Capítulo 1

Introdução

A radiologia engloba um conjunto de tecnologias direccionadas à imagem médica para diagnosticar ou tratar enfermidades. Originalmente era a área da ciência médica que lidava com a utilização de energia electromagnética, emitida por máquinas de raios-x ou outro tipo de dispositivos que produzem radiação, com o objectivo de obter informação visual como parte da imagem médica. O ramo da radiologia que envolve o uso de raios-x também pode ser chamado de Roentgenologia, em homenagem a Wilhelm Conrad Röentgen, que primeiro descobriu os raios-x. Hoje em dia, depois de terem formação adequada, os radiologistas também usam outras tecnologias de imagem, tais como a ultrassonografia (ecografia) tomografia computadorizada (TAC) ou imagem de ressonância magnética. Para além do campo da medicina, a radiologia também pode incluir exames da parte interna da estrutura de objectos usando raios-x ou outra radiação penetrante.

1.1 Breve história da radiologia

Pode dizer-se que a história da radiologia começou em 1895 quando Wilhelm Conrad Röentgen descobriu os raios-x. Proporcionou um avanço de tal ordem na medicina que nos dez anos que se seguiram começou a ser usada em praticamente todo o mundo ocidental. Em 1901, Röentgen recebeu o primeiro prémio Nobel da Física. Em 1905 foi publicado o primeiro livro em inglês acerca da radiografia torácica. Durante a Primeira Guerra Mundial, Maria Sklodowska-Curie fez pressão para o uso de unidades de radiografia móvel no tratamento de soldados feridos. Ela fornecia pessoalmente os tubos de rádon para o exército francês. Em 1920 foi fundada a Sociedade dos Radiógrafos e em 1924 Gilbert Stead publicou o livro "Elementary Physics" para os estudantes de medicina e radiologia, ajudando a tornar a radiologia numa especialidade médica reconhecida pela generalidade. Em 1937, um paciente com leucemia foi tratado, na Universidade da Califórnia,

Berkeley, tornando-se na primeira utilização da radioactividade no tratamento do cancro. Também em 1937, Joseph Gilbert Hamilton começou a usar iodo radioactivo como meio de diagnóstico e agente terapêutico no tratamento de doenças da tiróide.

1.2 Técnicas de radiologia

Além da utilização dos raios-x para obtenção de radiografias, existem outras técnicas de obtenção de imagens que podem usar radiação ionizante, como é o caso da tomografia computadorizada, ou não usar radiação ionizante, como são os casos da ecografia que usa ultrassons e da ressonância magnética que usa campos magnéticos e ondas de rádio.

1.2.1 Tomografia computadorizada

A Tomografia Computadorizada (TC), também chamada de Tomografia Axial Computadorizada (TAC), é um método complementar de diagnóstico, que consiste numa imagem que representa uma secção ou "fatia" do corpo. É obtida através do processamento por computador de informação recolhida após expor o corpo a uma sucessão de raios-x. A construção da primeira máquina de tomografia ocorreu em 1972 no "THORN EMI Central Research Laboratories", em Inglaterra, por Godfrey Newbold Hounsfield. Uma grande parte da pesquisa foi suportada graças à contribuição da banda The Beatles, sendo considerada um dos seus maiores legados, a par com a sua música.

A TC baseia-se nos mesmos princípios que a radiografia convencional, segundo os quais tecidos com diferente composição absorvem os raios-x de forma diferente. Ao serem atravessados por raios-x, tecidos mais densos como o fígado, ou com elementos mais pesados como o cálcio, absorvem mais radiação que tecidos menos densos como o pulmão, que está cheio de ar.

Assim, uma TC indica a quantidade de radiação absorvida por cada parte do corpo analisada (radiodensidade), e traduz essas variações numa escala de cinzentos, produzindo uma imagem. Cada pixel da imagem corresponde à média da absorção dos tecidos nessa zona, expresso em Unidades de Hounsfield em homenagem ao criador da primeira máquina de TC.

Para obter uma TC, o paciente é colocado numa mesa que se desloca para o interior de um orifício de cerca de 70 cm de diâmetro. À volta deste encontra-se um tubo de raios-x, num suporte circular designado por gantry ou cavalete. Do lado oposto ao tubo, encontra-se o detector responsável por captar a radiação e transmitir essa informação ao computador ao qual está ligado.

Nas máquinas convencionais durante o exame, o gantry descreve uma volta completa (360°) em torno do paciente, com o tubo a emitir raios-x que após atravessar o corpo do paciente são captados na outra extremidade pelo detector. Esses dados são então processados pelo computador, que analisa as variações de absorção ao longo da secção observada e reconstrói esses dados sob a forma de uma imagem. A mesa avança um pouco, repetindo-se o processo para obter uma nova imagem, alguns milímetros ou centímetros mais abaixo.

Máquinas mais recentes, designadas de helicoidais, descrevem uma hélice em torno do corpo do paciente, em vez de uma sucessão de círculos completos. Desta forma é obtida informação de uma forma contínua, permitindo, dentro de certos limites, reconstruir imagens de qualquer secção analisada, não se limitando portanto aos círculos obtidos com as máquinas convencionais. Permitem também a utilização de doses menores de radiação, além de serem muito mais rápidas.

1.2.2 Ecografia

A ultrassonografia, ou ecografia, é um método diagnóstico que aproveita o eco produzido pelo som para ver em tempo real as sombras produzidas pelas estruturas e órgãos do organismo. Os aparelhos de ultrassons, em geral utilizam frequências ultrassónicas próximas de 1 MHz, emitidas por uma fonte constituída por um elemento piezoeléctrico, que fica em contacto com a pele. Os ecos gerados são recebidos e interpretados através de computação gráfica. Conforme a densidade e composição das estruturas, a atenuação e mudança de fase dos sinais emitidos varia, sendo possível a tradução numa escala de cinzentos, que formará a imagem dos órgãos internos.

A ultrassonografia permite também, através do efeito de Doppler, conhecer o sentido e a velocidade de fluxos sanguíneos. Por não utilizar radiação ionizante, como a radiografia e a tomografia computadorizada, é um método inócuo, barato e ideal para avaliar o feto durante a gravidez, por exemplo.

1.2.3 Ressonância magnética

A ressonância magnética usa campos magnéticos de valor elevado para alinhar a rotação dos núcleos atómicos (normalmente protões de hidrogénio) constituintes dos tecidos do corpo. Depois usa um sinal de radiofrequência para perturbar o eixo de rotação desses mesmos núcleos e observa o sinal de radiofrequência gerado quando os núcleos voltam aos seus estados iniciais. Os sinais de radiofrequência são recolhidos por bobines colocadas junto à área de interesse. Uma das vantagens da ressonância magnética é a sua capacidade de obter imagens nos planos coronal, sagital ou oblíquos com igual facilidade. Também produz o maior contraste de todas as técnicas de imagem em tecidos moles. Com os avanços na velocidade

de obtenção das imagens, na sua resolução espacial e no hardware software de processamento a 3 dimensões, a ressonância magnética tornou-se uma ferramenta essencial na radiologia musculoesquelética e na neuroradiologia.

1.3 Medicina nuclear

É um ramo da medicina e da imagem médica que usa as propriedades nucleares da matéria em diagnósticos e terapia. Muitos dos processos em medicina nuclear usam radionuclídos ou fármacos marcados com radionuclídos (radiofármacos). Nos diagnósticos, as substâncias radioactivas são administradas aos pacientes e a radiação emitida é medida. A maior parte desses testes de diagnóstico envolve a formação de uma imagem usando uma câmara gama. Essa imagem pode ser referenciada como imagem de radionuclídos ou cintigrafia nuclear. Outros testes de diagnóstico usam sondas para obterem medidas de partes do corpo, ou contagens para a medida de amostras retiradas do paciente. Em terapia, os radionuclídos são administrados para tratar doenças ou para proporcionar algum alívio da dor. Por exemplo, a administração de iodo-131 é muitas vezes usada no tratamento do hipertiroidismo e cancro da tiróide.

A medicina nuclear difere da maioria das modalidades de imagem médica, uma vez que os testes mostram o funcionamento fisiológico do sistema que está a ser investigado, em vez de mostrarem apenas a sua anatomia. Em alguns centros, as imagens de medicina nuclear podem ser sobrepostas a imagens obtidas por outros métodos (tomografia computadorizada, ressonância magnética, etc.) para realçar qual a parte do corpo em que o radiofármaco está concentrado. Esta prática é muitas vezes referida como fusão de imagem ou co-registo.

1.3.1 Testes de diagnóstico

Os testes de diagnóstico em medicina nuclear exploram o modo como o corpo reage a diferentes substâncias quando existe alguma doença ou estado patológico. O radionuclído introduzido no corpo está muitas vezes ligado quimicamente a algum complexo que actua de um modo característico no corpo. Isto é normalmente chamado de tracer. Na presença de alguma doença, o tracer é processado de uma forma diferente. Por exemplo, o difosfonato de metileno pode ser absorvido preferencialmente pelos ossos. Ligando quimicamente o tecnécio-99m ao difosfonato de metileno, a radioactividade pode ser transportada e ligada ao osso. Alguma função fisiológica aumentada, como a devida a uma fractura no osso, leva normalmente a um aumento de concentração do tracer, resultando no aparecimento de um ponto mais brilhante na imagem. Algumas doenças, podem levar ao fenómeno inverso, isto é, à diminuição de concentração do tracer e a pontos menos brilhantes na

imagem.

Capítulo 2

Produção de raios-x

Quando os electrões são acelerados a mais de 5 keV e embatem directamente na superfície dum alvo, podem ser emitidos raios-x. Os raios-x têm origem principalmente na desaceleração rápida dos electrões quando estes interagem directamente com os núcleos dos átomos do alvo. Este princípio de produção de raios-x é denominado de bremsstrahlung que significa radiação de travagem. A figura 2.1 mostra um diagrama esquemático dum tubo de raios-x. Basicamente, o tubo de raios-x é

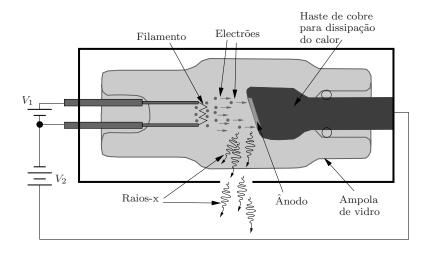


Figura 2.1: Diagrama esquemático dum tubo de raios-x.

composto por:

- Um filamento que é aquecido por intermédio de uma corrente eléctrica. Este filamento liberta electrões por emissão termiónica.
- Uma ampola de vidro onde é feito vácuo.
- Um ânodo que converte a energia dos electrões em raios-x.

• Uma janela transparente aos raios-x, por onde estes podem sair.

É aplicada uma tensão eléctrica relativamente baixa (V_1) ao filamento, para que este aqueça e liberte electrões por emissão termiónica (efeito de Edison). É depois aplicada uma tensão eléctrica da ordem das dezenas de kilovolts entre o cátodo e o ânodo (V_2) . Esta tensão elevada vai acelerar os electrões. Estes por sua vez, ao colidirem com o ânodo libertam energia sob a forma de calor e de ondas electromagnéticas, como será visto de seguida.

2.1 Espectro de raios-x

Quando os electrões são acelerados por um potencial de 35 kV, ao embaterem num ânodo de molibdénio, produzem o espectro representado na figura 2.2. Este

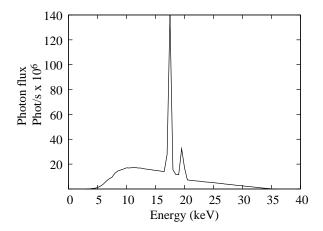


Figura 2.2: Espectro de raios-x produzidos por um tubo com ânodo de molibdénio e tensão de 35 kV.

espectro é composto por duas componentes: o espectro da radiação de travagem e o espectro da radiação característica do ânodo de molibdénio.

2.1.1 Espectro contínuo

Quando um electrão previamente acelerado embate no ânodo, podem acontecer várias coisas: a mais provável é que o electrão sofra um pequeno desvio elástico, tal como mostra a interacção A da figura 2.3. Isto corresponde a uma transferência de energia para o ânodo, que normalmente aparece sob a forma de calor. Na gama de energias usadas em diagnósticos médicos, cerca de 99% da energia dos electrões é convertida em calor, fazendo com que a dissipação deste seja um dos maiores problemas técnicos do tubo de raios-x.

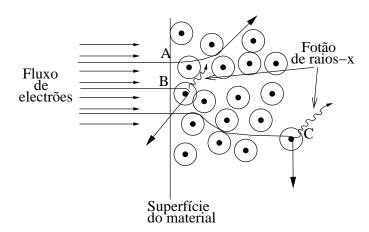


Figura 2.3: Representação esquemática das interacções dos electrões com a matéria.

Ocasionalmente, o electrão passa muito próximo dum núcleo atómico, onde sofre uma mudança acentuada na direcção, devido à massa e sobretudo à carga nuclear (exemplo B da figura 2.3). O electrão não penetra no núcleo devido ao facto de não possuir energia suficiente para ocupar um estado quântico do núcleo. Esta interacção do electrão com o núcleo atómico resulta numa alteração da energia cinética do electrão, que resulta na emissão dum fotão na gama do espectro dos raios-x. A energia perdida pelo electrão pode variar muito, fazendo com que a energia do fotão emitido possa estar numa vasta gama de valores. A emissão de raios-x também pode ocorrer após vários desvios elásticos (exemplo C da figura 2.3), o que significa que os raios-x nem sempre são emitidos a partir da superfície do ânodo. Este factor é importante pata se conhecer a distribuição espacial da emissão de raios-x.

2.1.2 Energias de corte baixa e alta

As radiações electromagnéticas de baixa energia são facilmente atenuadas pelo ânodo, pela ampola de vidro, ou por algum filtro que exista na janela do tubo. Isto significa que existe uma energia mínima para que os raios-x possam sair do tubo, é a chamada energia de corte baixa.

A energia de raios-x mais alta que pode ser produzida por um tubo ocorre quando um electrão perde a totalidade da sua energia na produção de um fotão de raios-x. Por sua vez, a energia máxima que um electrão adquire é imposta pela diferença de potencial eléctrico que o acelera.

Exemplo 2.1: Calcule a energia máxima e o respectivo comprimento de onda de um fotão de raios-x produzido por um tubo cuja diferença de potencial é de

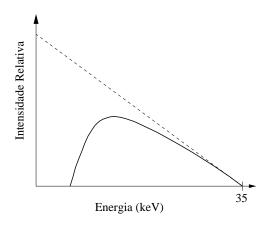


Figura 2.4: Espectro contínuo produzido pela travagem dos electrões, quando acelerados a um potencial de 35 kV.

 $35 \,\mathrm{kV}$.

R: A energia de cada electrão que é acelerado é dada pelo produto da sua carga pela diferença de potencial que o acelera, ou seja (em electrão-Volt):

$$E_e = e \times V = 1 \times 35 \times 10^3 = 35 \,\text{keV}.$$

Isto corresponde a:

$$E_e = e \times V = 1.60 \times 10^{-19} \times 35 \times 10^3 = 5.6 \times 10^{-15} \,\text{J}.$$

Como:

$$E = h\nu$$
 e $\nu = \frac{c}{\lambda}$,

então:

$$\lambda = \frac{hc}{E} = \frac{6.626 \times 10^{-34} \times 299792458}{5.6 \times 10^{-15}} = 3.547 \times 10^{-11} \,\mathrm{m}.$$

2.1.3 Forma do espectro contínuo

Os electrões de alta velocidade embatem no ânodo e, devido à sua travagem brusca, libertam raios-x. O espectro de travagem ou espectro contínuo pode ser visto na figura 2.4. O espectro tem a forma representada na figura por dois motivos: Em primeiro lugar, alguns electrões penetram mais profundamente no ânodo perdendo energia. Os raios-x produzidos são obrigados a percorrer o caminho inverso até à superfície, reduzindo a sua intensidade. Em segundo lugar, os raios-x têm que atravessar a janela de vidro do tubo, fazendo com que sejam também atenuados, ou para energias mais baixas, completamente eliminados. Normalmente, a energia dos raios-x a que corresponde a intensidade máxima corresponde a cerca de um terço da energia máxima dos raios-x.

2.1.4 Espectro característico

Sobreposto ao espectro contínuo, normalmente aparece um espectro de riscas que resulta da interacção dos electrões acelerados com os dos átomos do alvo. Se o electrão acelerado tiver energia suficiente, pode ionizar um átomo, retirando um dos seus electrões da sua orbital. Nesse caso, a orbital em questão fica com um electrão a menos, ou como é corrente dizer-se, fica com uma lacuna. Normalmente isto acontece nas camadas mais próximas do núcleo. A lacuna será depois preenchida por um electrão de uma camada superior que salta para lá. neste salto, o electrão perde energia libertando um fotão. Se o fenómeno ocorrer nas camadas mais próximas do núcleo, o fotão libertado será na gama do espectro de raios-x. Como exemplo, imagine-se que um electrão acelerado retira um outro da camada K de um átomo. Um electrão das camadas L ou M irá preencher a lacuna existente na camada K. Como a diferença de energia entre os electrões da camada L ou M e os da camada K é constante para um dado elemento, os fotões libertados por este meio têm todos a mesma energia. Daí deriva o espectro de riscas, em que cada uma delas corresponde a um salto bem definido. As riscas representadas no espectro da figura 2.2 correspondem a saltos entre as camadas $L_{\rm I},~L_{\rm II}$ e K num ânodo de molibdénio.

2.1.5 Factores que afectam o espectro de raios-x

Existem duas formas possíveis de alteração do espectro de raios-x produzido por um tubo:

- Alteração na quantidade de radiação. Apenas se altera a intensidade de raios-x produzida. A forma do espectro não se altera.
- Alteração na qualidade da radiação. A forma do espectro altera-se. Isto resulta numa alteração do poder de penetração dos raios-x produzidos.

Existem vários factores que afectam o espectro de raios-x produzidos:

- A corrente eléctrica no tubo. Esta determina o número de electrões que colidem com o ânodo. Uma variação na corrente faz com que o número de fotões produzidos varie, ou seja, afecta a quantidade de radiação produzida.
- Tempo de exposição. Tal como a corrente, este também determina o número de fotões produzidos, afectando por isso a quantidade de radiação produzida.
- Tensão aplicada. Se as outras condições de operação do tubo forem mantidas constantes, a produção de raios-x aumenta com a tensão por duas razões: Os electrões são acelerados por uma diferença de potencial maior, logo têm mais

energia para produzir raios-x. A probabilidade de um electrão produzir um fotão de raios-x ao colidir com o ânodo aumenta com a energia do primeiro, logo a eficiência do tubo irá aumentar. Além disso, um aumento da tensão de alimentação do tubo altera a qualidade da radiação produzida, tornando-a mais penetrante.

- Forma de onda da tensão aplicada. Até aqui tem-se assumido que o tubo opera com uma corrente contínua, o que nem sempre acontece. A figura 2.5 mostra algumas das formas de onda possíveis da tensão aplicada ao tubo. No caso de a tensão aplicada ser alternada (figura 2.5(a)), como os electrões são libertados do cátodo por emissão termiónica, só podem ser acelerados em direcção ao ânodo. Isto significa que nos semi-ciclos negativos não há corrente nem produção de raios-x. O tubo comporta-se como se estivesse a ser alimentado a partir duma rectificação de meia-onda (figura 2.5(b)). Poderá obter-se uma melhoria significativa na produção de raios-x se for usado um rectificador de onda completa (figura 2.5(c)). Neste caso existe a produção de raios-x nos dois semi-ciclos da tensão de alimentação. Apesar disso, a maior parte dos raios-x são produzidos a uma tensão mais baixa do que a de pico. Com a utilização de uma alimentação trifásica e rectificação de onda completa (figura 2.5(d)) obtém-se uma tensão mais estável, o que significa que a qualidade dos raios-x produzidos será melhor. Actualmente, a partir da utilização de fontes comutadas e de blocos de filtragem, é possível produzir tensões de valores elevados com uma forma de onda praticamente contínua.
- Filtragem dos raios-x. Os filtros colocados à saída do tubo de raios-x afectam a quantidade e a qualidade dos raios-x. Normalmente diminuem a amplitude em todo o espectro de raios-x, sendo essa diminuição muito mais acentuada na parte do espectro de mais baixas energias.
- Material que constitui o ânodo. O material de que é constituído o ânodo afecta sobretudo o espectro de radiação característica. Também afecta o espectro contínuo, já que ânodos constituídos por elementos de maior número atómico têm um maior poder de paragem dos electrões que neles colidem, tornando o processo de produção de raios-x mais eficiente.

