

## 2.2 RADIOGRAFIA E TOMOGRAFIA AXIAL COMPUTADORIZADA (TAC)

Os raios-X não só foram as primeiras radiações a serem utilizadas em equipamento médico, como continuam a ter uma enorme importância ao nível clínico, basta pensar-se no elevado número de radiografias realizadas por ano num hospital! Além disso, uma vez que as primeiras imagens médicas foram obtidas com raios-X, uma parte dos conceitos e técnicas de imagem são directamente importados destes dispositivos.

Uma radiografia não é mais do que a imagem (projectão) dos fotões que atravessam o doente e que são gravados num detector. A informação que se obtém é respeitante à atenuação dos raios-X no organismo, ou seja, é esta característica que permite discriminar os diferentes tecidos biológicos. Os fotões detectados podem ser primários, quando não são desviados, ou secundários, quando existe interacção que implique desvio, sendo os primeiros, aqueles que contêm a informação relevante.

Quanto ao objectivo da Tomografia Axial Computorizada (TAC) é o de obter imagens bidimensionais em diferentes ângulos, de modo a conseguir, através de métodos de reconstrução, obter imagens tri-dimensionais. Este procedimento permite, por um lado, melhorar o contraste dos tecidos, por outro, obter informação em profundidade.

### 2.2.1. Interacção dos raios-X com a matéria: efeito fotoeléctrico, efeito de Compton e criação de pares

Neste contexto, ir-se-á considerar, basicamente, três tipos de interacção dos raios-X com a matéria: o efeito fotoeléctrico, o efeito de Compton e a criação de pares. Como é do conhecimento geral, o efeito fotoeléctrico é aquele em que a energia do fóton incidente é totalmente absorvida pela matéria, sendo utilizada para ionizar determinado elemento. Este efeito dá-se prioritariamente a energias baixas (inferiores a 35 keV) e é tanto mais frequente quanto maior for o número atómico efectivo da matéria. De facto, a probabilidade de um fóton interactuar com uma dada substância através de efeito fotoeléctrico aceita-se que tem uma dependência entre a terceira e a quarta potência do número atómico efectivo dessa substância. É esta dependência que é, maioritariamente, responsável pelo contraste existente nas imagens médicas de Raios-X e que é explorada na fabricação de agentes que são injectados nos doentes com o objectivo de aumentar o contraste da imagem.

Quando a energia dos fotões aumenta, é o efeito de Compton que se torna preponderante, ou seja, os fotões interagem com os electrões livres da matéria<sup>1</sup>, adquirindo uma frequência diferente da inicial (o que corresponde a uma diminuição de energia). Este efeito pode ser visto como um choque elástico entre duas partículas (entre o fóton e o electrão livre, estando este último inicialmente em repouso), mantendo-se, como se sabe, o momento linear e a energia cinética. Neste caso, note-se que a probabilidade de interacção de um fóton com a matéria não depende directamente do número atómico, mas sim do número de electrões por unidade de massa. Ora como o número de electrões por unidade de massa decresce com o número atómico de uma forma muito lenta, a razão entre o coeficiente de atenuação devida ao efeito de Compton é muito semelhante para todos os materiais, à excepção do hidrogénio.

O terceiro e último processo considerado é a criação de pares electrão/positrão, o qual só ocorre para energias superiores a 1.022 MeV, uma vez que é esta a soma das energias de um electrão e um positrão livres ( $E = 2mc^2$ ). Para efeitos de imagem com

<sup>1</sup> Entende-se por electrões livres aqueles cuja energia de ligação ao átomo é muito menor do que a energia do fóton incidente.

raios-X, este efeito é considerado desprezável, uma vez que a gama de energias utilizadas não abarca valores tão elevados, estando, aproximadamente, no intervalo entre 20 keV e 100 keV.

### 2.2.2. Atenuação dos raios-X nos tecidos humanos

Como em qualquer outra substância, a atenuação sofrida por um feixe de raios-X em tecidos biológicos ocorre graças às interacções consideradas anteriormente. De facto, atendendo a que a fracção de energia perdida por um feixe, quando ultrapassa um material, é proporcional à sua espessura  $dx$ :

$$\frac{dI}{I} = -\mu dx \quad (2.46)$$

então, é válida a expressão:

$$I = I_0 e^{-\mu h} \quad (2.47)$$

onde,  $\mu$  é o coeficiente de atenuação do material,  $h$  a sua espessura,  $I_0$  a intensidade inicial do feixe e  $I$  a intensidade do feixe após ter atravessado o material.

É, pois, com base nesta expressão que se obtêm as imagens de raios-X, uma vez que uma radiografia é a projecção dos fotões que atravessam o indivíduo e que são medidos por um detector (ver figura 2.11). Ou seja, os tecidos são discriminados mediante o seu coeficiente de atenuação, que depende, obviamente, das interacções sofridas através dos efeitos fotoeléctrico e de Compton (uma vez que, como se mencionou anteriormente, se despreza o efeito de criação de pares para as energias envolvidas).

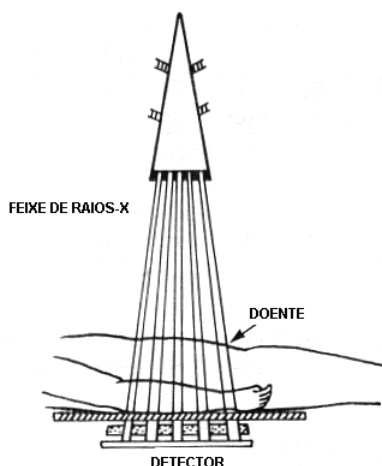


Fig. 2.11 – Esquema da formação de uma radiografia (adapt. W.R. Hendee, E.R. Ritenour, 1992).

### 2.2.3. Dose e exposição

Antes de prosseguir com o estudo das imagens obtidas através dos raios-X, ir-se-á fazer algumas considerações relativas à quantificação no que respeita à dose e aos efeitos provocados pela radiação absorvida pelos tecidos.

