinado pela curva de opacificação. A curva pode ser desenhada manualmente o que se torna uma tarefa tediosa e pouco reprodutível.

Uma forma mais confortável é a utilização de curvas pré-definidas para controlar mais facilmente a localização precisa na escala de números de TC através do ajuste da janela e nível (Shin *et al.*, 2002).

Endoluminal Imaging, também denominada de *perspective volume rendering*, permite ao utilizador visualizar o interior do lúmen das estruturas como se estivesse no seu interior. Pode ser utilizado no estudo de estruturas que contenham ar como o caso do cólon (fig. 51), estômago e traqueia ou em estruturas muito densas no seu interior (Beaulieu *et al.*, 1999).



Figura 51: *Perspective Volume Rendering (VRT) - Cólon.*
 Fonte: Adaptado 4º Bracco Symposium on Multi-Detector CT.

À medida que surgem os avanços tecnológicos e as novas capacidades de reconstrução 3D, devemos ter o cuidado de proporcionar ao paciente e ao médico a melhor acuidade diagnóstica possível. Podem surgir algumas dificuldades que inviabilizam a reconstrução resultantes basicamente de quatro categorias de erros, má utilização por desconhecimento da técnica de reconstrução, erros introduzidos pela segmentação, erros causados por artefactos durante a aquisição ou então erros ocasionados pelo excesso de ruídos nas imagens de base.

O mais ocasional é o utilizador efectuar uma reconstrução 3D sem verificar a qualidade da informação que possui para a reconstrução ou caso não execute a correlação com outras técnicas. Os erros de reconstrução podem aparecer a nível das reconstruções vasculares e ortopédicas. Por exemplo a nível vascular se existir um elevado teor de cálcio (calcificação) no interior de uma veia, a utilização das técnicas de *Volume Rendering* ou *Maximum Intensity Projection* são ineficazes para a avaliação do lúmen venoso. A avaliação correcta do lúmen vascular depende da correlação entre cortes finos axiais, ou imagens MPR ou Reformatação Planar Curva (CPR).

As imagens MIP são muito susceptíveis a erros introduzidos pela sobreposição no mesmo volume de estruturas altamente densas.

A nível ortopédico a utilização de *Volume Rendering* ou *Surface Rendering*, pode encobrir lesões ósseas que não envolvam as duas corticais o que torna necessária a correlação com imagens de reconstrução multiplanar.

Os erros de segmentação podem ser facilmente introduzidos quando retiramos inadvertidamente importantes vasos ou estruturas do conjunto da informação base da reconstrução. Quando visualizamos um volume anatómico é praticamente impossível aferir se alguma estrutura importante foi eliminada. Os métodos de segmentação podem criar falsas áreas de estreitamento pela remoção de parte de uma porção de lúmen venoso. Este problema pode ocorrer quando um realce heterogéneo do vaso causado por fluxo laminar ou turbulento ou então por artefactos em forma de listra ocasionado por estruturas adjacentes, esta ocorrência pode camuflar uma verdadeira estenose.

Os artefactos que usualmente interferem com a aquisição da imagem para futura reconstrução são o movimento e o aparecimento de barras/linhas resultado da presença de materiais com elevada densidade. Os artefactos de movimento são particularmente perigosos na reconstrução multiplanar, uma vez que podem facilmente simular uma fractura ou estenose vascular. Artefactos de pulsação que afectam frequentemente a aorta torácica ascendente são potenciais motivadores da simulação de uma dissecção da aorta. O conhecimento deste artefacto e uma revisão cuidada das imagens axiais permite a distinção entre um artefacto de pulsação ou uma verdadeira dissecção. As listras são essencialmente geradas por peças metálicas mas igualmente provocadas por estruturas de densidades elevadas ou presença de meio de contraste denso. Este artefacto surge sob a forma de linhas paralelas ou radiais que não estão confinadas a uma estrutura específica. Nas reconstruções de volume ou superfície no entanto podem ser enganosos já que podem figurar como áreas marginais que podem imitar estenoses vasculares ou oclusões.

A presença de ruído nas imagens significa uma limitação da utilização de técnicas *rendering* de reconstrução 3D. Situação bastante problemática nos estudos vasculares que causam dificuldade similares à insuficiência de meio de contraste.

Quando nos confrontamos com a presença acentuada de ruído nas imagens devemos recorrer às imagens MPR (Lipson, 2006).

8. PREPARAÇÃO DO PACIENTE

Antes da realização de um exame de diagnóstico, neste caso uma tomografia computadorizada, todo o paciente necessita de uma preparação prévia que é dirigida ao tipo de exame e região anatómica a que o mesmo se destina. Esta necessidade prende-se com o facto do doente chegar nas condições adequadas à realização dos exames para que se possam retirar dos mesmos as conclusões pretendidas.

Na véspera deve ser indicado ao paciente se o exame necessita de jejum prévio ou da realização de enemas de limpeza intestinal. No dia da realização é de vital importância que o paciente seja esclarecido em relação ao mesmo, facto que reduz a ansiedade e torna o mais colaborante. Os doentes claustrofóbicos, podem ter necessidade da administração de um sedativo que os ajude a encarar a “*gantry*” de uma forma menos ameaçadora.

Com o objectivo de evitar o aparecimento de artefactos, devem ser retirados da região em estudo quaisquer tipo de adornos, jóias, próteses dentárias removíveis, roupa com botões, fechos metálicos ou colchetes.

8.1. Aspectos de consideração

Precedendo qualquer exame de TC, deve-se efectuar uma verificação do historial clínico e das análises laboratoriais do paciente. É importante que na requisição, juntamente com o pedido de exame seja mencionado se o doente já realizou o mesmo exame anteriormente. Esta informação permitirá ao médico radiologista uma comparação com imagens anteriores e uma fácil avaliação da evolução patológica (Hofer, 2000).

Também é fundamental toda a informação sobre cirurgias prévias, que explicam possíveis alterações anatómicas, e radioterapia a que a região em estudo foi sujeita, bem como os resultados de exames radiológicos anteriores, todos estes aspectos facilitam a realização de um diagnóstico diferencial.

Muitos dos exames de TC, requerem a administração endovenosa de um produto de contraste iodado, que pode ser potenciador de reacções adversas ou causar agravamento de situações patológicas preexistentes.

Em boa prática, o médico assistente deve indagar primeiramente ao paciente, se este pode realizar o exame antes de indicar a sua realização. Isto porque em teoria não há outra pessoa que conheça melhor o historial clínico do paciente e tenha um relacionamento mais directo do ponto de vista médico e pessoal com o examinado podendo poupar tempo e problemas derivados ao uso de contrastes ou mesmo a informação que se pretendia obter com o exame. Ou seja, quando um paciente chega ao Serviço de Radiologia já sabe aproximadamente como é o exame que vai realizar e o que se pode obter do ponto de vista de informação imagiológica. Já passado pelo crivo do médico assistente, sabemos que o paciente apresenta todas as condições necessárias para a administração do contraste e realização do exame. De qualquer forma nos respectivos serviços deve existir uma guia – questionário que serve de ajuda na indagação de patologias ou situações de risco potencial para realizar o TC. Este inquérito serve por sua vez como documento de aceitação ou negação da autorização do uso de contraste endovenoso.

9. MEIOS DE CONTRASTE

De uma forma sucinta podemos definir os meios de contraste (MC) como substâncias que pela sua composição química e densidade, modificam a absorção natural que os diferentes órgãos e tecidos provocam na radiação X.

Após a descoberta da radiação X por *Röntgen* em 1895, o uso de MC tornou-se prática em estudos radiológicos (inicialmente o sulfato de bário, mercúrio e acetato de chumbo) o que prova o interesse da sua utilização em diagnóstico médico.

Podemos classificar os contrastes como naturais e artificiais. Os naturais são substâncias como o cálcio, ar e a gordura, os contrastes artificiais são proporcionados pela utilização de substâncias com alto conteúdo de iodo e soluções de bário.

Os MC são diferenciados de acordo com as suas características em meios de contraste negativos e positivos. Os negativos absorvem menos radiação que os tecidos adjacentes são compostos com baixa densidade e átomos de baixo número atómico (gás, ar, oxigénio, dióxido de carbono e água). Os MC positivos, por seu lado absorvem mais radiação do que os órgãos e tecidos adjacentes. São complexos moleculares cuja estrutura alberga átomos de elevado número atómico (bário, iodo, gadolínio e micro bolhas).

Os meios de contraste britados, mais concretamente o sulfato de bário ($BaSO_4$), são utilizados com muita frequência. Têm como características principais, a boa opacificação devido à a sua concentração ($BaSO_4$), fluidez que facilita a óptima impregnação das mucosas e a estabilidade da suspensão que evita a sedimentação e criação de artefactos.

As vantagens (quadro 8) da sua utilização estão nos baixos custos, bom poder opacificante do trato digestivo pela absorção da radiação X, óptima qualidade radiológica com elevada informação morfológica e funcional e o facto de não ser absorvível. Este tipo de contraste é insolúvel em água e ácidos não se verificando absorção intestinal do mesmo.

As desvantagens (quadro 8) na sua administração estão relacionadas com possíveis extravasamentos do trato digestivo (peritoneu, extra-peritoneu e mediastino) que condicionarão o aparecimento de fibrose e granulomas. Podem também, embora raras, ocorrer reacções de sensibilidade aos aditivos usados na sua preparação.

Como contra indicações, algumas situações patológicas como a existência de fistulas ou perfuração do trato digestivo, oclusão e obstrução intestinal. Dificuldade na deglutição e presença de suturas cirúrgicas também devem ser consideradas como factor a considerar na utilização deste meio contraste.

Quadro 8: Resumo das vantagens /desvantagens e contra indicações na utilização de $BaSO_4$.

Vantagens, desvantagem e contra indicações na utilização de $BaSO_4$	
Vantagens	<ul style="list-style-type: none"> • Baixos custos. • Bom poder opacificante do trato digestivo pela absorção de radiação X. • Óptima qualidade radiológica com elevada informação morfológica e funcional. • Não ser invasivo quimicamente inerte. • Insolúvel em água e ácidos não se verificando absorção intestinal.
Desvantagens	<ul style="list-style-type: none"> • Embora raras, podem ocorrer reacções de sensibilidade aos aditivos usados na sua preparação.
Contra indicações	<ul style="list-style-type: none"> • Situações patológicas como a existência de fistulas ou perfuração do trato digestivo, oclusão e obstrução intestinal. • Indução de fibrose fora do trato gastro-intestinal. • Presença de suturas cirúrgicas também deve ser vista como um factor a considerar na utilização deste meio contraste. • Dificuldade na deglutição.

Os meios de contraste iodados, são combinados de iodo que contém aniões com vários catiões. O iodo é um componente universal a todos os meios de contraste devido à sua elevada densidade baixa toxicidade e à sua facilidade de se ligar aos componentes orgânicos facilmente expelidos pelos rins, boa tolerabilidade, ausência de actividade fármaco-dinâmica, eliminação rápida e total, solubilidade e baixa ligação a proteínas. Existem algumas propriedades relacionadas com a segurança e eficácia dos meios de contraste como o caso da densidade, osmolalidade, e viscosidade do respectivo contraste.

A concentração ou densidade (nº de átomos de iodo por mililitro de solução), de iodo é um factor a considerar na aplicação deste, já que determina a sua opacidade e consequentemente a sua eficácia. A concentração é expressa quer em g/100 ml ou mg/ml entre 120 mg/ml e 480 mg/ml. A opção pela concentração de iodo depende do exame a realizar (ausência ou não de contraste natural), peso do paciente e tipo de equipamento (instrumentos) em utilização.

A eficácia de um meio de contraste depende não só das propriedades farmacológicas da sua molécula, mas principalmente da sua capacidade de atenuação dos raios X.

A viscosidade que de forma simplista pode ser definida como a “força” necessária para injectar a substância (MC) através de um cateter, aumenta geometricamente com a concentração da solução e com o peso molecular. A viscosidade mede a fluidez das soluções e exprime-se em milipascals por segundo (mPas/s). Depende da concentração de iodo, temperatura do produto, peso molecular e número de radicais (OH) existentes. Uma viscosidade elevada dificulta uma injeção manual rápida e a fluidez do meio de contraste para os vasos e capilares.

A osmolalidade, é definida pelo número de partículas de uma solução por unidade de volume e expressa em miliosmole/kg H₂O (mOsm/Kg).

Existem alguns efeitos colaterais associados à administração de um MC iodado de elevada osmolalidade, ou seja, a troca de fluidos entre diferentes compartimentos pode estar associada a vasodilatação, sensação de calor, dor, diurese osmótica e alterações hemodinâmicas. Diminuir a osmolalidade possibilita a diminuição da dor e sensação de calor, reduz as perturbações da função cardíaca.

A hidrofília, mede a afinidade de um meio de contraste iodado pela água, quanto maior a hidrofília menor a toxicidade. Os meios de contraste iodados são classificados de acordo com o quadro 9.

Quadro 9: Classificação dos MC iodados.

Meio Contraste	Iodo	Hidrossolúvel	Uro-angiográficos	Iónicos
		Lipossolúvel		Não iónicos

A maioria dos exames de TC, requerem a utilização de meio de contraste hidrossolúvel do tipo uro-angiográfico e do tipo lipossolúvel. Estes produtos são administrados por várias vias. As vantagens da sua utilização são múltiplas pois modifica o coeficiente de absorção o que faculta um gradiente de diferenciação entre órgãos e patologias. Permite verificar e avaliar o grau de vascularização de massas permitindo também efectuar a distinção entre lesões sólidas e líquidas. Facilita o estudo e delineamento da anatomia vascular (variantes do normal, trombozes, aneurismas, etc.). Faculta uma melhor avaliação da espessura da parede dos abscessos viscerais, dos pseudo quistos do pâncreas e processos inflamatórios agudos. Outra vantagem é o preenchimento e opacificação do aparelho urinário.

Como desvantagens, são de referir as reacções adversas aos meios de contraste, exames mais morosos e mais onerosos. Embora as reacções adversas a meios de contraste iodados sejam pouco frequentes, podem ocorrer o que obriga a uma preparação por parte da equipa técnica para as minimizar e à realização de um inquérito minucioso ao paciente a fim de excluir factores de risco (quadro 10).

Quadro 10: Factores de risco à administração de MC iodado.

Factores de risco à administração de MC iodado			
Nível	Factores de risco	Redução do risco	Pré medicação
Renal	Níveis de creatinina sérica = 1,5mg/dl.	Assegurar hidratação paciente. Suspender medicação de fármacos nefrotóxicos 24h antes. Considerar técnicas de imagem alternativas.	Corticosteroides mais de 6 horas antes da realização exame. Anti-histamínicos.
	Desidratação ou outras causas de hipoperfusão renal.		
	Insuficiência cardíaca.		
	Administração de fármacos nefrotóxicos.		
	Mieloma múltiplo.		
Não renal	Idade superior a 70 anos.	Uso de contraste não iónico.	
	Reacção previa generalizada a meios de contraste iodado (moderada /grave).		
	Asma.		
	Alergias que necessitem tratamento médico.		

As reacções adversas podem ser classificadas de acordo com o grau de severidade (quadro 11).

Quadro 11: Classificação das reacções adversas a MC iodado.

Classificação de reacções adversas a MC iodados	
Leve	Geralmente não requer tratamento médico, sendo unicamente necessária a vigilância.
Moderada	Clinicamente mais evidente requer observação cuidadosa e frequentemente tratamento médico.
Severa	Necessita de atendimento imediato, pois apresenta maior morbidade e requer hospitalização.
Fatais	Incluem colapso cardiorespiratório, edema pulmonar, coma e obstrução das vias aéreas.

O conteúdo em iodo dos diferentes meios de contraste pode variar entre 20 e 45%, dessa percentagem; 99% do iodo liga-se aos componentes orgânicos. Os meios de contraste são hipertónicos relativamente ao plasma sanguíneo e podem provocar aumento da osmolalidade plasmática, causando uma hipertensão transitória, seguida normalmente de hipotensão e aumento do débito cardíaco.

Frequentemente os doentes experimentam sintomas relacionados com o aumento da osmolalidade sérica, ocasionada pelo meio de contraste.

Quadro 12: Guia de actuação para tratamento de 1ª linha a reacções adversas a MC iodado.

Guia de Actuação para tratamento de 1ª linha a reacções adversas a MC iodado		
Sintoma	Tipo	Tratamento
Náusea/vomito	Transitório	Tratamento de suporte.
	Grave	Considerar a administração de um fármaco anti - emético apropriado.
Urticária	Extensa e transitória	Tratamento de suporte incluindo observação.
	Extensa e prolongada	Administração de um anti - histamínico via endovenosa ou intramuscular.
	Marcada	Considerar a administração de adrenalina intramuscular 1:1000 0,1- 0,3 ml (0,1-0,3 mg) em adultos, 0,01 mg/kg até um máximo de 0,3 mg em crianças.
Broncoespasmo		Oxigénio em máscara (6-10 l/min). Adrenalina intramuscular (com pressão arterial normal, 1:1 0,1- 0,3 ml (0,1-0,3 mg); com pressão arterial desconhecida 1.1000 0,5 ml(0,5mg), em pacientes pediátricos 0,01 mg/kg.
Edema laríngeo		Oxigénio em máscara (6-10 l/min). Adrenalina intramuscular 1.1000 0,5 ml (0,5mg em adultos repetir se necessário.
Hipotensão isolada		Elevar as pernas paciente. Oxigénio em máscara (6-10 l/min). Líquidos intravenosos em fluxo rápido (soro fisiológico ou lactato de Ringer). Se não existir resposta adrenalina intramuscular 1.1000 0,5 ml(0,5mg em adultos repetir se necessário.
Hipotensão e bradicardia por reacção vagal		Elevar as pernas paciente. Oxigénio em máscara (6-10 l/min). Atropina 0,6 – 1,0 mg intravenosa, repetir se necessário passados 3-4 minutos até um total de 3mg(0,04 mg/kg) em adultos; em crianças 0,02 mg/kg (máximo de 0,6 mg por dose) até um total de 2mg. Líquidos intravenosos em fluxo rápido (soro fisiológico ou lactato de Ringer).
Reacção anafilática	Generalizada	Chamar a equipa de emergência. Aspiração vias aéreas se necessário. Elevar as pernas do paciente se hipotenso. Adrenalina intramuscular 0,5ml (0,5mg) em adultos; 0,01 mg/kg até 0,3 mg. Líquidos intravenosos em fluxo rápido (soro fisiológico ou lactato de Ringer).

As reacções adversas ao meio de contraste iodado vão desde a náusea, vômito, rubor facial, urticária/eritema, ansiedade, hipotensão, taquicardia, arritmias, broncospasmo, edema da língua e faringe e o choque anafilático (Thomsen *et. al.*, 1998) (quadro 12).

A náusea e o vômito ocorrem frequentemente até aos primeiros dois minutos pós administração do contraste. Embora não exista relação directa a náusea e o vômito ocorrem associados e antecedem em 20% as reacções anafiláticas.

A urticária pode ocorrer originando um desconforto para o doente com um aumento da ansiedade. Por si só não costuma evoluir para uma reacção mais severa. Tremores, febre e rubor facial, são as reacções mais frequentes e geralmente também não evoluem para situações mais graves.

Hipotensão, seguida de taquicardia ou outras arritmias devem advertir para a possibilidade de uma reacção tóxica grave ao contraste.

O choque anafilático, broncospasmo e obstrução das vias aéreas com edema da faringe e língua podem surgir logo no primeiro minuto de injeção. Na maioria das situações em que surge uma reacção grave os sintomas respiratórios surgem em primeiro lugar.

A utilização do meio de contraste é efectuada de acordo com a situação clínica do paciente mas também de acordo com os objectivos pretendidos pela realização do estudo.

Se pretendermos diferenciar o tracto intestinal, dos órgãos adjacentes temos que recorrer à ingestão por via oral de meio de contraste.

Como mencionado anteriormente a escolha do contraste mais adequado a cada situação é relevante, porque muito embora a utilização de contraste baritado permita um melhor revestimento das mucosas, só pelo facto de não ser hidrossolúvel não pode ser utilizado em algumas situações. Situações essas que incluem fistulas ou perfurações do tracto intestinal ou eventual necessidade de intervenção cirúrgica, nas quais é utilizado um contraste hidrossolúvel, que é absorvido pelo organismo.

Cada vez mais se utiliza a água como meio de contraste oral já que a mesma se torna num contraste hipodenso que permite uma boa avaliação da parede gástrica.

A ingestão do contraste oral, deve ter início 20 a 30 minutos antes do exame se o pretendido for a opacificação do intestino delgado. Se por outro lado pretendemos a opacificação do todo o cólon e recto a ingestão do contraste deve ser iniciada preferencialmente 60 minutos antes da realização do estudo.

A avaliação da região pélvica pode implicar a administração de contraste por via rectal, para uma melhor diferenciação das estruturas pélvicas e possíveis situações patológicas. Para além do tempo de ingestão a quantidade de contraste a ingerir, contribui para o sucesso do exame (quadro 13). Assim se queremos um adequado revestimento ou seja opacificação do trato intestinal, devemos dissolver em 1000 ml de água 250- 300 ml de uma suspensão com sulfato de bário. No caso da utilização de contraste hidrossolúvel para a mesma quantidade de água apenas precisamos de 10 a 20 ml do mesmo.