2.2 Componentes do tubo de raios-x

2.2.1 O cátodo

O cátodo é constituído por um filamento com uma resistência eléctrica razoavelmente elevada, semelhante ao de uma lâmpada de incandescência. É escolhido um

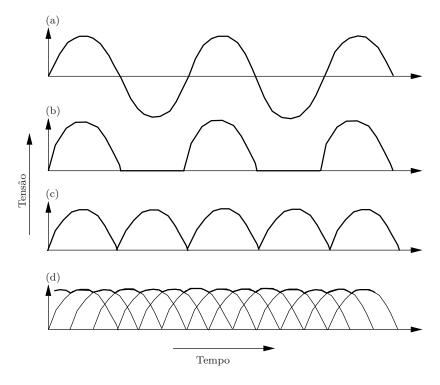


Figura 2.5: Formas de onda da tensão aplicada ao tubo de raiosx. (a) Tensão alternada. (b) Tensão resultante duma rectificação de meia onda. (C) Tensão resultante duma rectificação de onda completa. (b) Tensão resultante duma rectificação onda completa trifásica.

metal que forneça muitos electrões por emissão termiónica a temperaturas onde muito poucos átomos evaporem. Um bom candidato é o tungsténio que apresenta uma temperatura de fusão de 3422 °C.

Entre exposições, normalmente o filamento é mantido incandescente, uma vez que a sua resistência, que apresenta um valor típico de $5\,\Omega$ a $2000\,^{\circ}\mathrm{C}$, pode baixar para $0.1\,\Omega$ à temperatura ambiente. Isto faz com que seja necessária uma corrente elevada para aquecer o filamento, compensando mantê-lo ligado. À volta do filamento cria-se um espaço de carga que tende para um valor constante dependente da temperatura.

Por razões que têm a ver com a nitidez da imagem, é necessário que os electrões colidam com o ânodo apenas numa região com área reduzida (idealmente em apenas um ponto). No entanto, devido ao movimento aleatório dos electrões quando aquecidos e à sua repulsão mútua, estes vão espalhar-se por uma área grande, a não ser que sejam impedidos. Para evitar que os electrões se espalhem, é colocado um tubo de metal à volta do filamento, normalmente ao mesmo potencial do fila-

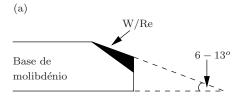
mento. Este tubo, por intermédio do campo eléctrico criado, tem uma acção de focagem nos electrões, fazendo com que estes colidam no ânodo numa área mais reduzida.

2.2.2 O material que constitui o ânodo

O material escolhido para o ânodo deve ter as seguintes propriedades:

- Alta eficiência na conversão da energia dos electrões em raios-x.
- Alto número atómico já que a intensidade dos raios-x é proporcional a Z. Por exemplo, a $100 \,\mathrm{keV}$, o chumbo com Z=82 converteria cerca de 1% da energia dos electrões em raios-x, enquanto que o alumínio com Z=13 apenas converteria 0.1%. Note-se que nenhum destes materiais pode ser usado como ânodo, devido às suas baixas temperaturas de fusão.
- Alta temperatura de fusão para que a quantidade de calor que é lá produzida lhe cause danos mínimos.
- Alta condutividade térmica para que o calor seja dissipado.
- Baixa pressão de vapor, mesmo a altas temperaturas, para evitar que os seus átomos evaporem em vácuo.
- Propriedades mecânicas que permitam a sua fabricação na forma adequada.

Nos ânodos estacionários, a área alvo é normalmente constituída por tungsténio puro $(Z = 74 \text{ e temperatura de fusão de } 3422 \,^{\circ}\text{C})$, colocado numa base de material bom condutor térmico como é o caso do cobre. Originalmente, os ânodos rotativos também eram constituídos por tungsténio puro. No entanto, a altas temperaturas eram desenvolvidas fissuras nos pontos de impacto dos electrões. A adição de 5 a 10% de rénio (Z=75 e temperatura de fuzão de 3186 °C) reduz significativamente a produção de fissuras, uma vez que aumenta a ductibilidade do tungsténio a altas temperaturas. Como desvantagem, os ânodos de tungsténio / rénio podem ser extremamente caros, o que leva a que sejam substituídos pelos de molibdénio (Z = 42 e temperatura de fusão de 2623 °C). Este, com a mesma massa do tungsténio, pode armazenar até duas vezes a quantidade de calor, tendo no entanto o dobro do volume. Como pode ser visto na figura 2.6, apenas é usada uma quantidade mínima de tungsténio (W) / rénio (Re), para evitar que este se deforme devido às diferentes expansões térmicas dos materiais. Alguns fabricantes usam também um disco de grafite de volume grande, permitindo um arrefecimento mais efectivo.



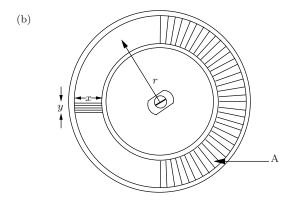


Figura 2.6: Ânodo rotativo. (a) Detalhe da área alvo. (b) Princípio de funcionamento. A – área bombardeada durante a exposição de $0.01\,\mathrm{s}$ a $50\,\mathrm{Hz};~x$ – largura do ponto focal; y – comprimento do ponto focal estacionário; r – raio médio de rotação.

2.2.3 Projecto do ânodo

Existem dois requisitos principais no projecto do ânodo:

- Este deve dissipar a quantidade elevada de calor gerado.
- Deve assegurar uma boa distribuição espacial dos raios-x.

Ânodo estacionário

Esta forma de ânodo é muito pouco usada nos departamentos de raios-x modernos, sendo no entanto usado em aparelhos para medicina dentária. Um disco de tungsténio de cerca de 1 mm de espessura e 1 cm de diâmetro é embebido num bloco de cobre de modo a que o calor possa ser dissipado.

Ânodo rotativo

Esta é a forma de ânodo mais usada em unidades de diagnóstico de raios-x. Neste caso, a área na qual o calor é dissipado é aumentada colocando o tungsténio na

forma de um anel que gira rapidamente. Pode demonstrar-se que se o tempo de exposição for suficientemente elevado para que o ânodo dê uma volta completa:

 $\frac{\text{área efectiva para absorção de calor com um ânodo rotativo}}{\text{área efectiva para absorção de calor com um ânodo estacionário}} = \frac{2\pi r}{y}. (2.1)$

Exemplo 2.2:

Considere um ânodo rotativo com raio de 40 mm, largura do ponto focal de 6 mm e comprimento do ponto focal de 2 mm. Qual é a razão entre a área de absorção de calor deste ânodo e de um estacionário com igual área de ponto focal?

R:

A relação entre as áreas é dada por $2\pi x/y = 125.66$. Note-se que a capacidade de dissipação de calor é muito superior a 125.66 vezes, já que cada ponto do ânodo, enquanto dá uma volta arrefece um pouco.

Os ânodos rotativos apresentam alguns problemas, uma vez que como estão montados em vácuo, os seus rolamentos não podem ser lubrificados com óleo. Por outro lado, dentro do tubo não há circulação de ar, logo não há dissipassão de calor por convecção. Os rolamentos não podem aquecer muito, sob pena de deixarem de funcionar. Para solucionar estes problemas, alguns fabricantes produzem os seus tubos em invólucros metálicos em vez dos tradicionais de vidro. Estes apresentam algumas vantagens, nomeadamente melhores propriedades térmicas.

2.2.4 Circuitos eléctricos

Esta secção descreve alguns dos componentes básicos dos tubos de raios-x. Note-se no entanto que os tubos modernos apresentam circuitos muito mais complexos do que os apresentados aqui, nomeadamente no controlo da quantidade, qualidade e tempo das exposições.

O transformador

O transformador é o sistema mais básico para se produzir uma tensão elevada a partir duma tensão mais baixa, por exemplo a partir dos 230 V da rede eléctrica. A figura 2.7 mostra o diagrama dum transformador que consiste num núcleo de um material ferroso, no qual são colocados dois enrolamentos de fio, designados de primário e secundário. Para um enrolamento primário com n_1 espiras e um enrolamento secundário com n_2 espiras, a relação entre a tensão de entrada e a de saída é dada por:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{n_2}{n_1} \tag{2.2}$$

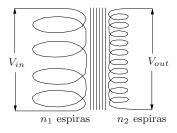


Figura 2.7: Transformador.

Como idealmente o transformador mantém a a potência constante, então:

$$V_{in}I_{in} = V_{out}I_{out} (2.3)$$

Exemplo 2.3::

Considere um tubo de raios-x que opera a uma tensão de $100\,\mathrm{kVp}$ e uma corrente de $50\,\mathrm{mA}$. Calcule a corrente que este consome, se for alimentado a partir da rede de $230\,\mathrm{V}$.

R:

A tensão da rede tem um pico que é igual a:

$$V_{in} = 230 \times \sqrt{2} = 325 \,\text{V}.$$

A corrente consumida é de:

$$I_{in} = \frac{V_{out}I_{out}}{V_{in}} = \frac{100 \times 10^3 \times 50 \times 10^{-3}}{325} = 15.38 \,\text{A}.$$

Note-se que a corrente calculada no exemplo anterior, na realidade é um pouco superior, pois todos os transformadores apresentam perdas. Estas perdas dependem das condições de funcionamento, principalmente de I_{out} . Outro factor que afecta a eficiência dos transformadores é a sua frequência de operação. Normalmente a eficiência aumenta com a frequência, ao mesmo tempo que as dimensões do transformador diminuem.

Outro exemplo de dispositivo que permite alterar a tensão do circuito é o autotransformador. Este consiste num único enrolamento, do qual é retirada uma tomada dum ponto intermédio. O valor da tensão nesse ponto intermédio irá depender da relação entre o número de espiras que existem até esse ponto e o número de espiras total.

Circuito rectificador

Como foi visto, é favorável que a tensão alternada seja rectificada antes de ser aplicada ao tubo de raios-x. O próprio tubo pode funcionar como rectificador

de meia-onda, uma vez que só existe um sentido possível para o movimento dos electrões que é do cátodo para o ânodo. No entanto esta é uma forma muito pouco eficiente de produzir raios-x, uma vez que quando o ânodo começa a aquecer, também emite electrões por emissão termiónica, que podem depois ser acelerados e colidir com o cátodo, danificando o tubo. Portanto, a tensão de alimentação deve ser rectificada de uma forma independente.

O método mais simples consiste em colocar apenas um díodo em série com o tubo de raios-x, obtendo-se um rectificador de meia onda, mas o método mais eficaz consiste no rectificador de onda completa, cujo circuito está na figura 2.8.

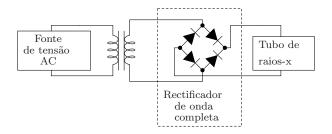


Figura 2.8: Rectificador de onda completa.

Circuito conversor AC AC de alta frequência

Este circuito é constituído pela combinação de um rectificador com um inversor e é usado para converter a frequência alternada da rede numa outra frequência de valor mais elevado. A figura 2.9 mostra um diagrama de blocos do circuito. Basicamente, o que o circuito faz é rectificar a tensão AC da rede para depois a

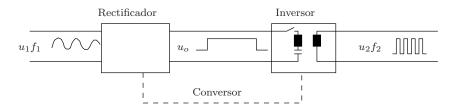


Figura 2.9: Conversor AC AC de alta frequência.

aplicar a uma fonte comutada de alta frequência, tipicamente entre os $5\,\mathrm{kHz}$ e os $25\,\mathrm{kHz}$.

As principais vantagens desta abordagem são as seguintes:

- A filtragem da saída é muito mais fácil de realizar do que a 50 Hz.
- A forma de onda da tensão é praticamente contínua, produzindo raios-x de uma forma mais homogénea.

- A frequências mais elevadas, a eficiência do transformador é muito maior e este pode ser de muito menores dimensões.
- Pode regular-se a tensão de saída, bastando para isso alterar o *duty-cycle* do sinal da fonte comutada.
- A corrente no tubo é muito mais estável e praticamente independente da tensão.
- A precisão do tempo de exposição é superior.

2.2.5 Condensadores de filtragem da tensão

Considere-se a forma de onda de saída do rectificador de onda completa em ponte da figura 2.8. Se à sua saída for colocado um condensador, tal como mostra a figura 2.10, quando a tensão está próxima do seu valor máximo, parte da corrente flui para o condensador, carregando-o. Quando a tensão do rectificador baixa, o condensador continua a fornecer corrente ao tubo de raios-x, de tal modo que a tensão aos seus terminais permanece muito mais estável.

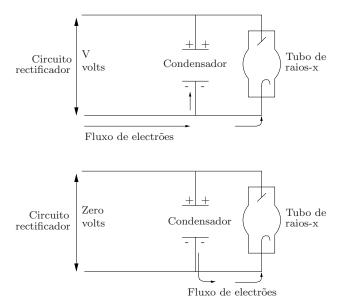


Figura 2.10: Condensadores de filtragem da tensão de alimentação.

2.2.6 Aparelhos de medida da tensão e da corrente

Os aparelhos de medida principais estão representados na figura 2.11 e são componentes fundamentais do circuito. Note-se que o voltímetro é colocado no circuito

primário do transformador, antes do interruptor de exposição. Isto permite que o operador leia a tensão antes do tubo produzir qualquer raio-x. Existem dois amperímetros:

- O amperímetro A_F serve para medir a corrente no filamento, que deve ser ajustada de modo a que se obtenha a emissão termiónica desejada, antes da ocorrência da exposição.
- O amperímetro A_C serve para medir a corrente no tubo.

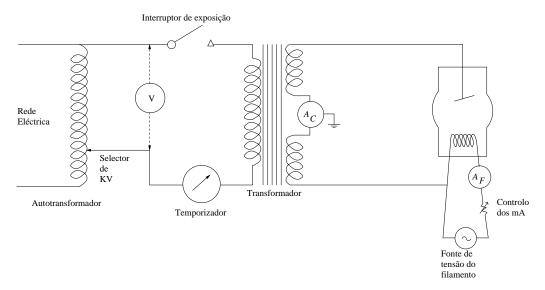


Figura 2.11: Colocação dos aparelhos de medida da tensão e da corrente no circuito eléctrico.

2.2.7 Invólucro do tubo

Invólucro de vidro

O invólucro do tubo é geralmente feito de vidro e deve ser fabricado em condições de alta precisão para que forneça um mecanismo adequado de isolamento eléctrico entre o ânodo e o cátodo. Também permite que todo o dispositivo trabalhe em vácuo. Neste sentido, também são necessárias precauções especiais para que os componentes no seu interior permaneçam em alto vácuo.

Caixa do tubo

A caixa do tubo tem várias funções que estão sumarizadas de seguida:

- Normalmente é construída de aço revestido de chumbo.
- Tem apenas uma abertura por onde saem os raios-x.
- Esta abertura contém filtros para filtrarem os raios-x de baixa energia.
- Contém os mecanismos mecânicos e eléctricos que permitem a rotação do ânodo.
- Contém os terminais de alta tensão do tubo.
- Normalmente contém sistemas de dissipação de calor.

Em alguns tubos, a caixa é enchida com óleo, o que apresenta algumas vantagens, nomeadamente:

- Melhora o isolamento eléctrico.
- Melhora a dissipação do calor gerado no tubo.

2.2.8 Mecanismos de comutação e de temporização

A maior parte dos comutadores ou interruptores são colocados no circuito primário, onde a tensão é baixa. Só se utilizam interruptores no circuito secundário no caso de serem necessárias exposições muito curtas ou em sucessões rápidas.

Os comutadores primários normalmente são baseados em dispositivos electrónicos de estado sólido, nomeadamente transístores ou tirístores. A comutação do lado da alta tensão pode ser efectuada por intermédio de válvulas tríodo. Em alternativa, alguns tubos têm um terceiro eléctrodo chamado de grade, entre o ânodo e o cátodo. Se for aplicada uma tensão negativa à grade, os electrões não conseguem passar do ânodo para o cátodo.

2.2.9 Mecanismos de temporização

Basicamente existem dois mecanismos de temporização:

- O temporizador electrónico que pode simplesmente ser baseado num circuito RC, ou então num contador digital.
- O foto-temporizador, também conhecido por controlo automático da exposição, baseia-se na colocação de pequenos detectores de radiação entre o paciente e o filme. Estes detectores irão indicar quando a radiação é suficiente para produzir uma imagem com bom contraste.

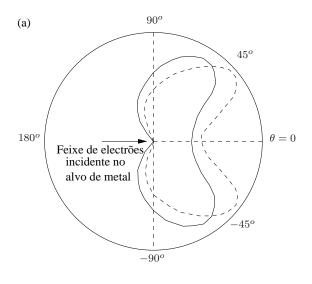
2.2.10 Componentes de segurança eléctrica

A caixa do tubo deve ser ligada à terra, de modo a fornece uma blindagem eléctrica, contribuindo muito para a segurança do dispositivo.

Os cabos de alta tensão normalmente têm uma malha exterior ligada à terra. Entre esta malha exterior e o condutor propriamente dito, existem várias camadas isolantes, de modo a que não ocorram rompimentos dieléctricos a tensões que podem ir até aos 150 kV.

2.3 Distribuição espacial dos raios-x

A figura 2.12(a) mostra a direcção segundo a qual os raios-x são emitidos quando 'electrões acelerados a 40 keV colidem com o ânodo. Como se pode observar, a maior parte



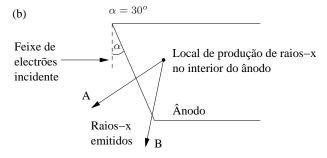


Figura 2.12: Distribuição espacial dos raios-x produzidos num tubo.

dos raios-x é produzida em ângulos entre os 45^o e os 90^o relativamente à direcção

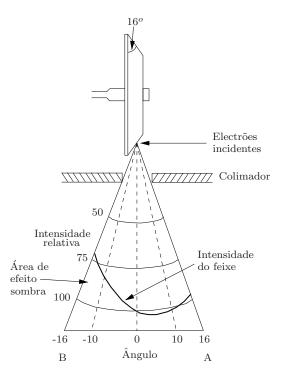


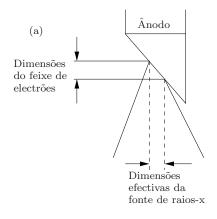
Figura 2.13: Variação da intensidade de raios-x ao longo do campo de visão para um ângulo de ânodo típico.

de propagação dos electrões. Os fotões de raios-x mais energéticos têm tendência a propagar-se em ângulos menores.

Por outro lado, quando os electrões embatem no ânodo, a situação pode ser mais complexa, uma vez que a produção de raios-x pode ocorrer tanto à superfície como a alguma profundidade.. Por isso, a distribuição espacial de raios-x também depende do ângulo do ânodo em relação ao feixe de electrões. Considere-se o ânodo mostrado na figura 2.12(b), que faz um ângulo de 60° relativamente ao feixe de electrões. Os raios-x produzidos segundo a direcção B têm que percorrer um caminho mais longo para atingirem a superfície do que os raios-x produzidos na direcção A. Por isso, vão ser mais atenuados.

Note-se que a intensidade da radiação que atinge o filme não é uniforme, sendo máxima perto do centro do campo de visão (figura 2.13). Isto deve-se sobretudo:

- À lei quadrática inversa: a radiação que chega às extremidades percorre uma distância mais longa
- Aos raios-x que penetram no paciente com um ângulo em relação à normal percorrerem uma maior distância no interior do corpo, sendo portanto mais atenuados.



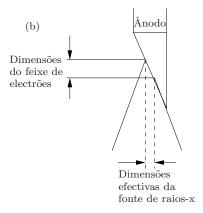


Figura 2.14: Efeito do ângulo do ânodo no tamanho do ponto focal dos raios-x.

Por outro lado, o ângulo do ânodo tem influência nas dimensões do ponto focal, como se pode observar na figura 2.14.

2.4 Classificação dos tubos de raios-x

A obtenção de uma boa radiografia depende da escolha correcta da tensão eléctrica, da corrente, do tempo de exposição e do tamanho do ponto focal.

2.4.1 Classificação eléctrica

Os limites eléctricos não costumam constituir problema para os aparelhos de raiosx modernos, pois a própria máquina não permite que estes sejam ultrapassados. Esses limites são:

• Tensão máxima. Normalmente é determinada pelo isolamento do tubo e dos

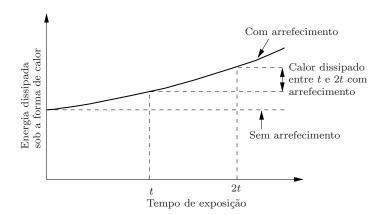


Figura 2.15: Energia dissipada com e sem sistema de arrefecimento.

cabos. O seu limite superior anda à volta dos 150 kV.

- Corrente máxima no tubo. É determinada pela corrente no filamento. Um valor aproximado para esta é de cerca de um décimo da corrente no filamento. Existem tubos que podem funcionar com correntes até 1 A.
- Potência máxima. É calculada a partir do produto da tensão máxima pela corrente máxima.

2.4.2 Classificação térmica - considerações para exposições curtas

Cerca de 99% da energia dos electrões é convertida em calor. Este calor deve ser dissipado sob pena de danificar o ânodo. Para tempos de exposição entre 0.02 e 10 s, a condição térmica de funcionamento principal é que a área de colisão dos electrões com o ânodo não deve sobreaquecer.