Seja a fluência de um feixe definida pelo número de partículas,  $N$ , (incluindo fotões) por unidade de área perpendicular ao feixe,  $A$ :

$$\Phi = N / A \quad (2.48)$$

Se o feixe for uniforme, a sua fluência é independente da área ou do instante que se considere. No entanto, caso isto não aconteça, pode-se considerar a taxa de alteração da fluência, à qual se dá o nome de fluxo de fluência:

$$\phi = \Phi / t = N / A t \quad (2.49)$$

onde  $t$  é a grandeza tempo.

Se o feixe for monocromático, a fluência energética,  $\Psi$ , será simplesmente o produto da fluência,  $\Phi$ , pela energia de cada partícula,  $E$ :

$$\Psi = \Phi E = N E / A \quad (2.50)$$

E, do mesmo modo, se pode definir fluxo de energia, ao qual se dá também o nome de intensidade, e que é dado por:

$$I = \psi / t = \Phi E / t = N E / A t \quad (2.51)$$

Caso o feixe contenha várias energias, a intensidade é, então, dada por:

$$I = \psi = \text{sum} (f_i \Phi E_i) \quad (2.52)$$

onde  $f_i$  é a fracção de partículas com energia  $E_i$ .

Embora estas quantidades sejam relevantes para o estudo das radiações e dos seus efeitos no corpo humano, elas são difíceis de medir directamente. Por este motivo, definem-se outras grandezas como sejam a **exposição**, a **dose absorvida** e o **equivalente de dose absorvida**. No entanto, mesmo o estabelecimento destas grandezas não é muito fácil, o que se reflecte na dificuldade de encontrar unidades adequadas para as medir. Historicamente, existem duas unidades distintas para cada uma delas: as unidades tradicionais e as do Sistema Internacional.

No que respeita à exposição à radiação, admita-se, antes de mais, que praticamente toda a energia dos raios-X (ou raios  $\gamma$ ) é utilizada para ionizar o meio. Se  $Q$  for a carga total criada quando um pequeno volume de ar de massa  $m$  é sujeito a radiação, a exposição é definida como:

$$X = Q / m \quad (2.53)$$

Note-se que  $Q$ , sendo a carga total, contém a carga libertada tanto primariamente como secundariamente (mesmo que a ionização secundária tenha lugar fora do volume considerado. A unidade de exposição tradicional é o R (Roëntgen) que é numericamente equivalente a uma definição já em desuso: SEU (unidade electrostática) / cm<sup>3</sup> de ar nas condições normais de pressão e temperatura. A sua conversão para unidades de SI é feita através da relação:

$$1R = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg} \quad (2.54)$$

Esta grandeza é apenas aplicável a fotões  $\gamma$  ou raios-X com menos de 3 MeV, uma vez que para energias superiores é extremamente difícil determinar o número de pares electrão / ião que se formam secundariamente fora do volume considerado.

Uma vez que para o ar, a energia média necessária para produzir um par electrão / ião é 33.85 eV, então, quando um quilograma de ar é exposto a 1 C / Kg, este absorve 33.85 J de energia, ou, generalizando, a quantidade de energia absorvida por unidade de massa de ar é dada pela relação:  $E = 33.85X$ .

Uma outra forma de definir a energia absorvida é através do produto da fluência de energia pelo coeficiente de absorção de energia mássica:

$$E = \Psi (\mu_{en})_m \quad (2. 55)$$

Como os efeitos químicos e biológicos da exposição de um tecido à radiação dependem da energia absorvida por esse tecido e não da energia absorvida pelo ar, a dose absorvida é definida através da razão:

$$D = E_{ef} / m \quad (2. 56)$$

Em que  $E_{ef}$  é a energia total que chega ao tecido diminuída de toda a energia que sai, ou seja, é toda a energia que efectivamente fica depositada no tecido. A sua unidade é o rad (tradicionalmente) ou o gray (em SI), sendo a correspondência feita através da expressão:

$$1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J/kg ou Gy} \quad (2. 56)$$

Deve, de qualquer forma, enfatizar-se que, mesmo a grandeza dose absorvida, não engloba os efeitos biológicos e, por este motivo, passou a definir-se também outras grandezas que contabilizam estes efeitos. Assim, há a considerar a eficiência biológica relativa, que é definida como a razão entre a dose de uma radiação de referência, necessária para produzir uma determinada resposta (esterilidade, por exemplo) e a dose da radiação em questão para produzir a mesma resposta. Esta grandeza pode ter dimensões, quando é multiplicada pela dose absorvida (embora o nome da grandeza se mantenha o mesmo).

Em muitas situações, a eficiência com que uma radiação particular provoca determinado efeito químico ou biológico varia com a transferência linear de energia<sup>2</sup> da radiação. E, portanto, para considerar esta questão existe a grandeza dose equivalente que é o produto da dose absorvida por um factor de qualidade,  $QF$ , que varia com a transferência linear de energia e que reflecte o facto de diferentes radiações implicarem diferentes eficiências:

$$DE = D \times QF \quad (2. 58)$$

A unidade de dose equivalente é o rem no sistema tradicional e o sievert (Sv) em SI. A sua relação é:

<sup>2</sup> A transferência linear de energia é definida como a energia média perdida por unidade de comprimento do caminho percorrido pela radiação incidente.

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem} \quad (2.59)$$

Se à equação 2.58 for adicionado um factor relacionado com a não-uniformidade da distribuição da radioactividade no corpo,  $DF$ , passa-se a ter:

$$DE = D \times QF \times DF \quad (2.60)$$

Realce-se o facto de outros factores poderem ser considerados, consoante as situações.