Quadro 13: Quantidade/ Concentração/Tempo de ingestão do MC

Quantidade/ Concentração/Tempo de ingestão do MC				
Tipo MC	Quantidade/agua	Concentração	Tempo de ingestão	Tipo de exame
Suspensão baritada	1000ml	250 a 300 ml	60 minutos	Intestino grosso e recto
Suspensão Baritada	500ml	125 a 150 ml	30 minutos	Intestino delgado
MC hidrossolúvel	1000ml	10 a 20 ml	60 minutos	Intestino grosso e recto
MC hidrossolúvel	500ml	5 a 10 ml	30 minutos	Intestino delgado

Quando pretendemos apenas a avaliação da porção superior do trato intestinal, só necessitamos de 500ml de qualquer um dos contrastes referidos anteriormente.

A administração de meio de contraste intravenoso, vai permitir um aumento da densidade dos vasos sanguíneos, que por sua vez permite uma melhor definição dos mesmos em relação a estruturas musculares e órgãos adjacentes.

Pela captação de meio de contraste é possível avaliar o grau de perfusão sanguínea nos tecidos patológicos, como é o caso do contorno dos abscessos e captação heterogénea das lesões tumorais. De acordo com a estrutura a ser estudada deve ser realizado um exame pré e pós administração de contraste endovenoso que permite comparação de imagens radiográficas.

A quantidade de contraste é calculada em função do estudo e peso do doente (1a 2ml/Kg), podendo ser conseguido um equilíbrio entre a tolerância ao meio de contraste e o realce vascular pretendido.

10. PROTOCOLOS UTILIZADOS EM TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA

A TC, é uma técnica com elevada sensibilidade diagnóstica de fácil execução, cómoda, fácil acessibilidade e rápida por isso largamente utilizada. Na literatura encontramos pequenas variantes na realização dos estudos tomográficos as quais têm a ver com factores diversos, entre eles as características morfo-anatómicas dos pacientes (negróides, caucasianos), características do equipamento, patologia a estudar.

Desta forma cada Serviço de Radiologia tem de adequar os protocolos baseando-se em algumas regras gerais. Incumbe ao Médico Radiologista e ao Técnico de Radiologia a selecção das condições ideais a utilizar na execução do exame, de acordo com a informação clínica, com vista à obtenção de imagens médicas com qualidade diagnóstica empregando a menor dose de radiação não perdendo de vista o tipo de lesão ou situação em estudo.

Face ao exposto nos parágrafos anteriores, optamos ao longo desta secção por não mencionar os autores que permitiram a construção dos vários protocolos, uma vez que estes são fruto de vários contributos dos quais destacamos entre outros devidamente mencionados nas referências bibliográficas, Silverman (1998), Knollann & Coakley (2006) e Bruening *et al.*, (2006).

10.1. Tomografia computadorizada do neuroeixo

10.1. 1.TC Cerebral

A patologia cerebral de uma forma simplificada pode ser sistematizada da seguinte maneira:

- 1- Doenças do foro vascular
 - AVC isquémico
 - AVC hemorrágico
 - Malformações vasculares e aneurismas.
 - Vasculite
- 2- Doenças inflamatórias – infecciosas
 - Infecções (virais, bacterianas, fúngicas, etc.)
 - Doenças desmielinizantes
- 3- Doenças neoplásicas
 - Primárias
 - Secundárias
- 4- Lesões traumáticas.

No grupo das lesões traumáticas podemos incluir os higromas, contusão hemorrágica, fracturas com ou sem afundamento, lesão difusa com edema cerebral e traumatismos facial ou orbitário.

Nestas situações a TC, permite uma avaliação rápida da extensão das lesões, localização e tipo de lesão, permitindo também determinar o tratamento adequado à situação.

As neoplasias podem ser quanto à localização, intraaxial ou intraparenquimatosa e extraaxial fora do parênquima cerebral (menígea, dural, epidural, ou intraventricular). A lesão extraaxial mais frequente é o meningioma, que tem um aspecto típico na TC, a quando da aquisição sem contraste apresenta uma imagem hiperdensa, captando intensamente o contraste quando administrado. O glioma, é uma massa intraaxial, que apresenta contornos irregulares, edema circundante, efeito de massa e capta contraste de forma irregular.

As metástases, são lesões intra ou extra axiais, que podem aparecer isoladas ou múltiplas. O aspecto das metástases é variável sendo mais típico o aspecto de um nódulo de densidade variável, acompanhado de importante edema circundante com aspecto digitiforme. Frequentemente as lesões são múltiplas, após a injeção de contraste apresentam realce variável homogéneo, irregular em anel etc.

Nos tumores primários ou secundários, benignos ou malignos a TC demonstra a, localização, dimensão, configuração e intensidade do edema circundante. Permite avaliar o tumor quanto às suas características, se é sólido ou quístico, hemorrágico ou necrótico, facilmente se infere o grau de compressão tumoral. Com a aplicação de contraste endovenoso pretende-se, tornar hiperdensa uma lesão isodensa mas captante, para demarcação do parênquima normal ou edema circundante.

Na patologia vascular podemos observar os enfartes, isquémicos e hemorrágicos.

O enfarte isquémico, quando trombo-embólico é visível poucas horas após a ocorrência, no entanto a TC pode ser normal na fase de isquémia aguda embora por vezes demonstrável através de sinais indirectos como o apagamento dos sulcos e efeito compressivo de uma parede ventricular. A imagem tomográfica é hipodensa relativamente ao parênquima cerebral.

A doença degenerativa, pode ser cerebral ou cerebelosa surge de forma irreversível, reflecte a perda de tecido cerebral cortical sub cortical ou profundo.

A hidrocefalia, define-se como um aumento do volume do sistema ventricular resultado do aumento da pressão intraventricular que está normalmente associada a uma anormal circulação de liquor. Pode ser originado por três situações possíveis, produção excessiva de líquido cefalorraquidiano (LCR), obstrução a nível do buraco *Monro* ou do aqueduto de *Sylvius*.

A patologia infecciosa/inflamatória abrange abscessos, empiemas, SIDA e toxoplasmose, sendo nestes casos obrigatório o uso de produto contraste endovenoso para melhor definição e caracterização das mesmas.

O estudo cerebral por TC (quadros 14, 15, 16), permite uma aproximação diagnóstica na maioria destas patologias. Para isto uma adequação do protocolo de estudo é fundamental.

Quadro 14: Protocolo para estudo crânio - cortes axiais

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal, queixo com ligeira flexão. Tragus, equidistantes plano sagital mediano alinhado com a linha média da mesa.
Topograma	Perfil.
Altura mesa	Altura da mesa a nível do canal auditivo externo (C.A.E).
Centragem	Base do crânio ou a nível do mento.
Cortes	Linha de referencia, orbitomeatal (infra orbitomeatal também pode ser utilizada), sendo os cortes paralelos à mesma. O primeiro corte deverá incidir a nível do buraco occipital (rebordo inferior do <i>tragus</i>). O último corte a nível do vértex. Para o estudo da fossa posterior a espessura dos cortes deve ser de 3 a 5 mm adquirido consecutivamente. Para a região supra tentorial deverão ser efectuados cortes de 10 mm contíguos.
FOV	210 mm em adultos e 190 mm em crianças.
Filtros	Filtro a utilizar deve ser standard em caso de fractura utilizar também o filtro de osso.
Valores exposição	kVp120; mAs: 240 A quando na presença de doentes agitados deve ser reduzido o tempo de exposição
Respiração	Respiração suave.
Pitch	1,0 até 1,4.
Contraste	A utilização do produto de contraste é efectuada de acordo com a patologia em estudo. Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de 0,5 ml/Seg. Delay de 15 a 30 segundos. Volume total 80 ml (ajustar em crianças).
Reconstrução	Em caso de traumatismo deve ser realizada uma reconstrução utilizando o filtro de osso e abranger as orbitas
Fotografia /impressão	Fotografar com janela de partes moles e eventualmente com a janela de osso. A quando da impressão deve ser medida dimensão das lesões para posterior comparação.

O aparecimento de artefactos em forma de listas são frequentes e são provocados pela elevada densidade da protuberância occipital interna e pelos rochedos, podem ser reduzidos com a diminuição da espessura de corte e aumento dos kV ou mA.

Quadro 15: Protocolo para estudo da fossa posterior - cortes axiais.

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal, queixo com ligeira flexão. Tragus, equidistantes, plano sagital mediano alinhado com a linha média da mesa.
Topograma	Perfil.
Altura mesa	Altura da mesa a nível do canal auditivo externo (C.A.E).
Centragem	A nível do mento.
Cortes	Cortes contíguos de 3 mm de espessura. Início do scan a nível do buraco magno e o termino do scan a nível do rebordo superior do rochedo. Com angulação necessária para minimizar os artefactos provocados pelo rochedo.
FOV	210 mm em adultos e 190 mm em crianças.
Filtros	Filtro a utilizar deve ser standard em caso de fractura utilizar também o filtro de osso.
Valores exposição	kVp: 120; mAs: 240. Os valores de exposição variam de acordo com as potencialidades do equipamento, no entanto temos e considerar que para o estudo da fossa posterior devem ser aumentados os valores de mAs e kV. A quando na presença de doentes agitados deve ser considerado o tempo de exposição.
Respiração	Respiração suave.
Pitch	1,0 até 1,4.
Contraste	A utilização do produto de contraste é efectuada de acordo com a patologia em estudo. Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de 0,5 ml/Seg. Delay de 15 a 30 segundos. Volume total 80 ml (ajustar em crianças).
Reconstrução	Em caso de traumatismo dever ser realizada uma reconstrução utilizando o filtro de osso e abranger as orbitas.
Fotografia/impressão	Fotografar com janela de partes moles e eventualmente com a janela de osso. A quando da impressão deve ser medida dimensão das lesões para posterior comparação.

Os parâmetros inerentes à aquisição da imagem estão dependentes da estrutura a visualizar e da patologia em causa. Não esquecer de indicar nos comandos da consola a alteração do decúbito dorsal para ventral, e de remover todos os objectos metálicos que provoquem artefactos na imagem.

Quadro 16: Protocolo para estudo do crânio - cortes coronais.

Posicionamento	Doente em decúbito dorsal, cabeça com hiperextensão, com o vértex apoiado em suporte próprio ou em decúbito ventral com o mento apoiado no suporte.
Topograma	Perfil.
Altura mesa	Altura da mesa a nível do canal auditivo externo (C.A.E).
Centragem	A nível do mento.
Cortes	Marcar os cortes paralelos à sutura coronal. Cortes dirigidos à região de interesse.
FOV	210 mm em adultos e 190 mm em crianças.
Filtros	Filtro a utilizar deve ser standard em caso de fractura utilizar também o filtro de osso.
Valores exposição	kVp : 120; mAs: 240. A quando na presença de doentes agitados deve ser reduzido o tempo de exposição.
Respiração	Respiração suave.
Pitch	1,0 até 1,4.
Contraste	A utilização do produto de contraste é efectuada de acordo com a patologia em estudo. Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de 0,5 ml/Seg. Delay de 15 a 30 segundos. Volume total 80 ml (ajustar em crianças).
Reconstrução	Em caso de traumatismo dever ser realizada uma reconstrução utilizando o filtro de osso e abranger as orbitas.
Fotografia /impressão	Fotografar com janela de partes moles e eventualmente com a janela de osso. A quando da impressão deve ser medida dimensão das lesões para posterior comparação.

As primeiras aplicações do estudo de angiografia por tomografia computadorizada foram no estudo das dissecções e aneurismas aorta. Inicialmente as reformatações coronais e sagitais eram grosseiras e de fraca qualidade repletas de artefactos e de áreas anatómicas reduzidas.

O aparecimento da tomografia helicoidal e posteriormente a tecnologia multicorte, possibilitaram um grande avanço e qualidade na realização da angio TC.

O aumento da resolução espacial e temporal facilita a observação de pequenas estruturas vasculares e na utilização mais eficaz da quantidade de meio de contraste a administrar.

A possibilidade da utilização de variados algoritmos de reconstrução multiplanares e 3D facilitam a avaliação das lesões já que permitem a visualização dos contornos e conteúdos vasculares e a relação entre as várias estruturas vasculares.

Actualmente esta técnica não invasiva é bastante utilizada para o estudo angiográfico de múltiplas estruturas vasculares em substituição da angiografia por subtracção.

As principais indicações da angio TC são o estudo dos vasos supraaórticos, intracranianos, artérias vertebrais, pulmonares, aorta, renais e das veias porta, hepáticas, cavas e ilíacas.

Este tipo de exame está indicado para a avaliação de algumas patologias específicas cerebrais como por exemplo o estudo das hemorragias sub aracnoideias agudas e sub agudas, malformações artériovenosas e estenoses dos vasos cranianos que pode ser efectuada com a aplicação do protocolo indicado no quadro 17.

Quadro 17: Protocolo para realização da angiografia craniana em TCMD.

Parâmetros	TC 4-8 Cortes	TC 10-16 Cortes	TC 32-64 Cortes
kV	120	120	120
Tempo de rotação (s)	0,5	0,5	0,5
mAs	135-200	135-200	135-240
Colimação (mm)	1.0-1,25	0.625-0.75	0.6-0.625
Pitch	0.9-1	0.9-1	0.9-1.2
Incremento de Reconstrução (mm)	1	0.6	0.5
Espessura de Reconstrução (mm)	1,25	0,75 -1	0,6- 0,75
Kernel Reconstrução	Standard	Standard	Standard
Direcção de corte Cortes	Caudocraniana	Caudocraniana Conforme o estudo	Caudocraniana
Contraste			
Concentração mg/ml Mono /Bifásica	300-400 Monofásica	300-400 Monofásica	300-400 Monofásica
Volume ml	80-120	80-100	80-100
Rate ml/s	3-4	3-4	3-4
Delay (s)		15-20 (12-15 para carótida)	

Nos estudos angiográficos é obrigatória a realização de reconstruções com orientações nos planos sagital, corona e axial com espessuras de reconstrução entre os 1,0 e 1,3 mm. As reconstruções MIP são melhores que reconstruções MPR, a utilização de imagens em *Volume Rendering*, são úteis na avaliação de possíveis tratamentos cirúrgicos.

De igual forma também se podem realizar estudos das veias cerebrais (quadro 18), para diagnóstico de trombose venosa, localização e dimensão de oclusão venosa, avaliação do grau de compressão entre as veias cerebrais e os seios aéreos e avaliação da drenagem venosa em pacientes com malformações artériovenosas.

Quadro18: Protocolo para realização do estudo venoso craniano em TCMD.

Parâmetros	TC 4-8 Cortes	TC 10-16 Cortes	TC 32-64 Cortes
kV	120	120	120
Tempo de rotação (s)	0,5	0,5	0,33 -0,5
mAs	150-200	150-200	150-240
Colimação (mm)	1.0	0.75	0.65
Pitch	1	1	1
Incremento de Reconstrução (mm)	0.75 -2	0.6 -2	0.5-2
Espessura de Reconstrução (mm)	1-3	1-3	1-3
Kernel Reconstrução	Standard	Standard	Standard
Direção de corte	Caudocraniana	Caudocraniana	Caudocraniana
Cortes	Base do crânio até ao vértex		
	Contraste		
Concentração mg/ml	300	300	300
Mono /Bifásica	Monofásica	Monofásica	Monofásica
Volume ml	120	120	120
Rate mls	3-4	3-4	3-4
Delay (s)		Venoso: 40-45	
		Arterial e venoso: 35	

A tomografia para estudo venoso pode proporcionar uma informação clara acerca do grau de congestão venosa. A reconstrução a três dimensões pode ser útil em alguns casos para a visualização de trombos.

A tomografia computadorizada de perfusão, surgiu à duas décadas e é uma técnica simples e fiável nos possibilita uma avaliação quantitativa da perfusão de determinados órgãos como por exemplo o crânio, pulmão, rins e fígado.

A perfusão venosa cerebral, é uma técnica usada em TCMD, bastante útil no estudo de isquémia aguda e estenose crónica das artérias supra aórtica e infra craniana. O estudo por perfusão (quadro 19) é uma ferramenta indispensável na avaliação de derrame cerebral agudo. A avaliação de acidente vascular cerebral, é uma das principais indicações para a realização de TC por perfusão.

Esta técnica esta baseada na leitura das curvas de realce de contraste registadas em cada pixel da imagem tomografica. Consiste na aquisição contínua de informação durante a primeira passagem de contraste pelos vasos cerebrais.

Quadro19: Protocolo para realização da perfusão craniana em TCMD.

Parâmetros	TC 4-8 Cortes	TC 10-16 Cortes	TC 32-64 Cortes
kV	80	80	80
Tempo de rotação	1,0	1,0	1,0
mAs	120-240	120-240	120-240
Colimação (mm)	2x10/4x8	2x10/4x8	2x10/4x8
Pitch	0	0	0
Incremento de Reconstrução (mm)	0	0	0
Espessura de Reconstrução (mm)	10	12	12
Kernel Reconstrução Especial	Especial	Especial Dinâmico: 45 cortes 1 corte /s	Especial
		Contraste	
Concentração mg/ml Mono /Bifásica	370 -400 Monofásica	300370 -400 Monofásica	370 -400 Monofásica
Volume ml	40	40	40
Rate mls	5-10	5-10	5-10
Delay (s)		5s	

Algumas considerações técnicas podem ser observadas a quando da realização da TC por perfusão, como por exemplo a escolha de ciclos de uma imagem por segundo é adequada para criar curvas de tempo de atenuação em cada *pixel* que podem traçar de forma segura as alterações da concentração de contraste. Ciclos mais curtos aumentam a quantidade de dose absorvida pelo paciente e não se melhora a qualidade dos resultados.

Para reduzir o ruído nas imagens seleccionamos uma espessura de reconstrução por corte de 8 a 10 mm (Koning, 2003), o que pode ser alcançado com o uso de TCMD, ao serem adicionadas as informações de detectores adjacentes.

Uma vez que o bólus de injeccção tem que ser curto, idealmente a taxa de 4 a 6s limita o volume injectado, por isso devemos recorrer a um acesso venoso de grande calibre que permita a injeccção de 5 a 10 mL/s.

10.1.2. TC dos Seios Perinasais (SPN)

Existem, algumas patologias a nível dos SPN e fossas nasais, cuja origem pode ser infecciosa ou inflamatória.

A patologia inflamatória é a mais frequente, podendo aparecer por exemplo como uma obstrução das vias de drenagem e conduzir à ineficácia do movimento ciliar (circulação de ar), estase de secreções e o aumento do risco de infecção secundária.

Pode originar edema e hipertrofia da mucosa, níveis hidraéreos e espessamento das paredes ósseas.

A patologia infecciosa, aguda bacteriana tem como agente mais comum o *aspergillus* (aspergilose sinusal). Este agente pode causar uma infecção localizada ou disseminação fulminante. O aspecto em TC da patologia inflamatória é fundamentalmente o de ocupação da cavidade perinasal e detritos que podem chegar a produzir osteólise.

As complicações associadas a estas patologias podem ser locais manifestando-se por quistos submucosos, mucocelo, pólipos inflamatórios osteomielite.

O quisto de retenção submucoso é uma dilatação das glândulas secretoras de muco por obstrução da sua normal drenagem. Em TC surge como uma lesão de baixa densidade e de contornos convexos ocupando de forma parcial ou total a cavidade sinusal.

O mucocelo, ocorre mais frequentemente a nível dos seios frontal e etmoidal, e aparece como uma imagem hiperdensa. Ocorre quando há uma obstrução completa do *ostium* de drenagem da qual resulta uma conseqüente acumulação de secreções com expansão do seio e adelgaçamento das paredes ósseas.

Pólipos inflamatórios são uma hiperplasia da mucosa resultado de uma inflamação crónica. Aparecem frequentemente de forma múltipla e geralmente nas fossas nasais ocupam os meatos médio e superior. Em TC surgem como lesões de densidade de tecidos moles que dilatam os orifícios de drenagem do seio envolvido.

A osteomielite, é uma complicação local rara que induz à desmineralização focal das paredes ósseas, ou apresenta manifestações regionais mais raras e mais graves pela extensão inflamatória ao conteúdo orbitário e intracraniano, que podem ir do abscesso peri-orbitário, nevrite óptica, meningite, abscesso cerebral, empiema sub-dural, até à trombose venosa dos seios durais e celulite peri orbitária mais frequente em crianças.

As massas tumorais que afectam as fossas nasais e peri nasais, podem ser benignas tendendo a expandir-se e moldar as paredes ósseas, ou malignas quando as destroem ou invadem. Dentro dos tumores benignos podemos considerar o osteoma que apresenta uma densidade cálcica, cefalocelo que é uma lesão congénita, papiloma que é uma proliferação benigna do epitélio nasal ou sinusal. Os tumores malignos mais frequentes são o carcinoma epidermóide e o adenocarcinoma.

Em situações traumáticas, a TC está indicada pela sua capacidade para avaliar as fracturas ósseas e alterações intra sinusais, como hemorragia e corpos estranhos, assim como estruturas adjacentes (órbitas e andar anterior).

Sempre que possível o estudo deve ser efectuado nos dois planos sendo os cortes coronais realizados de forma preferencial, e utilizados os filtros de reconstrução de osso e partes moles (quadros 20 e 21).

Quadro 20: Protocolo para estudo dos SPN - cortes coronais.