Efeito do sistema de arrefecimento

É importante referir que quando a capacidade térmica máxima do sistema é atingida, qualquer tentativa de melhorar os factores de exposição que levem a um aumento do tempo estão dependentes da existência de algum arrefecimento do ânodo. Por exemplo, se o tubo estiver a operar no seu limite de temperatura, só se poderá aumentar o tempo de exposição para o dobro, se a corrente diminuir para metade. No entanto, na presença de mecanismos de arrefecimento, tempos de exposição mais longos permitem maior dissipação de potência, tal como mostra a figura 2.15.

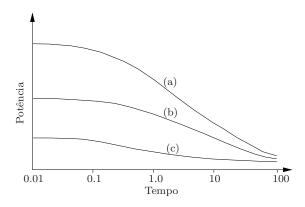


Figura 2.16: As curvas (a) e (b) mostram o efeito do aumento da velocidade de rotação de $3000\,\mathrm{rpm}$ para $9000\,\mathrm{rpm}$. As curvas (b) e (c) mostram o efeito da alteração do ângulo do ânodo de 10^o para 15^o .

Tamanho do ponto focal no ânodo

Para uma tensão eléctrica e um tempo de exposição fixos, a corrente máxima permitida aumenta com o tamanho do ponto focal, uma vez que o calor é espalhado por uma área maior.

2.4.3 Projecto do ânodo

As características principais que determinam a classificação térmica dum ânodo rotativo são:

- O seu raio que determina o circulo onde os electrões colidem.
- A sua velocidade de rotação.
- O seu ângulo.

A figura 2.16 mostra os efeitos da velocidade de rotação e do ângulo na potência máxima do tubo.

Tensão do tubo

Com o aumento da tensão do tubo, a corrente máxima admitida para um tempo de exposição fixo, terá que diminuir, para que o limite de dissipação de calor não seja ultrapassado. A figura 2.17 mostra a relação entre a corrente e o tempo máximo de exposição, para várias tensões no tubo.

Comparando-se as formas de onda provenientes da rectificação de onda completa monofásica e trifásica, verifica-se que para tempos de exposição mais curtos, a

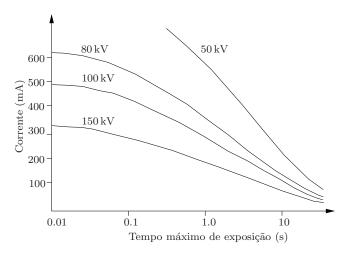


Figura 2.17: Corrente máxima no tubo em função do tempo de exposição para várias tensões.

trifásica permite uma corrente maior, enquanto que para para tempos de exposição mais longos, a alimentação monofásica permite tempos mais longos (figura 2.18). Para que se compreenda a razão pela qual isto acontece, considerem-se as formas

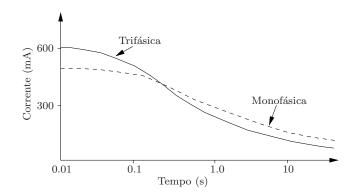


Figura 2.18: Corrente máxima permitida para tensões rectificadas de onda completa monofásica e trifásica.

de onda da tensão e da corrente de dois tubos, configurados para a mesma tensão e corrente, representadas na figura 2.19. Note-se que a corrente não segue a tensão no tubo monofásico uma vez que quando a tensão desce, nem todos os electrões são atraídos pelo ânodo. No tubo trifásico, a corrente é constante e imposta apenas pela temperatura do filamento do cátodo. Por isso, para que a corrente média seja igual nos dois casos, a corrente de pico deverá ser um pouco superior no tubo monofásico. Para tempos de exposição curtos, a potência instantânea é importante. Esta é superior no caso do tubo monofásico. Em tempos de exposição mais longos,

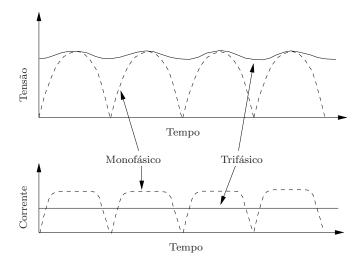


Figura 2.19: Formas de onda da tensão e da corrente em dois tubos, após a rectificação de onda completa monofásica e trifásica.

a potência média é a mais importante. Como no caso da figura 2.19 as correntes médias são idênticas nos dois tubos e a tensão média monofásica é menor, a potência média dissipada no tubo monofásico é ligeiramente menor.

2.4.4 Como contornar os limites da exposição curta

Se não se conseguir obter uma combinação desejada de tensão, corrente, tempo e tamanho do ponto focal, podem efectuar-se diversos procedimentos, sendo que todos eles poderão degradar a imagem de alguma forma. Aumentar o tamanho do ponto focal ou do tempo de exposição são algumas das possibilidades. Outra é aumentar a tensão. A transmissão de raios-x através do paciente é melhor com valores elevados de tensão, e além disso, a nível de diagnóstico a sensibilidade do filme também é melhorada. Um dos pontos fracos do design convencional do ânodo rotativo é o facto de não poder estar em movimento contínuo, sendo que por esse motivo o ânodo tem de ser acelerado para cada exposição, causando por vezes uma perda de tempo desnecessária. Um avanço técnico recente foi a introdução de ânodos montados numa ranhura de comportamento espiral.

2.4.5 Exposições múltiplas ou prolongadas

Se forem efectuadas demasiadas exposições num curto período de tempo, o ânodo pode sobreaquecer, devido a:

 A superfície alvo não tem tempo suficiente entre exposições para dissipar o calor.

- O ânodo inteiro pode sobreaquecer por não ter tempo para radiar o calor para o óleo circundante e invólucro.
- O invólucro pode sobreaquecer por não ter tempo de radiar o calor para o ar circundante.

Sendo assim é preciso ter estes três factores em consideração, sendo que são limitativos para o uso do equipamento.

A capacidade total do sistema dissipar calor é muitas vezes expressa em unidades de calor (Heat units - HU). Por definição, são geradas 1.4 HU quando é dissipado 1 J de energia. Este valor provém do facto de a energia ser calculada a partir do valor eficaz (rms) da tensão, enquanto que as tensões nos tubos vêm normalmente expressas em valores de pico. Assim:

$$kV_p = 1.4 \times kV_{rms}$$

Energia = $kV_{rms} \times mA \times s$.
 $HU = kV_p \times mA \times s$.

2.4.6 Interligações de segurança

Durante exposições múltiplas pode usar-se uma célula fotoeléctrica ou outro tipo de sensor de radiação infravermelha para medir a quantidade de calor que irradia do ânodo e assim determinar quando é que a temperatura do ânodo atingiu o seu valor limite. Se isto acontecer, o tubo não pode ser energizado.

2.4.7 Tempo de vida do tubo de raios-x

O tempo de vida do tubo pode ser extendido se forem tomadas medidas para evitar stress térmico e outros problemas associados ao aquecimento. Por exemplo, se o ânodo estiver muito quebradiço quando frio, se for usada uma grande corrente nestas condições ir-se-ão desenvolver fendas profundas. Diminuindo o tempo de preparação do aparelho ao mínimo irá reduzir a evaporação do filamento para a superfície do tubo e também ostentar o uso do ânodo rotativo. O gerador deve estar desligado quando não está a ser utilizado. O tubo deve ser operado bastante abaixo da sua taxa limite sempre que possível.

2.5 Geradores de raios-x móveis

Existe um número de situações em que não é possível levar o paciente até ao departamento de raios-x, e por isso é necessário levar o equipamento até ao paciente. O termo gerador de raios-x móvel aplica-se a máquinas que podem ser

movimentadas no hospital, mas que não podem ser desmontadas ou transportadas. As últimas são estritamente denominadas de geradores de raios-x portáteis e não irão ser abordadas. Apesar das unidades móveis habitualmente terem filmes convencionais, também existem unidades deste tipo com intensificadores de imagem, por exemplo na prática ortopédica, ou para monitorizar o progresso de um endoscópio enquanto está a ser inserido no paciente. São três as categorias básicas de unidades móveis, que podem ser distinguidas pelo tipo de gerador de raios-x utilizado, nomeadamente o rectificador de onda completa, o de potencial constante e o de descarga de condensador. O facto de estas unidades serem móveis introduz limitações adicionais, como será visto de seguida.

2.5.1 Geradores monofásicos com rectificação de onda completa

Estas máquinas funcionam essencialmente como simples geradores de fase única. Como exigem altas correntes, deve ser instalada uma baixada de 30 A para estas unidades. Isto é dispendioso e impõe limites ao local onde podem ser utilizados. Mesmo com a utilização de um circuito especial, a tensão fornecida ao tubo de raios-x depende das impedâncias eléctricas relativas de entrada do transformador e dos circuitos principais. Se não forem bem combinadas pode resultar em erros até 20unitkV. A maioria das unidades acerta as impedâncias automaticamente. Também podem ocorrer flutuações súbitas na tensão da rede eléctrica, a seguir à conexão ou desconexão de outros equipamentos que utilizem correntes eléctricas elevadas. A saída de potência destas máquinas é limitada devido à baixa corrente disponível (normalmente de 300 mA no máximo), o que significa que com elas não podem ser obtidas gamas de exposição elevadas.

2.5.2 Geradores de tensão constante

Esta categoria de geradores pode ser dividida em dois tipos. A primeira é totalmente independente da rede eléctrica, pois o seu funcionamento é suportado por baterias (que também precisam de recargas). O segundo tipo opera a partir da rede principal do hospital, que é usada para carregar condensadores. Os geradores mantidos por baterias usam geralmente uma bateria de níquel-cádmio que consegue armazenar uma carga equivalente a 10 000 mA a tensões de operação normais. A tensão de corrente contínua de 130 V desta bateria deve ser convertida numa tensão alternada antes de se poder aplicar ao transformador do gerador. Esta conversão é levada a cabo por um inversor. A altas frequências, o transformador é mais eficiente e pode por isso ser muito mais pequeno. Apesar da saída do transformador ser basicamente uma onda monofásica com rectificação de onda

completa, a 500 Hz o condensador inerente ao circuito secundário filtra a saída para uma onda praticamente constante. O gerador produz uma corrente de tubo fixa de 100 mA, que permite um cálculo fácil das exposições. À medida que a bateria se esgota, o valor de tensão cai de uma exposição para a outra, pelo que tem de se aplicar alguma compensação até que a unidade seja recarregada. Esta compensação pode ser aplicada automaticamente ou manualmente. A recarga tem lugar, quando necessário, a baixa corrente desde qualquer ponto da rede eléctrica. O segundo tipo de gerador móvel de tensão constante é bastante mais sofisticado. A carga para a exposição é armazenada num grande condensador. É depois usada como fonte DC para um inversor, que aplica uma onda de 4.5 kHz ao gerador de raios-x. O condensador pode ser carregado por uma bateria ou pela rede eléctrica normal. Durante a exposição, a tensão do tubo de raios-x é monitorizada e a saída controlada, usando um microprocessador, de tal modo que a saída seja praticamente constante. Para ambos os tipos de geradores, a saída é constante, sendo que por isso as exposições são mais curtas do que para um tubo monofásico com rectificação de onda completa. Além disso, a saída é independente das flutuações de rede. A saída da bateria é baixa (10 kW) mas devido à sua boa estabilidade é adequada para radiografias peitorais ou unidades de recém-nascidos prematuros.

2.5.3 Unidades por descarga de condensadores

Nestas unidades o condensador, é usado de forma bastante diferente da dos geradores de tensão constante. Numa unidade por descarga de condensador, este é ligado directamente a um tubo de raios-x e controlado por uma grade, ou seja, um terceiro eléctrodo, que funciona como blindagem, colocado no suporte do cátodo, tal como mostra a figura 2.20 Se este eléctrodo for mantido a 2 kV negativos re-

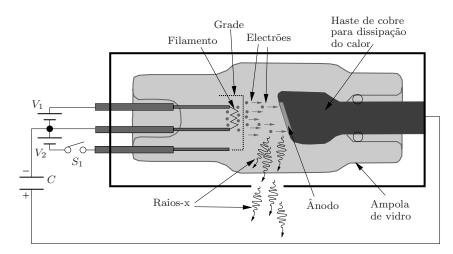


Figura 2.20: Diagrama esquemático dum tubo de raios-x.

lativamente ao filamento do cátodo $(S_1 \text{ ligado})$, ele pára a descarga do tubo ao repelir os electrões emitidos pelo cátodo mesmo quando o condensador se encontra completamente carregado. Esta tensão de grade pode ser ligada ou desligada independentemente, proporcionando um controlo instantâneo da corrente do tubo de raios-x e tempos de exposição muito precisos. Este controlo é muito útil nas unidades de raios-x onde são necessários tempos de exposição muito curtos, ou onde são necessárias exposições muito rápidas e repetidas. O condensador pode ser carregado a baixas correntes, a partir de qualquer ponto da rede eléctrica. O carregamento pára quando o condensador atinge uma tensão pré-definida. Desde que se inicia uma exposição, a quantidade e o tempo de exposição têm de ser monitorizados, para que se possa terminar a exposição no momento exacto. A tensão de operação de uma unidade por descarga de condensador é elevada no início da exposição e relativamente baixa no final. Isto porque a tensão aplicada ao tubo diminui assim que o condensador começa a perder carga. Se for desejada uma redução da tensão inicial depois do condensador ter sido carregado ou quando a radiografia estiver terminada, o condensador tem de ser descarregado. Quando o botão de descarga é pressionado, ocorre uma exposição a baixa corrente (alguns miliamperes) durante alguns segundos, até que a carga tenha sido completamente perdida. Durante esta exposição, o tubo produz alguns raios-x não desejados. Estes são absorvidos por uma persiana de chumbo colocada ao longo do diafragma. Um sistema de bloqueio automático garante que o tubo não possa descarregar sem que a persiana de chumbo esteja no seu lugar para interceptar o feixe. No entanto, esta persiana não absorve todos os raios-x produzidos, especialmente quando a descarga tem lugar a valores elevados de tensão. Nem o paciente nem o filme devem estar por baixo do diafragma do feixe de luz durante a operação de descarga. As unidades por descarga de condensadores requerem um operador mais experiente para garantir um desempenho melhor do que as outras unidades moveis, mas quando são usadas em condições óptimas possuem uma saída suficientemente elevada de forma a permitir exposições eficazes para a maioria das aplicações.

2.6 Qualidade e desempenho dos equipamentos de raios-x convencionais

Em certas circunstancias é bastante difícil distinguir a barreira entre a garantia de qualidade e a protecção radiológica em diagnósticos. Isto deve-se ao facto do principal objectivo da garantia de qualidade ser a obtenção da melhor imagem possível logo à primeira exposição. Se isto for alcançado são enormes os benefícios. Não só se obtém a máxima informação com a radiação utilizada, como a dose de radiação para o paciente e pessoal hospitalar é minimizada.

Existe um determinado número de testes que devem ser levados a cabo, em intervalos de tempo regulares. Estes testes irão determinar se:

- A tensão de pico no tubo é produzida correctamente.
- As leituras de corrente são exactas.
- O tempo de exposição é o correcto.
- A radiação emitida é reprodutível durante exposições posteriores.

Todos estes factores irão influenciar o grau de escurecimento do filme a utilizar e o nível de contraste. Para efectuar testes mais frequentes em relação aos valores de tensão do tubo, deve optar-se por um método não-invasivo. O teste mais usual baseia-se no facto de diferentes materiais demonstrarem diferentes propriedades de atenuação a feixes de diferentes energias.

Os equipamentos modernos fazem as medições mais directamente usando medidores de tempo e de tensão digitais. Diversos fotodetectores balanceados são utilizados debaixo de filtros de diferentes materiais e diferentes espessuras. Ao usar curvas de calibração programadas internamente, precisões melhores do que 3% podem ser alcançadas. Este facto é particularmente importante na mamografia porque o coeficiente de absorção de tecidos moles cai rapidamente com o aumento da tensão do tubo.

A consistência na saída pode ser verificada pela colocação de uma câmara de ionização no feixe directo, e efectuando diversas medições. Quer o efeito das alterações no ajuste do gerador na reprodutibilidade da saída do tubo e a reprodutibilidade entre exposições consecutivas com as mesmas definições podem ser verificadas. Não é usual efectuar calibrações absolutas da corrente do tubo.

Para sistemas de controlo de exposição automáticos, um material atenuante adequado deve ser usado para determinar a densidade alcançada (escurecimento do filme de raios-x), quando um objecto de densidade uniforme for exposto.

Existem valores recomendados para a filtração total do feixe. Para verificar quais são os valores obtidos coloca-se uma câmara de ionização exposta ao feixe directo e obtêm-se valores de radiação com espessuras conhecidas de alumínio. O valor de "half value layer" (HLV) pode ser obtido por tentativa e erro ou graficamente. De referir que o valor de HLV obtido desta forma não é a filtração do feixe (apesar de ser expresso nas mesmas unidades e ser por vezes similar) e a filtração deve ser obtida a partir de uma tabela.

Poucos são os centros que regularmente verificam o tamanho do ponto focal, talvez porque existem evidencias de que mesmo com grandes alterações no tamanho do ponto, estas não são detectáveis na qualidade da imagem final. No entanto, o tamanho do ponto focal é um dos factores que afecta a taxa do tubo e erros

significativos no seu valor podem afectar o desempenho do gerador do tubo. O princípio do *pin-hole* pode ser utilizado para medir o tamanho do ponto focal. Esta técnica baseia-se na seguinte igualdade (figura 2.21):

$$\frac{\text{Tamanho do ponto na imagem}}{\text{Tamanho do ponto focal}} = \frac{\text{Distância do pin-hole ao filme}}{\text{Distância do foco ao pin-hole}},$$
 (2.4)

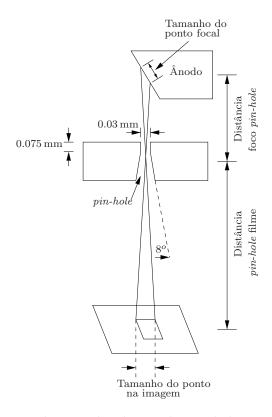


Figura 2.21: Utilização da técnica do pin-hole para calcular o tamanho do ponto focal.

De referir que o pin-hole deve ser pequeno, dado que o seu tamanho afecta o tamanho da imagem e consequentemente o tamanho aparente do ponto focal. O furo do pin-hole deve ser suficientemente profundo para que os raios-x que passam através do metal circundante sejam bastante atenuados. O tamanho do ponto focal também pode ser medido e a informação pode ser obtida em conformidade com a saída no ponto, usando se necessário um teste de estrela padrão. Esta informação seria muito importante se, por exemplo, se estivesse a tentar visualizar um vaso sanguíneo com 0.4 mm com uma ampliação de duas vezes porque a qualidade da imagem iria então estar muito dependente quer do tamanho quer da forma do ponto. De forma idêntica, a alta resolução necessária na mamografia requer verificações regulares do tamanho do ponto focal.

Capítulo 3

Interacção dos raios-x e dos raios gama com a matéria

A operação de qualquer detector de raios-x depende basicamente do modo como a radiação a ser detectada interage com o material que o constitui. Embora sejam conhecidos vários mecanismos de interacção dos raios-x com a matéria, apenas três deles são de importância relevante na sua medição: a absorção fotoeléctrica, a dispersão de Compton e a produção de um par electrão-positrão. Estes processos baseiam-se na transferência parcial ou total da energia do fotão de raios-x para um átomo. Como resultado, a trajectória e a energia do fotão são drasticamente alteradas, podendo este ser aniquilado ou desviado de um ângulo significativo.

Quando penetra na matéria, um feixe de fotões é absorvido segundo uma lei exponencial:

$$I = I_o e^{(-\mu/\rho)\rho x},\tag{3.1}$$

em que I_o é a intensidade inicial do feixe, I a sua intensidade à distância x da superfície e ρ é a densidade do material. A grandeza ρx da equação 3.1 é a densidade de massa da superfície (produto da densidade do material pela espessura da camada), e μ/ρ é o coeficiente de absorção de massa (coeficiente de absorção linear por unidade de densidade).