#### 2.2.4. Atenuação nos tecidos biológicos

Regressando à questão das imagens radiológicas, nomeadamente, no que toca à atenuação da radiação-X, comece-se por classificar os tecidos em quatro tipos: gordura, músculo (ou tecido mole, do qual se exclui a gordura), osso e cavidades com ar. As características destes tecidos que interessam para esta discussão são:

Material	Nº atómico efectivo	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	Densidade electrónica (e <sup>-</sup> /Kg)
Ar	7.6	1.29 x 10 <sup>-3</sup>	3.01 x 10 <sup>26</sup>
Água	7.4	1.00	3.34 x 10 <sup>26</sup>
Tecido mole	7.4	1.00	3.36 x 10 <sup>26</sup>
Gordura	5.9-6.3	0.91	3.34-3.48 x 10 <sup>26</sup>
Osso	11.6-13.8	1.65-1.85	3.00-3.19 x 10 <sup>26</sup>

Um dos parâmetros mais utilizados para quantificar a dose absorvida pelos diversos tecidos é o chamado factor- $f$ . Comece-se por escrever a dose absorvida por um determinado meio relativamente à do ar:

$$D_{\text{meio}} = D_{\text{ar}} [(\mu_{\text{en}})_m]_{\text{meio}} / [(\mu_{\text{en}})_m]_{\text{ar}} \quad (2.61)$$

Onde  $[(\mu_{\text{en}})_m]_{\text{meio}}$  é o coeficiente de absorção energética do meio, para fotões com energias na gama de interesse e analogamente  $[(\mu_{\text{en}})_m]_{\text{ar}}$  será o equivalente para o ar.

Esta grandeza é definida com base no coeficiente de absorção de qualquer material,  $\mu$ , que, por sua vez, foi já definido através da relação (2.47).

Quanto ao coeficiente de absorção energética, relaciona-se com este, através da expressão:

$$\mu_{\text{en}} = \mu E_a / h \nu \quad (2.62)$$

Em que  $E_a$  é a energia média absorvida pelo material por cada fotão incidente e  $h\nu$  a energia de cada fotão. Ou seja, o coeficiente de absorção energética é igual ao produto do coeficiente de absorção pela fracção de energia que é realmente absorvida pelo material.

Então, tendo em conta que  $D$  (dose absorvida) pode ser escrita em função da exposição,  $X$ :

$$D = fX$$

Chama-se factor- $f$  à proporcionalidade entre a dose absorvida,  $D$ , num meio que esteja sujeito a uma exposição  $X$ , ou seja, o gráfico do factor- $f$  em função da energia dos fótons (figura 2.12) permite compreender o contraste obtido para diferentes tecidos. Na verdade, prova-se, matematicamente, que o factor- $f$  relativo a um dado tecido é proporcional à razão entre a atenuação nesse tecido e a atenuação no ar e, portanto, apresenta-se como uma medida da atenuação dos tecidos. Sal guarde-se que o factor- $f$  só deve ser considerado apenas para energias inferiores a 3MeV, visto que o conceito de exposição não é aplicável a fótons de energia mais elevada.

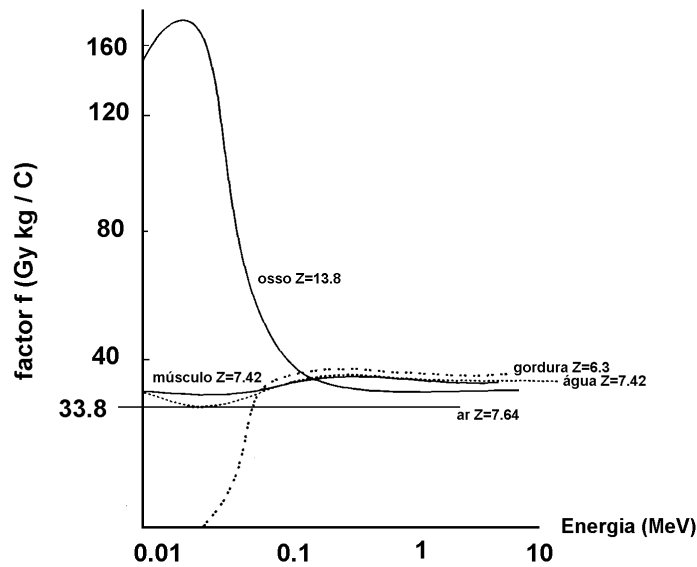


Fig 2.12 – Gráfico do factor  $f$  em função da energia dos fótons (adapt. W.R. Hendee, E.R. Ritenour, 1992).

A primeira questão a observar neste gráfico é o facto de o contraste entre os tecidos ser manifestamente superior para energias mais baixas.

Tal como já foi discutido numa secção anterior, os raios-X de energia inferior a 35 KeV interagem com a matéria prioritariamente através do efeito fotoeléctrico, com uma probabilidade de interacção que varia entre  $Z^3$  e  $Z^4$ . Ao observar a tabela anterior, verifica-se que a gordura apresenta um número atómico efectivo que é menor do que os restantes tecidos, devido à alta concentração de átomos de hidrogénio ( $Z_H = 1$ ) e de carbono ( $Z_C = 6$ ), quando comparada com as concentrações destes átomos nos ossos e nos músculos (que, ao serem fundamentalmente proteicos, possuem também azoto ( $Z_N = 7$ ), oxigénio ( $Z_O = 8$ ) e alguns iões). Deste modo, o factor- $f$  da gordura é, para energias baixas, inferior ao dos outros tecidos. No extremo oposto, encontram-se os ossos, com uma atenuação muito elevada para baixas energias, porque possuem uma percentagem mais elevada de iões, o que lhes confere um número atómico efectivo mais elevado.

Para energias superiores, onde o efeito de Compton é primordial, sendo este directamente proporcional à densidade electrónica mássica, a gordura apresenta um factor- $f$  mais elevado do que os outros tecidos, devido à elevada percentagem de átomos de hidrogénio (a gordura tem cerca de 11% de hidrogénio, 57% de carbono,  $\approx$ 1% de átomos de azoto, 30% de oxigénio e menos de 1% de elementos de traço com nº atómico elevado), o que implica uma elevada densidade de electrões. Repare-se que, a este respeito, os átomos de hidrogénio apresentam uma densidade electrónica elevada (cerca de duas vezes superior à dos outros átomos), visto que não possuem neutrões no seu núcleo. No que toca à construção de fantasmas, o material que, habitualmente é utilizado para modelar a gordura é o óleo mineral ou o polietileno, uma vez que são substâncias com um número atómico efectivo, densidade mássica e densidade electrónica semelhantes à gordura.