Posicionamento	Doente em decúbito dorsal, cabeça com hiperextensão, com o vértex apoiado em suporte próprio ou em decúbito ventral com o mento apoiado no suporte.
Topograma	Perfil
Altura mesa	Altura da mesa a nível do canal auditivo externo (C.A.E).
Centragem	Na base do crânio ou a nível do mento
Cortes	Cortes com angulação paralela à linha glabeloalveolar ou perpendicular à linha orbitomeatal. Espessura dos cortes de 3mm contíguos, desde a margem anterior do seio frontal até ao dorso da sela turca.
FOV	Scan FOV cabeça. Display FOV de 150 a 170 mm.
Filtros	Filtro utilizado é o filtro de osso, e eventualmente o de partes de moles se existir suspeita de massa tumoral ou de lesões de densidade de partes moles.
Valores exposição	kVp: 120; mAs: 200.
Respiração	Respiração suave.
Pitch	Aquisição volumétrica.
Contraste	A utilização do produto de contraste é efectuada de acordo com a patologia em estudo. Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de 0,5 ml/Seg. Delay de 45 segundos Volume total 80 ml (ajustar em crianças)
Reconstrução	Com intervalos de 3mm.
Fotografia /impressão	Fotografar com janela de osso (se necessário partes moles).

É importante a remoção de placa dentária e a existência de chumbo nos dentes o que provoca artefactos metálicos.

Quadro 21: Protocolo para estudo dos SPN - cortes axiais.

Posicionamento	Doente posicionado como para o estudo cerebral axial. Linha orbitomeatal perpendicular à mesa.
Topograma	Perfil
Altura mesa	Altura da mesa a nível do canal auditivo externo (C.A.E).
Centragem	A nível do mento
Cortes	Paralelos ao palato duro. Espessura dos cortes de 3mm contíguos. Abranger desde o palato duro até ao bordo superior do seio frontal
FOV	Scan FOV cabeça. Display FOV de 150 a 170 mm.
Filtros	Filtro utilizado é o filtro de osso, e eventualmente o de partes de moles se existir suspeita de massa tumoral ou de lesões de densidade de partes moles.
Valores exposição	kVp:120; mAs: 200
Respiração	Respiração suave
Pitch	Aquisição volumétrica
Contraste	A utilização do produto de contraste é efectuada de acordo com a patologia em estudo. Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de 0,5 ml/Seg. Delay de 45 segundos Volume total 80 ml (ajustar em crianças)
Reconstrução	Com intervalos de 3mm.
Fotografia /impressão	Fotografar com janela de osso (se necessário partes moles)

Os cortes axiais são executados como complemento dos cortes coronais ou na impossibilidade de efectuar os mesmos, são realizados sempre que as imagens coronais apresentem sinais patológicos, ou presença de artefactos metálicos. O exame deve ser realizado em ambos os planos, se existir a suspeita de massa tumoral, podendo também ser necessário administrar contraste e.v. e repetir os cortes no ou nos planos coronal ou axial.

Podemos recorrer também ao protocolo referenciado no quadro 22, se utilizamos um TCMD no estudo dos SPN e da face. Esta possibilidade facilita a realização de reformatações, o ajuste da imagem em pacientes cujo posicionamento não foi o mais correcto e permite a redução da dose de exposição.

Quadro 22: Protocolo para realização do estudo dos SPN e face em TCMD.

Parâmetros	TC 4 - 8 Cortes	TC 10-16 Cortes	TC 32-64 Cortes
kV	120	120	120
Tempo de rotação (s)	<1	<1	<1
mAs	20-200	20-200	20-240
Colimação (mm)	1-1,25	0,625- 0,75	0,6-0,625
Pitch	0,9	0,6-0,1	0,6-0,1
Incremento de Reconstrução (mm)	0,6	0,5	0,5
Espessura de Reconstrução (mm)	1,0-1,25	0,75-1	0,6-0,75
Kernel Reconstrução	Osso	Osso	Osso
Direcção de corte	Caudocraniana	Caudocraniana	Caudocraniana
Cortes		Seios frontais / mandíbula	

10.1.3. TC da Órbita

As patologias orbitárias variam, podem ser de origem inflamatória como o caso da celulite peri-orbitária (continuidade da infecção dos SPN), e do pseudo tumor lesão inflamatória que se comporta como um tumor. Podem ser de proveniência tumoral, como o melanoma da coróide que após a administração de contraste e.v. diminui de densidade, retinoblastoma, meningioma óptico, glioma óptico que não capta contraste, metástases, adenoma da glândula lacrimal e osteofribrroma.

Pode também ocorrer deslocamento da retina ao qual sucede alteração da densidade do globo ocular e a região orbitaria pode também ser afectada em situações traumáticas.

Em tomografia, efectua-se cortes axiais e coronais, sendo a administração de produto de contraste e.v. independente da patologia em causa (quadros 23 e 24).

Quadro 23: Protocolo para estudo da órbita - cortes axiais

Posicionamento	Igual ao de TC cerebral, olhar à frente pálpebras fechadas.
Topograma	Perfil.
Altura mesa	Altura da mesa a nível do canal auditivo externo (C.A.E).
Centragem	A nível do mento
Cortes	Cortes com uma angulação de -10° relativamente à linha orbitomeatal. Iniciar os cortes no topo do seio maxilar e terminar no rebordo orbitário superior. Cortes contíguos de 2mm de espessura.
FOV	Scan FOV cabeça. Display FOV de 150 mm.
Filtros	Filtro utilizado é o filtro de partes moles, e eventualmente o de osso se existir suspeita de fractura
Valores exposição	kVp: 120; mAs: 200.
Respiração	Respiração suave.
Pitch	Aquisição volumétrica.
Contraste	A utilização do produto de contraste é efectuada de acordo com a patologia em estudo. Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de 0,5 ml/Seg. Delay de 45 segundos. Volume total 80 ml (ajustar em crianças).
Reconstrução	Com intervalos de reconstrução de 1 a 3 mm.
Fotografia /impressão	Fotografar com janela de partes moles e janela de osso. Podem ser feitas reformatações sagitais e oblíquas.

Normalmente o protocolo de um TC com contraste consiste, em após a realização do exame sem contraste repetir os cortes axiais e coronais com administração de contraste ou apenas a aquisição das imagens no plano de maior interesse.

Quadro 24: Protocolo para estudo da orbita - cortes coronais.

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal ou ventral, cabeça em hiperextensão. Tragus equidistantes.
Topograma	Perfil.
Altura mesa	Altura da mesa a nível do canal auditivo externo (C.A.E).
Centragem	A nível do mento.
Cortes	Cortes orientados perpendicularmente à linha orbitomeatal. Iniciar os cortes na parte anterior do globo ocular até ao dorso da sela turca. Espessura de 2mm contíguos.
FOV	Scan FOV cabeça. Display FOV de 150 mm.
Filtros	Filtro utilizado é o filtro de partes moles, e eventualmente o de osso se existir suspeita de fractura.
Valores exposição	kVp: 120; mAs: 200.
Respiração	Respiração suave.
Pitch	Aquisição volumétrica.
Contraste	A utilização do produto de contraste é efectuada de acordo com a patologia em estudo. Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de 0,5 ml/Seg. Delay de 45 segundos. Volume total 80 ml (ajustar em crianças).
Reconstrução	Com intervalos de reconstrução de 1 a 3 mm.
Fotografia /impressão	Fotografar com janela de partes moles e janela de osso. Podem ser feitas reformatações sagitais e oblíquas.

Podemos efectuar reconstruções coronais a partir das imagens axiais se o paciente não tolerar a aquisição de imagens coronais directas.

Em caso de lesões traumáticas não efectuar a administração de produto de contraste. No caso do estudo de retinoblastoma obter imagens da orbita sem e com administração de contraste utilizando um intervalo de reconstrução de 1mm. Não efectuar aquisições no plano coronal.

Em caso de lesão limitada ao globo ocular, podemos alterar a área de estudo que passa a ser desde o chão até ao tecto da orbita. O intervalo de reconstrução neste caso é de 1mm, e também não é necessária a aquisição de imagens no plano coronal.

10.1.4. TC da Hipófise

Há situações em que a TC é aconselhável, nomeadamente na visualização dos septos ósseos esfenoidais e na pneumatização do seio esfenoidal, visualização de erosão do pavimento selar e hiperostose óssea e calcificações de certas lesões selares.

Em TC os planos de eleição para o estudo da hipófise são o plano coronal e axial (quadros 25 e 2).

Quadro 25: Protocolo para estudo da hipófise - cortes coronais

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal ou ventral, cabeça em hiperextensão. Tragus equidistantes.
Topograma	Perfil.
Altura mesa	Altura da mesa a nível do canal auditivo externo (C.A.E).
Centragem	Base crânio.
Cortes	Angulação da gantry para que os cortes fiquem perpendiculares à linha orbitomeatal. Iniciar o estudo nas apófises clinoides anteriores e terminar nas apófises clinoides posteriores. Sem contraste, cortes contíguos de 2 a 3 mm. Com contraste, cortes com espessura de 1mm e intervalo de 1,5 mm.
FOV	Scan FOV de cabeça. Display FOV de 100 mm.
Filtros	Filtro utilizado é o filtro de partes moles
Valores exposição	kVp: 120; mAs: 200
Respiração	Respiração suave
Pitch	1,0.
Contraste	A utilização do produto de contraste é efectuada de acordo com a patologia em estudo. Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de 0,5 ml/Seg. Delay de 45 segundos. Volume total 80 ml (ajustar em crianças).
Reconstrução	Com intervalos de reconstrução de 1 a 3 mm.
Fotografia /impressão	Fotografar com janela de partes moles e eventualmente janela de osso.

Quadro 26: Protocolo para estudo da hipófise - cortes axiais.

Posicionamento	Posicionamento como para TC cerebral. Tragus equidistantes.
Topograma	Perfil
Altura mesa	Altura da mesa a nível do canal auditivo externo (C.A.E).
Centragem	A nível do mento
Cortes	Marcação dos cortes de modo a que estes fiquem paralelos à linha orbitomeatal. Varrimento desde o chão da sela turca até à cisterna supra selar. Sem contraste, cortes contíguos de 2 a 3 mm. Com contraste, cortes com espessura de 1mm e intervalo de 1,5 mm.
FOV	<i>Scan</i> FOV cabeça. <i>Display</i> FOV de 150 mm.
Filtros	Filtro utilizado é o filtro de partes moles, e eventualmente o de osso se existir suspeita de fractura.
Valores exposição	kVp: 120; mAs: 200.
Respiração	Respiração suave.
Pitch	1,0.
Contraste	A utilização do produto de contraste é efectuada de acordo com a patologia em estudo. Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de 0,5 ml/Seg. <i>Delay</i> de 45 segundos. Volume total 80 ml (ajustar em crianças).
Reconstrução	Com intervalos de reconstrução de 1 a 3 mm.
Fotografia /impressão	Fotografar com janela de partes moles e eventualmente janela de osso.

10.1.5. TC dos Ouvidos

O ouvido é uma estrutura bilateral que se divide em três partes, interna, média e externa, podendo cada uma das partes ser afectada por diversas patologias.

Na região externa (ouvido externo), podem surgir as otites externas malignas, que são um processo inflamatório grave, que afecta o canal auditivo externo. Pode ser extremamente agressiva estendendo-se para a fossa infra temporal, nasofaringe, osso adjacente, articulação temporomandibular (ATM), estruturas do ouvido médio e interno. A atresia e hipoplasia são anomalias congénitas que afectam o canal auditivo externo.

A região média (ouvido médio), é assolado pela otite média, processo inflamatório da cavidade timpânica, provocado pela obstrução da trompa de Eustáquio, sendo o seu diagnóstico essencialmente imagiológico, em TC o ouvido médio com otite surge com densidade líquida.

A mastoidite, pode ser resultado de uma complicação de otite média, que se pode estender para as células mastoideias, aparece em TC como uma opacificação das células mastoideias.

O colesteatoma, pode ser consequência de uma otite crónica é formada por queratina que resulta da escamação das células epiteliais. É identificado por erosão ou escamação óssea expandindo-se normalmente para o antro e para o mesotimpano, ocasionando um deslocamento medial dos ossículos para o exterior do espaço de *Prussak*.

O *glomus* timpânico, é uma massa de tecidos moles muito vascularizada que capta intensamente o contraste pelo que para o seu diagnóstico se realizam cortes pré e pós contraste.

Internamente (ouvido interno), pode surgir a otosclerose onde o osso endocondral é substituído por osso esponjoso, ocorre erosão nas margens labirínticas das janelas oval, redonda e cóclea. O estudo da otosclerose é realizado em TC com a execução de cortes coronais e axiais com algoritmo de reconstrução de osso. O neurinoma do acústico, é uma lesão intracanalicular que provoca alargamento do canal auditivo externo e pode ter ou não extensão para o parênquima adjacente. São lesões iso a hipodensas que captam contraste tornando-se hiper densas, pelo que o seu estudo é realizado com e sem produto de contraste.

Os traumatismos podem provocar fracturas que segundo a forma podem ser verticais transversais, horizontais ou longitudinais sendo mais frequente a nível do ouvido as fracturas obliquas que apresentam componentes dos dois tipos.

De um modo geral embora pequenas as lesões do ouvido médio e interno podem ser claramente identificadas por TC se o exame cumprir os requisitos (quadro 27).

Quadro 27: Protocolo para estudo do ouvido - cortes coronais

Posicionamento	Posicionamento como para TC cerebral. Tragus equidistantes.
Topograma	Perfil.
Altura mesa	Altura da mesa a nível do canal auditivo externo (C.A.E).
Centragem	Base crânio.
Cortes	Angulação dos cortes perpendicular ao rochedo. Espessura dos cortes de 1mm contíguos. Iniciar o scan no rebordo posterior do côndilo da mandíbula até ao fim da mastóide.
FOV	<i>Scan</i> FOV cabeça. <i>Display</i> FOV de 60 mm.
Filtros	Filtro de osso.
Valores exposição	kVp: 120; mAs: máximo.
Respiração	Respiração suave.
Pitch	1,0.
Contraste	A utilização do produto de contraste é efectuada de acordo com a patologia em estudo. Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de 0,5 ml/Seg. <i>Delay</i> de 45 segundos. Volume total 80 ml (ajustar em crianças).
Reconstrução	Com intervalos de reconstrução de 1 a 3 mm.
Fotografia /impressão	Fotografar com janela de osso e realce para melhor definição dos ossículos.

Os valores de exposição devem ser elevados para permitir o aumento da qualidade da imagem desta estrutura densa (rochedo), onde se insere o ouvido. Se for necessário é realizado o estudo com cortes axiais cujo posicionamento é o mesmo que para os SPN, sendo a angulação dos cortes neste caso paralelos à linha infra orbitomeatal e abrangentes a todo o ouvido e com espessura de 1mm. O uso de contraste está limitado a patologias de origem neoplásica.

A capacidade de avaliação da TC, deve-se a em grande parte à presença de ar dentro da cavidade do ouvido médio e às células mastoideias que formam um contraste natural com as estruturas ósseas e as partes moles envolventes.

Na realização dos exames, devem ser individualizados cada um dos ouvidos, os cortes devem ser de 1mm contíguos adquiridos em algoritmo que realcem o detalhe ósseo.

O recurso ao produto de contraste é efectivado quando se está em presença de lesões altamente vascularizadas ou de massas do ângulo ponto cereboloso.

10.1.6. TC das Articulações Temporomandibulares (ATM)

As ATM podem ser avaliadas com estudos tomográficos no plano coronal e axial (quadros 28 e 29).

Quadro 28: Protocolo para estudo das ATM - cortes coronais.

Posicionamento	Posicionamento como para a TC da hipófise.
Topograma	Perfil.
Altura mesa	Altura da mesa a nível do canal auditivo externo (C.A.E).
Centragem	A nível da articulação temporomandibular.
Cortes	Cortes perpendiculares à linha orbitomeatal, contíguos de 1 a 3 mm de espessura. Efectuar cortes de boca fechada.
FOV	Scan FOV cabeça. Display FOV de 220 mm.
Filtros	Filtro de partes moles
Valores exposição	kVp: 120; mAs: 250.
Respiração	Respiração suave.
Pitch	1,0.
Contraste	A utilização do produto de contraste é efectuada de acordo com a patologia em estudo. Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de 0,5 ml/Seg. Delay de 45 segundos. Volume total 80 ml (ajustar em crianças).
Reconstrução	Reconstrução das imagens em filtro de osso.
Fotografia /impressão	Fotografar em janela de partes moles e osso.

É importante que o estudo seja realizado bilateralmente com o paciente de boca aberta e com a boca fechada.

Quadro 29: Protocolo para estudo das ATM - cortes axiais.

Posicionamento	Posicionamento como para TC cerebral. Tragus equidistantes.
Topograma	Perfil.
Altura mesa	Altura da mesa a nível do canal auditivo externo (C.A.E).
Centragem	Mento.
Cortes	Angulação dos cortes paralelos à linha orbitomeatal, espessura dos cortes de 1 a 3 mm contíguos. Os cortes são realizados com a boca fechada e eventualmente aberta.
Fov	<i>Scan</i> FOV cabeça. <i>Display</i> FOV de 60 mm.
Filtros	Filtro de partes osso.
Valores exposição	kVp: 120; mAs: máximo
Respiração	Respiração suave.
Pitch	1,0.
Contraste	A utilização do produto de contraste é efectuada de acordo com a patologia em estudo. Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de 0,5 ml/Seg. <i>Delay</i> de 45 segundos. Volume total 80 ml (ajustar em crianças).
Reconstrução	Com intervalos de reconstrução de 1 a 3 mm.
Fotografia /impressão	Fotografar com janela de osso e realce para melhor definição dos ossículos.

Devemos realizar reformatações das imagens axiais (no plano coronal), quando os pacientes não toleram a posição em pronação. A injeção de produto de contraste está reservada à patologia tumoral.

10.1.7. TC do andar médio da face

Este estudo é frequentemente utilizado em pacientes politraumatizados, quando se pretende avaliar a extensão dos traumatismos faciais.

São normalmente realizados cortes axiais e se possível deve realizar-se cortes coronais como complemento (quadro 30).

Quadro 30: Protocolo para estudo da face - cortes coronal e axial.

Posicionamento	Ambas as aquisições são obtidas com o paciente em decúbito dorsal. Paciente o mais alinhado possível com o centro da mesa.
Topograma	Perfil.
Altura mesa	Altura da mesa a nível do canal auditivo externo (C.A.E).
Centragem	Mento.
Cortes	Cortes paralelos ao palato duro para o plano axial e perpendiculares ao mesmo para os coronais. Os cortes axiais devem ser marcados desde o topo dos seios frontais até ao final da mandíbula. Os cortes coronais desde a margem anterior dos seio frontais até ao dorso da sela turca. A espessura dos cortes é de 3mm com espessura de 5mm.
Fov	Scan FOV, cabeça. Display FOV de 150 mm.
Filtros	Deve ser utilizado filtro de osso e de partes moles para o estudo das orbitas.
Valores exposição	kVp: 120; mAs: 250.
Respiração	Respiração suave.
Pitch	1,0.
Contraste	A utilização do produto de contraste é efectuada de acordo com a patologia em estudo. Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de 0,5 ml/Seg. Delay de 45 segundos. Volume total 80 ml (ajustar em crianças).
Reconstrução	Com intervalos de reconstrução de 3 mm.
Fotografia /impressão	Fotografar em janela de osso e partes moles.

Por serem normalmente doentes agitados devemos realizar o exame no menor tempo possível e se não for possível a aquisição directa dos cortes coronais devem ser efectuadas reformatações nesse plano.

A utilização dos cortes axiais está direccionada à avaliação da parede anterior do maxilar, paredes postero-laterais da órbita e do maxilar, arco zigomático e tábua interna do seio frontal.

As aquisições coronais são preferencialmente dirigidas ao estudo do rebordo orbitário inferior, palato, apófises pterigoides e etmóide.

10.1.8. Estudo tomográfico da coluna vertebral

A coluna vertebral é composta por vértebras e divide-se em cinco segmentos, cervical, dorsal, lombar, sagrada e coccígea. Apresenta duas curvaturas, uma denominada de lordose e a outra de cifose.

As patologias associadas à coluna vertebral como ocorre em outras regiões anatómicas podem ter origem em processos inflamatórios/infecciosos e degenerativos, situações congénitas e traumáticas, lesões tumorais e patologias vasculares.

Quanto à sua localização podem ocorrer na região intramedular, podem ser extramedulares/intradurais e extradurais.

Como lesões intramedulares, de origem congénita podemos referir o mielomeningocele, diastematomielia (medula dividida podendo ter apenas um saco dural ou dois), seringohidromielia (saco de liquor dentro da medula).

A nível tumoral são frequentes os astrocitomas,ependinoma, hemangioblastoma e as metástases. As lesões traumáticas podem ser desde contusões, até à secção medular.

As lesões extra-medulares intradurais, podem ser de origem congénita como é caso do meningocele, de origem neoplásica como os meningiomas, ependimomas paragangliomas, quistos aracnoideus e quistos epidermóides. A aracnoidite é uma lesão de carácter inflamatório.

No que diz respeito à patologia vascular podemos referir os hematomas, malformações artéριοvenosas (AV) e fistulas AV.

A patologia extradural é predominantemente de natureza inflamatória, causando afectações dos corpos e discos, com extensa lise óssea e por vezes acompanhando-se de abscessos que podem estender-se às regiões para vertebrais. As lesões extradurais em relação às outras localizações são as mais avaliadas por tomografia.

A nível inflamatório, podemos referir a espondilite, espondilodiscite, e abscesso epidural.