O coeficiente de absorção de massa μ/ρ está relacionado com a secções eficazes dos vários processos de interacção dos raios-x com a matéria de acordo com:

$$\mu/\rho = \frac{N_{AV}}{A} \sum_{i} \sigma_{i},\tag{3.2}$$

em que σ_i é a secção atómica eficaz do processo de interacção i, A é a massa atómica relativa do átomo com o qual se dá a interacção e N_{AV} é o número de Avogadro (6.022 × 10²³ por mole). O coeficiente de absorção de massa (μ/ρ) varia

com a energia dos fotões incidentes, uma vez que as secções eficazes dos processos de interacção são dependentes da energia dos mesmos fotões. Para energias abaixo dos 100~keV, a interacção dominante é a absorção fotoeléctrica:

$$\gamma + \text{átomo} \rightarrow \text{átomo}^+ + e^-$$
 (3.3)

em que γ representa um fotão e e^- um electrão. Na gama média de energias ($\geq 1~MeV$) o efeito Compton é dominante. O efeito Compton não é mais do que o desvio sofrido por um fotão ao interagir com um electrão:

$$\gamma + e^- \to \gamma + e^-. \tag{3.4}$$

A energias muito altas ($\gg 1~MeV$), a secção eficaz para a produção de pares electrão-positrão é a mais significativa:

$$\gamma + \text{núcleo} \rightarrow e^+ + e^- + \text{núcleo}.$$
 (3.5)

3.1 Efeito fotoeléctrico

Os electrões atómicos podem absorver a energia de um fotão na sua totalidade, enquanto que para os electrões livres, devido à conservação do momento, tal não é possível. A absorção de um fotão por um electrão atómico requer uma terceira entidade de colisão que neste caso é o núcleo do átomo. A secção eficaz para a absorção de um fotão de energia E_{γ} na camada de electrões K é particularmente grande ($\approx 80\%$ da secção eficaz total), devido à proximidade da terceira entidade de colisão, o núcleo atómico, que absorve o momento de recuo. A secção eficaz total para o efeito fotoeléctrico na gama não relativistica longe das fronteiras de absorção é dada pela aproximação de Born:

$$\sigma_{\text{foto}}^K = \left(\frac{32}{\varepsilon^7}\right) \alpha^4 Z^5 \sigma_{\text{Th}}^e, \tag{3.6}$$

onde:

$$\varepsilon = E_{\gamma}/m_e c^2,\tag{3.7}$$

é a energia reduzida do fotão e:

$$\sigma_{\rm Th}^e = \frac{8}{3}\pi r_e^2 = 6.65 \times 10^{-29} \,\mathrm{m}^2,\tag{3.8}$$

é a secção eficaz de Thomson para colisões elásticas de fotões em electrões. O raio do electrão da teoria clássica é dado por:

$$r_e = \frac{1}{4\pi\varepsilon_o} \frac{e^2}{m_e c^2} = 2.81794 \times 10^{-15} \,\mathrm{m},$$
 (3.9)

e a constante de estrutura fina é dada por:

$$\alpha = \frac{e^2}{4\pi\varepsilon_o\hbar c} = 7.29735 \times 10^{-3}.$$
 (3.10)

Perto das fronteiras de absorção, a dependência entre a secção eficaz e a energia do fotão é modificada por uma função $f(E_{\gamma}, E_{\gamma}^{\text{fronteira}})$. Para altas energias $(E_{\gamma} \gg m_e c^2)$ a dependência entre a secção eficaz e a energia para o efeito fotoeléctrico é muito menos nítida:

$$\sigma_{\text{foto}}^K = 4\pi r_e^2 Z^5 \alpha^4 \frac{1}{\varepsilon}.$$
 (3.11)

Nas equações 3.6 e 3.11 a dependência entre a secção eficaz e o número atómico é de Z^5 . Isto é uma indicação de que não há uma interacção do fotão com um electrão atómico isolado. As correcções à dependência entre a secção eficaz e o número atómico mostram que σ_{photo} é uma função mais complexa de Z. Na gama de energias entre 100~keV e 5~MeV, o expoente de Z varia entre 4 e 5.

Como consequência do efeito fotoeléctrico numa camada interior de um átomo (camada K, por exemplo) podem ocorrer alguns efeitos secundários. Se a lacuna deixada pela interacção do electrão com o fotão for preenchida por outro electrão de uma camada superior, a diferença de energias pode ser libertada sob a forma de um outro fotão de raios-x característico, que por sua vez pode ser absorvido por outro electrão do mesmo átomo ou de átomos vizinhos. Se a energia for superior à energia de ligação da camada de electrões do átomo em questão, um outro electrão pode deixar o átomo (efeito de Auger). A energia destes electrões de Auger é necessariamente menor do que a energia do fotoelectrão primário. Como exemplo, imagine-se que a fotoionização ocorre na camada K que tem uma energia de ligação E_K . Se a lacuna criada for preenchida por um electrão da camada L cuja energia de ligação é de E_L , vai ser libertada a energia $E_K - E_L$. Esta energia, por sua vez, pode ser transferida para outro electrão da camada L. Se $E_K - E_L > E_L$, este electrão pode deixar a camada L, como electrão de Auger, com uma energia cinética igual a $E_K - 2E_L$.

3.2 Efeito de Compton

O efeito de Compton descreve a dispersão sofrida pelos fotões ao interagirem com electrões livres. No tratamento deste processo de interação, a energia de ligação dos electrões aos átomos normalmente é desprezada. A secção eficaz total, por electrão, para a dispersão de Compton é dada pela fórmula de Klein-Nishina:

$$\sigma_c^e = 2\pi r_e^2 \left\{ \left(\frac{1+\varepsilon}{\varepsilon^2} \right) \left[\frac{2(1+\varepsilon)}{1+2\varepsilon} - \frac{1}{\varepsilon} \ln(1+2\varepsilon) \right] + \frac{1}{2\varepsilon} \ln(1+2\varepsilon) - \frac{1+3\varepsilon}{(1+2\varepsilon)^2} \right\},$$
(3.12)

em que ε é dado pela equação 3.7.

A dispersão de Compton, para um átomo no seu todo, é proporcional ao número atómico, uma vez que existem Z electrões com os quais é possível dar-se uma interacção. Por consequência:

$$\sigma_c^{\text{at\'omico}} = Z\sigma_c^e. \tag{3.13}$$

A relação entre a energia do fotão desviado e a do fotão incidente é dada por:

$$\frac{E'_{\gamma}}{E_{\gamma}} = \frac{1}{1 + \varepsilon (1 - \cos \theta_{\gamma})},\tag{3.14}$$

onde θ_{γ} é o ângulo de desvio do fotão no referencial do laboratório (figura 3.1).

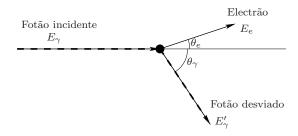


Figura 3.1: Variáveis cinemáticas da dispersão de Compton.

Quando $\theta_{\gamma} = 180^{\circ}$, ou seja, o fotão volta para trás, a energia transferida para o electrão atinge o seu valor máximo, fazendo com que a relação entre a energia do fotão incidente e a do fotão desviado seja dada apenas por:

$$\frac{E_{\gamma}'}{E_{\gamma}} = \frac{1}{1 + 2\varepsilon}.\tag{3.15}$$

O ângulo de desvio sofrido pelo electrão, em relação à direcção do fotão incidente pode ser obtida por:

$$\cot \theta_e = (1 + \varepsilon) \tan \frac{\theta_{\gamma}}{2}. \tag{3.16}$$

Devido à conservação do momento, este ângulo nunca pode ser superior a $\pi/2$.

Na dispersão de Compton apenas uma parte da energia do fotão é transferida para o electrão. Pode então definir-se a secção eficaz do desvio de energia como sendo:

$$\sigma_{cs} = \frac{E_{\gamma}'}{E_{\gamma}} \sigma_c^e \tag{3.17}$$

e a secção eficaz da absorção por:

$$\sigma_{ca} = \sigma_c^e - \sigma_{cs}. \tag{3.18}$$

A equação 3.18 é importante em processos de absorção e está relacionada com a probabilidade de uma energia cinética $E_{cin} = E_{\gamma} - E'_{\gamma}$ ser transferida para um electrão.

Por curiosidade, pode ser mencionado que adicionalmente ao processo de dispersão de Compton normal dos fotões em electrões em repouso, também existe um processo de dispersão de Compton inverso. Neste caso, um electrão de alta energia colide com um fotão de baixa energia e transfere para este último uma fracção da sua energia cinética. Esta transferência de energia faz com que o fotão seja desviado para mais altas frequências.

A dispersão de Compton não ocorre apenas com electrões, mas também com outras partículas com carga. A interacção com electrões atómicos é sem dúvida a mais importante para o funcionamento dos detectores de radiação.

3.3 Produção de pares electrão-positrão

A produção de um par electrão-positrão no campo eléctrico do núcleo de um átomo só é possível se a energia do fotão exceder um determinado limiar, sendo este dado pela massa de repouso do electrão e do positrão mais a energia de recuo que é transferida ao núcleo do átomo. A partir da conservação da energia e do momento, a energia limiar para a produção de um par electrão-positrão é de:

$$E_{\gamma} \ge 2m_e c^2 + 2\frac{m_e^2}{m_{\text{núcleo}}}c^2.$$
 (3.19)

Como a massa do electrão (m_e) é muito menor do que a massa do núcleo $(m_{\text{núcleo}})$, a expressão da energia limiar pode ser aproximada por:

$$E_{\gamma} \ge 2m_e c^2. \tag{3.20}$$

Por outro lado, se a interacção tiver lugar no campo eléctrico de um electrão, a expressão para a energia limiar vem:

$$E_{\gamma} \ge 4m_e c^2. \tag{3.21}$$

A probabilidade de ocorrer a produção de um par electrão-positrão no campo do electrão é, no entanto, muito menor do que a probabilidade de a mesma ocorrer no campo do núcleo.

No caso de a carga nuclear não estar encoberta pelos electrões atómicos e

$$\varepsilon < \frac{1}{\alpha Z^{1/3}},$$

a secção eficaz para a produção de pares electrão-positrão é dada por:

$$\sigma_{\text{par}} = 4\alpha r_e^2 Z^2 \left(\frac{7}{9} \ln 2\varepsilon - \frac{109}{54}\right). \tag{3.22}$$

Para baixas energias, o fotão deve passar relativamente perto do núcleo para que possa ter lugar uma produção de par, o que significa que o fotão vai ver o núcleo "descoberto" de electrões.

Para o caso da energia do fotão ser alta:

$$\varepsilon \gg \frac{1}{\alpha Z^{1/3}},$$

e o núcleo estar coberto pelos electrões, a secção eficaz para a produção de pares electrão-positrão é dada por:

$$\sigma_{\text{par}} = 4\alpha r_e^2 Z^2 \left(\frac{7}{9} \ln \frac{183}{Z^{1/3}} - \frac{1}{54} \right). \tag{3.23}$$

Neste caso, deve ser tomado em conta o facto da carga nuclear estar coberta pela carga dos electrões. Para fotões de energias altas, a secção eficaz para a produção de um par electrão-positrão tende para um valor que é independente da energia do fotão incidente, tal como pode ser visto na equação 3.23. Como o termo 1/54 entre parêntesis na equação 3.23 é muito menor do que o outro, pode desprezar-se, obtendo-se a seguinte equação aproximada:

$$\sigma_{\rm par} \approx \frac{28}{9} \alpha r_e^2 Z^2 \ln \frac{183}{Z^{1/3}}.$$
 (3.24)

É de salientar que a produção de um par electrão-positrão não pode acontecer no vácuo, uma vez que não seria possível a conservação da quantidade de movimento. O fotão tem uma quantidade de movimento $p = E_{\gamma}/c$, e como $E_{\gamma} \geq 2m_ec^2$ (equação 3.20), $p \geq 2m_ec$, ou seja, o electrão e o positrão teriam que se mover a uma velocidade superior a c. Portanto é necessária uma outra partícula, em cujo campo ocorre a formação de pares, para receber a diferença de quantidade de movimento.

3.4 Outros processos de interacção entre os raiosx e a matéria

Além dos três processos descritos anteriormente, existem outros cujo interesse para a realização de detectores é muito menor:

3.4.1 Dispersão coerente ou de Rayleigh

Contrariamente à dispersão de Compton dos fotões em electrões individuais, a dispersão de Rayleigh ocorre apenas em electrões que fazem parte de um átomo. Uma vez que o momento de recuo na interacção de Rayleigh é absorvido pelo átomo como um todo, a perda de energia sofrida por um fotão de raios-x é insignificante e o ângulo de desvio é pequeno. Devido ao efeito na energia ou direcção do fotão ser mínimo, na prática é procedimento comum que a dispersão de Rayleigh seja ignorada nos cálculos de interacções entre raios-x e a matéria.

3.4.2 Absorção fotonuclear

A absorção de um fotão por um núcleo atómico normalmente resulta na emissão de um ou mais neutrões e/ou protões. Esta interacção pode contribuir em 5% a 10% para a secção eficaz total de interacção com fotões numa região de energias relativamente estreita, entre cerca de 5~MeV e 40~MeV, dependendo do núcleo em questão. Os efeitos desta interacção podem ser observados em medidas do coeficiente de atenuação total. No entanto, existe uma dependência irregular entre esta secção eficaz e o número atómico ou a massa atómica, não havendo nenhum modelo teórico comparável aos das outras secções eficazes.

3.4.3 Dispersão nuclear elástica

É um efeito análogo ao da dispersão Compton de muito baixa energia produzida por um electrão, só que desta vez é produzida pelo núcleo. Neste processo, um fotão interage com o núcleo de tal forma que volta a ser emitido com a mesma energia.

3.4.4 Dispersão nuclear inelástica

O núcleo de um átomo é levado a um nível de energia mais elevado pela absorção de um fotão. O núcleo excitado vai libertar um outro fotão de energia igual ou inferior ao primeiro.

3.4.5 Dispersão de Delbrück

O fenómeno de dispersão de um fotão pelo campo eléctrico do núcleo é chamado de dispersão de Delbrück. Este fenómeno pode ser entendido como a formação de um par electrão-positrão virtual no campo do núcleo seguida da sua aniquilação.

3.5 Secção eficaz total de absorção de fotões

O coeficiente de absorção de massa, que está relacionado com as secções eficazes para os vários processos de interacção de acordo com a equação 3.2, pode ser visto na figura 3.2 para o iodeto de césio. Nesta figura pode verificar-se que, na gama de energias com interesse para o projecto dos detectores de raios-x (representada com fundo cinzento), os processos de interacção mais importantes são o efeito fotoeléctrico e o efeito de Compton.

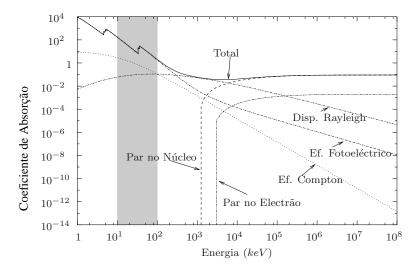


Figura 3.2: Coeficientes de absorção de massa do iodeto de césio. A gama de energias com interesse para o projecto dos detectores de raios-x baseados em cintiladores está representada com fundo cinzento.

Uma vez que a dispersão de Compton tem uma importância especial nas interacções entre fotões e electrões, devido ao facto de apenas uma parte da energia ser transferida, deve fazer-se a distinção entre o coeficiente de atenuação de massa e o coeficiente de absorção de massa. O coeficiente de atenuação de massa (μ_{cs}) está relacionado com a secção eficaz da dispersão de energia de Compton (σ_{cs}) (equações 3.17 e 3.2). De um modo análogo, o coeficiente de absorção de massa (μ_{ca}) é calculado a partir da secção eficaz de absorção de energia de Compton (σ_{ca}) (equações 3.18 e 3.2).

O coeficiente de atenuação de massa de um composto ou de uma mistura de elementos pode ser calculado a partir dos coeficientes individuais de cada um dos elementos a partir de

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_c = \sum_i w_i \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i \tag{3.25}$$

onde os factores w_i representam a fracção de massa do elemento i presente no composto ou na mistura. No caso do exemplo da figura 3.2, o iodo com número atómico 53 e massa atómica relativa de 126.9 contribui com uma fracção de massa de 48.8%, enquanto que o césio, com número atómico 55 e massa atómica relativa de 132.9, contribui com uma fracção de massa de 51.2%.

3.6 Fronteiras de absorção

Sempre que a energia de um fotão é ligeiramente superior à energia necessária para remover um electrão de uma orbital em torno do núcleo, há um aumento significativo do coeficiente de absorção fotoeléctrioco. Isto é conhecido por fronteira de absorção.

Como se pode ver na figura 3.3, há uma diferença significativa nas propriedades de atenuação de um material dos dois lados da fronteira de absorção. Existem duas razões para que isso aconteça:

- O número de electrões com os quais pode ocorrer o efeito fotoeléctrico aumenta, pois antes da fronteira apenas pode ocorrer o efeito fotoeléctrico com os electrões das orbitais menos energéticas e depois da fronteira, também pode ocorrer com os electrões da orbital em questão.
- Ocorre um fenómeno de ressonância quando a energia do fotão está muito próxima e é apenas um pouco superior à energia de ligação do electrão.

Devido às fronteiras de absorção, existem gamas limitadas de energia dos fotões em que um material de mais baixo número atómico apresenta um coeficiente de absorção superior ao de outros materiais com números atómicos mais elevados. Isto pode ter várias aplicações práticas, como por exemplo na selecção de materiais para serem usados em ecrãs intensificadores.

Outros exemplos de aplicação das fronteiras de absorção são:

• utilização do iodo (fronteira K a 33 keV) e do bário (fronteira K a 37 keV) como agentes de contraste, uma vez que os feixes de raios-x usados em diagnósticos possuem uma elevada proporção de fotões perto dessas energias.

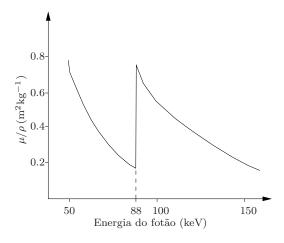


Figura 3.3: Variação no coeficiente de atenuação de massa perto da fronteira de absorção da camada K, para o chumbo.

- Utilização do selénio (fronteira K a 13 keV) em detectores de raios-x mais adequados à mamografia, onde a energia dos fotões é de cerca de 20 keV.
- Também apresentam efeitos significativos nas variações de sensibilidade dos filmes fotográficos usados em radiografias convencionais.

3.7 Atenuação de feixes largos e estreitos

Os processos de interacção dos raios-x com a matéria levam a que exista um valor único para o coeficiente de atenuação linear para cada energia. No entanto, se forem efectuadas várias medições à atenuação que um feixe de raios-x sofre ao atravessar um determinado material, podem obter-se resultados diferentes. Isto deve-se ao facto de que podem existir vários arranjos mecânicos que podem levar a que uma maior ou menor quantidade de radiação que foi desviada (por efeito de Compton, por exemplo) atinja o detector. A figura 3.4 mostra duas condições extremas em que são usados um feixe largo e um outro estreito. Como se pode ver pela figura 3.4, no caso do feixe estreito, a radiação só pode ser desviada para fora do detector, enquanto que no caso do feixe largo, alguma radiação que iria passar ao lado do detector, pode ser desviada para este. Este efeito pode ser visto no gráfico da figura 3.5. O feixe estreito, como não existe contributo dos raios-x desviados, é mais atenuado à medida que se avança na espessura do material atenuador.

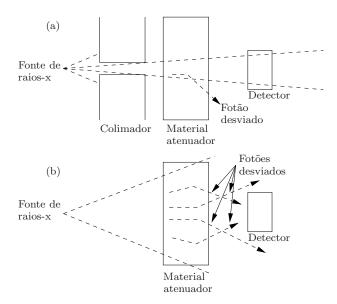


Figura 3.4: Arranjos geométricos para medir a atenuação de um (a) feixe estreito; (b) feixe largo.

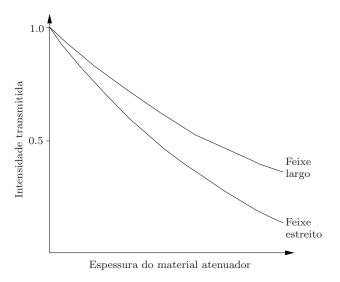


Figura 3.5: Curvas de atenuação em função da distância para um feixe largo e para outro estreito.

 $3.\ {\rm Interacção}$ dos raios-x ${\rm e}$ dos raios gama com a matéria

Capítulo 4

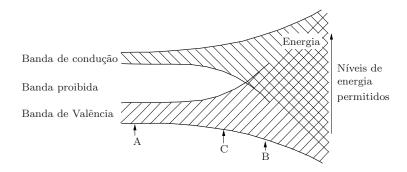
Receptor de imagem

Colaboração de: Luís Araújo Moisés Silva

Röentgen descobriu os raios-x quando se apercebeu que uma camada de platinocianeto de bário depositada num pedaço de de cartão brilhava quando eram produzidas descargas eléctricas num tubo de vácuo. O patinocianeto de bário brilhava mesmo quando o tubo de vácuo estava coberto por um papel negro. Ao mesmo tempo, descobriu o primeiro receptor de imagem de raios-x. O platinocianeto de bário já não é usado, mas os princípios da fluorescência ou da cintilação são aplicados em cerca de 95% dos dispositivos de raios-x actuais. Para alguns receptores, como é o caso do filme radiográfico, os cintiladores não são essenciais, mas no entanto são geralmente usados. Em alguns sistemas, como é o caso dos usados em tomografia computadorizada e em medicina nuclear, é aproveitada uma característica dos cintiladores que os torna fundamentais: é que estes produzem um flash de luz proporcional à energia do fotão de raios-x que interage com eles.