Quanto ao comportamento dos tecidos moles e dos fluidos do corpo no que respeita à atenuação dos raios-X, este é muito semelhante ao da água, uma vez que é o seu constituinte mais abundante. Aliás, também o tecido muscular tem um comportamento muito semelhante ao da água, graças à proximidade dos seus números atómicos efectivos e às suas densidades mássicas.

Observe-se que devido à alta absorção dos tecidos ósseos para baixas energias, a dose absorvida pelos tecidos moles que estão atrás dos ossos, é menor. Por este motivo, os ossos funcionam, muitas vezes, como *máscara* dos tecidos moles. Este efeito é diminuído quando se utiliza raios-X de mais alta energia, uma vez que, para fotões de energia mais elevada, o factor- $f$  dos ossos é semelhante ao dos tecidos moles e, portanto, quando se pretende obter informação sobre tecidos que estejam naturalmente tapados por ossos, utiliza-se raios-X de maior energia.

Por outro lado, quando se pretende radiografar tecidos que tenham uma densidade mássica semelhante, mas difiram no número atómico, é aconselhável utilizar energias mais baixas, uma vez que nestas circunstâncias, é o efeito fotoeléctrico que domina e este é, maioritariamente, governado pelo número atómico da substância. Nas mamografias, por exemplo, a energia dos fotões utilizados é baixa, para minorar os efeitos nocivos nos tecidos, porque esta é a melhor gama de energias para detectar microcalcificações que podem indiciar a presença de tumores mamários e porque permite distinguir com melhor clareza a gordura do tecido glandular.

Por fim, refira-se que existem agentes de contraste em radiografia que aumentam localmente o número atómico, de modo que molharam o contraste. Para este efeito são utilizados elementos como o bário e o iodo.

#### 2.2.5. Equipamentos de raios-X

No que respeita aos aspectos técnicos, um sistema de radiografia é fundamentalmente constituído por 3 elementos: o tubo (ou fonte) de raios-X, a grelha (ou colimador) e o receptor.

*Tubos de raios-X* - As características de uma fonte de raios-X para aplicações clínicas são as seguintes:

- Deve produzir um número de raios-X suficiente para construir a imagem num curto intervalo de tempo.
- Deve permitir o controlo da energia dos raios-X.
- A produção dos raios-X deve ser reprodutível.
- Deve cumprir todas as normas de segurança e economia em vigor.

Apenas os tubos de raios-X fabricados especificamente para o efeito, conseguem alcançar estes desempenhos.

Um tubo de raios-X é constituído por um recipiente cheio de óleo, utilizado principalmente para dissipar calor, no interior do qual existe uma câmara em vácuo que contém um filamento, um cátodo, um ânodo e um alvo (ver figura 2.13). O filamento, uma vez aquecido, liberta electrões que são acelerados (através de uma diferença de potencial entre o ânodo e o cátodo) e projectados contra um alvo. Da interacção dos electrões com o material do alvo resultam os raios-X que são, como é do conhecimento geral, a radiação proveniente de desexcitações electrónicas. Embora os raios-X assim produzidos sejam responsáveis por riscas bem determinadas (características do material), uma parte deles interagem com os electrões através do efeito de Compton e dão origem a um espectro contínuo.

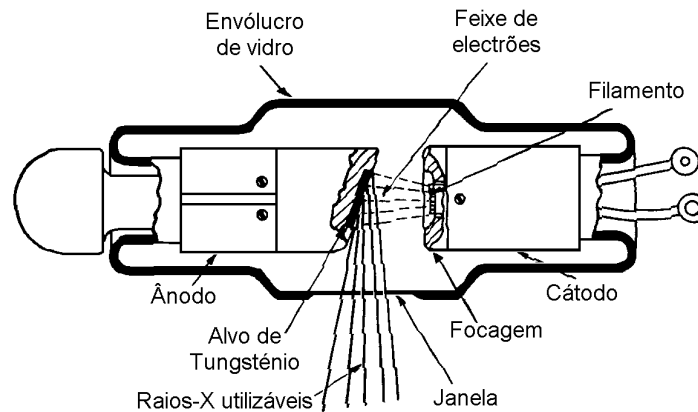


Fig. 2.13 – Esquema de um tubo de raios-X (adapt. W.R. Hendee, E.R. Ritenour, 1992).

Existem vários factores de extrema importância nos tubos de raios-X utilizados em imagem, dos quais se destacam o tamanho da fonte e a energia da radiação.

Relativamente ao tamanho da fonte deve enfatizar-se a importância dos dispositivos utilizados para focar o feixe de electrões libertados pelo filamento (lentes electromagnéticas) e a vantagem em colocar o alvo com um determinado ângulo com a vertical de modo a diminuir o tamanho aparente do feixe de raios-X.

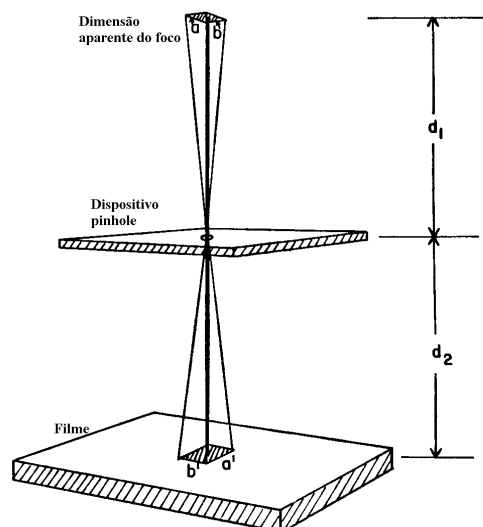


Fig. 2.14 – Esquema da relação entre o tamanho aparente do foco no tubo de raios-X e a sua imagem (adapt. W.R. Hendee, E.R. Ritenour, 1992).