No que se refere a situações traumáticas são de mencionar, as fracturas, as luxações (quadro 31 e 32) os hematomas epidurais e a espondilolistese que são estudados com protocolos específicos.

Quadro 31: Protocolo para estudo de fractura ou luxação da coluna cervical - cortes axiais.

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal, membros superiores em extensão ao longo do corpo, cabeça com ligeira hiperextensão e ombros descaídos. Plano sagital mediano alinhado com o centro da mesa.
Topograma	Perfil, abrangendo desde o palato duro até às primeiras vértebras dorsais.
Altura mesa	Altura da mesa a ½ da espessura do pescoço.
Centragem	2ª Vértebra dorsal.
Cortes	No topograma marcar cortes axiais contíguos de 2 a 3 mm de espessura a iniciar 2 a 3 centímetros acima da zona da lesão e a terminar 2 a 3 centímetros abaixo do final da lesão. A inclinação da gantry deve estar de acordo com a inclinação dos corpos vertebrais em estudo.
FOV	Scan FOV, de 120 a 140 mm. Display FOV 80 mm
Filtros	Filtro de partes moles e reconstrução em filtro de osso.
Valores exposição	kVp: 120: mAs 280.
Respiração	Respiração suave
Pitch	1,0 ou 2,0 dependendo do tamanho da área de estudo.
Contraste	Não se aplica.
Reconstrução	Os cortes são reconstruídos em algoritmo de alta resolução de osso.
Fotografia /impressão	O exame deve ser fotografado com janela de partes moles e janela de osso e o topograma com e sem linhas de referencia.

Quadro 32: Protocolo para estudo de fracturas da coluna lombar - cortes axiais.

Posicionamento	Doente em decúbito dorsal, membros superiores elevados colocados por trás da cabeça. Apoio em cunha colocado por baixo dos joelhos para garantir maior conforto ao paciente.
Topograma	Perfil, a abranger desde D11 ao Sacro.
Altura mesa	Altura da mesa a cerca de 1/3 da altura do abdómen.
Centragem	5 cm acima da sínfise púbica.
Cortes	Angulação da gantry para que os cortes axiais fiquem paralelos aos corpos vertebrais. Espessura dos cortes de 3 mm com intervalo de 3 a 4 mm. Iniciar o estudo sempre um corpo vertebral acima do suspeito, e terminar um corpo vertebral abaixo do mesmo.
FOV	Scan FOV, de 520 mm. Display FOV 100 mm
Filtros	Filtro de partes moles e reconstrução em filtro de osso.
Valores exposição	kVp: 120: mAs 280.
Respiração	Respiração suave.
Pitch	1,0 ou 2,0 (depende da extensão da lesão).
Contraste	Normalmente não se aplica.
Reconstrução	Reconstrução dos cortes com 2 a 3mm de espessura. Reconstrução em filtro de alta resolução de osso.
Fotografia /impressão	Fotografar topograma com e sem cortes, fotografar em janela de partes moles e osso e identificar na película as vértebras estudadas, se necessário efectuar medição do canal vertebral.

As patologias degenerativas ocorrem em maior número sendo mais frequente o aparecimento de protusão discal, hérnia discal (quadros 33 e 34), espondilose, espondilartrose, quisto sinovial, hipertrofia do ligamento amarelo, fibrose pós operatória entre outras.

Quadro 33: Protocolo para estudo de hérnia discal da coluna cervical - cortes axiais

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal, membros superiores em extensão ao longo do corpo, cabeça com ligeira hiperextensão e ombros descaídos. Plano sagital mediano alinhado com o centro da mesa.
Topograma	Perfil, abrangendo desde o palato duro até ás primeiras vértebras dorsais.
Altura mesa	Altura da mesa a 1/3 de espessura do pescoço.
Centragem	2ª Vértebra dorsal.
Cortes	No topograma marcar os cortes axiais desde o prato inferior da vértebra superior até ao prato superior da vértebra inferior. Angulação da gantry de forma a que os cortes sejam paralelos aos discos vertebrais. Espessura dos cortes de 1 a 2 mm, com intervalo de 1,5mm. Estudar os espaços de C2/ C3 a C6/C7 ou então os espaços referidos no pedido de exame.
FOV	Scan FOV, de 120 a 140 mm. Display FOV 80 mm.
Filtros	Filtro de partes moles e reconstrução em filtro de osso.
Valores exposição	kVp: 120: mAs 280.
Respiração	Respiração suave.
Pitch	1,0.
Contraste	Normalmente não se aplica a não ser que exista suspeita de recidiva de hérnia discal e em determinados pacientes operados com sintomas compressivos ou com outras lesões associadas (Schwauomas, quistos etc.).
Reconstrução	Com intervalos de reconstrução de 3 mm. Existindo hérnia discal, realizar reformatações sagitais.
Fotografia /impressão	Fotografar topograma com e sem cortes, fotografar em janela de partes moles e osso e identificar na película as vértebras estudadas. Se necessário efectuar medição do canal vertebral.

Quadro 34: Protocolo para estudo de hérnia discal na coluna lombar - cortes axiais.

Posicionamento	Doente em decúbito dorsal, membros superiores elevados colocados por trás da cabeça. Apoio em cunha colocado por baixo dos joelhos para garantir maior conforto ao paciente.
Topograma	Topograma de perfil, a abranger desde C6 a S1 para facilitar a contagem das vértebras.
Altura mesa	Altura da mesa a cerca de 1/3 da altura do abdómen.
Centragem	A nível da sínfise púbica.
Cortes	Estudar os espaços desde L2/3 a L5/S1. Iniciar estudo no pedículo da vértebra superior até ao pedículo da vértebra inferior. Cortes axiais contíguos de 3mm de espessura.
FOV	<i>Scan</i> FOV, de 520 mm <i>Display</i> FOV 100 mm
Filtros	Filtro de partes moles e reconstrução em filtro de osso.
Valores exposição	kVp: 120: mAs 280
Respiração	Respiração suave.
Pitch	1,0.
Contraste	Normalmente não se aplica a não ser que exista suspeita de recidiva de hérnia discal e em determinados pacientes operados com sintomas compressivos ou com outras lesões associadas (Schwauomas, quistos etc.).
Reconstrução	Reconstrução dos cortes com 2 a 3mm de espessura. Reconstrução em filtro de osso.
Fotografia /impressão	Fotografar topograma com e sem cortes, fotografar em janela de partes moles e osso e identificar na película as vértebras estudadas. Se necessário efectuar medição do canal vertebral.

O estudo deve ser efectuado sem e com a administração de produto de contraste para exclusão de recidiva de hérnia discal e devem ser efectuadas reformatações nos planos sagital e coronal.

Nos estudos de traumatismos da coluna, o paciente deve ser movido em bloco da maca para a mesa de exame, deve ser mantida a tracção da cabeça durante o movimento para que não haja qualquer mobilização da coluna.

Devem ser efectuadas reformatações sagitais e coronais das imagens.

Protocolo utilizado no estudo de *espondilolistesis*

Parâmetros idênticos ao protocolo para hérnia discal excepto na orientação dos cortes que são neste caso, paralelos às plataformas, com cortes axiais contíguos de 3mm de espessura a abrangerem as vértebras envolvidas. Devem ser também executadas reformatações sagital mediana e para-medianas a passar nos pedículos.

Protocolo utilizado no estudo de processos infecciosos

Nestas situações devem ser realizados cortes axiais contíguos de 3 mm a abranger as vértebras atingidas.

FOV, de 180 mm (é necessário avaliar o comprometimento das estruturas adjacentes à coluna) e utilização de filtro de partes moles.

A patologia dorsal pode ser avaliada pelo protocolo referenciado no quadro 35.

Quadro 35: Protocolo para estudo da coluna dorsal - cortes axiais

Posicionamento	Doente em decúbito dorsal, com os membros superiores colocado acima da cabeça. Plano sagital mediano alinhado com o centro da mesa.
Topograma	Topograma de perfil, a abranger desde C6 a S1 para facilitar a contagem das vértebras.
Altura mesa	Altura da mesa a 1/3 da espessura do tórax.
Centragem	3ª Vértebra lombar.
Cortes	Os angulação da gantry para que os cortes axiais fiquem paralelos aos corpos vertebrais. Espessura dos cortes de 3 mm com intervalo de 3 a 4 mm. Iniciar o estudo sempre no corpo vertebral acima do suspeito, e terminar um corpo vertebral abaixo do mesmo.
FOV	Scan FOV, de 120 a 140 mm. Display FOV 100 mm.
Filtros	Filtro de partes moles e reconstrução em filtro de osso.
Valores exposição	kVp: 120: mAs 280
Respiração	Respiração suave.
Pitch	1,0 ou 2,0 dependendo do tamanho da área de estudo.
Contraste	Não se aplica.
Reconstrução	Reconstrução dos cortes com 2 a 3mm de espessura. Reconstrução em filtro de alta resolução de osso.
Fotografia /Impressão	Fotografar topograma com e sem cortes, fotografar em janela de partes moles e osso e Identificar na película as vértebras estudadas.

Devem ser efectuadas reformatações multiplanares coronais e em especial sagitais que são úteis na definição da extensão das lesões a nível da espinal-medula, os cortes são posteriormente reconstruídos com um algoritmo de alta resolução de osso.

A TC helicoidal TCMD é preferível no caso dos politraumatizados, uma vez que o tempo de aquisição é menor, as reformatações são de qualidade superior já que pode ser adquirido um intervalo de corte mais alargado, que posteriormente é reconstruído em cortes mais finos e com reformatações 2D e 3D (quadros 36 e 37).

Quadro 36: Protocolo para estudo da coluna cervical TCMD.

Parâmetros	TC 4- 8 Cortes	TC 10-16 Cortes	TC 32-64 Cortes
kV	120	120	120
Tempo de rotação (s)	<1	<1	<1
mAs	120-270	120-360	120-360
Colimação (mm)	2,5	1,25/1,5	0,6/0,625
Pitch	0,8-0,9	0,8-1,2	0,8-1,2
Incremento de	2,0	2,0	2,0
Reconstrução (mm)	p/ reconst: 0,6	p/ reconst:0,5	p/ reconst:0,4
Espessura de	2-3	2-3	2-3
Reconstrução (mm)	p/ reconst:1,0	p/ reconst:0,75-1	p/ reconst:0,6-0,75
Kernel Convolação	Ossos e Standard	Ossos e Standard	Ossos e Standard
Cortes	Toda a cervical	Toda a cervical	Toda a cervical
Contraste não necessário /facultativo			

O posicionamento para a realização dos exames em TCMD é igual ao efectuado nos protocolos em TC espiral.

Quadro 37: Protocolo para estudo da coluna dorsal e lombar em TCMD.

Parâmetros	TC 4- 8 Cortes	TC 10-16 Cortes	TC 32-64 Cortes
kV	120	120	120
Tempo de rotação (s)	<1	<1	<1
mAs	150-360	150-360	150-360
Colimação (mm)	1,0-2,0	0,625-1,5	0,6-1,2
Pitch	0,6-1,5	0,6-1,5	0,9-1,5
Incremento de Reconstrução (mm)	2-3 p/ reconst:0,7	2-3 p/ reconst:0,6	2-3 p/ reconst:0,5
Espessura de Reconstrução (mm)	2,0 p/ reconst:1,0	2,0 p/ reconst:0,75	2,0 p/ reconst:0,6
Kernel Convolução Cortes	Osso e Standard Conforme área anatómica Contraste não necessário /facultativo	Osso e Standard Conforme área anatómica	Osso e Standard Conforme área anatómica

10.2. Tomografia computadorizada do pescoço

As principais patologias do pescoço são os linfonodos e as massas cervicais. Existem vários tipos de linfonodos, sendo alguns anatómicos e outros patológicos. Os linfonodos normais, são geralmente invisíveis em TC. Quando se conseguem visualizar apresentam um formato ovóide e densidade homogénea de tecidos moles com dimensões normais tipicamente inferiores a 1cm. Linfonodos reactivos ou neoplásicos, podem possuir o padrão dos linfonodos normais mas as suas dimensões são superiores a 1,5 cm de diâmetro. Os linfonodos necróticos, independentemente das suas dimensões possuem sempre uma transparência central. Grandes linfonodos homogéneos são frequentemente visíveis no linfoma e mononucleose infecciosa.

O realce total ou parcialmente uniforme de um nódulo aumentado é frequentemente encontrado em situações infecciosas.

A calcificação de linfonodos é invulgar, normalmente estes depósitos calcificados são resultantes de doença granulomatosa prévia.

Da grande diversidade de massas cervicais podemos destacar as massas nodulares isoladas, podem imitar uma grande variedade de lesões no pescoço incluindo massas de origem congénita, neuronal ou infecciosa por isso é que a história clínica é fundamental na realização de um diagnóstico diferencial.

Múltiplas massas no pescoço, são provavelmente secundárias ao aumento nodular. Embora seja necessário a realização de uma citologia por aspiração ou biopsia por excisão, para confirmar o diagnóstico de doença nodular, a identificação de certos padrões em TC facilita a avaliação clínica.

O carcinoma papilar metastático da tiróide é a origem mais comum de calcificações nodulares neoplásicas.

Antecedendo a realização de uma tomografia ao pescoço deve ser realizado um exame físico que permite a detecção de massas palpáveis. A TC permite uma melhor caracterização das lesões se o protocolo for realizado de acordo com o protocolo do quadro 38.

Quadro 38: Protocolo para estudo de rotina do pescoço - cortes axiais

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal, membros superiores em extensão ao longo do corpo. Cabeça em extensão, facilitada com a colocação de apoios almofadados por baixo do pescoço.
Topograma	Perfil a abranger todo o pescoço.
Altura mesa	A meia distância antero - posterior do pescoço.
Centragem	A nível das clavículas.
Cortes	Início dos cortes a nível <i>do cavum</i> faríngeo até ao arco aórtico. Para o estudo geral do pescoço não é necessária a inclinação da <i>gantry</i> . Cortes axiais de 5mm de espessura com avanços de 5 mm.
FOV	<i>Scan</i> FOV, de cabeça. <i>Display</i> FOV, de 180 mm.
Filtros	Filtro de reconstrução utilizado é o de partes moles.
Valores exposição	kVp:120: mAs 250.
Respiração	Respiração suave. Deve ser solicitado ao paciente que permaneça imóvel e respire calmamente durante a realização do exame.
Pitch	1,4.
Contraste	Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de 1 ml/Seg. <i>Delay</i> de 30 segundos. Volume total de 100ml.
Reconstrução	Com intervalos de 3mm.
Fotografia /impressão	Fotografar topograma sem e com cortes. Fotografar em janela de partes moles e eventualmente osso.

Se detectarmos a presença de alguma massa, o estudo deve ser completado com a realização de cortes mais finos na região em questão (2 a 3 mm de acordo com o tamanho da lesão).

10.2.1. TC da laringe

A maioria dos estudos da laringe por TC é realizada para avaliação de pacientes com prováveis lesões tumorais, ou no caso de traumatismos (fracturas das cartilagens da laringe).

A rouquidão em alguns pacientes também pode ser em certos casos devida a paralisia das cordas vocais cujo estudo por TC (quadro 39), permite uma avaliação eficaz.

Quadro 39: Protocolo para estudo da laringe - cortes axiais.

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal, membros superiores em extensão ao longo do corpo. Cabeça em extensão, facilitada com a colocação de apoios almofadados por baixo do pescoço.
Topograma	Perfil a abranger todo o pescoço.
Altura mesa	A meia distancia antero - posterior do pescoço
Centragem	A nível das clavículas.
Cortes	Cortes axiais de 3mm de espessura com avanços de 3mm e inclinação infra orbito - meatal desde a base do crânio até ao osso hióide; cortes de 2mm de espessura com 2 mm de avanço e angulação paralela ao osso hióide desde o referido osso até ao término da laringe.
FOV	<i>Scan</i> FOV, de cabeça. <i>Display</i> FOV, de 180 mm.
Filtros	Filtro de reconstrução utilizado é o de partes moles.
Valores exposição	kVp: 120: mAs 250.
Respiração	Respiração suave. Deve ser solicitado ao paciente que permaneça imóvel e respire calmamente durante a realização do exame.
Pitch	1,4.
Contraste	Repetição dos cortes com injeção de produto de contraste endovenoso se necessário. Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de 1 ml/Seg. <i>Delay</i> de 45 segundos. Volume total de 100ml.
Reconstrução	Com intervalos de 3mm.
Fotografia /impressão	Fotografar topograma sem e com cortes. Fotografar em janela de partes moles e eventualmente osso.

Se necessário repetir, os cortes de 2mm a nível das cordas vocais em fonação aguda que será traduzida por uma aproximação das cordas vocais, sendo desta forma uma eventual paralisia das cordas vocais facilmente detectada. Deve ser solicitado ao paciente que permaneça imóvel e respire calmamente durante a realização do exame. Devem ser efectuadas medições a nível das cordas vocais nos cortes sem e com fonação.

Podemos utilizar o protocolo citado no quadro 40 realizado num equipamento de tomografia multidetectores.

Quadro 40: Protocolo para estudo da laringe em TCMD.

Parâmetros	TC 4- 8 Cortes	TC 10-16 Cortes	TC 32-64 Cortes
kV	120	120	120
Tempo de rotação (s)	0,5	0,5	0,5
mAs	150	150	150
Colimação (mm)	1/1,25	0,625/0,75	0,6/0,625
Pitch	1,375-1,5	0,9-1,5	0,9-1,5
Incremento de Reconstrução (mm)	1	0,5	0,5
Espessura de Reconstrução (mm)	1,25-3	0,75 -1,3	0,75 -1,3
Kernel Convolação	Standard	Standard	Standard
	Contraste		
Volume (mL)	110	110	110
Rate (mL/s)	3	3	3
Delay Portal (s)	70	80	80-90

10.3. Tomografia computadorizada da região torácica

10.3.1. TC de Tórax

As nível torácico as patologias podem ser divididas da seguinte forma:

- Pulmonar
- Mediastínica
- Da pleura
- Da parede torácica

Muitas destas patologias implicam a administração de contraste endovenoso. O propósito da sua utilização é a facilidade na distinção a nível vascular de situações patológicas e normais, estudo de tumores pulmonares (quadro 41) e detecção de gânglios linfáticos.

Quadro 41: Protocolo para estudo oncológico do tórax - cortes axiais

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal com os membros superiores elevados e ao lado da cabeça.
Topograma	Topograma coronal (face) a abranger toda a região torácica. Aquisição do topograma com FOV de 400mm e 120 kV e 50 -100 mA.
Altura mesa	A meia distancia antero - posterior do tórax.
Centragem	Dez centímetros acima das cristas ilíacas.
Cortes	Aquisição desde os vértices pulmonares às cúpulas diafragmáticas incluindo as glândulas supra - renais. Cortes axiais com espessura e avanços de 4 - 8mm.
FOV	Scan FOV de, 400 mm. Display FOV, 340 mm.
Filtros	Filtros de parênquima e filtro de partes moles.
Valores exposição	kVp:120; mAs: 210.
Respiração	Doente em inspiração profunda.
Pitch	1,0; 1,5.
Contraste	Repetição dos cortes com injeção de produto de contraste endovenoso se necessário. Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de acordo com o calibre da agulha: 22 gauge 1,2 ml/Seg. 20 gauge 1,5 ml/Seg. 18 gauge 2 ml/Seg. Volume total de 100 a 150ml. Delay de 15 a 20 segundos.
Reconstrução	Com intervalos de 4 a 8 mm.
Fotografia /impressão	O exame deve ser fotografado como topograma sem e com a indicação dos cortes, as imagens adquiridas devem ser fotografadas em janela de pulmão e mediastino.

A utilização da TC helicoidal é um método não invasivo para o estudo do trombo embolismo já que minimiza os riscos associados à técnica angiográfica.

O estudo da região torácica é francamente prejudicado pelo aparecimento de artefactos de movimento ocasionados pela respiração. Este tipo de artefactos é mais visível e prejudicial no estudo das bases pulmonares devido à oscilação do diafragma.

Sendo assim é útil a utilização do modo de aquisição espiral que reduz claramente este tipo de interferências pela rapidez de execução.

A avaliação de patologias vasculares e inflamatórias pode ser realizada com um protocolo definido no quadro 42.

Quadro 42: Protocolo para estudo da patologia inflamatória e lesões vasculares do tórax - cortes axiais.

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal com os membros superiores elevados e ao lado da cabeça.
Topograma	Topograma coronal (face) a abranger toda a região torácica. Aquisição do topograma com FOV de 400mm e 120 kV e 50 -100 mA.
Altura mesa	A meia distancia antero - posterior do tórax.
Centragem	Dez centímetros acima das cristas ilíacas.
Cortes	Aquisição desde o inicio até ao final da região de interesse. Cortes axiais com espessura e avanços de 2 a 4 mm.
FOV	Scan FOV de, 400 mm Display FOV, 340 mm
Filtros	Filtros de parênquima e filtro de partes moles.
Valores exposição	kVp: 120; mAs: 210
Respiração	
Pitch	
Contraste	Repetição dos cortes com injeção de produto de contraste endovenoso se necessário. Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de acordo com o calibre da agulha: 22 gauge 1,2 ml/Seg. 20 gauge 1,5 ml/Seg. 18 gauge 2 ml/Seg. Volume total de 100 a 150ml. Delay de 15 a 20 segundos
Reconstrução	Com intervalos de 4 a 8 mm.
Fotografia /impressão	O exame deve ser fotografado como topograma sem e com a indicação dos cortes, as imagens adquiridas devem ser fotografadas em janela de pulmão e mediastino.