4.1 Estrutura em banda dos sólidos

Para se entender convenientemente o mecanismo da cintilação, é necessário considerar os níveis de energia dos electrões num corpo sólido típico. A estrutura de níveis de energia vista anteriormente só se aplica a átomos isolados. Nos sólidos os átomos estão ligados uns aos outros e o modelo de níveis de energia visto anteriormente só se aplica às camadas interiores K e L. Para as outras camadas, a proximidade com outros electrões permite que cada electrão ocupe, não um nível, mas uma gama ou banda de energia (figura 4.1)



O nível de energia mais elevado corresponde à banda de condução, onde os electrões têm energia suficiente para se moverem livremente através da estrutura do cristal e em particular, para conduzirem a corrente eléctrica. Depois vem a banda proibida. Em substâncias puras, não existem níveis de energia permitidos na banda proibida, logo a probabilidade de existir algum electrão nesta banda é nula. Depois da banda proibida aparece a banda de valência que contém os electrões de valência. Dependendo da substância em questão, podem existir outras bandas de energias mais baixas.

Com o modelo simples de três bandas, podem distinguir-se três tipos de materiais: Se a banda proibida é muito larga ao ponto de não existirem electrões na banda de condução, está-se em presença de um isolador (ponto A da figura 4.1). Se as bandas de condução e de valência se sobrepõe, está-se em presença de um material condutor (ponto B). QUando a banda proibida é relativamente estreita (ponto C) podem fabricar-se materiais que podem comportar-se como condutores ou como isoladores sob determinadas condições. Está-se em presença dos semicondutores.

Contudo este é o modelo padrão idealizado de um cristal puro. Na prática os cristais reais contêm sempre imperfeições e impurezas que se manifestam, de entre outros modos, como níveis de energia adicionais ou por lacunas na banda proibida. Estas possuem um importante papel em todo o processo de cintilação e o fabrico destes materiais com estas propriedades depende da produção de cristais puros, aos quais são adicionadas impurezas sob condições cuidadosamente controladas, para produzir o número ideal e tipo de lacunas. As imperfeições, ou impurezas que são adicionadas ao cristal, são chamadas de centros de luminescência e localizam-se entre a banda de condução e de valência. A zona junto à banda de condução chamada de armadilha de electrões, e outra próxima da banda de valência chamada lacunas electrónicas (figura 2 (a)). De um modo geral, quando os electrões de um sólido são excitados por absorção de radiação electromagnética ou por outro processo qualquer, eles não permanecem por muito tempo nos respectivos níveis mais altos, decaindo por vários processos competitivos. Se o processo de decaimento mais provável envolve a emissão de radiação electromagnética na região visível do espectro, dizemos que existe luminescência. Nos sólidos, a luminescência está

ligada às impurezas e aos defeitos da estrutura cristalina. Quando um electrão da banda de valência é transferido para a banda de condução, deixa naquela uma lacuna, ou seja, um nível incompleto. Se a estrutura cristalina do sólido em questão não contém defeitos nem impurezas, o electrão volta à banda de valência com a emissão de radiação electromagnética com uma energia muito alta para ficar na região visível do espectro. Se a rede contiver algumas impurezas que originem níveis de energia entre as bandas de valência e de condução. Um electrão de um nível de energia de impureza inferior pode preencher a lacuna na banda de valência, e um electrão da banda de condução pode preencher um dos níveis de energia de impureza superiores, com a emissão, nos dois casos, de radiação electromagnética com energia muito baixa para ficar na região visível do espectro. Um electrão pode passar de um nível de energia de impureza superior para um nível de energia de impureza inferior que esteja vazio, emitindo radiação electromagnética na região visível do espectro, e isso é o que constitui a luminescência. Com esta simples imagem da estrutura de banda electrónica num sólido, o detalhe de três tipos de mecanismos ligeiramente diferentes de luminescência são resumidos na próxima secção.

4.2 Fluorescência, fosforescência e termoluminescência

Os principais aspectos a ter em conta na fluorescência são as seguintes:

- As armadilhas de electrões estão normalmente ocupadas.
- Um fotão de raio-X interage pelo processo fotoeléctrico ou de Compton para produzir um fotoelectrão, o qual dissipa energia ao excitar outros electrões para se deslocarem da banda de valência para a banda de condução, na qual são livres de se moverem.
- As lacunas electrónicas ("buracos") são aquelas criadas na preenchida banda de valência.
- A lacuna, a qual possui uma carga positiva numericamente igual ao do electrão, move-se para uma armadilha situada no centro luminescente na banda proibida.
- Quando um electrão e um buraco ficam presos a um centro luminescente, o electrão pode cair nesse buraco emitindo luz visível a uma frequência característica f1 onde E1=hf1 (figura 4.1(b))

• O retentor de electrões é preenchido novamente por um electrão que tenha sido excitado dentro da banda de condução.

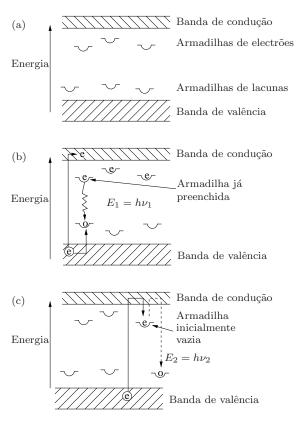


Figura 4.1: (a) Representação esquemática das armadilhas e lacunas de um sólido na banda de energia proibida. (b) Mudança do nível de energia resultando na emissão de luz por fluorescência. (c) Mudança do nível de energia resultado na emissão de luz por fosforescência.

Na fluorescência, a migração de electrões e buracos para o centro de fluorescência e a emissão de um fotão de luz acontece tão rapidamente que se pode considerar quase instantâneo. Nem todas as transições de electrões para os centros luminescentes produzem luz. A eficiência da transferência pode variar muito entre diferentes materiais. O fenómeno de fosforescência também depende da presença de retentores na banda proibida mas difere nos seguintes aspectos da fluorescência:

- Os retentores já não estão normalmente vazios.
- As interacções de raio-X estimulam transições da banda de valência para a banda de condução, como na fluorescência, estes electrões tendem a cair nos retentores na banda proibida em vez de voltarem para a banda de valência.

- Além disso, estes electrões devem voltar para a banda de condução antes destes descerem para um nível de menor energia.
- A luz visível é, portanto, somente emitida quando o electrão preso adquire energia suficiente para escapar da prisão para a banda de condução.
- Luz visível de uma frequência característica ν_2 (figura 4.1(c)) é agora emitida.

Em certos casos o electrão da banda de condução pode passar para um nível de energia chamado armadilha, do qual ele não pode passar ao nível de energia de impureza mais baixo por uma transição radioactiva sem violar um ou outro princípio de conservação. O electrão encontra-se, então, num estado meta-estável, e permanece nesse estado por um tempo que pode ser de muitos segundos (muito grande para a escala atómica), até que algum processo o faça regressar à banda de condução. Então, ele pode passar pelas etapas descritas acima. O processo como um todo chama-se fosforescência porque o sólido permanece brilhante muitos segundos após o fim da excitação.

Se a armadilha de electrões estiver apenas um bocado abaixo da banda de condução o electrão eventualmente adquire esta energia por flutuações estatísticas na sua própria energia cinética. Assim a luz é emitida após um pequeno atraso no tempo (fosforescência). Este atraso permite distinguir a fluorescência da fosforescência e varia entre de $10^{-10}\,\mathrm{s}$ a $10^{-3}\,\mathrm{s}$. Os dois processos podem ser identificados separadamente através do aquecimento do material. A emissão de luz por fosforescência é facilitada pelo aquecimento já que os electrões adquirem mais facilmente a energia necessária para se libertarem. A fluorescência é independente da temperatura. Na radiologia a fosforescência é também denominada por afterglow (pós brilho) e, a menos que a luz seja emitida num pequeno espaço de tempo, a sua presença num ecrã fluorescente é prejudicial.

4.3 Fósforos e ecrãs fluorescentes

4.3.1 Propriedades dos fósforos

È desejável que o fósforo tenha um elevado valor Z para que este absorva a maior percentagem de energia do feixe de raios-x. Contudo, esta não é uma condição suficiente, já que a capacidade global (eficiência radiante luminescente) do fósforo, ou saída de luz por unidade de intensidade de raios-x, também irá depender da sua eficiência de conversão desta energia em luz de saída. As propriedades químicas do fósforo também podem limitar o seu método de uso, por exemplo, um fósforo higroscópio tem de ser sempre usado encapsulado ou em vácuo. Finalmente os

fósforos também têm de estar disponíveis comercialmente em cristais de tamanhos conhecidos com sensibilidade uniforme.

Aparte do CT, ecrãs de fluorescência podem ser usados como entradas para quatro tipos básicos de sistemas de imagem:

- Unido ao filme em radiografia.
- Visto directamente pelo olho durante a fluoroscopia (agora já não é aceite).
- Num intensificador de imagem junto a um foto-cátodo.
- Como mediador armazenador de imagem num sistema sem filme.

Cada receptor de luz usado teve uma diferente resposta espectral (figura 4.2) e, como já referido, a saída espectral do fósforo tem de ser identificada a mais próxima possível ao espectro de resposta do receptor de luz ao qual está ligado. Desde o

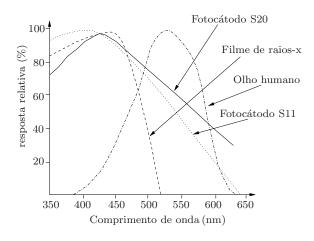


Figura 4.2: Respostas espectrais de alguns detectores.

programa espacial Americano foram desenvolvidos novos fósforos, os quais foram adaptados para fins médicos. Estes são na sua maioria cristais de sais de elementos raros ou cristais de sais de bário activados por um elemento raro. A selecção da saída do espectro é mostrada na figura 4.3. Estes elementos raros contendo elementos metálicos da série dos lantânios, emitem luz numa gama discreta de comprimentos de onda, entre 380 nm e 620 nm. De notar que a maior excepção do grupo supra descrito é o iodeto de césio activado por sódio.

Os fósforos raros têm vindo a substituir o tungsténio de cálcio em inúmeras aplicações. Embora o valor de Z dos novos fósforos seja ligeiramente menor do que os elementos pesados no tungsténio de cálcio, e deste modo menor energia, sob certas condições, ser absorvida por um feixe de raio-X, a eficiência da radiação

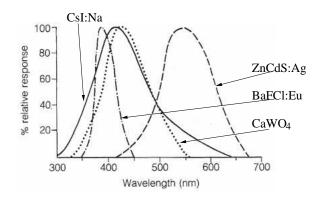


Figura 4.3: Respostas espectrais de alguns fósforos.

Tabela 4.1: — FALTA tabela de cintiladores—

luminescente para os fósforos raros é pelo menos três vezes maior. A mesma luz que sai do fósforo pode deste modo ser conseguida com uma dose muito menor.

A tabela 4.1 apresenta as características mais importantes de alguns cintiladores e fósforos.

4.3.2 Produção de ecrãs fluorescentes

A maioria dos ecrãs fluorescentes são produzidos por uma suspensão de cristal de fósforo num substrato de papel ou metal e depois seco no substrato. O tamanho do cristal afecta a performance do ecrã, com maiores cristais a criar mais luz para uma dada espessura do ecrã. Se são usados cristais pequenos a área eficiente é pequena porque existe uma grande proporção de espaço intersticial. Contudo, os cristais maiores produzem um ecrã com uma menor resolução. Para uma determinada espessura do ecrã, com uma resolução aceitável, a melhor densidade de empacotamento (razão entre fósforo e o espaço intersticial) dos cristais de fósforo é aproximadamente 50%. Para ecrã de alta resolução a razão é menor.

Um número limitado de fósforos baseados em sal de halogéneos, isto é CsI:Na, pode ser depositados por vapor em camadas suficientemente finas para produzir um detector. A densidade de empacotamento é quase 100%, ao qual se dá um ganho de aproximadamente duas camadas de cristais sobrepostas com uma consequente maior absorção de raio-X por unidade de espessura. Também é possível obter uma melhor resolução e menos ruído destes fósforos, isto é importante na construção e performance de, por exemplo, um intensificador de luz.

4.3.3 Combinação filme-fósforo em radiografias

Para aplicações médicas, filme radiográfico é quase sempre usada em combinação com um ecrã fluorescente. Contudo, as propriedades da combinação são essencialmente geridas pelas propriedades do filme.

Os filmes respondem à luz emitida a partir do ecrã fluorescente da mesma maneira que ele faz com o raio-X excepto num ou noutro aspecto. Assim as muitas vantagens e as poucas desvantagens de usar um ecrã podem ser melhor entendidas se primeiro examinarmos a resposta do filme ao raio-X e depois considerarmos como a introdução de um ecrã modifica a resposta.

4.4 Filme de raios-x

4.4.1 Constituição do filme

A constituição básica do filme é mostrada na figura 4.4 Para manter a rigidez e

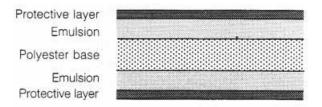


Figura 4.4: Composição do filme.

carregar a emulsão, a qual constitui a parte sensitiva do detector, todos os filmes radiográficos usam um material transparente de base, com aproximadamente 0,15 mm de espessura. O material normalmente usado é o poliéster e é geralmente tingido de azul apesar de outras cores também serem usadas para outros filmes. Normalmente a base de poliéster tem uma ligação de emulsão dos dois lados. O uso de uma emulsão em ambos os lados do material base proporciona uma vantagem mecânica durante processamento já que impede que o filme se enrole. Contudo existem filmes que só possuem uma base de um dos lados. Por exemplo, durante uma mamografia um único ecrã é usado ao lado do filme da mama. Uma única emulsão é usada próxima do ecrã para eliminar os efeitos de paralaxe. Se for usado filme transparente, como em medicina nuclear, é de lado único, porque nesse processo de imagem somente a luz visível está a ser gravada. Ambos os lados do filme são revestidos com uma camada protectora para prevenir danos mecânicos.

A emulsão é sensível tanto ao raio-X como à luz, pelo que tem de ser mantida num compartimento protegido da luz. Só deve ser guardado num envelope através do uso de um sistema especial que proteja da luz do dia ou numa sala escura iluminada por uma luz segura (estúdio).

A emulsão é composta por cristais de iões de prata (Ag⁺) e bromo (Br⁻) que estão dispostos numa forma cúbica e irá, num cristal puro, ser electricamente neutro. Contudo, a presença de impurezas distorce o arranjo electrónico e produz na superfície do cristal um lugar, denominado de partícula sensitiva, que irá atrair qualquer electrão livre produzido no interior do cristal. Quando exposto a radiação X, electrões livres são produzidas pelo efeito de Compton ou fotoeléctrico. Estes electrões, ou no caso dos derivados da luz visível, diga-se, um ecrã de intensificação, é capaz de remover electrões adicionais dos iões bromo de acordo com a seguinte equação:

$$Br^- + h\nu \longrightarrow Br + e^-.$$
 (4.1)

A remoção do electrão do ião brometo produz um átomo de bromo livre o qual é absorvido pelo gel usado para fazer a emulsão aderir a base.

Os electrões movem-se através do cristal e são aprisionados pelas partículas sensitivas. Um electrão de uma partícula sensitiva atrai a carga positiva do ião de prata para a partícula e neutraliza-o para um átomo de prata. Isto ocorre muitas vezes e o resultado é uma área do cristal com um número de átomos neutros de prata na superfície. Este cristal é dito que constitui uma imagem latente. Para o cristal ser desenvolvido, entre 10 e 80 átomos de prata têm de ser produzidos. Durante o seu desenvolvimento (maturação) um agente redutor alcalino é usado. Cristais com uma imagem latente permitem que os restantes iões de prata presentes sejam reduzidos e estes formem partículas pretas de prata no filme. Quando muitos raio-X atingirem o filme, vários cristais são afectados e muitas partículas de grão são produzidas. Se o cristal é grande, é relativamente fácil produzir grandes quantidades de partículas pretas. Se os cristais são pequenos muitos mais raios X têm de atingir o filme para produzir a mesma quantidade de escurecimento. O filme é fixado e endurecido ao mesmo tempo usando uma solução ácida fraca. Os cristais que não contenham uma imagem latente são retirados na fase de fixação deixando uma área luminosa no filme.

Se algum tempo decorrer entre a produção da imagem latente e a criação da radiografia, alguns cristais escurecidos voltam ao seu estado original e já não são criados durante o processo. A imagem latente é dita ter enfraquecido. Na prática o enfraquecimento da imagem latente não possui significado em radiologia na medida que as radiografias são criadas instantaneamente após exposição.

Se o agente de criação é demasiado forte irá criar cristais nos quais nenhuma imagem latente está presente. Mesmo em filmes não expostos alguns cristais irão criar um baixo nível de escurecimento denominado sombra. Este nível de sombra pode ser aumentado pelo uso de condições inapropriadas, por exemplo uma criação demasiado forte ou a altas temperaturas.

4.4.2 Características e densidade óptica do filme

A quantidade de enegrecimento produzido num filme por qualquer forma de radiação, luz visível ou raio-X, é medida pela sua densidade óptica.

A densidade de um pedaço escurecido é medida passando luz visível através dele (figura 4.5(a)).

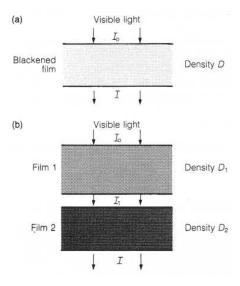


Figura 4.5: Características e densidade óptica do filme.

A densidade óptica é definida pela equação:

$$D = \log_{10} \frac{I_o}{I},\tag{4.2}$$

onde I_o é a intensidade da luz incidente e I é a intensidade da luz transmitida através do filme.

Baseando a definição no logaritmo da razão entre I_o e I tem três importantes vantagens:

- Representa com exactidão o que o olho vê, visto que a resposta do olho também é logarítmica à luz visível.
- Uma vasta amplitude de razões podem ser acomodadas e o número resultante para a densidade é pequeno e tratável.
- A densidade total de dois filmes sobrepostos é simplesmente a soma das suas densidades individuais.

A partir da figura 4.5(b):

$$D = \log_{10} \frac{I_o}{I} = \log_{10} \frac{I_o}{I} \frac{I_1}{I} = \log_{10} \frac{I_o}{I} + \log_{10} \frac{I_1}{I} = D_1 + D_2$$

Quando diferentes quantidades de luz são transmitidas através de partes diferentes do filme (figura 4.6), a diferença na densidade entre as duas partes do filme é chamado de contraste. Então:

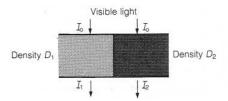


Figura 4.6: Representação do contraste entre duas partes do filme.

$$C = D_1 - D_2 = \log_{10} \frac{I_o}{I_1} - \log_{10} \frac{I_o}{I_2} = \log_{10} \frac{I_2}{I_1}.$$
 (4.3)

O olho humano pode facilmente determinar diferenças de densidade para uma gama de amplitudes entre 0.25 e 2.5, pois a diferença mínima de discernimento é cerca de 0.02.

Se a densidade produzida num filme for traçada em relação ao logaritmo da exposição à radiação, a curva característica do filme é gerada (figura 4.7). Cada tipo de filme possui a sua curva característica embora tenham todos a mesma forma básica. A densidade finita à exposição zero é devido a criação de sombra no

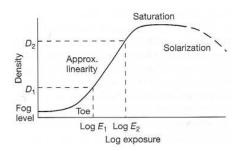


Figura 4.7: Curva característica de um filme de raio-X.

filme, isto é as imagens latentes produzidas durante o fabrico, pela temperatura, pela humidade ou outro meio não radiante. Isto pode ser minimizado mas nunca completamente removido. É de notar que a aparente porção horizontal inicial da curva surge principalmente porque uma quantidade logarítmica (D) é representada

graficamente contra outra $(\log E)$. Isto tem o efeito de comprimir a parte final da curva. Se os dados fossem representados em eixos lineares, ocorreria um aumento fixo no enegrecimento do filme com exposição de dose zero, mas quando usada a curva característica, uma dose finita é necessária ser fornecida ao filme antes das densidades acima da gama do nível de névoa serem registadas. A parte curva inicial do gráfico é chamado o "dedo do pé" da curva característica, e isto conduz a porção aproximadamente linear do gráfico que cobre a gama de densidades e doses aos quais o filme é mais útil. Eventualmente, depois de passar o ombro da curva, o gráfico parece saturar e a exposição adicional não produz nenhum aumento no enegrecimento. Esta diminuição no enegrecimento adicional é devida às manchas pretas dos cristais que se sobrepõem até eventualmente a produção das manchas prateadas mais pretas não ter nenhum efeito adicional na densidade global.