Para medir o tamanho aparente do foco de raios-X, ou seja, contando já com o ângulo que o alvo faz com a vertical, é possível utilizar um sistema tipo *pinhole* (figura 2.14). O procedimento é o seguinte: medir o tamanho da imagem,  $a'$ ,  $b'$ , que se obtém à distância  $d_2$  do orifício e calcular a dimensão do foco,  $a$ ,  $b$ , que se encontra à distância  $d_1$  do mesmo orifício, através da relação:

$$a = a' \cdot \frac{d_1}{d_2} \quad (2.63)$$

Como se pretende um foco tão pequeno quanto possível, tenta-se que o feixe de electrões se centre num pequeno ponto do alvo, esta prática pode provocar um aquecimento excessivo, por este motivo, o alvo é, por vezes, giratório, evitando que seja sempre a mesma porção de material a ser atingida. A este propósito, pode-se ainda acrescentar que existe bastante trabalho de investigação no sentido de se construir materiais que sejam bons geradores de raios-X e que, simultaneamente, dissipem eficazmente o calor.

É claro que a energia dos raios-X é também um factor de extrema importância na concepção das fontes. Nas aplicações radiológicas os alvos mais utilizados são os de molibdénio e os de tungsténio, sendo a radiação correspondente ao primeiro menos energética do que a correspondente ao segundo (as riscas correspondentes ao nível K de cada um dos alvos são, respectivamente, 20 keV e 69 keV). Por este motivo, os alvos de molibdénio são utilizados quando os órgãos a examinar são mais estreitos e é exigido um grande contraste, como no caso da mamografia, por exemplo, enquanto que o tungsténio é utilizado nas restantes circunstâncias.

Chame-se ainda a atenção para o facto de abaixo de uma determinada energia os raios-X são apenas responsáveis pelo aumento da dose no doente e não contribuem para a imagem, uma vez que são completamente atenuados, existem, por isso, 'filtros' que evitam a passagem de radiação com energia inferior a um determinado valor.

*Detectores* – Existem vários tipos de detectores de radiação: as câmaras de ionização, os contadores proporcionais, os tubos de Geiger-Müller, os detectores de cintilação (gasosos ou líquidos) e os detectores de semi-condutores.

Nas câmaras de ionização a energia que chega ao detector é quantificada através da colecta dos iões obtidos por ionização do gás que enche a câmara. A tensão aplicada para recolher os iões determina se a câmara funciona como contador proporcional, onde o sinal é proporcional à ionização provocada pela chegada de radiação, ou como tubo de Geiger-Müller, onde o sinal é sensível apenas ao número de fotões que chegam ao detector.

Os detectores de cintilação têm um funcionamento simples: os raios-X interagem com o material fazendo passar os electrões do seu estado fundamental para um estado excitado (por cada fotão, vários electrões se excitam), é então libertada luz, logo que os electrões regressam ao estado fundamental. Luz cuja energia é proporcional à energia dos fotões incidentes no detector. Estes detectores são acoplados a fotomultiplicadores que são tubos com uma janela fotossensível que liberta electrões quando a luz incide sobre ela, em seguida esses electrões são multiplicados através de uma série de eléctrodos de tensão sucessivamente mais elevada (figura 2.15).

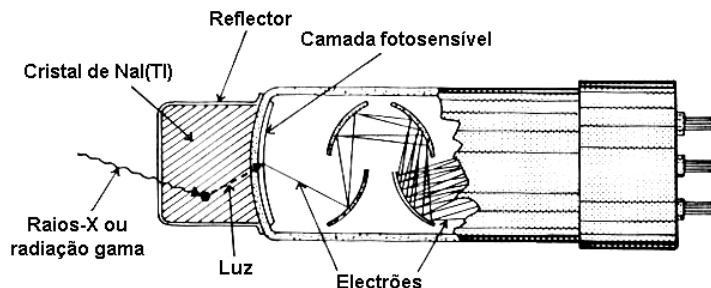


Fig. 2.15 – Esquema de um detector de cintilação (NaI(Tl)) acoplado a um fotomultiplicador - equipamento que transforma radiação X ou  $\gamma$  em corrente electrónica, amplificando-a (adapt. W.R. Hendee, E.R. Ritenour, 1992).

Os detectores de semi-condutores permitem detectar energia através de um sistema semelhante ao das câmaras de ionização, mas a recolha é feita devido à formação de pares electrão / lacuna.

*Grelhas ou colimadores* - Como já se referiu anteriormente, numa radiografia, os raios-X que se pretende utilizar na construção da imagem são aqueles que atravessam o corpo do doente em linha recta, sem sofrerem desvios. Repare-se que esta radiação poderá ser atenuada. Aliás, é precisamente esta atenuação que permite distinguir diferentes tecidos, mas não desviada. Para que se seja sensível apenas a esta radiação, são utilizadas grelhas que permitem seleccionar a direcção da radiação a utilizar na construção da imagem.

Estas grelhas são compostas por lâminas opacas aos raios-X e devem ser tão finas quanto possível para que não deteorem a qualidade da imagem. Deve ainda ter-se em atenção que o material de que são feitas não deve ele próprio emitir raios-X.

Existem vários tipos de grelha podendo ser focalizadas ou paralelas, consoante deixem passar radiação proveniente de um foco próximo ou no infinito (ver figura 2.16). Podem ser lineares ou cruzadas consoante tenham lâminas apenas numa direcção o possuam lâminas cruzadas. Para além destas classificações, as grelhas podem ainda ser caracterizadas com base em três parâmetros: a espessura das lâminas opacas aos raios-X, o número destas lâminas por unidade de comprimento e a sua altura.