A espessura de corte a utilizar pode depender da dimensão da lesão e podem também ser efectuadas reconstruções multiplanares de 1 ou 2 mm de intervalo de reconstrução.

O estudo de situações patológicas associadas a anomalias congénitas pode ser executado com um protocolo referido no quadro 43.

Quadro 43: Protocolo para estudo de anomalias congénitas do tórax - cortes axiais

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal com os membros superiores elevados e ao lado da cabeça
Topograma	Topograma coronal (face) a abranger toda a região torácica. Aquisição do topograma com FOV de 400mm e 120 kV e 50 -100 mA.
Altura mesa	A meia distancia antero - posterior do tórax.
Centragem	Dez centímetros acima das cristas ilíacas.
Cortes	Aquisição desde o inicio até ao final da região de interesse. Cortes axiais com espessura e avanços de 2 a 4 mm.
FOV	Scan FOV de, 400 mm Display FOV, 340 mm
Filtros	Filtros de parênquima e filtro de partes moles.
Valores exposição	kVp: 120; mAs: 210.
Respiração	Doente em inspiração profunda.
Pitch	1,0; 1,5.
Contraste	Não se efectua injeção de contraste.
Reconstrução	Com intervalos de 1 a 2 mm nas das áreas patológicas.
Fotografia /impressão	O exame deve ser fotografado como topograma sem e com a indicação dos cortes, as imagens adquiridas devem ser fotografadas em janela de pulmão e mediastino.

É útil a realização de reconstruções das imagens em algoritmo de osso, e também efectuar reconstruções multiplanares de 1 ou 2 mm de intervalo de reconstrução das vias aéreas. As imagens bidimensionais e tridimensionais fornecem uma visão mais eficaz das vias aéreas. A aquisição espiral conjuntamente facilita o recurso à aplicação de reconstruções multiplanares e tridimensionais. As reconstruções são vitais para a avaliação da aorta e pesquisa de prováveis dissecções ou aneurismas e facilitam a avaliação de tumores.

A patologia pulmonar difusa é frequente e facilmente avaliada com a aplicação do protocolo referenciado no quadro 44.

Quadro 44: Protocolo para estudo da patologia pulmonar difusa do tórax - cortes axiais.

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal com os membros superiores elevados e ao lado da cabeça.
Topograma	Topograma coronal (face) a abranger toda a região torácica. Aquisição do topograma com FOV de 400mm e 120 kV e 50 -100 mA.
Altura mesa	A meia distancia antero - posterior do tórax.
Centragem	Dez centímetros acima das cristas ilíacas.
Cortes	Aquisição desde os vértices até às bases pulmonares. Cortes axiais com espessura e avanços de 4 a 8 mm ou cortes finos de 1,5 a 2,0 mm.
FOV	Scan FOV de, 400 mm Display FOV, 340 mm
Filtros	Filtros de parênquima e filtro de partes moles.
Valores exposição	kVp:120; mAs: 210
Respiração	Doente em inspiração profunda.
Pitch	1,0; 1,5
Contraste	Não se efectua injeccção de contraste.
Reconstrução	Com intervalos de 4 a 8 mm e intervalos de 1 a 2mm nos cortes finos.
Fotografia /Impressão	O exame deve ser fotografado como topograma sem e com a indicação dos cortes, as imagens adquiridas devem ser fotografadas em janela de pulmão e mediastino.

O estudo realizado em alta resolução tem um protocolo especial (quadro 45), também é extremamente útil na avaliação de lesões difusas pulmonares.

Quadro 45: Protocolo para estudo de alta resolução do tórax - cortes axiais

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal com os membros superiores elevados e ao lado da cabeça.
Topograma	Topograma coronal (face) a abranger toda a região torácica. Aquisição do topograma com FOV de 400mm e 120 kV e 50 -100 mA.
Altura mesa	A meia distancia antero - posterior do tórax.
Centragem	Dez centímetros acima das cristas ilíacas.
Cortes	Cortes axiais com espessura de 1 a 2 mm e avanços de 10 mm (mais ou menos 6 cortes) que devem ser adquiridos dois no lobo superior do pulmão, dois no lobo médio e mais dois no lobo inferior. Cortes de 1-2 mm com algoritmo de reconstrução de osso com espaçamento entre 4 - 8 mm limitados a determinada área do tórax . Cortes de 1 – 2mm com algoritmo de osso, com avanços de 10 mm realizados nas áreas superior, média e inferior dos pulmões (+/- 6 cortes em cada uma).
FOV	Scan FOV de, 400 mm. Display FOV, 340 mm.
Filtros	O filtro de reconstrução utilizado na aquisição dos cortes é o filtro de osso.
Valores exposição	kVp: 120; mAs: 250.
Respiração	Doente em inspiração profunda.
Pitch	1,0 - 2,0.
Contraste	Não se efectua injeccção de contraste.
Reconstrução	Não se realiza.
Fotografia /Impressão	O exame deve ser fotografado como topograma sem e com a indicação dos cortes, as imagens adquiridas devem ser fotografadas em janela de pulmão e mediastino.

Quando é usado este protocolo para o estudo das bronquiectasias (interstício pulmonar) o avanço deve ser reduzido para 7/8 mm.

A patologia traumática que ocorre praticamente todos os dias causada por inúmeras situações, apresentando um carácter mais um menos grave, por vezes com paciente extremamente agitados durante a realização dos exames e com situações clínicas difíceis, pode ser avaliada recorrendo á aplicação do protocolo exposto no quadro 46.

Quadro 46: Protocolo para estudo de lesões traumáticas do tórax - cortes axiais

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal com os membros superiores elevados e ao lado da cabeça.
Topograma	Topograma coronal (face) a abranger toda a região torácica. Aquisição do topograma com FOV de 400mm e 120 kV e 50 -100 mA.
Altura mesa	A meia distancia antero - posterior do tórax.
Centragem	Dez centímetros acima das cristas ilíacas.
Cortes	Aquisição desde os vértices até às bases pulmonares. Cortes axiais com espessura e avanços de 4 a 8 mm.
FOV	Scan FOV de, 400 mm Display FOV, 340 mm
Filtros	Filtros de parênquima e partes moles.
Valores exposição	kVp: 120; mAs: 210.
Respiração	Doente em inspiração profunda.
Pitch	1,0; 1,5.
Contraste	Repetição dos cortes com injeção de produto de contraste endovenoso se necessário. Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de acordo com o calibre da agulha: 22 gauge 1,2 ml/Seg. 20 gauge 1,5 ml/Seg. 18 gauge 2 ml/Seg. Volume total de 100 a 150ml. Delay de 15 a 20 segundos.
Reconstrução	Com intervalos de 1 a 2 mm
Fotografia /impressão	O exame deve ser fotografado como topograma sem e com a indicação dos cortes, as imagens adquiridas devem ser fotografadas em janela de pulmão e mediastino.

O embolismo pulmonar é uma patologia frequente e que deve ser estudada de forma cuidadosa.

O aparecimento da TC espiral e posteriormente o advento da TCMD, permite a realização de estudos vasculares sem ser necessário recorrer à angiografia. Esta possibilidade é deveras importante já que permite determinar a lesão e a extensão do trombo com protocolo de acordo com o quadro 47.

Quadro 47: Protocolo para estudo do trombo embolismo pulmonar em TCMD.

Parâmetros	TC 4- 8 Cortes	TC 10-16 Cortes	TC 32-64 Cortes
kV	120	120	120
Tempo de rotação (s)	500	370-500	330-420
mAs	110	110	110
Colimação (mm)	2,5	0,75	0,6
Pitch	0,9	,,9	0,9
Incremento de Reconstrução (mm)	1	0,5	0,5
Espessura de Reconstrução (mm)	3,0	1,0	0,6
Kernel Convolução	Standard	Standard	Standard
	Contraste		
Concentração (mg/mL)	350-400	350-400	350-400
Mono/bifásica	Monofásica	Monofásica	Monofásica
Volume (mL)	120-150	80-120	60-120
Rate (mL/s)	3,5	3,5	3,5
Delay (s)	Bólus Tracking		

Frequentemente são solicitados os estudos toraco-abdominal (quadro 46), e cervico-torácicos (quadro 48) como meio de avaliação de rotina para situação cujo o diagnóstico está em fase de determinação mediante correcta informação clínica, ou estadiamento de situações já clinicamente definidas.

Quadro 48: Protocolo para estudo de rotina toraco-abdominal - cortes axiais.

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal com os membros superiores elevados e ao lado da cabeça.
Topograma	Topograma coronal a abranger toda a região torácica e abdominal. Aquisição do topograma com FOV de 520mm e 120 kV e 50 -100 mA.
Altura mesa	A meia distancia antero - posterior toraco - abdominal.
Centragem	Pequena bacia.
Cortes	Aquisição dos cortes desde os vértices pulmonares até ao pólo inferior dos rins ou bordo superior das cristas ilíacas. Cortes axiais marcados em duas espirais, 1º espiral com cortes de 8mm com avanço de 8mm com início nos vértices pulmonares e a terminar nas cúpulas diafragmáticas. 2ª espiral com cortes de 8mm com avanço de 8mm com início nas cúpulas diafragmáticas e a terminar nos pólos inferiores dos rins.
FOV	Scan FOV, 520 mm. Display FOV, 340 mm.
Filtros	Filtros de parênquima e partes moles.
Valores exposição	As condições técnicas devem ser de 140 kV, 75 a 300 mA.
Respiração	Doente em inspiração profunda.
Pitch	1:1.
Contraste	Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de acordo com o calibre da agulha: 22 gauge 1,2 ml/Seg. 20 gauge 1,5 ml/Seg. 18 gauge 2 ml/Seg. Volume total de 100 a 150ml. Delay de 50 segundos. O doente deve ingerir cerca de 1000 ml de contraste oral 40 minutos antes do início do exame.
Reconstrução	Com intervalos de 1 a 2 mm.
Fotografia /impressão	O exame deve ser fotografado como topograma sem e com a indicação dos cortes, as imagens adquiridas para tórax devem ser fotografadas em janela de pulmão e mediastino e as do abdómen em janela de partes moles.

No estudo toraco-abdominal de rotina, o tempo de aquisição deve ser o mais reduzido possível para minimizar os artefactos cardíacos. O exame deve ser realizado com contraste endovenoso em especial para a cavidade abdominal e para a região torácica se existir suspeita de massas mediastínicas.

O paciente deve ter o estômago preenchido com contraste oral o qual deve ser tomado imediatamente antes de se deitar na mesa para realização do exame. O doente deverá ser instruído para colaborar na realização do exame, tanto pelo tempo de realização como pelas apneias que possam ser necessárias. Para se diminuir os artefactos provocados pelas hemi-cúpulas e pela concentração de contraste podemos realizar o exame no sentido caudo craniano.

Se for necessário efectuar reconstruções 2D ou 3D, o intervalo de reconstrução deve ser de 3mm (aproximadamente 30% da espessura do corte), e deve ser sempre utilizado o mesmo FOV.

Poderá ser eventualmente necessário contrastar o esófago se existir patologia a esse nível. Em caso de patologia hepática ou renal por vezes pode ser necessária a realização de cortes tardios.

Quadro 49: Protocolo para estudo de rotina cervico-torácico - cortes axiais.

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal com os membros superiores elevados e ao lado da cabeça para o tórax e membros superiores ao longo do corpo para região cervical.
Topograma	Topograma de perfil para a região cervical com um FOV de aproximadamente 250 mm com 120 kV e 50 a 100 mA. Topograma coronal a abranger toda a região torácica. Aquisição do topograma com FOV de 400mm e 120 kV e 50 -100 mA.
Altura mesa	A meia distância antero posterior da região em estudo.
Centragem	A nível da terceira vértebra lombar para o tórax. A nível da segunda vértebra dorsal para o pescoço.
Cortes	Aquisição dos cortes desde a base do crânio até ao diafragma ou supra - renais no caso de carcinoma broncogénico. Cortes axiais marcados em duas espirais, 1º espiral com cortes de 5mm com avanço de 5mm, com início na base do crânio até ao arco aórtico. 2ºespiral com cortes de 8mm com avanço de 8mm, com início nos vértices pulmonares até às glândulas supra - renais.
FOV	Pescoço. Scan FOV de cabeça. Display FOV de 180 mm. Tórax. Scan FOV, 400 mm. Display FOV, 340 mm.
Filtros	Filtros de parênquima e partes moles.
Valores exposição	As condições técnicas devem ser de 140 kV, 75 a 300 mA .
Respiração	Doente em inspiração profunda.
Pitch	1:1.
Contraste	Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. Rácio de acordo com o calibre da agulha: 22 gauge 1,2 ml/Seg ;20 gauge 1,5 ml/Seg.;18 gauge 2 ml/Seg. Volume total de 100 a 150ml. Delay de 50 segundos.
Reconstrução	
Fotografia /impressão	O exame deve ser fotografado como topograma sem e com a indicação dos cortes, as imagens adquiridas para tórax devem ser fotografadas em janela de pulmão e mediastino e as do pescoço em janela de partes moles.

10.4. Tomografia computadorizada do abdómen

A avaliação do abdómen por tomografia computadorizada requer uma preparação prévia do paciente e implica a tomada de decisões antes do início do exame, tais como necessidade de contraste oral ou endovenoso, características anatómicas da estrutura em estudo, parâmetros técnicos ou seja protocolos a utilizar.

O doente deverá ter um jejum de 4 a 6 horas, deverá ingerir contraste oral para opacificação do tubo digestivo. Podemos utilizar contrastes orais hidrossolúveis ou então contrastes baritados de baixa concentração. Para evitar o peristaltismo convém utilizar tempos de exame curtos.

10. 4.1. TC do fígado

No fígado as patologias mais frequentes são doenças difusas do parênquima neoplasias benignas, lesões tumorais malignas, lesões traumáticas, doenças vasculares, massas inflamatórias e quistos hidáticos.

As patologias difusas do parênquima hepático englobam a esteatose, que resulta da acumulação de triglicerídeos nos hepatócitos. No estudo por tomografia em que a atenuação do fígado é superior à do baço, com esta patologia acontece o oposto. A cirrose que não provoca alterações no parênquima mas leva ao aumento do lobo caudado e pode causar outras alterações como a ascite, hipertensão portal ou carcinoma hepatocelular. Na hemocromatose, a acumulação excessiva de ferro o diagnóstico por TC é efectuado por aumento difuso e homogénio da atenuação do parênquima aparecendo os vasos como estruturas tubulares hipodensas com a administração de contraste. Os quistos hepáticos podem surgir isoladamente ou em associação com outras patologias. Em TC as imagens resultantes apresentam uma baixa densidade, são homogéneas e bem delimitadas e não realçam com o contraste endovenoso.

As neoplasias benignas mais comuns são o hemangioma, estes podem ser capilares ou cavernosos. Em TC o seu comportamento é bastante variável, antes do contraste são lesões hipodensas e bem delimitadas após contraste têm comportamentos de captação sendo mais frequente o realce inicial à periferia, de nodular descontínua e intensa devem ser realizados cortes tomográficos tardios. O adenoma hepático é um tumor benigno bem capsulado, no estudo por tomografia antes da administração de contraste são hipodensos e com boa definição da cápsula. Após a administração de contraste e na fase arterial captam muito rapidamente e em cortes mais tardios podem

diminuir de forma significativa a captação aparecendo na fase portal de forma isodensa ou mesmo hipodensa. A hiperplasia nodular focal é um tumor benigno raro, geralmente bem delimitado mas não capsulado. No estudo por tomografia aparece como uma imagem hipodensa tornando-se iso ou hipodenso pós contraste.

As neoplasias malignas podem ser o carcinoma hepatocelular que é um tumor primário. Na TC a sua visualização é variável tendo áreas de necrose e invasão vascular. No pré contraste aparece como uma massa hipodensa e em pós contraste a captação é heterogénea. As metástases, são os tumores hepáticos mais frequentes, podem ter várias apresentações. Muitas metástases apresentam hipodensidade no centro.

As massas inflamatórias como os abscessos apresentam imagens hipodensas tanto nos cortes sem e com contraste.

O quisto hidático apresenta uma parede espessa e variável podendo em alguns casos conter calcificações na periferia e interior, a sua parede pode ser realçada com a administração de produto de contraste.

As patologias vasculares mais comuns são a trombose da veia porta que numa fase aguda aparece geralmente de calibre aumentado.

Lesões traumáticas podem conduzir a lesões hepáticas como o caso da laceração, que é uma lesão linear, ramificada mal definida e hipodensa. A contusão hepática, que aparece como uma área mal definida de baixa atenuação e o hematoma que inicialmente apresentam uma hiper densidade que se reduz com o tempo.

A TC helicoidal multidetector tem cada vez mais, uma maior capacidade de avaliação diagnóstica da região abdominal. A possibilidade da TC permitir a realização de colonoscopia virtual útil na avaliação de pólipos no cólon (Pickhardt *et. al.*, 2003) e continuar a ser uma das técnicas mais adequadas no estudo do sistema hepatobiliar e do pâncreas.

A elevada velocidade do TCMD pode ser útil na avaliação de grandes volumes anatómicos, para aumentar a resolução espacial ao longo do eixo do Z e diminuir o tempo de aquisição.

Com reduzidos tempos de aquisição podemos facilmente evidenciar as diferentes fases de realce do contraste no fígado e no pâncreas e com a possibilidade de aquisição de cortes bastante finos conseguir realizar reconstruções multiplanares e 3 D de soberba qualidade, úteis na avaliação de possíveis invasões metastáticas das estruturas vasculares. A optimização da injeção de contraste depende do conhecimento do comportamento dinâmico do mesmo.

Quando um meio de contraste é injectado por via endovenosa, ele “viaja “ da veia onde foi administrado para a parte direita do coração, artérias pulmonares, e depois para as veias pulmonares e parte esquerda do coração antes de alcançar o sistema arterial pela primeira vez (*first pass*). Depois da distribuição do meio de contraste no organismo ele vai reentrar novamente na parte direita do coração alcançando a fase de equilíbrio (*equilibrium phase*). Nos estudos angiográficos por tomografia (*CTA, CT Angiography*), pretendemos incluir as duas fases (*first pass e equilibrium phase*). Na *first pass* o contraste é visualizado de forma mais realçada já que se encontra menos diluído. Numa injeção constante de meio de contraste não conseguimos atingir o pico de realce arterial. O pico de realce arterial só é conseguido com a utilização de um protocolo de injeção bifásico ou multifásico (Lipson, 2006).

A duração da injeção também afecta quer o cumulativo quer o pico realce arterial. Ambos têm valor reduzido quando a duração da injeção é encurtado. O realce máximo arterial é directamente proporcional ao fluxo de administração e pode ser controlado ou pelo aumento do fluxo de injeção ou pelo aumento da concentração de iodo no contraste utilizado.

Em suma a injeção de produto de contraste está dependente da consideração de algumas variáveis, concentração de iodo, fluxo de injeção, *timing* do bólus e administração unifásica ou multifásica.

Aumentando o fluxo de injeção melhora o realce das artérias e órgãos com perfusão arterial como o pâncreas, pelo contrário o aumento do fluxo tem pouco efeito sobre o fígado já que este é principalmente irrigado pela veia porta.

O exame deve ser sempre realizado (quadro 50) sem e com contraste, tendo em conta a aquisição das duas fases arterial e portal, este método permite realizar o diagnóstico de metástases hiper e hipo vascularizadas.

O paciente deve ingerir cerca de 600ml de contraste oral 30 minutos antes do início do exame.

Quadro 50: Protocolo para estudo do fígado - cortes axiais.

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal com os membros superiores elevados e ao lado da cabeça.
Topograma	Coronal a abranger a totalidade do fígado.
Altura mesa	A meia distância antero posterior da região em estudo.
Centragem	A nível das cristas ilíacas.
Cortes	Cortes com 8 mm de espessura e 8mm de avanço a varrer todo o fígado antes e após a administração de contraste endovenoso.
FOV	Scan FOV de, 400 mm. Display FOV de 340 mm.
Filtros	O filtro a utilizar é o de partes moles.
Valores exposição	kVp: 120; ma: 175 a 300.
Respiração	O exame deve ser realizado com o doente em expiração. O tempo de exposição deve ser o mais reduzido possível para minimizar os artefactos provocados pelos batimentos cardíacos.
Pitch	1:1.
Contraste	A quantidade de meio de contraste endovenoso que vai ser injectada depende do doente, da patologia e tipo de equipamento. Concentração de 300 ou 320 mg de iodo por ml. O rácio de injeção deve ser de 4ml/segundo, com um <i>scan delay</i> que varia ou seja para estudo da fase arterial deve ser de 20 segundos e para o estudo da fase portal de 60 segundos depois do início do bólus de contraste. O paciente deve ingerir cerca de 600ml de contraste oral 30 minutos antes do início do exame.
Reconstrução	Podem ser efectuadas reconstruções com espessuras mais finas
Fotografia /impressão	O exame deve ser fotografado com o topograma com e sem indicação dos cortes. Devemos fotografar em janela de partes moles e janela de pulmão nas bases pulmonares. Deve ser sempre indicada a fase arterial e portal.

O exame tem um protocolo distinto (quadro 51), quando a realização do o exame é efectuada com um TCMD e de o acordo com a capacidade do equipamento quanto aos números de cortes que o mesmo consegue executar.