A uma exposição muito elevada (notar que a escala é logarítmica), o enegrecimento do filme começa a diminuir outra vez, um processo conhecido como solarização. O mecanismo a partir do qual isto ocorre não está completamente estudado, mas contudo pode ser resultante da libertação de brometo em excesso a estas exposições prolongadas. Após a exposição estar completa, o brometo pode recombinar com prata livre para reconstituir brometo de prata que irá proteger a imagem latente na revelação. A solarização fornece um método para obter um negativo a partir de um negativo, desde que a quantidade de enegrecimento diminua à medida que a intensidade de luz transmitida aumenta.

Consequentemente é usado para cópia do filme. O filme é especialmente tratado pelo fabricante (solarizado) de forma que este efeito seja produzido quando é exposto a luz ultravioleta. O filme a ser copiado simplesmente é colocado em cima do filme solarizado e, ajustando a exposição, é possível produzir uma cópia que pode, se necessário, ser mais clara ou mais escura que o original.

4.4.3 Gama e velocidade do filme

A gama do filme é a máxima inclinação da aproximação linear da curva característica e pela figura 4.7 é definida como:

$$y = \frac{D_2 - D_1}{\log E_2 - \log E_1}. (4.4)$$

Se nenhuma parte da curva for aproximadamente linear, o gradiente médio pode ser calculado por pontos definidos na parte mais vertical da curva. A gama de um filme depende do tipo de emulsão presente, principalmente a distribuição e tamanho dos cristais de brometo de prata, e secundariamente como o filme é desenvolvido. Se os cristais forem todos do mesmo tamanho, um filme muito contrastante é produzido com uma grande gama. Uma escala mais alargada de cristais irá produzir uma gama menor (figura 4.8). Um filme rápido com cristais de

grandes dimensões geralmente também possui uma ampla variedade de dimensões de cristais. Finalmente, o tamanho aumentado do grão reduz a resolução contudo a falta de resolução no filme raramente se apresenta como um factor limitante.

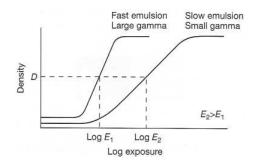


Figura 4.8: Curvas características para filmes de diferentes gamas e diferentes velocidades.

A curva característica correcta para um filme só pode ser obtida usando o procedimento de revelação recomendado pelo fabricante do filme, incluído a concentração e temperatura do revelador, o período de revelação e ainda a quantidade de agitação a ser aplicada ao filme.

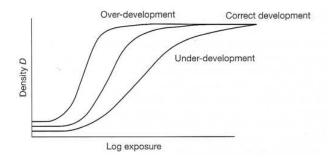


Figura 4.9: Variação da curva característica de um filme para diferentes condições de revelação.

Um aumento em qualquer destes factores vai resultar numa sobre-revelação do filme. Um decréscimo resulta numa sub-revelação do filme. Dentro de certos limites a sobre-revelação aumenta o nível de neblina, a gama do filme e a densidade de saturação. A sub-revelação tem o efeito oposto.

A quantidade de radiação para produzir uma dada densidade é uma indicação da velocidade do filme. A velocidade é usualmente tida como o recíproco da exposição, assim um filme rápido necessita de menos radiação que um filme lento. A velocidade do filme depende do tamanho dos cristais que compõem a emulsão e da energia de raio-X que atinge o filme. Se os cristais forem grandes então poucas interacções de raio-X são necessárias para enegrecer o filme e, devido a isto, filmes

rápidos são usualmente conhecidos por filme "granulado". Isto porque a energia presente num único fotão de raio-X é suficiente para produzir uma imagem latente num cristal grande como também num mais pequeno. Alguns cristais necessitam de ser desenvolvidos para obter uma determinada densidade. A velocidade do filme varia com a energia do fotão de raio-X. Na prática, devido a alta energia dos fotões presentes num feixe de raio-X de diagnóstico, esta variação de sensibilidade pode ser negligenciada. A velocidade relativa de dois filmes depende das suas curvas características e da densidade a qual a velocidade é comparada. No extremo, se as curvas se cruzam irão existir lugares onde um filme é mais rápido que outro, um lugar onde eles têm a mesma velocidade e outros lugares onde as velocidades relativas são invertidas.

4.4.4 Latitude

Dois aspectos distintos são importantes, latitude do filme e latitude de exposição. Considera-se primeiro a latitude do filme. A gama óptima de densidades para visualização, usando uma gama normal de emissão de luz, esta entre 0,25 e 2,5. Entre estes dois limites o olho pode ver pequenas variações no contrate com facilidade. A latitude do filme refere-se a gama de exposição que pode ser dada ao filme para que a densidade produzida esteja dentro destes limites. Quanto maior a gama do filme, menor é a gama de exposição que pode tolerar e deste modo menor a latitude. Para radiografias convencionais é usado um filme com uma latitude razoavelmente alta. Existe um limite superior, contudo se a gama do filme for demasiado pequena o contraste produzido é demasiado pequeno para uma avaliação razoável. A latitude de exposição esta relacionada com o objecto e pode ser explicada pela figura 8. Se uma radiografia é produzida e todos os filmes estão na proporção linear da curva (isto é, o objecto contém uma gama de contraste estreita), existe "latitude" ou alguma liberdade de escolha após exposição. Se, por outro lado, a gama de densidades num filme cobre o buraco da gama linear (isto é, o objecto contém uma gama de contraste ampla) de exposição e não pode ser alterada sem que se coloque região negra em saturação ou as zonas mais claras para no nível de neblina. A latitude de exposição pode ser restaurada escolhendo um filme com uma gama mais baixa (filme com maior latitude), mas somente com perda no contraste.

4.5 Filme usado num ecrã fluorescente

Uma grande parte das propriedades dos filmes descritos até agora assume a exposição a radiações Raio X.

As vantagens de usar filmes em conjunto com um ecrã fluorescente passam para

o dobro. Primeiro, um maior número de fotões de Raio X é absorvido pelo ecrã comparando com o número absorvido somente pelo filme. A razão varia entre 20 e 40, dependendo da composição do ecrã. Em segundo lugar, convertendo primeiro a energia dos fotões de raio-X em fotões de luz, o potencial máximo de escurecimento é conseguido. Se um fotão de raio-X for absorvido directamente no filme activará somente um ou dois grãos de prata. Contudo, por cada fotão de raio-X absorvido pelo ecrã de intensidade, serão libertados pelo menos 400 fotões de luz – alguns ecrãs podem libertar mais de mil fotões. Assim, embora sejam requeridos uma dezena de fotões de luz para produzir uma imagem latente, o resultado final é que a densidade no filme, para uma determinada exposição, encontra-se entre 30 a 300 vezes (dependendo do tipo de ecrã) mais escura quando se utiliza um ecrã do que quando se utiliza somente o filme.

O aumento do escurecimento quando se utiliza um ecrá fluorescente é quantificado pelo factor de intensificação, definido por:

Factor de intensificação =
$$\frac{\exp \operatorname{osição sem ecrã}}{\exp \operatorname{osição com ecrã}}$$
(4.5)

Cada valor do factor de intensificação só é valido para uma densidade e para um valor de kVp. Isto acontece porque (como se pode ver na figura 4.10) quando o filme é usado com o ecrã, a curva característica do filme é alterada. Não só sse move para a esquerda como seria de esperar, mas a sua gama também aumenta.

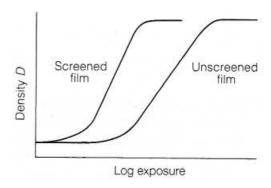


Figura 4.10: Alteração na curva característica do filme devido à utilização de ecrã.

Resoluções muito elevadas, combinações muito elevadas de contraste, provavelmente têm regiões de velocidade entre 100-150, pelo que combinações muito rápidas (tipicamente 600 ou superior) iram afectar em termos de resolução e possivelmente de contraste. De notar que a quantidade de fotões absorvidos limitam a velocidade dos sistemas que podem ser usados.

4.6 Cassetes

Os filmes de raio-X devem ser usados e contidos num envelope ou cassete sobre determinadas condições de modo a que não sejam afectados pela luz ambiente. A parte frontal do envelope é constituída por um material de baixo número atómico, geralmente são utilizados alumínio e plástico. A parte de trás da cassete é feita de um material de alto número atómico. Esta parte tem a função de absorver os fotões de raio-X que atravessam os dois ecrãs situados na porção central do elemento de encapsulamento.

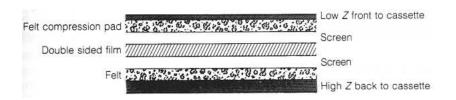


Figura 4.11: Secção transversal de uma cassete.

Os dois ecrãs são mantidos em contacto com o filme duplo através das camadas de compressão feitas de feltro. Se não forem mantidos em contacto constante podem ocorrer perdas na resolução.

A luz emitida pelo ecrã não aumenta indefinidamente à medida que a sua espessura for aumentada (para absorver mais fotões raio-X). É atingido um ponto em que o aumento da espessura não produz mais luz devido à absorção interna de fotões de luz pelo ecrã. A absorção de fotões raio-X produz um gradiente de intensidade ao longo do ecrã e, em relação aos que entram, poucos o conseguem atravessar. A luz produzida num dado ponto é assim proporcional à intensidade de raio-X nesse ponto.

No caso do ecrã de baixo, a redução de intensidade ao longo do ecrã não é significativa. Este ecrã deve ser suficientemente espesso para assegurar que o máximo de luz é produzida para uma dada intensidade de raio-X, mas assim que o máximo é atingido não necessita de ser mais grosso. A espessura do ecrã frontal representa um compromisso entre atingir na saída o máximo de luminosidade devido à absorção de fotões, e não reduzir a intensidade dos fotões de raio-X nos locais de produção efectiva de luz (camadas mais próximas do filme).

Se os ecrãs forem de espessuras diferentes nunca se pode inverter o filme, no entanto existem já envelopes com ecrãs de igual espessura que podem ser usados sem se ter cuidado com o sentido escolhido.

4.7 Reciprocidade

A exposição a que uma cassete está sujeita depende de dois parâmetros básicos: a intensidade da radiação e o tempo de exposição. Para filmes sem ecrãs, a mesma intensidade de radiação produz, para diferentes períodos de exposição, o mesmo escurecimento no filme. Quando usados ecrãs, mantendo a intensidade de radiação constante, para tempos de exposição mais curtos o escurecimento do filme é menor que para períodos mais longos de exposição. Em exposições longas este efeito é conhecido como desvanecimento da imagem latente, e a quantidade do efeito depende se a imagem foi produzida por interacções de raio-X ou por fotões de luz visível. De um modo geral um único fotão de raio-X forma grão na imagem devido a depositar muita energia, logo o desvanecimento não ocorre. De uma forma inversa, são requeridos muitos fotões de luz visível para produzir uma imagem latente, e se a sua velocidade de chegada é baixa, o haleto de prata pode voltar para o seu estado normal antes que a detecção esteja completa. Este efeito é normalmente chamado de falha na lei da reciprocidade.

4.8 Nitidez do ecrã-filme

Quando são usados ecrãs existe alguma perda de resolução, que tem origem no facto de a luz produzida no ecrã viajar em todas as direcções. Devido à espessura do ecrã ser finita, estes fotões, que se direccionam para o filme, espalham-se um pouco antes de o atingir. Mais uma vez é de referir que se o contacto não for próximo entre o ecrã e o filme a luz espalhar-se-á ainda mais.

A maior causa de falta de nitidez em filmes duplos é o fenómeno de cross over, onde a luz do ecrã intensificador superior influencia a detecção na camada de filme inferior e vice-versa. O desenvolvimento de emulsões contendo grãos de forma lisa ou tubular, em vez da forma em seixo, tem ajudado a reduzir esta fonte de ruído sem deteriorar a sensibilidade do filme.

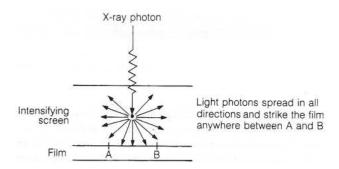


Figura 4.12: Representação esquemática da perda de resolução devido aos desvios dos fotões.

Recentes desenvolvimentos usando yttrium tantalate phosphor, um tipo de fósforo que emite radiação UV, reduzem o cross-over e a perda de nitidez por parte do ecrã. A luz UV é mais rapidamente absorvida pelo ecrã e filme, tendo uma distancia de difusão do ponto de emissão menor que a luz visível. Os UV são, na sua grande maioria, completamente absorvidos pela camada adjacente de filme e existe muito pouco cross-over.

4.9 Radiografia digital

Os sistemas de imagem radiográficos convencionais registam e mostram os seus dados numa forma analógica. Têm frequentemente exigências de exposição muito rígidas devido à gama estreita de profundidade de brilho dos filmes e hipóteses muito reduzidas de processamento de imagem. Os sistemas de radiografia digitais oferecem a possibilidade de obtenção de imagens com exigências de exposição muito menos rigorosas do que os sistemas analógicos. As imprecisões em termos de exposição provocam normalmente o aparecimento de radiografias demasiado escuras, demasiado claras ou com pouco contraste, facilmente melhoradas com técnicas digitais de processamento e exibição de imagem.

As vantagens dos sistemas de radiografia digitais podem ser divididas em quatro classes [?]:

- Facilidade de exibição da imagem.
- Redução da dose de raios-x.
- Facilidade de processamento de imagem.
- Facilidade de aquisição, armazenamento e recuperação da imagem.

A primeira vantagem da radiografia digital é que a imagem vai ser mostrada num écran, em vez do processo tradicional de expor o filme contra a luz. O modo de mapear a imagem em níveis de brilho num écran pode ser completamente controlado pelo utilizador. Como alternativa, a gama total de intensidades pode ser usada para exibir apenas uma parte da gama de valores de pixel, aumentando assim o contraste na região de interesse.

A segunda vantagem de radiografia digital é a possibilidade de redução da dose de raios-x a que o paciente fica sujeito. Na radiografia convencional, a dose é determinada pela sensibilidade do receptor de imagem e pela profundidade de brilho do filme usado. Em radiografia digital não existem estas limitações. Ajustando-se a dose máxima para que a imagem tenha uma relação sinal ruído conveniente, consegue-se uma diminuição real da radiação absorvida pelo paciente. Outras reduções de dose são possíveis usando a gama do espectro de raios-x que permita

maximizar a relação sinal ruído. Desde que a relação sinal ruído seja satisfatória, qualquer perda em contraste pode ser recuperada usando técnicas digitais de processamento de imagem.

A terceira vantagem de radiografia digital é a possibilidade de processamento digital da imagem. O aumento do contraste ou a equalização por histograma são técnicas digitais que podem ser usadas. A aplicação mais importante de processamento digital é provavelmente a subtracção de imagens [?]. Quando os radiologistas têm que identificar tecidos anormais no meio de um fundo de tecido normal de arquitectura complicada, objectos pequenos que o sistema identificou ou objectos de baixo contraste que apenas são visíveis um pouco acima do nível de ruído da imagem são facilmente esquecidos, simplesmente por causa da complexidade da arquitectura do meio envolvente. A radiologia de subtracção pode remover grande parte da arquitectura de fundo não desejada, melhorando assim a visualização das características importantes da radiografia.

A quarta vantagem da radiografia digital é a possibilidade de aquisição da imagem sem tempos de espera para o processamento do filme, o armazenamento em bases de dados electrónicas permitindo a pesquisa mais fácil e a transmissão para longas distâncias, usando redes de comunicações de dados.

Um dos primeiros sistemas de imagem de raios-x digital é baseado num CCD (Charge Coupled Device) de silício. O silício tem um coeficiente de absorção de raios-x muito baixo, mas para cada fotão de 1 keV absorvido, são produzidos cerca de 277 electrões [?], o que possibilita a obtenção de imagens com qualidade suficiente para diagnósticos com uma dose de radiação um pouco inferior da que é necessária para excitar os filmes de halogenetos de prata usados nas radiografias tradicionais. No entanto, o pequeno número de fotões detectados pelo CCD resulta num ruído quântico significativo. Para que o ruído quântico seja menor, pode aumentar-se a dose de radiação ou a eficiência quântica do detector. Obviamente que o aumento da dose de radiação não é desejável em aplicações médicas.

A eficiência quântica do sensor pode ser aumentada adicionando uma camada cintiladora por cima do CCD. Os raios-x são absorvidos pela camada cintiladora que tem um coeficiente de absorção alto, sendo depois convertidos em luz visível (ou com comprimento de onda perto do visível). Como cada fotão de raios-x absorvido é convertido em muitos fotões visíveis, a eficiência quântica do detector é melhorada. A desvantagem é que esta técnica piora a resolução espacial do dispositivo, que fica com um valor mais ou menos igual à espessura da camada cintiladora. Isto obriga a um compromisso entre a espessura da camada cintiladora que, quanto maior for mais fotões de raios-x absorve, e a resolução espacial, que diminui com a espessura da camada cintiladora [?]. Este compromisso espessura do cintilador - resolução espacial pode ser melhorado...

4.9.1 Algumas aplicações da radiografia digital

As técnicas de radiografia digital tenderão a substituir, a pouco e pouco, as correspondentes analógicas em todas as aplicações onde estas são ainda usadas. Além da substituição pura e simples dos dispositivos analógicos, os dispositivos radiográficos digitais, associados a fontes de raios-x da última geração, trazem grandes expectativas para algumas aplicações. De entre elas pode salientar-se a cristalografia macromolecular, o desvio provocado por soluções químicas, a análise temporal da difracção dos raios-x provocada pelas fibras musculares, a microtomografia dos ossos e dentes e estudos de calcificações patológicas. Uma aplicação dos dispositivos radiográficos digitais na indústria consiste na aquisição contínua de imagens para a análise de defeitos na produção de chapas metálicas. Outra aplicação interessante no campo das ciências dos materiais, é o processamento de polímeros, onde é necessária a obtenção de dados ao longo do tempo. Uma outra área de investigação no campo da biologia envolve o estudo de diagramas de difracção de músculos durante a contracção. Este processo tem a duração de alguns décimos de segundo, em que a parte mais importante das alterações ocorre nos primeiros dez a vinte milissegundos [?].

4.10 Combinação olho-fósforo na fluoroscopia

Uma visualização directa do ecrã fluorescente não é aceitável pelos níveis de radiação que o paciente e o profissional são sujeitos.

A resolução do ecrã varia com o tamanho do cristal, exactamente como acontece na resolução do ecrã radiográfico. O comprimento de onda da luz emitida é independente da energia do fotão Raio X. No passado, quando esta técnica era aplicada, a sala tinha de ser escurecida e os olhos adaptados ao escuro devido à luz emitida ser muito fraca. Este facto causava certos problemas, apesar do espectro emitido pelo ecrã condizer com a curva de resposta do olho humano, este é pouco eficaz a detectar pequenas mudanças nos níveis de luminosidade e resolução da luz de baixa intensidade fornecida pelo ecrã. Estes níveis de intensidade não podem ser aumentados sem aumentar a dose de radiação. Para estes valores, a resolução do olho é de cerca de 3 mm a uma distância de visão de 25 cm, e só podem ser detectadas mudanças de luminosidade de 20%.

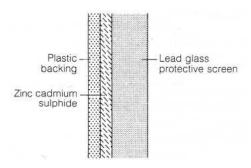


Figura 4.13: Secção transversal de um ecrã fluorescente.

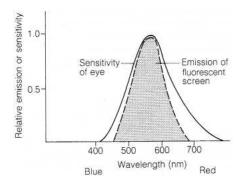


Figura 4.14: Comparação entre o espectro de emissão de luz visível de um ecrã fluorescente com a curva de sensibilidade do olho humano. A curva tem em conta um olho bem adaptado à escuridão.

4.11 Fósforos usados em intensificadores de imagem

4.11.1 Constituição e modo de operação

A luz emitida por um ecră fluorescente pode apenas ser amplificada através de um aumento da taxa de exposição ou de um aumento da espessura do ecrã. Nenhum destes métodos é aceitável por, respectivamente, danos para o paciente e perda de resolução. Algum aumento na força do sinal deve ser então introduzido depois da luz ser produzida. O objectivo é atingido usando intensificadores de imagem, que aumentam o nível de luz até ao ponto que seja aceitável para o olho humano.

A constituição básica de um intensificador de imagem é mostrada na figura 4.15. No intensificador é criado vácuo parcial e o ecrã fluorescente é protegido por um encapsulamento fino de metal, o qual não permite a entrada de nenhuma luz fluorescente proveniente do ambiente. O ecrã fluorescente é depositado sobre um metal

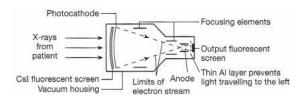


Figura 4.15: Elementos de um intensificador de imagem.

muito fino, geralmente CsI. A seguir a esta camada pode-se seguir uma camada de cristais com estrutura de agulha. Estes cristais actuam como colimadores para que a luz produzida não se espalhe para uma grande área. O foto-cátodo está ligado à estrutura em cima referida.

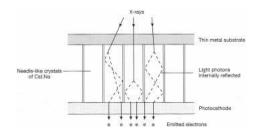


Figura 4.16: Estrutura em forma de agulha dos ecrãs de CsI:Na.