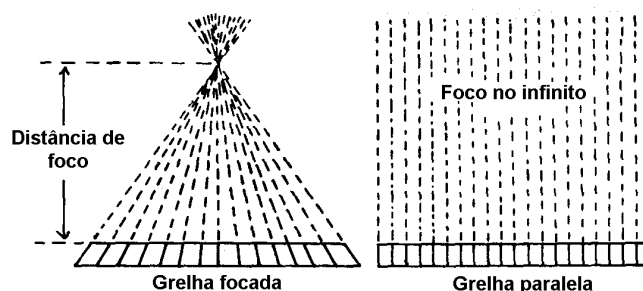


Fig. 2.16 – Exemplo de colimadores com uma grelha focada e uma grelha paralela (adapt. W.R. Hendee, E.R. Ritenour, 1992).

Seja o raio da grelha definido como a razão entre a distância entre duas lâminas consecutivas e a altura das mesmas. Relativamente à introdução de uma grelha, os resultados práticos indicam que:

- melhoram sempre o contraste;

- quanto maior o seu raio, melhor o contraste obtido;
- quanto maior for a tensão utilizada para criar os raios-X, menor será o aumento do contraste provocado pela introdução da grelha;
- para as mesmas condições, as grelhas cruzadas melhoram mais o contraste do que as lineares;
- quanto maior o seu raio, maior a exposição a que o doente fica sujeito.

Existem dois importantes parâmetros que permitem indicar a qualidade de uma grelha, nomeadamente, o *melhoramento no contraste*, que é definido pela razão entre os máximos contrastes obtidos com e sem a grelha e a *selectividade*, que é dada pela razão entre a radiação primária e a radiação desviada que a grelha deixa passar.

Há ainda a considerar o *corte da grelha*, que está relacionado com a filtragem que a grelha faz da radiação primária e que é responsável por uma importante perda de eficiência do dispositivo. Note-se que esta perda está relacionada com a posição relativa da grelha e do foco e que é mais acentuada nos bordos da grelha.

Por fim, deve referir-se a existência de sombras na imagem devido à presença da grelha. Para minorar este inconveniente existem dispositivos que fazem mover solidariamente a grelha e o foco, de modo a que as sombras se atenuem. Existe ainda a possibilidade de usar radiação que é colimada à saída do tubo e que é dirigida para grelhas colocadas atrás do doente. O conjunto é amovível de modo que pode percorrer toda a região a examinar. Esta técnica é principalmente utilizada em radiografia digital, da qual se falará mais adiante.

*Filmes* - De entre os vários elementos do equipamento de radiografia falta referir os de gravação.

Os filmes de exposição directa são apenas usados em determinadas situações de radiologia, uma vez que possuem uma baixa eficiência de absorção para os raios-X (a sua eficiência máxima é na gama do visível). De qualquer forma, este é, em geral, o substrato utilizado para a sua representação. Um filme é composto por uma lâmina de poliéster ou acetato transparente onde, de cada um dos lados, é depositada uma emulsão sobre a qual se deposita ainda uma superfície protectora igualmente transparente (ver figura 2.17).

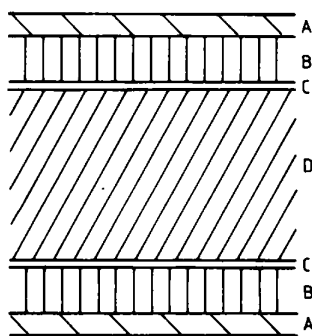


Fig. 2.17 – Esquema de um filme. A – película protectora, B – emulsão, C – sub-camada que faz a aderência entre a emulsão e o acetato, D – acetato (adapt. S. Webb, 1998).

A emulsão consiste em grãos de brometo de prata suspensos numa gelatina. O processo de formação de imagem, ao nível da microfísica, é bastante complexo. Considerando apenas o processo de uma forma muito simplificada, pode dizer-se que esta se deve, fundamentalmente, ao facto de os fotões de raios-X interagirem prioritariamente com os átomos de prata e de bromo, uma vez que a secção eficaz de interacção destes elementos é superior à dos átomos leves constituintes da gelatina.

Devido a estas interacções existe libertação de electrões que irão ser capturados no interior dos grãos de brometo de prata. Desta forma, os grãos tornam-se marcados, uma vez que, no processo de fixação, os grãos com electrões são cobertos de prata, enquanto que os restantes são removidos.

A eficiência dos filmes como receptores é, como já se referiu, bastante baixa, piorando muito para as energias mais elevadas, sendo esta depende: a) do tamanho e empacotamento dos grãos, b) da espessura da emulsão, c) da eficiência na absorção dos raios-X e d) do processo de fabrico do filme.

A resolução da imagem depende, principalmente, da energia das partículas libertadas e do seu livre percurso médio. Na verdade verifica-se que, com as dimensões habituais, a resolução é limitada, fundamentalmente, pela espessura da emulsão. Assim, os filmes de exposição directa são utilizados quando se pretende melhor resolução e não se torna perigoso o aumento das doses, como é o caso das mãos e dos dentes.

Na maioria das radiografias, recorre-se, então, à combinação monitor/filme, que possui uma resolução pior, mas, em contrapartida, uma eficiência bastante superior. Nestes sistemas são utilizados monitores fluorescentes que, uma vez sujeitos aos raios-X, emitem fotões na gama do visível. A luz é, então, utilizada para imprimir o filme.

A resolução destes sistemas diminui, visto que a espessura dos mesmos tem que ser, necessariamente, maior.

Quanto à eficiência deste dispositivo, ela é determinado a) pela eficiência de absorção no monitor, b) pela eficiência com que os raios-X são convertido em luz, c) pela probabilidade de a luz alcançar a emulsão, d) a sensibilidade da emulsão e e) pela construção do filme.

*Radiografia digital* – Actualmente, os registos de radiografia podem ser feitos digitalmente. Enquanto as radiografias convencionais exigem que a gravação seja feita sempre no mesmo substrato, que a exposição varie pouco e que o processamento da imagem seja muito limitado, a radiografia digital é bastante mais flexível.