Quadro 51: Protocolo para estudo do fígado em TCMD.

Parâmetros	TC 4- 8 Cortes	TC 10-16 Cortes	TC 16 Cortes
kV	120	120	120
Tempo de rotação	0,5	0,5	0,5
mAs	124-300	124-300	124-300
Colimação (mm)	2,5	1,25/1,5	0,6/0,625
Pitch	0,8-1,2	0,8-1,2	0,8-1,2
Incremento de Reconstrução (mm)	4-6	5-6	5-6
Espessura de Reconstrução	4-6	p/ reconst.1	p/ reconst.1
Kernel Convolação	Standard	5-6	5-6
Cortes	Diafragma até cauda do fígado	p/ reconst.1,5 -2	p/ reconst. 0,75
Orientação	Crânio caudal	Standard	Standard
		Diafragma até cauda do fígado	Diafragma até cauda do fígado
		Crânio caudal	Crânio caudal
	Contraste		
Concentração (mg/ml)	300/370	300/370	300/370
Tipo injeção (s)	Bifásica	Bifásica	Bifásica
Volume (ml)	100-150	100-150	100-150
Rate (mL/s)	4,0- 5,0	4,0- 5,0	4,0- 5,0
Delay (s)	20 e 50 s	25 e 60 s	25e 60 s

10.4.2. TC do baço

As patologias mais frequentes do baço são, as patologias traumáticas, neoplasias, quistos e infecções.

O baço é o órgão intraperitoneal que sofre mais lesões traumáticas, que vão desde as lacerações aos hematomas. O TC é altamente sensível à laceração esplénica que apresenta uma imagem hipodensa e associada ao hemoperitoneu cuja imagem também é hipodensa.

As infecções surgem com os abscessos esplénicos que se apresentam como lesões hipodensas que não realçam com a administração de contraste.

Os quistos podem ter origem congénita ou pós traumáticos. Têm atenuação hídrica podem possuir calcificações periféricas, e não apresentam alterações após contraste.

As neoplasias mais comuns são o hemangioma sendo os tumores primários raros. O baço tem como protocolo de rotina o protocolo infra citado no quadro 52.

Quadro 52: Protocolo para estudo do baço - cortes axiais.

Posicionamento	O posicionamento é efectuado colocando o paciente em decúbito dorsal, com os membros superiores elevados, e apoiados na cabeça, plano médio sagital alinhado com o centro da mesa.
Topograma	Coronal a abranger a totalidade do baço.
Altura mesa	A meia distância antero posterior da região em estudo.
Centragem	A nível das cristas ilíacas.
Cortes	A espessura dos cortes é de 8mm com 8 mm de avanço a abranger todo o baço.
FOV	Scan FOV de, 400 mm. Display FOV de 340 mm.
Filtros	O filtro a utilizar é o de partes moles.
Valores exposição	kVp 120; mAs 175 a 300. Com o tempo de exposição mais curto possível para atenuar os movimentos cardíacos.
Respiração	O exame é realizado em inspiração.
Pitch	1:1.
Contraste	O exame deve ser efectuado sem e com a administração de produto de contraste iodado. A quantidade de produto de contraste a injectar varia com o doente sendo mais frequente utilizar cerca de 100ml. O rácio da injeção é de 4ml/Seg. Scan delay de 20 segundos pós do início do bólus de contraste. O paciente deve previamente ao exame ingerir cerca de 600 ml de contraste oral
Reconstrução	Podem ser efectuadas reconstruções com espessuras mais finas.
Fotografia /Impressão	O exame deve ser fotografado com a identificação dos cortes no topograma e a janela utilizada deve ser a de partes moles e de pulmão para as bases pulmonares.

10.4.3. TC do pâncreas

As patologias mais frequentes do pâncreas são pancreatite aguda e crónica e as neoplasias.

No estudo da pancreatite aguda, a utilização da TC permite avaliar as alterações inflamatórias. Esta patologia em tomografia consiste no aumento difuso ou focal da glândula, com apagamento dos seus contornos e densificação da gordura peri-pancreática e espessamento da fâscia renal. Podem surgir colecções líquidas peri-pancreáticas. As complicações de uma pancreatite aguda podem ser a hemorragia, complicações vasculares, pseudoquistos e abscessos.

A pancreatite crónica, é uma doença inflamatória irreversível, que se manifesta nas imagens tomográficas pela presença de calcificações parenquimatosas e litíase, dilatação do canal de *Wirsung* e via biliar principal, atrofia da glândula e massa pancreática.

As neoplasias, mais comuns são o adenocarcinoma do pâncreas, que em TC se manifestam com um aumento de tamanho do pâncreas e alterações na morfologia com alterações nos valores de atenuação e apagamento da gordura peri-pancreática, dilatação do *Wirsung* e via biliar principal, quistos pancreáticos e adenomegalias regionais que neste caso não calcificam.

Os tumores endócrinos, são em regra isodensos mas por vezes na fase arterial captam bastante contraste.

Os tumores quísticos têm contornos bem definidos e realçam após a administração de contraste.

O pâncreas é avaliado em TC espiral com a utilização do protocolo indicado no quadro 53.

Quadro 53: Protocolo para estudo do pâncreas - cortes axiais.

Posicionamento	No posicionamento o paciente é colocado em decúbito dorsal, com os membros superiores elevados, e posicionados junto à cabeça, plano médio sagital alinhado com o meio da mesa.
Topograma	Coronal abrangendo toda a estrutura anatómica.
Altura mesa	A meia distância antero posterior da região em estudo.
Centragem	A nível das cristas ilíacas.
Cortes	A espessura dos cortes é de 8 mm com 8 mm de avanço, podendo ser realizados cortes mais finos de 3mm de espessura e 3mm de avanço realizados pós detecção das lesões.
FOV	Scan FOV de, 400 mm. Display FOV de 340 mm.
Filtros	O filtro a utilizar é o de partes moles.
Valores exposição	kVp 120; mAs 175 a 300 Com o tempo de exposição mais curto possível para atenuar os movimentos cardíacos.
Respiração	O exame deve ser realizado com o paciente em apneia.
Pitch	1:1.
Contraste	O contraste endovenoso deve ser de 100ml. O rácio de injeção de 2,5 ml/Seg. Delay de 40 segundos depois do início da injeção de contraste. O paciente deve ingerir cerca de 500 ml de contraste oral cerca de 15 minutos antes do exame e um copo ao deitar na mesa.
Reconstrução	Podem ser efectuadas reconstruções com espessuras mais finas.
Fotografia /impressão	O exame de ser fotografado com indicação da marcação dos cortes e utilizando janela de partes moles e de pulmão para as bases. Podemos indicar algumas observações, o exame deve ser efectuado sem e com contraste endovenoso.

O doente pode beber água com gás como contraste positivo oral que serve para delimitar o duodeno.

Devem ser realizados um ou dois cortes na pelve, já que quando estamos em presença de uma pancreatite normalmente podem estar associadas acumulações líquidas na pelve.

Se o equipamento for de tecnologia multidetector podemos aplicar o seguinte protocolo (quadro 54) de acordo com as capacidades do mesmo.

Quadro 54: Protocolo para estudo do pâncreas em TCMD.

Parâmetros	TC 4-8 Cortes	TC 10-16 Cortes	TC 32-64 Cortes
kV	120	120	120
Tempo de rotação (s)	0,5	0,5	0,5
mAs	130-340	130-340	130-340
Colimação (mm)	Fase Arterial 1/1,25 Portal venosa 2,5	0,625/0,75 1,25/1,5	0,6/0,625 1,2/1,25
Pitch	0,8-1,4	0,8-1,4	0,8-1,4
Incremento de Reconstrução (mm)	60-100% da espessura de corte	60-100% da espessura de corte	p/ reconst.160-100% da espessura de corte
Espessura de Reconstrução (mm)	4-6	5-6 p/ reconst.1,5 -2	5-6 p/ reconst.0,75
Kernel Convolação Cortes	Soft/Standard Fase Arterial só pâncreas Fase venosa todo abdómen	Soft/Standard Fase Arterial só pâncreas Fase venosa todo abdómen	Soft/Standard Fase Arterial só pâncreas Fase venosa todo abdómen
Orientação	Crânio caudal	Crânio caudal	Crânio caudal
Contraste			
Concentração (mg/mL)	300/370	300/370	300/370
Volume (ml)	100-150	100-150	100-150
Rate (mL/s)	4,0	4,0	4,0
Delay Arterial (s)	35	35	40
Delay Portal (s)	70	70	70

10.4.4.TC dos rins

As patologias que atingem os rins são a doença renal poliquística, os quistos corticais, os carcinomas das células renais, o angiopapiloma, o linfoma renal, os tumores do bacinete, as infecções, a uropatia obstrutiva e as lesões traumáticas.

O quisto cortical, é uma lesão comum com uma maior incidência em indivíduos com mais de 50 anos. Têm como características nas imagens tomográficas serem uma massa redonda ou ovalada com margem externa lisa, paredes de espessura não mensurável e com atenuação uniforme próxima da água.

O carcinoma das células renais tem como apresentação em TC uma lesão sólida que produz uma massa ou alteração do contorno renal. Com a administração de contraste o parênquima normal aumenta a sua densidade aparecendo a hipodensidade tumoral.

A doença renal poliquística, pode ter uma forma infantil e outra adulta e normalmente causa aumento do diâmetro do rim para além de outras deformidades.

O angiomiolipoma é um tumor benigno que se caracteriza principalmente pela existência de gordura.

O linfoma renal, é um conjunto de múltiplos nódulos parenquimatosos. Os tumores do bacinete têm uma apresentação em TC variável, quando são de grandes dimensões, provocam hidronefrose não captam contraste e raramente calcificam.

Na pielonefrite aguda os cortes sem contraste e.v. são geralmente normais e após a administração do mesmo observam-se imagens de hipodensidades lineares no parênquima. Na uropatia obstrutiva a TC pode oferecer a causa da etiologia obstrutiva como o caso de cálculo uretral, fibrose retroperitoneal entre outros.

No que diz respeito ao traumatismo renal, a tomografia é o método de eleição para diagnosticar e quantificar a extensão das lesões.

O protocolo de rotina na avaliação renal é apresentado no quadro 55.

Quadro 55: Protocolo para estudo dos rins - cortes axiais.

Posicionamento	No posicionamento o paciente é colocado em decúbito dorsal, com os membros superiores elevados, e posicionados junto à cabeça, plano médio sagital alinhado com o meio da mesa.
Topograma	Coronal abrangendo toda a estrutura do rim.
Altura mesa	A meia distância antero posterior do abdómen.
Centragem	A nível das cristas ilíacas.
Cortes	A espessura dos cortes é de 5mm com 5 mm de avanço e com pitch de 1:1, podendo ser realizados cortes mais finos de 3mm de espessura e 3mm de avanço realizados pós detecção das lesões.
FOV	<i>Scan</i> FOV, utilizado é de 400mm. <i>Display</i> FOV, de 80 mm.
Filtros	Filtro de reconstrução e o soft ou standard.
Valores exposição	kVp:20; mA 75 a 250 mA. Sendo o tempo e exame o menor possível para reduzir os artefactos provocados pelos movimentos cardíacos.
Respiração	O exame deve ser realizado com o paciente em inspiração e sem respirar durante a aquisição.
Pitch	1:1.
Contraste	O contraste endovenoso deve ser de 100 ml. O rácio de injeção de 2 ml/segundo. <i>Delay</i> de 40 segundos depois do início da injeção de contraste. O paciente deve ingerir cerca de 500 ml de contraste oral cerca de 30 minutos antes do exame.
Reconstrução	Podem ser efectuadas reconstruções com espessuras mais finas.
Fotografia /impressão	O exame deve ser fotografado com o topograma sem e com indicação dos cortes. As imagens devem ser registadas em janela de partes moles.

A direcção dos cortes deve ser caudo craniana para permitir avaliar a extensão de uma lesão tumoral, e o seu envolvimento com o fígado.

No caso de se suspeitar de trombose da veia renal ou da veia cava ou de pacientes com neoplasia renal e *scan delay* deve ser de 70 segundos e o FOV maior.

10.4.5. TC das glândulas supra-renais

As patologias mais frequentes das glândulas supra-renais são, adenoma não funcionante que geralmente é unilateral com 2 a 5 cm de diâmetro com densidade variável e que por vezes calcificam.

O feocromocitoma, é um tumor com origem em cerca de 90% nestas glândulas. Surgem unilateralmente como uma massa na supra-renal com cerca de 2 cm e de densidade de partes moles. Podem ser totalmente sólidos, quase líquidos na totalidade ou de textura mista. As calcificações são raras e com contraste realçam intensamente.

As supra-renais são o 4º local mais frequente de metastização, sendo os primários os pulmões, mama, tiróide e o cólon. Na TC manifestam-se como lesões focais uni ou bilaterais, sem características tomodensitométricas específicas. Podemos usar o protocolo indicado no quadro 56 para efectuar a avaliação destas glândulas.

Quadro 56: Protocolo para estudo das glândulas supra renais - cortes axiais.

Posicionamento	No posicionamento o paciente é colocado em decúbito dorsal, com os membros superiores elevados, e posicionados junto à cabeça, plano médio sagital alinhado com o meio da mesa.
Topograma	Topograma coronal abrangendo as glândulas supra-renais em toda a sua extensão. A meia distância antero posterior do abdómen.
Altura mesa	A meia distância antero posterior do abdómen.
Centragem	A nível das cristas ilíacas.
Cortes	A espessura dos cortes é de 5mm com 5 mm de avanço e com pitch de 1:1, podendo ser realizados cortes mais finos de 3mm de espessura e 3mm de avanço realizados pós detecção das lesões.
FOV	<i>Scan FOV</i> , utilizado é de 400mm. <i>Display FOV</i> , 300 mm.
Filtros	Filtro de reconstrução e o <i>soft</i> ou standard.
Valores exposição	kVp 120; mA 75 a 250. Sendo o tempo e exame o menor possível para reduzir os artefactos provocados pelos movimentos cardíacos.
Respiração	O exame deve ser realizado com o paciente em inspiração e sem respirar durante a aquisição
Pitch	1:1.
Contraste	O exame deve ser realizado sem e com a administração de contraste. O contraste endovenoso deve ser de 100 ml. O rácio de injeccção de 2,5 ml/Seg. <i>Delay</i> de 50 segundos depois do início da injeccção de contraste.
Reconstrução	Podem ser efectuadas reconstruções com espessuras mais finas.
Fotografia /impressão	O exame deve ser fotografado com o topograma sem e com indicação dos cortes. As imagens devem ser registadas em janela de partes moles, reconstruir com um FOV mais reduzido.

O risco de crise hipertensiva em doentes com feocromocitoma após a administração de contraste e.v. é discutível por isso, quando é necessário devem ser tomadas todas as precauções para uma possível emergência.

Em doentes com suspeita clínica de feocromocitoma e sem alterações das glândulas o exame deve ser prolongado até à bifurcação aórtica.

10.4.6. TC para estudo de aneurisma abdominal

A quando da realização do exame (quadro 57) o doente não deve ingerir contraste oral, devem ser medidas as distâncias dos aneurismas (maiores eixos) bem como o diâmetro dos vasos em causa.

Medir nas reconstruções a largura dos vasos e se possível o ângulo de deflexão da aorta com a bifurcação ilíaca. Ter em atenção que não se deve alterar parâmetros que prejudiquem as reconstruções em 2D e 3D.

Quadro 57: Protocolo para estudo do aneurisma abdominal - cortes axiais

Posicionamento	O paciente é colocado em decúbito dorsal, com os membros superiores elevados, e posicionados junto à cabeça, plano médio sagital alinhado com o centro da mesa.
Topograma	Coronal abrangendo desde o diafragma até ao bordo superior das coxo femorais.
Altura mesa	A meia distância antero posterior do abdómen.
Centragem	A nível da sínfise púbica.
Cortes	A espessura dos cortes é de 5mm com 10 mm de avanço e com pitch de 2:1, podendo ser realizados cortes mais finos de 3mm de espessura e 3mm de avanço realizados pós detecção das lesões.
FOV	<i>Scan</i> FOV, é de 520mm. <i>Display</i> FOV, de 340 mm.
Filtros	Filtro de reconstrução e o soft ou standard.
Valores exposição	kVp120; mA 75 a 250 mA Sendo o tempo e exame o menor possível para reduzir os artefactos provocados pelos movimentos cardíacos.
Respiração	O exame deve ser realizado com o paciente em inspiração e sem respirar durante a aquisição.
Pitch	1:1.
Contraste	O exame deve ser realizado sem e com a administração de contraste endovenoso. O contraste endovenoso deve ser entre 100 a 120 ml. O rácio de injeção de 3 ml/Seg. <i>Delay</i> de 20 segundos depois do início da injeção de contraste.
Reconstrução	Intervalos de 5mm. Devem ser realizadas reformatações MPR ao longo da aorta que devem conter reconstruções coronais, sagitais e outras.
Fotografia /impressão	O exame de ser fotografado com o topograma sem e com a indicação dos cortes as imagens devem ser gravadas em janela de partes moles. Devem também ser registadas todas as reconstruções que achar necessárias e pertinentes.

Actualmente a TCMD, é um dos métodos mais utilizados para o estudo da aorta devido às capacidades técnicas que este tipo de equipamento possui. Apesar de alguns cuidados na interpretação podemos avaliar a aorta utilizando o protocolo indicado no quadro 58.

Quadro 58: Protocolo para estudo da aorta em TCMD.

Parâmetros	TC 4-8 Cortes	TC 10-16 Cortes	TC 32-64 Cortes
kV	120	120	120
Tempo de rotação (s)	0,5	0,5	0,5
mAs	110	160	170
Colimação (mm)	2,5	0,75	0,6
Pitch	0,375	0,25	0,2
Espessura de Reconstrução (mm)	3,0	1,0	0,6
Kernel Convolação	<i>Standard</i>	<i>Standard</i>	<i>Standard</i>
Cortes	Base coração até arco aórtico	Base coração até arco aórtico	Base coração até arco aórtico
Orientação	Caudocraniana	Caudocraniana	Caudocraniana
Contraste			
Concentração (mg/mL9)	350/400	350/400	350/400
Tipo Injecção	Bifásica	Bifásica	Bifásica
Volume (ml)	150	120	100
Rate (mL/s)	4,0- 2,5	4,0-2,5	5.0
Delay Arterial (s)	35	35	40
Delay Portal (s)	<i>Test bolus</i>	<i>Test bolus</i>	<i>Test bolus ou bolus tracking</i>

10.5. Tomografia computadorizada da pelvis

A TC é frequentemente utilizada no estudo de pacientes com suspeita de patologia pélvica. A vantagem da TC relativamente à ultrassonografia é a boa visão anatómica que a primeira nos proporciona, com a realização de cortes axiais e a utilização de contraste oral, rectal e endovenoso e ainda a possibilidade de reconstrução das imagens.

A pelve contém diferentes estruturas anatómicas como é o caso da bexiga urinária, próstata, testículos, ovários, útero, vagina, a pelve pode ser local de diversas patologias.

A TC, é dotada de uma excelente visualização seccional de osso e tecido mole das estruturas pélvicas, indiferente ao tipo de corpo.

Uma cuidada preparação dos pacientes é essencial para a obtenção de uma boa imagem da pelve. É necessário a completa opacificação das várias ansas intestinais presentes na pelve, deste modo o líquido preenche o intestino e não se confunde com uma massa ou uma anormal colecção líquida. Pode ser utilizada uma diluição de suspensão de bário ou uma diluição de agente hidrossolúvel. O mínimo de 600ml sendo o ideal de 1000ml. O contraste rectal deve ser administrado em todos os exames da pelve, a não ser que existam contra indicações tais como neutropenia, carcinoma anal ou carcinoma rectal de localização profunda. Nestes casos, se tal tumor é suspeito é necessário proceder a um exame digital (toque rectal) para evitar perfusão hiatrogénica pela demasiada força e inserção incontrolável da sonda rígida.

Na mulher, pode ser inserido um tampão vaginal para ajudar na identificação do canal vaginal. Usa-se na maior parte dos exames pélvicos de rotina contraste endovenoso.

A imagem quando a bexiga está distendida é muitas vezes proveitosa, porque a bexiga urinária distendida pode deslocar pequenas ansas intestinais o que facilita a identificação de estruturas pélvicas.

10. 5.1 TC pélvico

O protocolo de TC pélvico de rotina (quadro 59), é essencialmente para o estudo de diverticulite, apendicite, dor no quadrante inferior, doença inflamatória pélvica, massas, cancro rectal e cancro da bexiga urinária.

O doente deve ingerir o contraste oral na quantidade de 600 a 1000 ml cerca de 1 a 2 horas antes à realização do exame e devemos opacificar o recto salvo contra indicação.

O doente tem de ser preparado, e deve ser informado quanto à duração total do exame, necessidade de apneia e imobilização.

Quadro 59: Protocolo para estudo da pélvis - cortes axiais.