Em radiografia e fluorógrafia, a saída do ecrã fluorescente deve estar próxima da resposta do foto-cátodo, o CsI comporta-se desta forma para dois materiais fotoeléctricos muito usados: S1 e S20. O conjunto fósforo-fotocátodo tem uma certa curvatura para garantir um foco de electrões no ecrã fluorescente de saída. A saída processa-se então através de um segundo ecrã fluorescente, encapsulado na parte interior por uma fina camada de alumínio, cuja função é impedir que a luz ambiente entre no sentido contrário ao funcionamento do intensificador. Este ecrã de saída é mais pequeno que o ecrã de entrada com o fósforo.

O funcionamento inicia-se quando a luz do ecrã fluorescente chega ao fotocátodo e é transformada em electrões, os quais têm duas vantagens em relação aos fotões, podem ser acelerados e podem ser focados. Seguidamente por acção de uma diferença de potencial de 25-30 kV, os electrões são acelerados e adquirem energia cinética à medida que viajam para o segundo ecrã, este aumento de energia é uma forma de amplificação. Através de cuidadosa focagem, a imagem pode ser reduzida, resultando um aumento no brilho. Mesmo sem um aumento da energia dos electrões, o brilho no segundo ecrã será maior, seguindo um factor igual à razão das áreas dos ecrãs. O fósforo de saída é normalmente feito de pequenos cristais, os quais depositados numa pequena camada não afectam significativamente a resolução da imagem reduzida.

Alterando a focagem é possível ampliar apenas uma parte da imagem, mas como consequência o factor de intensificação de brilho é reduzido, logo a exposição terá de ser aumentada para compensar. A amplificação leva sempre a sujeitar o paciente a uma maior dose, mas com uma colimação eficiente à área de interesse pode-se restringir esse aumento. O uso de intensificadores não produz somente uma importante melhoria na intensidade de luz, mas também abre uma janela para a introdução de equipamentos de alta tecnologia na fluoroscopia, como é o caso das câmaras de televisão.

A utilização de televisão traz assim inúmeras vantagens. Uma óbvia é o conforto, deixa de ser necessário a visualização em salas escuras, a adaptação dos olhos à escuridão e é possível amplificar a imagem. Permite também a gravação de imagens para análise posterior. A luz do televisor é agora totalmente compatível com a visão humana e não há nenhum limite de resolução imposto. O acoplamento óptico entre o intensificador e a câmara resulta em baixas perdas de informação.

O uso de filmes de 70 mm ou 100 mm como substituto de radiografias tem vantagens e desvantagens. A qualidade das imagens é elevada e é possível tirar sequências com um framerate elevado. A dose de radiação por filme é menor, mas pode-se reverter se um número grande de imagens for capturado. Os filmes são formatos muito mais económicos que as radiografias padrão. A maior desvantagem advém do facto do tamanho do filme ser muito pequeno e por isso requerer um sistema de visualização que permita amplificar a imagem.

4.11.2 Ruído quântico

Está disponível um grande poder de amplificação através de modernos sistemas intensificadores/tv. No entanto isto não quer dizer que a dose possa ser reduzida indefinidamente. Apesar do brilho da imagem poder ser restaurado electronicamente a qualidade de imagem será perdida.

Para entender melhor este facto é importante ter em conta que a formação da imagem por interacção de fotões raio-X com o receptor é um processo aleatório. Se suficientes fotões embaterem no receptor, produzem a luz necessária para obter uma imagem com boa resolução, mas quando o mesmo não acontece, a natureza aleatória do processo produz ruído que reduz a qualidade da imagem.

Quando existem vários estágios de formação de imagem, como nos sistemas intensificadores/tv, a qualidade de imagem será determinada pelo ponto em que a quantidade de quanta seja menor (quanta sink). Este ponto situa-se normalmente na primeira interacção dos fotões raio-X com o ecrã fluorescente. A partir deste ponto a amplificação não contribuirá para a qualidade intrínseca da imagem.

4.11.3 Factores que afectam a imagem

São dois os principais factores que afectam o contraste no intensificador de imagem. O primeiro é a pouca quantidade de luz que entra através do ecrã de saída, apesar da camada fina de alumínio alguma luz consegue passar e activar o fotocátodo de entrada, colocando uma camada não uniforme nublada de foto-electrões na imagem. A segunda causa de perda de contraste está relacionada com os raios-X produzidos que não são parados pelo fósforo de entrada e passam pelo tubo, excitando o fósforo no ecrã de saída. Como a primeira imagem foi reduzida a imagem produzida nesse ecrã pelos raios-X não tem nenhuma relação com a imagem de saída.

A magnificação ao longo do tubo de intensificação não é completamente uniforme, o que tem dois efeitos na imagem: a iluminação no ecrã não é constante, tendo mais brilho no centro e menos na periferia; existe distorção, a imagem de um fio recto terá uma representação curva à medida que se aproxima do final do tubo.

4.12 Câmara vidicon

Este dispositivo é responsável por converter a informação visual da imagem em informação electrónica.

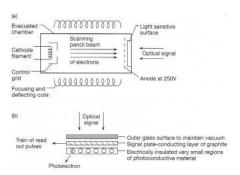


Figura 4.17: (a) Constituição da Câmara Vidicon. (b) Detalhe da superfície sensível à luz.

Os dois componentes principais são uma fonte de electrões focada e uma superfície sensível à luz. Esta superfície é na realidade constituída por uma camada dupla, a de baixo e mais importante é formada por material foto-condutivo, construído para que pequenas quantidades de foto-condutor sejam isoladas uma das outras numa matriz de mica. Na parte superior da superfície encontra-se a placa de sinal e camada de condução responsáveis pela formação da imagem.

Quando a câmara é direccionada para luz visível, o material foto-condutivo liberta fotoelectrões da matriz, os quais são capturados no ânodo e removidos, deixando lá cargas positivas. A quantidade de carga presente num ponto é assim proporcional à intensidade de luz a que ele foi sujeito. As cargas positivas induzem uma corrente da placa de sinal até se atingir o equilíbrio.

Os electrões emitidos pelo cátodo são modelados em um feixe muito fino pela grelha de controlo. Este feixe é atraído através da malha apertada do ânodo, que está a 250 V positivos em relação ao cátodo. A placa de sinal está a um potencial de 225 V a menos que o ânodo, permitindo um fluxo desta para o ânodo. Os electrões provenientes do cátodo passam pela malha e este campo inverso de potencial desacelera-os até ficarem quase estacionários. Eles têm uma energia de apenas 25 eV quando atingem a placa. O campo entre o ânodo e a placa de sinal também tem a função de manter a direccionalidade do feixe, de modo a que apenas os ângulos correctos passem para a placa de sinal. O feixe de electrões é lido na placa de sinal pelos eléctrodos de leitura e, é importante ter presente que apenas interage com algumas áreas isoladas do material foto-condutivo de cada vez. Os electrões são agora mobilizados do feixe para neutralizar as cargas positivas no alvo. A redução de cargas positivas liberta uma carga equivalente de electrões da camada de condução, e o fluxo de electrões desta camada constitui o sinal de vídeo proveniente da câmara. Através do controlo de onde o feixe atinge a área associada, o sinal é conhecido e os dados da imagem são recolhidos, à medida que um ponto da matriz é lido está pronto para nova leitura.

A câmara vidicon como qualquer outro sistema de televisão tem limitações associadas, relacionadas basicamente com os limites de resolução, o contraste alterado e é muito influenciada por mudanças rápidas de brilho.

4.13 Cinefluorografia

Os principais componentes de um sistema cine-fluorográfico estão mostrados na figura seguinte. Neste diagrama falta o tubo de raio-X e a conexão electromagnética que existe entre a câmara e o gerador de raio-X.

A cinefluorografia pode colocar fortes exigências ao tubo de raio-X. Por exemplo para observar a dinâmica do estômago são necessários 10 frames/s, já para uma angiografia coronária será necessário a câmara operar a 60 frames/s. Se o tubo emitir radiação contínua durante o período que a câmara funciona, o paciente irá receber uma dose muito elevada, o que causará inúmeros problemas, especialmente se o ponto focal for muito pequeno. Ambos estes problemas podem ser obviados pelo uso de raio-X pulsado com uma relação fixa entre o pulso e o movimento da frame, como mostrado na figura 4.19

As magnitudes das doses usadas andam por volta dos $0.2\,\mu\mathrm{Gy}$, embora algu-

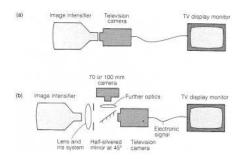


Figura 4.18: — RETIRAR A (a) — Componentes de um sistema de cinefluorografia.

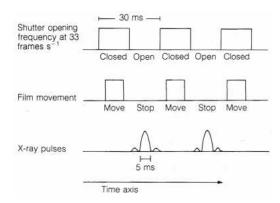


Figura 4.19: Sincronização entre o pulso de raio-X e o frame do filme durante a cine-fluorografia.

mas unidades mais modernas que operam a $0.1\,\mu\mathrm{Gy}$ reportem bons resultados, o consenso é que abaixo de $0.15\,\mu\mathrm{Gy}$ por frame o ruído quântico começa a degradar a imagem.

As imagens produzidas por cinefluorografia podem sofrer de todos os artefactos que afectam as imagens convencionais. É possível usar um intensificador de imagem com um pequeno campo de vista, o que permite usar um tubo de raio-X com um ângulo de ânodo de apenas 6°, o que possibilita um maior sinal de saída para um ponto de focagem mais pequeno. Isto reduz alguns artefactos geométricos.

Para além das partes do sistema responsáveis pela imagem electrónica (intensificador de imagem e câmara), a componente óptica é também muito importante. Esta componente é constituída por dois sistemas de lentes, o primeiro entre o intensificador de imagem e o espelho prateado (reflecte uma certa percentagem de luz mas permite a passagem da restante), e o segundo na frente da câmara.

O sistema óptico tem a função de transmitir a imagem, com uma ampliação adequada, do intensificador de imagem até à câmara. Dado que o ecrã do intensificador é circular, e a frame do filme é rectangular, alguns problemas podem advir

desta diferença de formas.

Dois exemplos extremos são apresentados na figura 4.20, o primeiro de exactframing em que o ecrã do intensificador esta totalmente dentro da frame do filme, e o segundo de total over-framing em que todo o filme está dentro do ecrã. O total

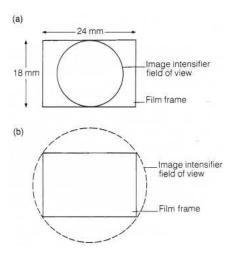


Figura 4.20: Diferentes formas de framing na cine-fluorografia: (a) exact-framing. (b) total over-framing.

over-framing cria uma imagem maior, mas restrita a um campo de visão mais pequeno, com a vantagem que a área de exposição a radiação do paciente pode ser reduzida. O mais provável arranjo é um intermédio entre estes dois exemplos.

Dado que o filme tem preferencialmente uma gama dinâmica baixa, é necessária alguma forma de controlo de brilho para compensar as variações de espessura nos pacientes. O aparelho de medida pode medir tanto a corrente que flúi através do intensificador de imagem, como o brilho do fósforo à saída. Este detector permite assim um controlo por realimentação da corrente, da voltagem do tubo e do tempo efectivo de exposição por frame (largura de pulso).

4.14 Filmes de pontos

Se são requeridos filmes de pontos a cine-câmara tem de ser substituída por uma câmara de frame único, usando filmes de 70 ou 100 mm. À medida que este filme é maior que o cine-filme a lente na frente desta câmara tem uma distancia focal maior que a da cine-câmara. As vantagens e desvantagens do uso de filmes de pontos numa angiografia (por exemplo) são as seguintes:

• Existe uma redução no tempo de procedimento, mas devido à proximidade médicopaciente, a radiação para o médico será maior.

- A produção e processamento de filmes de pontos é mais fácil e as imagens podem ser consecutivamente monitorizadas durante o estudo, embora seja requerida maior experiência do profissional de saúde.
- É reduzido o tempo de exposição do paciente e consequentemente a durabilidade do aparelho é maior.
- O filme é mais barato e o processo para o guardar mais simples. Os filmes mais pequenos não são no entanto sempre fáceis de ler.
- A técnica não pode ser usada em algumas aplicações como angiografia periférica ou em técnicas onde a resolução inferior do intensificador de imagem impossibilite o seu uso.
- A redução da dose pode não se tornar real, uma vez que o radiologista poderá precisar de maior tempo para visualizar, de modo a compensar a pequena dimensão das imagens.

4.15 Controlo de qualidade dos meios de gravação e de intensificação

Uma das maiores causas de qualidade inferior dos filmes de raio-X é o pobre processamento, deverá ser prestada grande atenção no desenvolvimento de parâmetros em todas as etapas do processamento. A temperatura de desenvolvimento deverá ser controlada com limites de 0.2 K e o filme deve ser apropriadamente agitado para assegurar um desenvolvimento uniforme. Todos os químicos devem ser repostos com intervalos regulares, usualmente depois de uma dada área do filme ser processada. De modo a evitar descolorações, zonas com diferentes propriedades e distorções no filme deve-se usar métodos de lavagem e secagem cuidadosos. Todo o processo pode ser controlado pela preparação, com intervalos regulares, de tiras de filme de teste obtidas num sensitómetro. O sensitómetro consiste num conjunto de filtros com densidades ópticas conhecidas, o qual é colocado sobre o filme e exposto a uma quantidade conhecida de luz visível num quarto escuro. Depois de processado podem-se construir curvas características e comparar com as curvas recomendadas pelo fabricante.

A avaliação da performance dos sistemas de intensificação de imagem introduz um número de problemas em adição aos standards para sistemas raio-X. Os principais são enumerados nos seguintes tópicos:

• Tamanho de campo. Devem ser feitas verificações se o campo de visão no monitor da televisão se encontra de acordo com o especificado pelo fabricante.

A área a que o paciente é exposto não deve exceder a que é efectivamente requerida.

- Distorção da imagem. A alta dependência de focagem electrónica no intensificador de imagem e no sistema de TV torna muito mais provável a distorção do que na radiografia simples. A distorção pode ser verificada a partir de medições com uma grelha rectangular.
- Factor de conversão. É representado pela razão entre a saída de luz por unidade exposta, é medida em candela por metro quadrado por cada ìGy s-1. De um modo geral o factor de conversão será baixo para intensificadores mais antigos, parcialmente devido ao envelhecimento do fósforo mas também porque melhores fósforos têm vindo a ser usados nos novos intensificadores. Para atingir o mesmo nível de saída de luz num intensificador com um baixo factor vai ser assim preciso aumentar a dose, o que é prejudicial para o paciente.
- Contraste e resolução. A medida do contraste pode ser estimada pelo uso de um conjunto de discos com uma gama de contrastes de 16kVp específico e com uma quantidade de filtragem fixa. Para uma taxa de dose de 0,3 ìGy s-1 uma diferença de contraste de 2-4existe perda de contraste devido ao ruído quântico, quando é muito elevada o efeito devese à saturação da voltagem na saída do vídeo. A resolução limite é medida usando padrões de teste que consistem em pares de linhas em grupos de 3 ou 4, separadas por diferentes distâncias, que são visualizadas no monitor e determinada a mínima separação detectável.
- Controlo automático do brilho. Este controlo como mencionado anteriormente pode ser feito por realimentação através da medição do brilho do fósforo à saída, como da corrente e voltagem no tubo de raio-X. Devem ser notados os seguintes pontos:
 - A saída de luz de uma área apreciável do ecrã do intensificador deve ser medida e comparada com os parâmetros de fabrico.
 - O brilho na imagem final pode também ser controlado por uma técnica conhecida por controlo automático do ganho, que usa o sinal de vídeo para ajustar a amplificação no monitor de TV, sem assim alterar a dose para o paciente.
 - O controlo automático de brilho pode mascarar deficiências em alguns componentes do sistema.

• Performance do ecrã de visionamento. O ecrã deve ser alvo de calibração na escala dos cinzentos e das definições do brilho para assegurar respectivamente boas condições de contraste e de luminosidade.

Capítulo 5

Imagem radiológica

Colaboração de:

Clarisse de Oliveira Ribeiro Vanessa Fernandes Cardoso

5.1 Significado de qualidade de imagem

A fracção da intensidade de raio-X incidente transmitida pelas diferentes partes do paciente varia consoante as alterações da espessura, densidade e número atómico médio do corpo. Consequentemente, este teste padrão de intensidades transmitidas contém a informação necessária para a formação da imagem primária.

No entanto, pelo facto da imagem primária não poder ser visualizada, esta deve ser primeiro convertida numa imagem visual interagindo com um dispositivo secundário. Esta alteração pode ser assumida de diversas formas, visto que cada uma tem as suas próprias características. Em termos práticos, a definição de qualidade da imagem resultante depende da informação requerida. Em certos casos, é a resolução que é requerida primeiramente, noutras, é a habilidade de ver pequenos incrementos no contraste.

A qualidade da imagem depende tanto do sistema de visualização, como da forma como é produzida. Uma imagem de elevada qualidade visualizada sob fracas condições, tais como uma iluminação não uniforme (inadequada), pode ser inútil. Para além disso, a qualidade requerida numa imagem pode também depender da informação fornecida através de outras técnicas de diagnóstico ou radiografias precedentes.

5.2 Imagem primária

A imagem primária produzida quando os fotões de raio-X passam através do corpo, depende do coeficiente de atenuação linear (μ) e da espessura do tecido que atravessam. Para energias diagnósticas, μ é dependente dos efeitos fotoeléctricos e dos efeitos de Compton. Para o tecido mole, a gordura e o músculo, o número atómico efectivo varia, aproximadamente, de 6 a 7.5. Nestes materiais, μ é principalmente dependente do efeito de Compton, caindo lentamente com o aumento da energia dos fotões. Contudo, o efeito fotoeléctrico não está completamente ausente e com energias de fotões baixas dão forma a uma parte significativa do processo de atenuação. Em mamografias envolvendo raio-X de baixa energia, os fotões são utilizados para detectar tecido mole maligno que apresenta um Número atómico (Z) muito semelhante ao tecido do peito. A diferença de atenuação entre os dois tecidos deve-se à mais elevada atenuação fotoeléctrica do material com maior Z. Para o osso com um Z de aproximadamente 14, a maioria da atenuação deve-se ao efeito fotoeléctrico. Esta atenuação decai rapidamente com o aumento da energia dos fotões.

Em termos gerais, o efeito de Compton diminui com o aumento da energia e a queda resultante do coeficiente de atenuação com a energia dos fotões para o tecido e para o osso está representado na Figura 5.1.

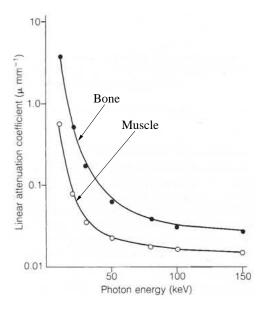


Figura 5.1: Variação do coeficiente de atenuação linear com a energia do fotão para o músculo e para o osso na região de diagnóstico.

5.3 Contraste

A definição de contraste difere consoante a aplicação.

O contraste radiográfico é definido como a diferença de densidade nas áreas adjacentes de uma radiografia ou outro receptor de imagem. Quanto maior for essa variação, maior será o contraste. E quanto menor a diferença entre as densidades, menor será o contraste. O contraste também pode ser descrito como contraste de longa escala ou curta escala, referindo-se à faixa de todas as densidades ópticas, desde as partes mais claras até as mais escuras da radiografia.

O objectivo ou função do contraste é tornar mais visíveis os detalhes anatómicos de uma radiografia. Portanto, o contraste radiográfico óptimo é importante. Um maior ou menor contraste não é necessariamente bom ou mau por si só. Por exemplo, um contraste menor com uma menor diferença entre as densidades adjacentes é desejável em determinados exames, como por exemplo em radiografias do tórax, onde é necessário obter diferentes tons de cinzento para se conseguir visualizar as marcas pulmonares muito finas. Opostamente, para visualizar determinadas estruturas ósseas, pode ser desejável obter um maior contraste, onde é necessário uma maior diferença entre as densidades adjacentes para conseguir observar os contornos com clareza, como por exemplo os membros inferiores ou superiores. Contudo, geralmente, as radiografias com demasiado contraste não fornecem informação suficiente, enquanto uma radiografia de menor contraste pode fornecer mais informações diagnósticas e assim, podem ser mais desejáveis [2].

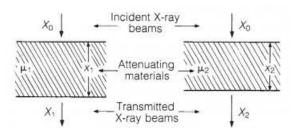


Figura 5.2: Transmissão de raio-X através de materiais que diferem ambos na espessura e no coeficiente de atenuação linear.