Num sistema de radiografia digital o tubo de raios-X e o receptor são ligados através de um computador, e a imagem é guardada e processada numa consola que poderá ser comum a outros sistemas de imagem (TAC ou IRMN). Note-se que estes sistemas podem receber a imagem de uma vez, ou fazê-lo através de varrimento<sup>3</sup>.

#### 2.2.6. As imagens de raios-X a três dimensões (TAC)

O objectivo da Tomografia Axial Computorizada (TAC) é construir imagens a três dimensões com base em projecções bi-dimensionais obtidas para diferentes ângulos.

Cronologicamente, existem seis tipos de dispositivos de movimento aplicados a estes sistemas (ver figura 2.18): o primeiro (1ª geração) utiliza um feixe muito fino que se move com movimentos de translacção e rotação. A principal desvantagem deste sistema é o tempo necessário para obter cada imagem, o que o faz muito dependente do movimento do sujeito. Para obviar este problema, surgiram feixe divergentes que, embora tivessem o mesmo tipo de movimento, tornam a obtenção da imagem bastante mais rápida (até cerca de 20%). As terceiras e quartas gerações de TAC eliminaram o movimento translaccional, mantendo, apenas, o de rotação. Na terceira geração tanto a fonte como os detectores rodavam em torno do eixo central,

---

<sup>3</sup> Do inglês *scanning*.

enquanto que na quarta geração apenas a fonte roda, existindo uma malha de detectores fixos à volta do eixo. Dispositivos que tornaram a recolha dos dados extremamente rápida.

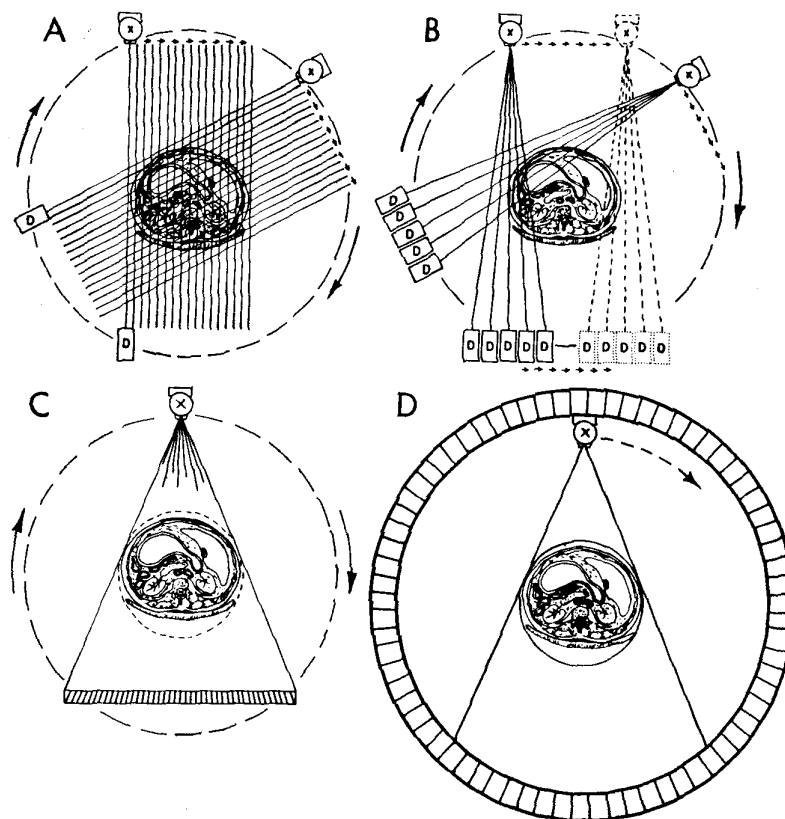


Fig. 2.18 – Esquemas da 1ª (A), 2ª (B), 3ª (C) e 4ª (D) gerações de TAC (adapt. W.R. Hendee, E.R. Ritenour, 1992).

A quinta geração (ver figura 2.19) não utiliza peças móveis e é baseada na existência de uma espécie de tubo de raios-X gigante, onde o foco é mudado em redor do doente electronicamente. Esta última geração obtém imagens muito rápidas, conseguindo boas resoluções mesmo para órgãos que exibam movimento, como o coração. E na sexta geração a imagem é obtida de forma semelhante, mas enquanto a mesa onde o doente se encontra sofre um movimento de translação. Por este motivo, estes equipamento são também conhecidos por TAC helicoidais ou em espiral (o feixe, relativamente ao doente descreve uma trajectória helicoidal - ver figura 2.20).

No que respeita às fontes de raios-X e aos colimadores em TAC não se irá acrescentar nada mais ao que já foi dito a respeito das radiografias. Quanto aos detectores são escolhidos tendo em conta a sua eficiência, tempo de resposta e estabilidade. De modo que os detectores utilizados são, em geral, câmaras de ionização de gás e cintiladores.

Os dispositivos de visualização de imagem são, em geral, monitores de TV que permitem mostrar as imagens em tons de cinzento e que, através de um processamento de imagem adequado, permitem aumentar o contraste das imagens.