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal, com os membros superiores em torno da cabeça e os membros inferiores em extensão.
Topograma	Coronal com FOV de 256 mm.
Altura mesa	Meia distância antero posterior da pelve.
Centragem	Dez centímetros abaixo da sínfise púbica.
Cortes	Cortes axiais em modo espiral, contíguos de 8 mm desde o limite superior das cristas ilíacas até à sínfise púbica.
FOV	<i>Scan FOV</i> , é de 520mm. <i>Display FOV</i> , de 340 mm.
Filtros	Filtro de reconstrução e o soft ou standard.
Valores exposição	Tecnicamente devem ser utilizados os Kv e mA necessários à obtenção de uma boa imagem.
Respiração	O exame deve ser realizado com o paciente em inspiração e sem respirar durante a aquisição.
Pitch	1:1.
Contraste	A quantidade de contraste endovenoso deve variar entre 100 a 120 ml. O rácio de injeção de 1-1,5 ml/Segundos. <i>Delay</i> de 2 a 3 minutos depois do início da injeção de contraste. Repetir os mesmos cortes efectuados no exame sem contraste e.v. salvo se existir necessidade de cortes mais finos. O paciente deve previamente ao exame ingerir cerca de 800 ml de contraste oral.
Reconstrução	Intervalos de 5mm. Devem ser realizadas reformatações MPR ao longo da aorta que devem conter reconstruções coronais, sagitais e outras.
Fotografia /impressão	O exame de ser fotografado com o topograma sem e com a indicação dos cortes as imagens devem ser gravadas em janela de partes moles e osso se existir metastização.

Podem surgir artefactos de endurecimento do feixe devido ao facto da bexiga urinária estar demasiado preenchida com contraste, facto que também dificulta a visualização de estruturas posteriores.

Temos de efectuar cortes tardios em pacientes com patologia da bexiga urinária e ter em atenção, a exposição em doentes jovens.

10.6. Tomografia computadorizada do sistema músculo-esquelético

O estudo por TC do sistema músculo-esquelético tem por indicação a avaliação dos tumores ósseos e das partes moles, informação acerca do osso ou outro tecido mineralizado, avaliação de processos inflamatórios. Permite realizar a avaliação da integridade das articulações, e completa a informação obtida pela radiografia convencional no que diz respeito à existência de múltiplas fracturas.

As suas principais vantagens são, imagens anatómicas transaxiais com boa resolução espacial. Capacidade de demonstração em simultâneo das estruturas direita e esquerda para efeitos de comparação. Capacidade de demonstrar em simultâneo as componentes óssea e de partes moles. Para além de possuir uma excelente resolução de contraste permite a realização de reconstruções multiplanares e 3D.

A optimização da realização de um exame tomográfico a uma estrutura do sistema músculo-esquelético implica uma atenção especial a determinados procedimentos.

O posicionamento é uma condicionante para a realização de um TC osteo-articular, devido à estabilidade que se exige e ao desconforto do paciente. Este tipo de posicionamento obriga a que o técnico de radiologia optimize o conforto do paciente usando como recurso a utilização de cunhas e bandas fixadoras.

O estudo simétrico de algumas estruturas anatómicas é deveras importante e obriga ao que as mesmas sejam posicionadas de forma adequada e simétrica.

Em TC os cortes normalmente são adquiridos segundo planos transversais ou transaxiais.

No sistema músculo-esquelético podem ser executados cortes sagitais directos ou coronais directos de algumas estruturas como o caso dos antebraços, cotovelos, mãos, pés, tornozelos e em alguns casos dos joelhos e ombros.

Em crianças podemos conseguir directamente cortes sagitais ou coronais em estruturas não permitidas pelos adultos.

A optimização da resolução espacial no estudo da estrutura óssea é conseguida pela redução do FOV de aquisição, utilização de algoritmos adequados e redução da espessura de corte.

A melhoria da resolução de contraste no estudo dos tecidos moles é efectuada pelo uso de contraste endovenoso, adequação da janela e aplicação de algoritmos adequados.

Dada a extensão do sistema músculo-esquelético vão ser indicados alguns protocolos específicos para algumas regiões anatómicas (aqueles que frequentemente são mais utilizados), e vai ser feita uma referência a um protocolo inespecífico que poderá ser utilizado no estudo de várias estruturas.

10.6.1. TC da articulação do ombro

Este tipo de exame é está indicado para o estudo de fracturas ou luxação da articulação do ombro. Pode ser realizado unilateral ou bilateral podendo ocorrer no último caso artefactos em pacientes mais fortes (quadro 60).

Quadro 60: Protocolo para estudo do ombro - cortes axiais.

Posicionamento	Doente em decúbito dorsal, com o membro superior do lado em estudo em extensão e o membro superior contra lateral elevado acima da cabeça. Ou posicionar o paciente com os membros superiores ao longo do corpo. Afastar o paciente para o lado contrário ao que está a ser examinado de modo a que a região de interesse fique a mais centrada possível com o centro da <i>gantry</i> .
Topograma	Topograma coronal (de face), abrangendo desde a clavícula até ao rebordo inferior da omoplata.
Altura mesa	A meia distância da espessura do ombro.
Centragem	Abaixo do limite inferior da omoplata.
Cortes	Os cortes são efectuados desde a articulação acromio-clavicular, até ao fim da articulação. A espessura dos cortes é de 3 mm
FOV	<i>Scan</i> FOV de 256mm. <i>Display</i> FOV de 160 mm.
Filtros	Neste tipo de exame podem ser utilizados filtros de osso ou filtros de partes moles de acordo com o objectivo da realização do exame.
Valores exposição	kVp: 120; mAs: 280.
Respiração	A respiração é realizada de forma normal.
Pitch	1,0 - 1,5.
Contraste	Normalmente não se utiliza.
Reconstrução	Reconstrução com intervalos de 3mm.
Fotografia /impressão	O exame de ser fotografado com o topograma sem e com a indicação dos cortes as imagens devem ser gravadas em janela de partes moles e osso. Devem também ser registadas todas as reconstruções que achar necessárias e pertinentes.

A articulação esterno clavicular também se pode avaliar por estudo tomográfico usando o protocolo descrito no quadro 61.

Quadro 61: Protocolo estudo da articulação esterno clavicular - cortes axiais

Posicionamento	Doente em decúbito dorsal, com os membros superiores elevados para a cabeça.
Topograma	Coronal (de face), abrangendo toda a região de interesse.
Altura mesa	Altura da mesa a meia distância da espessura tórax.
Centragem	Alguns centímetros abaixo do manúbrio.
Cortes	A espessura dos cortes é de 3 mm.
FOV	<i>Scan</i> FOV de 256mm. <i>Display</i> FOV de 160 mm.
Filtros	Neste tipo de exame podem ser utilizados filtros de osso ou filtros de partes moles de acordo com o objectivo da realização do exame.
Valores exposição	kVp: 120; mAs:280.
Respiração	A respiração é realizada de forma normal.
Pitch	1,0 -1,5.
Contraste	Normalmente não se utiliza, a não ser que a lesão envolva o mediastino.
Reconstrução	Reconstrução com intervalos de 2 a 3mm.
Fotografia /impressão	O exame de ser fotografado com o topograma sem e com a indicação dos cortes as imagens devem ser gravadas em janela de partes moles e osso. Devem também ser registadas todas as reconstruções que achar necessárias e pertinentes.

10.6.2. TC da articulação do punho

O protocolo mencionado (quadro 62) está indicado na avaliação de lesões traumáticas da articulação do punho.

Quadro 62: Protocolo para estudo da articulação do punho - cortes axiais.

Posicionamento	Paciente em decúbito ventral membro superior a estudar em extensão e elevado para a cabeça.
Topograma	Coronal a abranger toda a extensão do punho.
Altura mesa	Altura da mesa a meia distância da espessura do punho.
Centragem	Terço inferior do antebraço.
Cortes	Cortes com espessura de 2 mm contíguos a abranger toda a região de estudo.
FOV	Scan FOV de 256 mm. Display FOV de 120mm
Filtros	Filtro de alta resolução e osso.
Valores exposição	KVp: 120; mAs:280.
Respiração	A respiração é realizada de forma normal.
Pitch	1,0 - 1,5.
Contraste	Não se utiliza.
Reconstrução	Reconstrução com intervalos de 1mm. Reconstrução em filtro de partes moles.
Fotografia /impressão	O exame de ser fotografado com o topograma sem e com a indicação dos cortes as imagens devem ser gravadas em janela de partes moles e osso.

10.6.3. TC da articulação coxo-femoral

Este tipo de exame (quadro 63), está indicado para o estudo de lesões traumáticas da cabeça do fémur, presença de corpos estranhos no espaço intra articular, necrose da cabeça do fémur, artrose, lesões tumorais, e apreciação da posição de material de osteosíntese.

Quadro 63: Protocolo para estudo da articulação coxo -femoral - cortes axiais.

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal membros inferiores em extensão, pés com uma ligeira rotação interna e presos para evitar o movimento. Plano sagital médio alinhado com o centro da mesa. Membros superiores elevados e colocados em cima do peito.
Topograma	Topograma coronal (face), a abranger desde a espinha ilíaca anterior até ao 1/3 superior do fémur.
Altura mesa	Altura da mesa a meia distância da espessura da pélvis.
Centragem	Alguns centímetros abaixo do rebordo inferior do acetabulo.
Cortes	Cortes com espessura de 2 mm contíguos a abranger toda a região de estudo. Os cortes são axiais e efectuados desde o rebordo superior do acetabulo até ao rebordo inferior do mesmo ou mais inferiormente dependendo da patologia. A espessura dos cortes pode ser de 3 a 5mm com avanços de 4 a 5mm respectivamente, de acordo com a situação. Na necessidade de melhor definição da lesão efectuar cortes de 1mm contíguos.
FOV	Scan FOV de 256 mm. Display FOV de 180 mm.
Filtros	Filtro de osso.
Valores exposição	KVp: 120; mAs:280.
Respiração	A respiração é realizada de forma normal.
Pitch	1,2 -2,0.
Contraste	Não se utiliza.
Reconstrução	Podem ser realizadas reformatações coronais se necessário dependendo da patologia e capacidade do equipamento. Reconstrução em filtro de osso.
Fotografia /impressão	O exame de ser fotografado com o topograma sem e com a indicação dos cortes as imagens devem ser gravadas em janela de partes moles e osso. Devem também ser registadas todas as reconstruções que achar necessárias e pertinentes.

10.6.4. TC das articulações sacro-ílicas

O estudo tomográfico (quadro 64) está indicado no estudo de sacroileite, espondileite anquilosante, artrite psoriásica entre outros.

Quadro 64: Protocolo para estudo da articulação sacro-ílica - cortes axiais.

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal membros inferiores em extensão Plano sagital médio alinhado com o centro da mesa. Membros superiores elevados e colocados em cima do peito.
Topograma	Para os cortes axiais o topograma é efectuado de face desde as cristas ílicas até à cavidade acetabular. Para os cortes coronais o topograma é realizado de perfil, a abranger a mesma área sendo os cortes marcados com uma inclinação o mais paralela possível em relação às articulações sacro-ílicas (ao longo do eixo do sacro).
Altura mesa	Altura da mesa a meia distância da espessura da pélvis.
Centragem	Cinco centímetros abaixo da sínfise púbica.
Cortes	Podem ser efectuados cortes axiais e coronais. Os cortes coronais e axiais são iguais com espessura de 3 mm e com avanços de 4 ou 5 mm.
FOV	Scan FOV, de 256 mm. Display FOV de 220 mm para os cortes axiais e de 250 mm para os coronais.
Filtros	O filtro utilizado é o de osso e eventualmente o de partes moles.
Valores exposição	KVp:120; mAs:280
Respiração	Respiração suave.
Pitch	1,2 -2,0.
Contraste	Não se utiliza.
Reconstrução	Reconstrução em filtro de osso.
Fotografia /impressão	O exame de ser fotografado com o topograma sem e com a indicação dos cortes as imagens devem ser gravadas em janela de partes moles e osso.

10.6.5. TC do acetabulo

Estudo (quadro 65), está indicado para a avaliação de situações traumáticas e fracturas do acetabulo.

Quadro 65: Protocolo para estudo do acetabulo - cortes axiais.

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal membros inferiores em extensão, pés com uma ligeira rotação interna e presos para evitar o movimento. Plano sagital médio alinhado com o centro da mesa. Membros superiores elevados e colocados em cima do peito.
Topograma	Coronal (face), a abranger desde a espinha ílica anterior até ao 1/3 superior do fémur
Altura mesa	Altura da mesa a meia distância da espessura da pélvis
Centragem	Terço superior do fémur.
Cortes	Os cortes são efectuados desde o meio da pélvis até ao rebordo inferior da sínfise púbica. A espessura dos pode ser de espessura de 3mm com avanços de 3mm. Na necessidade de melhor definição da lesão efectuar cortes de 1mm contíguos.
FOV	Scan FOV de 256 mm. Display FOV de 180 mm.
Filtros	O filtro utilizado é o de osso e eventualmente o de partes moles.
Valores exposição	KVp:120; mAs:280.
Respiração	A respiração é realizada de forma normal.
Pitch	1,2 - 2,0.
Contraste	Não se utiliza.
Reconstrução	Reconstrução em filtro de osso. Podem ser realizadas reformatações MPR coronais se necessário dependendo da patologia e capacidade do equipamento. Reconstrução em filtro de partes moles.
Fotografia /impressão	O exame de ser fotografado com o topograma sem e com a indicação dos cortes as imagens devem ser gravadas em janela de partes moles e osso. Devem também ser registadas todas as reconstruções que achar necessárias.

10.6.6. TC da pélvis óssea

Estudo referido no quadro 66 é recomendado para a avaliação de patologia traumática da pélvis óssea.

Quadro 66: Protocolo para estudo traumático da pélvis - cortes axiais.

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal membros inferiores em extensão, pés com uma ligeira rotação interna e presos para evitar o movimento. Plano sagital médio alinhado com o centro da mesa. Membros superiores elevados e colocados em cima do peito.
Topograma	Coronal (face), a abranger desde a espinha ilíaca anterior até ao 1/3 superior do fémur.
Altura mesa	Altura da mesa a meia distância da espessura da pélvis.
Centragem	Terço superior do fémur.
Cortes	Cortes com espessura de 3mm contíguos a abranger desde o topo da crista ilíaca até à sínfise púbica.
FOV	Scan FOV de 256 mm. Display FOV de 350 mm.
Filtros	O filtro utilizado é o de osso e eventualmente o de partes moles.
Valores exposição	KVp: 120; mAs: 280.
Respiração	A respiração é realizada de forma normal.
Pitch	1.2 - 2.0
Contraste	Normalmente não se utiliza excepto se existir suspeita de lesão vascular.
Reconstrução	Podem ser realizadas reformatações multiplanares se necessário dependendo da patologia e capacidade do equipamento. Reconstrução em filtro de partes moles.
Fotografia /impressão	O exame de ser fotografado com o topograma sem e com a indicação dos cortes as imagens devem ser gravadas em janela de partes moles e osso.

10.6.7. TC da articulação do joelho

A TC ao joelho (quadro 6), esta indicada para avaliação de situações traumáticas, estudo de ligamentos e meniscos e instabilidade rotuliana. Podemos também estudar patologias tumorais com recurso à injeção de produto de contraste.

Quadro 67: Protocolo para estudo o joelho - cortes axiais.

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal, com os pés voltados para a gantry. Articulação do joelho em estudo com uma flexão de 30°, mantida com a ajuda de uma almofada ou lençol por baixo do joelho. Articulação do joelho contra lateral em flexão forçada.
Topograma	Topograma de perfil, abrangendo desde a rótula ao 1/3 médio da tíbia.
Altura mesa	Altura da mesa a meia distância da espessura do joelho.
Centragem	Dez centímetros acima da rótula.
Cortes	A área de estudo deve incluir desde os cêndilos femorais até ao limite inferior dos pratos tibiais. Os cortes devem ter uma angulação paralela aos pratos tibiais (inter linha articular). A espessura dos cortes varia de acordo com o estudo, 1mm contíguos para o estudo de ligamentos, 3mm contíguos para o estudo de meniscos e espessura de 3 mm com avanços de 4mm para o estudo articular.
FOV	Scan FOV de 180 mm. Display FOV de 80 mm.
Filtros	O filtro a utilizar varia partes moles e osso para o estudo articular e partes moles para o estudo dos ligamentos e meniscos.
Valores exposição	KVp: 120; mAs: 280.
Respiração	A respiração é realizada de forma normal.
Pitch	1,0 - 1,5.
Contraste	Só se aplica no estudo de lesões tumorais.
Reconstrução	É aconselhado realizar reformatações sagitais oblíquas para os ligamentos cruzados e sagitais para os meniscos.
Fotografia /impressão	O exame de ser fotografado com o topograma sem e com a indicação dos cortes as imagens devem ser gravadas em janela de partes moles e osso.

Deve ser realizado o estudo bilateral para se efectuar a comparação extremamente importante na avaliação de ligamentos e meniscos. Para realização do estudo comparativo o doente é posicionado em decúbito dorsal com os joelhos simétricos e imobilizados e com uma flexão de 8° a 10°.

10.6.8. Protocolo para estudo do Osteoma

Para realizar o estudo de osteoma podemos usar o protocolo indicado no quadro 68.

Quadro 68: Protocolo utilizado no estudo de osteoma - cortes axiais.

Posicionamento	Depende da região anatómica.
Topograma	Topograma de perfil ou face de acordo com e abrangendo toda a região de estudo.
Altura mesa	Altura da mesa a meia distância da espessura da estrutura.
Centragem	De acordo com a região de estudo.
Cortes	A espessura dos cortes é de 2mm a abranger toda a área em estudo.
FOV	Scan FOV de 180 mm. Display FOV de 100 mm.
Filtros	O filtro a utilizar é o de osso.
Valores exposição	KVp: 120; mAs: 280.
Respiração	Respiração depende de região em estudo.
Pitch	1,0 - 1,5.
Contraste	Não se utiliza.
Reconstrução	Reconstrução com intervalos de 1 a 2mm.
Fotografia /impressão	Fotografar as imagens em janela de osso e partes moles.

10.6.9. Protocolo para estudo da luxação congénita da anca

A luxação congénita da anca ainda é uma patologia que ocorre com alguma frequência e que poder ser avaliada pela TC com a utilização do protocolo referido no quadro 69.

Quadro 69: Protocolo para estudo da luxação congénita da anca - cortes axiais.

Posicionamento	Paciente em decúbito dorsal membros inferiores em extensão, pés com uma ligeira rotação interna e presos para evitar o movimento. Plano sagital médio alinhado com o centro da mesa. Membros superiores elevados e colocados em cima do peito.
Topograma	Topograma de face a abranger toda a pélvis.
Altura mesa	Altura da mesa a meia distância da espessura da pélvis.
Centragem	Abaixo do limite inferior da sínfise púbica
Cortes	A espessura dos cortes é de 3 a 4mm a abranger toda a área em estudo.
FOV	Scan FOV de 256 mm. Display FOV de 340 mm.
Filtros	Os filtros a utilizar são o de osso e partes moles.
Valores exposição	KVp: 120; mAs: 140, 210.
Respiração	Respiração normal.
Pitch	1,5.
Contraste	Não se utiliza.
Reconstrução	Reconstrução com intervalos de 3 m.
Fotografia /impressão	Fotografar as imagens em janela de osso e partes moles.

O sistema músculo-esquelético está sujeito ao aparecimento de massas tumorais das partes moles e metástases ou tumores ósseos. Estas situações patológicas podem ser avaliadas por tomografia computadorizada utilizando os protocolos indicados nos quadros 70 e 71 respectivamente.

Quadro 70: Protocolo para estudo de lesões tumorais das partes moles - cortes axiais.

Posicionamento	Depende da região anatómica.
Topograma	Topograma de perfil ou face de acordo com e abrangendo toda a região de estudo.
Altura mesa	Altura da mesa a meia distância da espessura da estrutura
Centragem	De acordo com a região de estudo.
Cortes	A espessura dos cortes é de 5 mm a abranger toda a área em estudo.
FOV	Scan FOV de 256 mm. Display FOV de 100 mm.
Filtros	O filtro a utilizar é o de partes moles.
Valores exposição	KVp:120; mAs:140, 210.
Respiração	Respiração depende de região em estudo.
Pitch	1,0.
Contraste	A quantidade de contraste endovenoso deve variar entre 100 a 120 ml. O rácio de injeção de 2,5 ml/Segundos. Delay de 40 segundos depois do inicio da injeção de contraste. Repetir os mesmos cortes efectuados no exame sem contraste salvo se existir necessidade de cortes mais finos.
Reconstrução	Reconstrução com intervalos de 3 a 4 mm.
Fotografia /impressão	Fotografar as imagens em janela partes moles e eventualmente osso.

O protocolo infra citado tem indicação para o estudo de tumores e metástases a nível ósseo.

Quadro 71: Protocolo para estudo de metástases ósseas - cortes axiais.

Posicionamento	Depende da região anatómica.
Topograma	Topograma de perfil ou face de acordo com e abrangendo toda a região de estudo.
Altura mesa	Altura da mesa a meia distância da espessura da estrutura.
Centragem	De acordo com a região de estudo.
Cortes	A espessura dos cortes é de 3 mm a abranger toda a área em estudo.
FOV	Scan FOV de 256 mm. Display FOV de 100 mm.
Filtros	O filtro a utilizar é o de alta resolução de osso.
Valores exposição	KVp:120; mAs:140, 210.
Respiração	Respiração depende de região em estudo.
Pitch	1,0.
Contraste	Não se utiliza.
Reconstrução	Reconstrução com intervalos de 2 a 3 mm.
Fotografia /impressão	Fotografar as imagens em janela de osso e eventualmente partes moles

Actualmente com o evoluir da tecnologia e o aparecimento da TCMD podemos avaliar todo o sistema articular e ossos longos de uma forma mais rápida e obter uma maior quantidade de informação que nos vai permitir recorrer às reformatações multiplanares e reconstruções 3D (quadro 72).