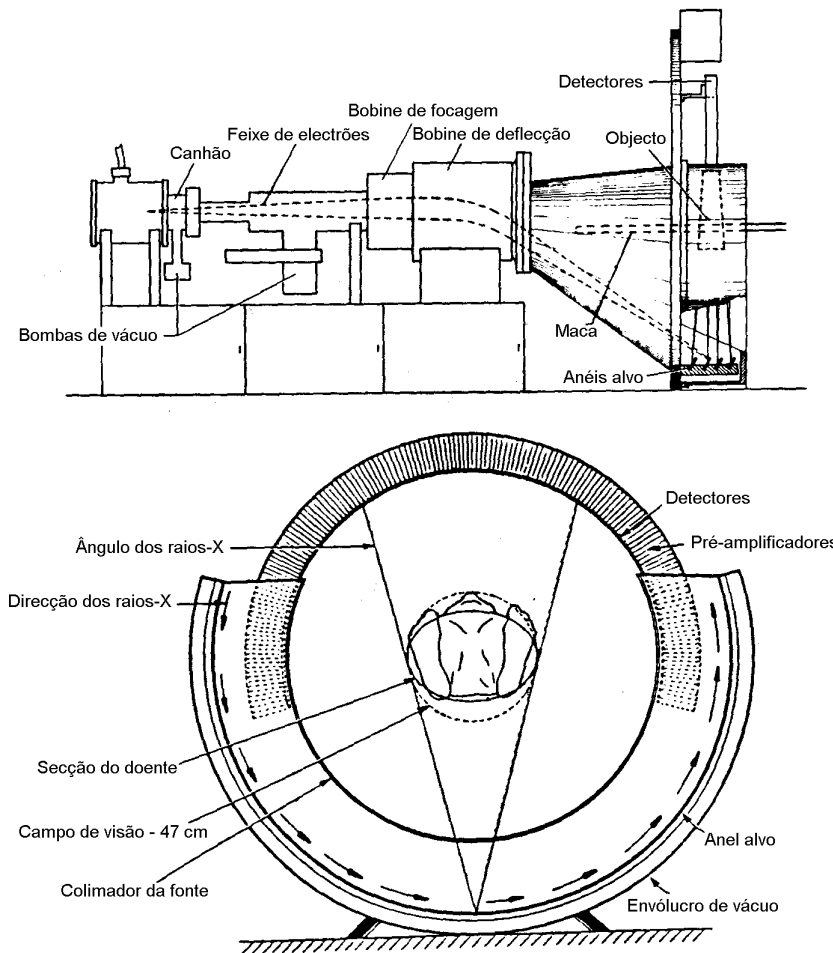


Fig. 2.19 – Esquema de uma TAC de 5ª geração (adapt. W.R. Hendee, E.R. Ritenour, 1992).



Fig. 2.20 - Esquema do movimento do feixe de raios-X relativamente ao doente, realizado nos equipamento de TAC helicoidais. (retirado da www em 2 de Outubro de 2006: <http://www.toshiba.co.jp/tech/review/1997/05/a08/fa08z2.htm>)

A dose a que os doentes são sujeitos é ligeiramente superior à correspondente a uma radiografia, mas a qualidade da imagem é incomparavelmente melhor. A expressão que relaciona a dose,  $D$ , com o contraste ou razão sinal/ruído,  $s$ , a resolução espacial,  $e$  e a espessura do plano,  $h$ , é:

$$D = \alpha s^2 / (e^3 h) \quad (2.64)$$

Por fim, repare-se que as técnicas de formação de imagem referidas na secção 2.1. são facilmente transpostas para o caso da TAC, fazendo a função  $g(x',y')$  a imagem obtida e  $f(x,y)$  a atenuação dos tecidos em cada ponto do objecto.

Resta referir que, pela sua essência, as imagens obtidas com raios-X são imagens anatómicas, ou seja, permitem distinguir a estrutura física dos diferentes tecidos, não fornecendo informação acerca da sua função.

#### 2.2.7. Aplicações clínicas

As aplicações clínicas das imagens de raios-X são diversas. Talvez as mais usuais sejam a observação dos ossos (ver figura 2.21), pelos motivos anteriormente referidos. Nas radiografias ao esqueleto é possível detectar alterações estruturais como a osteoporose, más formações do esqueleto, fracturas, infecções ósseas e diversos tipos de tumores (malignos, benignos ou metástases).

Também o aparelho respiratório é analisado através de radiografia. É possível detectar problemas nos brônquios, edemas, infecções várias (tuberculose, por exemplo), tumores diversos e alterações da pleura.

No que respeita ao aparelho circulatório, as radiografias permitem detectar modificações da forma do coração, alguns aneurismas cardíacos e inflamações diversas.

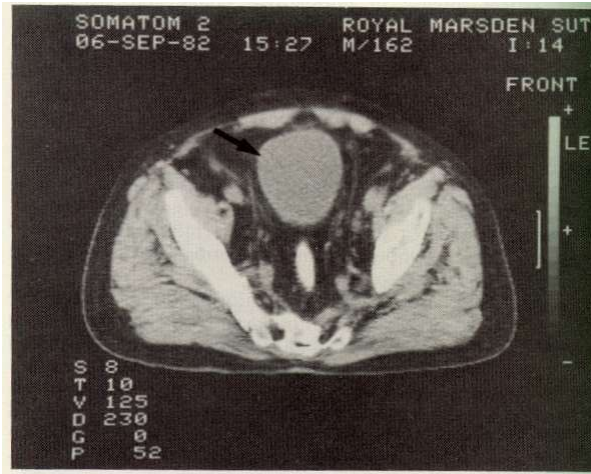
Este tipo de exame é ainda usado, mediante utilização de agente de contraste adequado, para observar o aparelho digestivo, fornecendo imagens do esófago (permite, por exemplo, detectar más formações e existência de divertículos), do estômago (reconhecimento de úlceras, gastrites, tumores, etc.), do duodeno (úlceras e tumores, por exemplo) e dos intestinos (posições anormais, inflamações diversas e tumores).

Por fim, refira-se que tanto o aparelho urinário (más formações dos rins, por exemplo), como o fígado e a vesícula, podem ser examinados através de radiografias.

No que toca à TAC, também aqui, o seu âmbito de aplicação é muito variado, destacam-se, porém, as imagens do sistema nervoso central (onde poderão ser visíveis hemorragias, lesões diversas, neoplasias e problemas nas vértebras) e as imagens do abdómen, do tórax e do pélvis (ver figura 2.22).



Fig. 2.21 – Exemplo de uma radiografia a uma mão (adapt. W.R. Hendee, E.R. Ritenour, 1992).



*Fig. 2.22* – Exemplo de um plano transversal de uma TAC pélvica (adapt. S. Webb, 1998).