Quadro 72: Protocolo para o estudo de osso e articulações em TCMD.

Parâmetros	TC 4- 8 cortes	TC 10-16 cortes	TC 32-64 cortes
kV	120	120	120
Tempo de rotação (s)	<1	<1	<1
mas	30-135	30-135	150-360
Colimação (mm)	1,0-1,25	0,6-0,75	0,6-0,625
Pitch	0,6-0,9	0,6-1,2	0,9-1,2
Incremento de Reconstrução (mm)	0,6	0,5	0,4
Espessura de Reconstrução (mm)	2,0	2,0	2,0
Kernel/ Convolução	p/ reconst:1,0 Osso alta resolução	p/ reconst:0,75 Osso alta resolução	p/ reconst:0,6 Osso alta resolução
Cortes	Conforme área anatômica	Conforme área anatômica	Conforme área anatômica
	Contraste não necessário /facultativo		

O protocolo supra citado é inespecífico e pode ser utilizado na avaliação tomográfica de qualquer articulação. No entanto é importante ter em atenção o correcto posicionamento de acordo com a área anatômica em estudo.

CONCLUSÃO

Ao finalizarmos este manual de tomografia computadorizada do técnico de imagiologia médica, esperamos ter atingido os objectivos a que nos propusemos, criar um documento de estudo para os estudantes em radiologia e um manual de consulta para os profissionais em exercício.

Na elaboração deste manual tentamos abordar os conteúdos da tomografia computadorizada de maior relevo para o técnico de radiologia, o que nem sempre foi fácil, uma vez que a panóplia de assuntos é vasta e crescente, impossibilitando de alguma forma o encerrar deste manual deixando em aberto futuras actualizações.

Apesar das dificuldades sentidas na selecção da temática a abordar, formulamos uma estrutura de conhecimentos com base numa pesquisa bibliográfica em livros e manuais anglo-saxónicos que são referências no meio da imagiologia médica. Empreendemos os nossos esforços na comunhão da prática com a teórica, reflexo disso é a segmentação do manual, que possibilita ao estudante aspectos que vão desde os princípios físicos à reconstrução de imagem, e ao profissional pormenores de protocolos a utilizar na sua praxis diária.

Para concluirmos, é nossa expectativa ter contribuído para o preenchimento do vazio existente nesta área do conhecimento na língua de Camões de importância vital para o desempenho da actividade profissional do técnico de radiologia, um profissional de saúde que se deve pautar pela constante actualização como resposta aos avanços tecnológicos dos equipamentos que opera como é exemplo a tomografia computadorizada. Sem nunca esquecer que quanto melhor for o seu desempenho mais benefícios terão os pacientes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Addis K, Hopper K, Iyriboz T (2001). Optimization of shaded surface display for CT angiography. *Acad Radiol* 8: 976-981.

Ali M, Melegy Z, Morsy M, Megahid R, Bucherl T, Lehman E (2004). *Image reconstruction techniques using projection data from transmission method. Annals of Nuclear Energy* 31:1415-1428.

Beaulieu C, Jeffrey Jr B, Karadi C (1999). *Display modes for Ct colonography Part II: Blinded comparison of axial CT and virtual endoscopic and panoramic endoscopic volume – rendered studies. Radiology* 212: 203-211.

Beutal J, Kunde H, Van Matter R (2000). *Handbook of Medical Imaging. Volume 1 – Physics and Psychophysics. SPIE The International Society for Optical Engineering Press.*

Blum A, Régent, D (1995). *Scanner helicoidal – Principes et modalités pratiques and utilization . Mason.*

Bruder H, Kachelriess M, Schaller S (2000). *Single slice rebinning reconstruction in spiral cone - beam computed tomography. IEEE Trans Med Imaging* 19: 873-877.

Bruening R, Kuettner A, Flohr T (2006). *Protocols for Multislice CT (2nd Edition). Germany. Springer.*

Bushberg J (2000). *The Essential Physics of Medical Imaging.*

Bushong S (2004). *Radiologic Science For Technologists (6th Edition). Mosby.*

Calhoun P, Kuszyk B, Heath D (1999). *Three – dimensional volume rendering of spiral CT data: theory and method . Radiographics* 19:745-764.

Chichorro, N (2004). Apontamentos da disciplina de *Processamento de Imagem – Mestrado em Imagiologia Médica. Universidade do Algarve.*

Clarkson E, Anastasio M, Pan X (2001). *Comments of the filtered backprojection algorithm. IEEE Transaction of Medical Imaging* vol.20 n° 6.

Conceição C, Palma T, Evangelista P (2003). *Angio TC da Doença Corotídea Ateromatosa. Acta Médica Portuguesa* 16: 149-153.

Crawford C, King K, (1990). *Computed tomography scanning with simultaneous patient translation. Med Phys* 17:967-982.

Csillag A (2000). *Atlas de Anatomia Humana - Técnicas de Imagem Médicas. Konemann.*

Deans R (1996). *The Randon Transform and some of its applications. John Wiley & Sons.*

Dove E (2001). Notes on Computed Tomography – Bio imaging Fundamentals 51:060.

Doyon D (2004). *Tomografia Computorizada. Medsi.*

Eibel R, Turk T, Kulinna C (2001). *Value of multiplanar reformations (MPR) in multi-slice CT*. Alemanha. *Rofo Fortschr Roentgenstr* 173:57-64.

European Communities (Ed) (1997). Council Directive 97/43/Euroatom of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposure. Official Journal of the European Communities N.º L180/22.

Farr R, Roberts P (2001). *Physics of Medical Imaging*. W.B. Saunders Company Ltd.

Ferreira S (2006). *Meios de Contraste – Conceitos Gerais*. Portimão. Guerbet

Fishman Eliot K, Jeffrey R, *Spiral CT- Principles, Techniques, and Clinical Applications (2nd Edition)*. Lippincott-Raven.

Francisco F, Reis J (1994). *Princípios de TC no diagnóstico neurorradiológico*. Artes Gráficas, Lda.

Fuchs T, Krause J, Schaller S (2000). *Spiral interpolation algorithms for multi-slice spiral CT – part II: measurement and evaluation of slice sensitivity profiles and noise at a clinical multi-slice system*. *IEEE Trans Med Imaging* 19: 835-847.

Gaivão F (2003). *Imagiologia clínica – Princípios e técnicas*. Serviço de Imagiologia, Hospitais da Universidade de Coimbra.

Grumme T, Kluge W, Kretschmar K, Roesler A (1998). *Cerebral and Spinal Computed Tomography (3 edição)*. *Blakwell Science*.

Haaga, J (1996). *TC e RM do Corpo Humano (3ª edição)*. Editora Guanabara Koogan.

Hofer, M (2000). *CT Teaching Manual*. Alemanha. George Thieme Verlag 2000.

Hofer, M (2001). *Introducción a la TC (3ª Edición)*. Madrid. Editorial Médica Panamericana S.A.

Hopper K, Huber S, Kasales C (1997). *Clinical usefulness of routine stacked multiplanar reconstruction in helical abdominal CT*. *Invest Radiol* 32: 550-556.

Hsieh J. (2001). *Investigation of the slice sensitivity profile for step-and-shoot mode multi-slice computed tomography*. *Med Phys* 28:491-500.

Hsieh J. (2003). *Computed Tomography*. SPIE The International Society for Optical Engineering Press.

Hu H (1999). *Multi-slice helical CT: scan and reconstruction*. *Med Phys* 26 (1):5-18.

Hu H, Shen Y (1998). *Helical CT with longitudinal filtration*. *Med Phys* 25: 2130- 2134.

Infarmed, *Meios de Contraste Radiológico*. Disponível em <http://www.infarmed.pt> (consultado em Junho de 2006).

International Electrotechnical Commission (2002) 60601-2-44. Amendamento1: *Medical electrical equipment, Part 2-44: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography*. Genebra. International Electrotechnical Commission.

Kalender W (1995). *Thin-section three-dimensional spiral Ct: is isotropic imaging possible?*. *Radiology* 197:578-580.

Kalender W (2000). *Computed Tomography – Fundamentals System Technology, Image Quality Applications*. Alemanha. Publics MCD Verlag.

Knollann F, Coakley F (2006). *Multislice CT- Principles and Protocols*. Philadelphia. Saunders Elsevier.

Lima J (1995). *Física dos Métodos de Imagem com Raios X*. Coimbra. Editora ASA.

Lima J (2003). *Biofísica Médica*. Coimbra - Imprensa da Universidade.

Lima J (2005). *Técnicas de diagnóstico com raio X- Aspectos físicos e biofísicos*. Coimbra – Imprensa da Universidade.

Marchal G., Vogl T.J., Heiken J.P., Rubin G.D. (2005). *Multidetector - Row Computed Tomography - Scanning and Contrast Protocols*. Italia. Springer - Verlag.

McCollough,C, Zink F (1999). *Performance evaluation of a multislice Ct system*. *Med Phys* 26:2223-2230.

Morvan G, Massare C, Frija G (1991). *Le Scanner Ostéo-Articulaire*. Vigot. Napel S., Rubin GD., Jeffrey RB. (1993). *STS-PIP: a new reconstruction technique for Ct of the chest*. *JCAT* 17(5):832-8.

Nieman K, Oudkerk M, Rensing B, van Oijen P, Munne A, van Geuns R, de Feyter P (2001). *Coronary angiography with multi-slice computed tomography*. *Lancet* 357:599-603.

Ocampo M, De Falco A, Reacciones adversas por Médios de Contraste Iodados. Disponível em <http://grupogeyseco.com/sedia.htm> (consultado Junho 2006).

Ohnesorge B, Flohr T, Schaller (1999). *The technical bases and uses of multi – slice CT*. *Radiology* 39 (11):923-931.

Otto W, Wegner H,(1992). *Whole Body Computed Tomography (2nd Edition)*. Boston. Blackwell Scientific Publications.

Pereira M., (1986). Produtos de contraste hidrossolúveis. *Revista Radiológica* nº 7

Peters T, *CT Image Reconstruction in the American Association of Physicists in Medicine*. Disponível em <URL:http://aapm.org> (Consultado em Abril de 2006).

Philipp M, Kubin K, Mang T (2003). *Three – dimensional volume rendering of multidetector – row CT*. *Eur J. Radiol* 48: 33-38.

Pickhard P, Choi J, Hwang I (2003). *Computed tomographic virtual colonoscopy to screen foe colorectal neoplasia in asymptomatic adults*. *N EnglJmed* 349:2191-2200.

Pires J, Sequeira J (2004). Apontamentos da disciplina de *Equipamentos Comerciais – Mestrado em Imagiologia Médica*. Universidade do Algarve.

Pires J, Sequeira J (2006). Apontamentos da disciplina de *Equipamentos Comerciais – Mestrado em Imagiologia Médica*. Universidade do Algarve.

Pisco J, Sousa L (1989). *Noções Fundamentais de Imagiologia*. Lidel.

Propok M, Galanski M (2003). *Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body*. Alemanha. Thieme – New York.

Robert J. (1996). *CT of Abdominal and pelvic trauma. Semin Ultrasound CT MR* 17:142-169.

Rohrer M (2003). *Multislice – CT Technology*. Disponível em www.multislice-ct.com (consultado em 2005).

Romans L (1995). *Introduction to Computed Tomography*. Williams & Williams.

Russ, J (2002). *The Image Processing – Handbook (4th Edition)*. CRC Press.

Rydberg J, Buckwater K., Caldemeyer K. et al (2000). Multisection CT- scanning techniques and applications. *Radiographics* 20(6): 1787-1806.

Saini S (2004). *Multi-detector row CT: principals and practice for abdominal applications*. *Radiology* 223:323-327.

Shin H, Galanski M (2000). *Interactive direct volume rendering of CT-data: technical principle and applications*. Alemanha. *Rofo Fortschr Roentgenstr* 41:69-156.

Silva A (1998). *Problemas de Reconstrução de Imagem em Tomografia Dinâmica com Raios X*. Dissertação de Doutoramento: Universidade de Aveiro.

Silverman F, Kuhn J (1992). *Caffey – Diagnóstico por imagens en pediatria*. Madid. Editorial Médica Panamericana S.A.

Silverman P, (1998). *Helical Computed Tomography- A Pratical Approach to clinical Protocols*. Philadelphia New York.. Lippincott-Raven.

Sousa M, Centeno T, Pedrini H (2003). *Integrando reconstrução 3D de imagens tomográficas e prototipagem rápida para a fabricação de modelos médicos*. *Revista Brasileira de Engenharia biomédica* vol19 nº2: 103-115.

Spielmann A (2003). *Liver imaging with MCDT and high concentration contrast media*. *Eur J Radiol* 45 (suppl 1):50-52.

Taguchi K., Aradate H., (1998). *Algorithm for image reconstruction in multi- slice helical CT*. *Med Phys* 25: 550-553.

Thibault J, Sauer K, Bouman C, Hsieh J, *High Quality Iterative Image Reconstruction For Multi-Slice Helical CT*. GE medical Systems.

Thomsen H, Bush Jr.W (1998). Treatment of the adverse effects of contrast media. *Acta Radiol* 39:212-218.

Toshiba, Clinical Performance – Delivering upon the promise of Multi- Slice CT though Proven Performance em www.medical.thosiba.com (consultado em 2005).

Udupa J, (1995). *Three- dimensional imaging techniques: current perspectives*. Acad Radiol 2: 335-340.

Wang G, Crawford C, Kalender A (2000). *Multi-row-detector cne beam spiral/heliodal CT*. *IEEE Transaction on Medical Imaging* 19 (9):817-821.

Wang G, Vannier M (1997). *Optimal pitch in spiral computed tomography*. Med Phys 24: 423-428.

Wegner O (1993). *Whole Body Computed Tomography (2nd Edition)*. Blackwell Scientific Publications.

Weissleder R, Rieumont M, Wittenberg J (2004). *Introdução ao Diagnóstico Por Imagem (2^a Edição)*. Rio de Janeiro.Livraria e Editora Revinter Ltda.

Yaffe M, Rowlands A (1997). X-ray detectors for digital radiology – Physics on Medicine and biology 42 :1-39.

Zlatsin, P *Iterative Reconstruction in Medical Imaging*. Disponível em spzlat@t2.technion.ac.il. (Consultado em 2005).

GLOSSÁRIO

180° Interpolação

Tipo de algoritmo usado para interpolação –Z que utiliza o registo de 2 rotações de 180°.

Absorção de Radiação X

É uma capacidade física de um material absorver a radiação e transformar a sua energia numa outra forma de energia, como por exemplo luz visível, calor ou fosforescência.

Ampola

A ampola de raio X produz a energia de radiação necessária à criação da imagem.

Aquisição helicoidal

É um método de aquisição em TC, em que o paciente se move continuamente durante o processo de aquisição da imagem; neste tipo de aquisição a informação é colhida como um volume; também conhecida como TC espiral.

Array de detectores

Em TC, é o conjunto de milhares de detectores que efectuam a medição e quantificação de radiação.

Artefacto

Na imagem são qualquer tipo de objecto ou interferência que não faz parte da imagem em estudo; podem ser causados pelo movimento do paciente ou qualquer tipo de problemas de ordem técnica ou não; os artefactos são específicos de cada técnica de imagem médica.

Atenuação

É o decréscimo da intensidade do feixe de radiação quando atravessa a matéria. A atenuação é uma propriedade do tipo de material que é atravessado.

Bit

Abreviatura de um dígito binário.

Byte

Unidade de memória digital contém 8 bits.

Colimador

Em TC, é abertura pela qual atravessam os fótons de raio X; os colimadores, confinam e direccionam a radiação criando um feixe em forma de leque que determina o campo de visão (FOV) e espessura de corte.

Consola do operador

Composta por dispositivos alfanuméricos e de apresentação num monitor das imagens obtidas.

Convolução

O filtro de convolução é uma operação matemática dos diferentes perfis antes da operação de retro projecção.

Detectores de xénon

Câmara de ionização de gás xénon; esta câmara é composta por 3 placas de Tungsténio; quando o fóton entra no canal ioniza o gás implicando uma aceleração e ampliação pela corrente eléctrica entre as placas destes iões permitindo que a carga colectada produza uma corrente eléctrica.

Digital

Tecnologia electrónica, que gera, armazena e processa informação como 0 e 1, positiva ou negativa; a tecnologia digital substitui a informação analógica por sinais eléctricos de diferentes amplitudes e frequências.

Feixe de radiação electromagnética

È um conjunto de fótons emitidos por uma fonte de pequenas dimensões, limitado por um colimador adequado.

Filtro

Em TC, é uma fórmula matemática que faz parte do *software* do computador e permite a amplificação ou supressão de determinados aspectos na imagem.

Filtro *sharp*

Filtro que melhora a resolução espacial, como por exemplo em regiões que contêm pequenos ossos como é o caso da mão e do punho.

Filtro *smooth*

Filtro que realça as baixas frequências para suavizar as imagens e reduzir os seus contornos; usado no estudo de em tecidos moles.

Fosforescência Primária

Definida como a quebra na intensidade luminosa imediatamente após o termo da emissão de radiação X.

Fosforescência Secundária

É definida como a captura e electrões libertados por efeito térmico em pontos em que a matriz do material apresenta defeitos.

Gantry

É a estrutura que contem os principais componentes de um equipamento de tomografia; contem o gerador, detectores, colimadores e o sistema de aquisição; a *gantry* efectua movimentos de inclinação.

Intensidade de corrente

A intensidade de corrente de um feixe de electrões é o número de electrões que, por segundo, atravessam a área de 1cm^2 normal à direcção da velocidade de deslocamento.

Janela

É a selecção das radiodensidades que vão aparecer na imagem; o leque de radiodensidades (Unidades de *Hounsfield*), que aparecem na imagem são denominadas de largura da janela; o centro desse leque é denominado de nível da janela.

eV

É a energia de um electrão sujeito à diferença de potencial de um volte. O keV é um múltiplo de energia correspondendo a mil eV.

kV

Mil vez a unidade de diferença de potencial V.

Ampliação

Utiliza somente dados da imagem para ampliar a mesma; a imagem fica maior perde alguma definição e ganha alguma distorção; a magnificação é uma função útil a ser empregue em imagens isoladas de um estudo, ou seja para realçar pequenas anormalidades de modo a serem mais facilmente avaliadas.

Material de cintilação

Em TC, é um material em estado sólido que compõem os detectores; é usado na detecção de radiação; este tipo de material emite uma luz visível quando é estimulado; essa luz é convertida em sinal eléctrico que é proporcional a intensidade da radiação X.

Matriz (array)

Na imagem digital bidimensional, a matriz representa o número de *pixels* usados em cada dimensão da imagem (exemplo 512x512).

Modelação

É uma variação periódica de um sinal no domínio espacial e temporal.

Par de linhas

Em imagem é denominado como uma linha e o intervalo até à próxima linha; é usado para descrever a resolução espacial; a resolução espacial é expressa em par de linhas por milímetro.

Pós processamento

Em TC, é a manipulação de uma imagem no *software* do computador; tem por objectivo a melhoria da qualidade das imagens; durante o pós-processamento é possível criar mais planos de visão, como por exemplo 3D que são obtidos pelo conjunto de cortes axiais ou aquisição volumétrica.

Pitch

Em TC espiral, é o rácio do movimento da mesa durante uma rotação da ampola de 360° e a espessura de colimação do feixe; um *pitch* de por exemplo 0,5 é equivalente a 5mm de avanço da mesa durante a aquisição com uma espessura de corte de 10mm;

um *pitch* reduzido permite a aquisição de pequenas porções de tecido mas melhora a qualidade de reconstrução das imagens.

Pixel

É um elemento da imagem; é o mais pequeno elemento que a imagem contém.

Projecção

Conjunto de raios soma que possuem direcções paralelas (Lima, 1995).

Região de interesse

A região de interesse (ROI), permite definir uma área na imagem que pode adoptar uma forma circular, elíptica, quadrada, rectangular ou desenhada ao contorno pretendido.

Resolução de contraste

É a capacidade de distinguir tecidos que apresentam a mesma densidade.

Resolução espacial

É a capacidade de produzir detalhe numa imagem; é expressa em par de linhas por milímetro; a resolução espacial é referente à capacidade de distinção de objectos com elevado contraste.

Retroprojecção

Um processo matemático de reconstrução das imagens tomográficas, que usa o *row data* da aquisição.

Sistema de aquisição

Em TC, é um sistema que amplifica o sinal proveniente dos detectores e o converte da forma analógica em digital e o envia para o computador.

Tomografia computadorizada

É uma técnica de imagem que cuja finalidade é determinar o coeficiente de atenuação linear $\mu(x, y)$ em cada ponto de uma secção espessa do corpo a partir de um conjunto de projecções obtidas para diferentes ângulos em torno do objecto; permite a obtenção de imagens de grande resolução de contraste.

Unidades de *Hounsfield*

É um método de quantificar os coeficientes de atenuação em tomografia computadorizada; têm o nome de *Godfrey Hounsfield*, inventor do TC em 1972; as unidades de *Hounsfield* representam densidades dos tecidos anatómicos; são incluídos numa escala que atribui à água o valor 0, ao ar o valor -1000 e ao osso o valor +1000.

Voxel

É uma unidade de volume; é o produto do *pixel* pela espessura de corte; é o mais pequeno elemento de volume em que pode ser dividida uma imagem.