Considerando a situação ilustrada na Figura 5.2, o contraste na imagem deve-se à diferençaentre X_1 e X_2 e pode ser definid ocomo:

$$C = \log \frac{X_2}{X_1} = \log X_2 - \log X_1. \tag{5.1}$$

Convertendo no logaritmo neperiano:

$$C = 0.43 \ln \frac{X_2}{X_1} = 0.43 (\ln X_2 - \ln X_1).$$

Visto que

$$X_1 = X_0 e^{-\mu_1 x_1}$$

 ϵ

$$X_2 = X_0 e^{-\mu_2 x_2}$$

assim,

$$C = 0.43 \left(\mu_1 x_1 - \mu_2 x_2 \right). \tag{5.2}$$

Se μ_1 e μ_2 forem iguais, a diferença no contraste dever-se-á às diferenças na espessura. Se $x_1 = x_2$, o contraste dever-se-á às diferenças no coeficiente de atenuação linear. É concebível que o produto $\mu 1$ x1 seja exactamente igual a $\mu 2$ x2, mas é pouco provável. Observando a figura 5.1, verifica-se que a diferença dos valores de μ diminui à medida que aumenta a energia dos fotões, pelo que o contraste entre as duas estruturas diminui sempre com o aumento de kVp.

5.3.1 Contraste do ecrã fluorescente

Se for possível colocar a imagem primária num ecrã fluorescente, a luz é emitida por todas as partes do ecrã que estejam expostas a X_1 e a X_2 , ou seja, L_1 e L_2 serão directamente proporcionais a X_1 e X_2 .

Pelo que, o contraste do ecrã é:

$$C(\text{ecr\tilde{a}} = \log \frac{L_2}{L_1} = \log \frac{kX_2}{kX_1} = \log \frac{X_2}{X_1}.$$
 (5.3)

Sendo assim, o contraste no ecrã, $C = 0.43(\mu_1 x_1 - \mu_2 x_2)$, é exactamente igual ao da imagem inicial. Isto porque o contraste da radiação é perceptível e esse será denotado por C_R .

Esta simples <u>amplificação</u>, <u>num ecrã fluorescente ou de intensidade</u>, <u>não altera o contraste</u>.

5.3.2 Contraste numa radiografia

Se as intensidades transmitidas X_1 e X_2 forem convertidas numa imagem de filme radiográfico, o contraste do filme será diferente daquele da imagem inicial devido as características da imagem do filme.

As características da imagem do filme são descritas por uma curva de características. Pela definição:

$$\gamma = \frac{D_2 - D_1}{\log E_2 - \log E_1} \tag{5.4}$$

dos constituintes do corpo.		
Material	Número atómico médio, Z	Densidade ($\rm Kgm^{-3} \times 10^{3}$)
Osso	13.8	1. 8
Tecido macio Músculo	7.4	1.0
Gordura	6.0	0.9
Pulmão	7.4	0.24
Ar	7.6	≈ 0

Tabela 5.1: Número atómico média e densidade para a maioria dos constituintes do corpo.

Assim, para a radiação ionizante:

$$\gamma = \frac{D_2 - D_1}{\log X_2 - \log X_1} \tag{5.5}$$

pelo que, $\log X_2 - \log X_1 = 0.43(\mu_1 x_1 - \mu_2 x_2)$ e sabendo que $D_2 - D_1 = C$, substituindo então na equação de radiação ionizante, obtém-se:

$$C = \gamma 0.43(\mu_1 x_1 - \mu_2 x_2) \tag{5.6}$$

Assim, o contraste no filme C_F difere do contraste da imagem inicial por um factor γ , que se encontra geralmente na escala 3-4. O gamma (γ) é denominado, frequentemente, por contraste do filme. Assim:

Contraste radiográfico = contraste da radiação \times contraste do filme. (5.7)

O contraste é alterado novamente, uma vez que a curva de características relaciona duas quantidades logarítmicas. Assim, o filme pode ser chamado de amplificador logarítmico.

A saída na maioria dos sistemas digitais de fluoroscopia é alterada de um sistema linear/linear para um sistema de escala logarítmica, onde o aumento da exposição relativa do log por um valor irá aumentar o nível de cinzento por uma quantidade igual, dentro dos limites de branco e preto da escala de cinzento definida.

5.3.3 Origens do contraste para meios reais e artificiais

A atenuação e o contraste serão determinados pelas diferenças do número atómico e da densidade. Os valores típicos para tecidos normais podem ser observados na tabela 5.1.

Qualquer agente introduzido nos tecidos, globalmente ou selectivamente, com o fim de modificar o contraste pode ser denominado de agente de contraste. O contraste pode ser alterado artificialmente introduzindo materiais com um número atómico diferente ou com uma densidade diferente e um realce que pode ser positivo (maior atenuação do que nas outras regiões) ou negativo (menor atenuação).

Os princípios físicos do realce positivo no contraste mudaram pouco desde o seu aparecimento. O $\underline{\text{iodo}}$ (Z=53) é o elemento mais usado para o realce do contraste. A energia da cápsula de protecção de K é de aproximadamente 34 keV, sendo que o corte transversal para uma interacção fotoeléctrica com fotões de raio-X numa escala de energia de diagnóstico é elevado. Os compostos de $\underline{\text{bário}}$ (Z=56) com uma energia semelhante ao da cápsula de K são usados para estudos do estômago e do cólon.

O contraste negativo pode ser criado pela introdução de um gás, por exemplo CO₂ no intestino, em estudos de duplo contraste. Salienta-se que a modificação do número atómico é dependente de kVp visto que a modificação da densidade não o é.

A quantidade de agentes de contraste disponível é limitada pelas características que esses possuem. Assim, devem ter uma viscosidade e uma persistência apropriada e também devem ser miscíveis ou imiscíveis consoante o tipo de exame. O parâmetro mais importante é que não seja tóxico.

Os compostos baseados em iodo possuem riscos para alguns indivíduos e a maioria dos desenvolvimentos nos últimos 60 anos foram dirigidos para agentes com um nível de toxicidade mais baixo.

Estes incluíram a realização do mesmo contraste reduzindo a osmolaridade ao aumentar o número de átomos de iodo por molécula e reduzindo a capacidade de adesão da proteína.

5.4 Efeitos dos tecidos sobrejacentes e subjacentes

Sob condições livres de dispersão (de luz), pode-se demonstrar que uma camada de material uniforme, atenuada acima ou abaixo da região da atenuação diferencial, não tem nenhum efeito no contraste. Considerando a situação mostrada na Figura 3, onde as duas regiões são mostradas separadas para uma maior clareza. O contraste de radiação é:

$$C_R = \log \frac{X_2'}{X_1'} = 0.43 \frac{X_2'}{X_1'},\tag{5.8}$$

onde:

$$X_1' = X_o' e^{-\mu_1 x_1} \quad e \quad X_2' = X_o' e^{-\mu_2 x_2},$$
 (5.9)

pelo que:

$$C_R = 0.43 \frac{X_o' e^{-\mu_2 x_2}}{X_o' e^{-\mu_1 x_1}}. (5.10)$$

Sendo assim, $C = 0.43(\mu_1 x_1 - \mu_2 x_2)$, como visto anteriormente.

O facto de alguma atenuação ter ocorrido num tecido sobrejacente e que $X'_o = X'_o e^{-\mu_o x_o}$ é irrelevante uma vez que X'_o cancela-o. Um argumento semelhante pode ser aplicado ao material atenuando uniformemente abaixo da região de interesse.

Uma maneira alternativa de indicar este resultado é de perante estas condições idealizadas assegurar que a transformação logarítmica efectue mudanças iguais na absorção e/ou espessura e que resulte aproximadamente em mudanças iguais no contraste quer seja nas partes espessas ou finas do corpo.

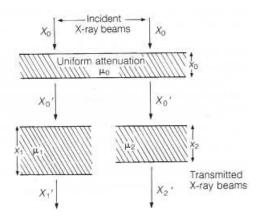


Figura 5.3: Diagrama que mostra o efeito de uma camada sobreposta de material uniformemente atenuado no feixe de transmissão de raio-X da Figura 5.2.

5.5 Redução do contraste por dispersão

Na prática, o contraste é reduzido pela presença de material sobrejacente e subjacente por causa da dispersão. Os fotões dispersos surgem das interacções de Compton. Eles são de energias reduzidas e propagam-se em vários ângulos até ao feixe primário.

O efeito desta dispersão, que é sensivelmente isotrópica, serve para produzir um aumento uniforme no escurecimento do filme. Pode mostrar-se, de uma forma simples, que a presença de radiação dispersa, com uma intensidade uniforme invariável, reduz o contraste da radiação.

Se $C_R = \log(X_2 - X_1)$ e a constante X_o for acrescentada ao nominador e denominador da equação para representar a dispersão, fica:

$$C_R' = \log \frac{X_2 + X_o}{X_1 + X_o}. (5.11)$$

O valor de C'_R será menor que o valor de C_R para qualquer valor positivo de X_o .

A presença de dispersão reduz quase invariavelmente o contraste na imagem final. A única condição em que a dispersão poderia aumentar o contraste seria no caso de um filme fotográfico, em que X_1 e X_2 são tão pequenos que ficam perto do nível da nuvem da curva característica. Esta é uma situação bastante artificial.

A quantidade de radiação dispersa pode ser muito grande em relação à não dispersão do feixe transmitido. Isto é especialmente relevante quando existe uma grande espessura do tecido entre o órgão ou o objecto que se encontra na imagem e no filme. A razão da dispersão do feixe primário, na situação anterior, pode ser tão elevada como de 8 para 1, mas encontrase, mais geralmente, na escala entre 2 a 4 para 1 (ver figura 5.4).

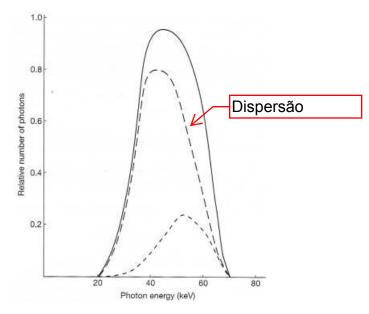


Figura 5.4: Espectro primário típico, de dispersão e total quando um objecto das medidas do corpo é radiografado a 70 kV.

5.6 Variação da dispersão com a energia dos fotões

Se for necessário aumentar o kVp para compensar a perda de intensidade devido à falta da penetração ou para tentar reduzir a dose de radiação para o paciente, a

quantidade de dispersão que alcança o filme aumenta. Este é o resultado de uma interacção complexa de factores, alguns que aumentam a dispersão e outros que a diminui.

- 1. A quantidade de dispersão produzida realmente no paciente é reduzida porque:
 - (a) A probabilidade de um fotão individual sofrer diminuições de dispersão na ordem dos kVp é elevada, embora o coeficiente de interacção de Compton só diminui lentamente na escala diagnóstica.
 - (b) Uma pequena quantidade de radiação primária é requerida para produzir uma determinada densidade no filme porque esta é proporcional a (kVp).
- 2. No entanto, a dispersão (dianteira) que deixa o paciente aumenta porque:
 - (a) A fracção da dispersão total produzida aumenta na direcção dianteira, assim como a kVp.
 - (b) A energia média da radiação dispersa aumenta e assim uma menor parte é absorvida pelo paciente.

Na prática, à medida que kVp aumenta de 50 para 100 kVp, a queda no coeficiente de atenuação linear, de baixa energia da radiação dispersa no tecido, é muito mais rápida do que a queda da dispersão produzida pela secção de corte de Compton. Assim, o factor 2(b) é mais importante do que o factor 1(a) e esta é a principal razão pelo aumento da dispersão que chega ao filme.

5.7 Redução da dispersão

Existem várias formas de diminuir a dispersão, nomeadamente:

- Escolha dos parâmetros do feixe de raios-x
- Orientação do paciente
- Compressão do paciente
- Utilização de grelhas
- Técnica da distância
- Desenho do ecrã de intensificação e do apoio do filme

5.7.1 Escolha dos parâmetros do feixe

aumentar a dose

A redução do tamanho do feixe para o mínimo requerido, de modo a cobrir a área de interesse, <u>reduz o volume do tecido disponível para a dispersão dos fotões de</u> raio-X.

A redução de kVp aumentará não só o contraste como diminuirá a dispersão que chega ao filme. Esta redução, no entanto, é limitada pela penetração requerida dos raios no paciente e, provavelmente mais importante, pelo aumento na dose do paciente devido ao aumento da corrente (mA s) é requerido para compensar a redução em kVp. [limitada pela necessidade de]

5.7.2 Orientação do paciente

O efeito da dispersão será particularmente prejudicial quando houver uma grande espessura de tecido entre a região de interesse e o filme. Quando o objecto se encontra próximo do filme, isso impede que o feixe primário e disperso chegue a este. O objecto consegue parar eficazmente a dispersão, desde que a energia dos fotões seja mais baixa do que a do feixe primário. Assim, a região de interesse deve ser o mais próximo possível do filme. Na prática, outras exigências radiográficas ditam, geralmente, a orientação do paciente.

5.7.3 Compressão do paciente

Na figura 5 pode-se observar que os fotões de raio-X encontram exactamente o mesmo número de moléculas de gás quer no caso (a) quer no caso (b). Sendo assim, haverá a mesma quantidade de atenuação e de dispersão. Quando o paciente é comprimido, o tecido mole é, na realidade, forçado para fora do feixe primário, por isso existe menos material disperso presente e o contraste é melhorado.

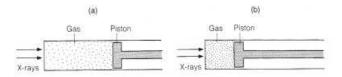


Figura 5.5: Demonstração que a compressão no termo físico não é diferente das propriedades de atenuação de uma massa fixa de gás. (a) O gás ocupa um amplo volume, com uma densidade baixa; (b) O gás ocupa um volume muito menor, com uma densidade elevada.

5.7.4 Utilização de grelhas

A utilização de grelhas é o método mais eficaz para impedir que o feixe de dispersão saia do paciente e alcance o filme.

5.7.5 Técnica da fenda

Se o paciente se encontrar separado do filme, alguns raios que são obliquamente dispersados não chegam ao filme.

5.7.6 Projecto do ecrã de intensificação e do apoio do filme

Visto que alguma radiação passa pelo filme, é importante assegurar-se que nenhum fotão de raio-X sofra dispersão secundária do suporte do filme. O metal, com um elevado número atómico, que suporta a cassete do filme tem de assegurar que todos os fotões transmitidos sejam totalmente absorvidos pelo efeito fotoeléctrico nesse ponto. Com sistemas de carregamento de luz e com um movimento para a redução do peso das cassetes, este revestimento protector Z elevado tende a ser reduzido ou rejeitado. Entretanto os sistemas armazenadores de fósforo incorporam um ecrã principal para minimizar os efeitos de radiação secundária.

5.8 Grelhas

5.8.1 Constituição

A maioria dos fotões dispersados viajam no ângulo do feixe primário e não são capazes de passar pela grelha, mas irão ser interceptados e absorvidos, como se pode observar na Figura 6. Alguns raios viajam em raios paralelos a grelha, ou quase paralelos, que também são parados devido a espessura finita das tiras das grelhas, como se pode observar na Figura 5.6.

Os feixes primários e os feixes dispersados são parados desta forma, mas a maioria do feixe primário passa ao longo da grelha com alguma radiação dispersa. A dispersão com ângulos de ./2 ou menores do feixe primário é capaz de ultrapassar a grelha no ponto P (Figura 5.7).

As grelhas podem remover até 90% da dispersão e com a utilização de grelhas há um aumento significativo do contraste nas radiografias. Esse aumento é expressado como o factor de melhoria de contraste, K, onde:

$$K = \frac{\text{contraste dos raios-x com grelha}}{\text{contraste dos raios-x sem grelha}}.$$
 (5.12)

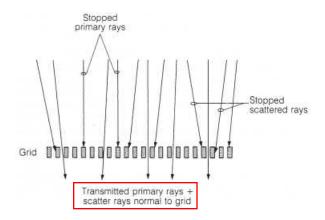


Figura 5.6: Uso de uma simples grelha paralela para interceptar radiação dispersa.

K varia, normalmente, entre 2 e 3, podendo ir até 4. Os valores mais elevados de K são conseguidos, normalmente, aumentando o número de tiras da grelha por centímetro. Como estas aumentam, um maior feixe primário é removido devido ao que é parado pela grelha. A proporção que é parada é dada por: d/(D+d) onde d é a espessura de uma tira de ligação e D é a distância entre elas (Figura 5.7).

A redução da intensidade do feixe primário significa que a exposição deve ser aumentada para compensar. O uso de grelha aumenta e consequentemente a dose de radiação no paciente também. Assim, existe um limite do número de tiras por centímetro que pode ser utilizado. Adicionalmente, o material do inter-espaço absorverá também algum do feixe primário. As grelhas paralelas removem, aproximadamente 30% da radiação primária mas as grelhas cruzadas podem remover até 50%, mas requerem que a exposição do paciente passe para o dobro.

5.8.2 Utilização de grelhas

Como as grelhas são projectadas de forma a parar os fotões que se propagam com um determinado ângulo (fotões dispersos), com excepção dos aproximadamente normais a grelha, torna-se essencial que a grelha esteja correctamente posicionada. Se tal não se verificar, a propagação do feixe preliminar é interrompido, como mostrado na figura 5.8.

O facto do feixe de fotão preliminar não ser paralelo mas sim originado de um ponto focal, limita o tamanho do filme que pode ser exposto devido a intersecção do feixe preliminar com a grelha (figura 5.9).

O limite é descrito pelo raio C, $\tan \psi = C/FFD$ sendo que ψ pode ser calculado como característica da grelha. Considerando triângulos similares, $\tan \psi = D/h$ onde D é a distância entre as tiras da grelha e h é a altura da tira.

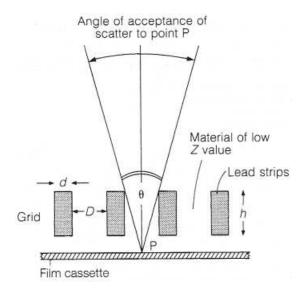


Figura 5.7: Figura 7: Geometria da grelha. Número de faixas por milímetro, N=1 (D+d); tipicamente N é de cerca de 4 para uma boa grelha. Razão da grelha r=h/D; tipicamente r seria 10 ou 12. Fracção do feixe principal removido do feixe é d/(D+d). Dado que o d pode ser 0,075mm e (D+d) 0,25mm , d/(D+d) será cerca de 0,3. Tangente ./2= D/h.

As grelhas são caracterizadas por dois factores:

- A razão da grelha, definida como h/D (figura 5.7);
- O número de tiras por centímetro.

 e ainda a distancia focal

Na prática, estes dois factores são interdependentes. Pelo facto de existir uma espessura óptima das tiras, esta não pode ser reduzida de modo a conseguir mais tiras por centímetro, uma vez que isso reduziria a sua habilidade em absorver a radiação dispersa e assim, a sua eficiência. Para além disso, diminuir a abertura entre as tiras de forma a aumentar o número de tiras altera a razão da grelha, excepto quando a altura da tira h for reduzida. De qualquer modo, tais grelhas tornam-se demasiadas finas para serem usadas em qualquer situação. A razão da grelha varia entre 5:1 e 16:1 (exemplos na tabela 5.2). A relação 8:1 é preferivelmente usada para exposições a tensões de alimentação inferiores a aproximadamente 85 kVp. Para exposições superiores a kVps, a escolha da grelha varia entre 10:1 e 12:1. A maioria dos departamentos escolham preferencialmente a grelha 12:1, uma vez que a melhoria no contraste das secções grossas justifica o seu uso. As relações elevadas como 16:1 não devem ser usadas, excepto em circunstâncias excepcionais.

Também é possível variar a KVp fixa aquando o uso de grelhas. A conversão

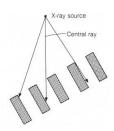


Figura 5.8: Figura 8: Esquema representativo de uma grelha não ortogonal ao eixo central do raio-X, podendo obstruir o feixe primário [1].

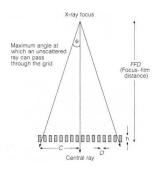


Figura 5.9: Figura 9: Esquema representativo de uma grelha não ortogonal ao eixo central do raio-X, podendo obstruir o feixe primário [1]

mostrada na tabela 5.3 pode ser usada quando a gama de KVp varia entre 60 e 80Kvp.

— FALTA — referir a fig 5.10.

Na figura 5.11 está ilustrado a influência da razão da grelha na absorção do feixe de raios-x.

As grelhas mostradas nas figuras anteriores são denominadas por grelhas lineares e devem ser usadas com o eixo longo da grelha, que é paralelo ao eixo do cátodo/ânodo do tubo, de modo a que possam ser feitos exames sem o feixe preliminar.

A grelha linear simples tem sida substituída pela grelha linear focalizada onde as tiras são progressivamente angulares, de acordo com a sua posição ao longo da linha central (figura 5.12).

Tal configuração permite eliminar o problema de interrupção na periferia da grelha mas impõe condições restritas relativamente as distâncias focais dos filmes (FFDs) que podem ser usadas, o centro da grelha sob o ponto focal e ter o lado correcto da grelha relativamente ao tubo de raio-X. Se qualquer uma destas condições for violada, o feixe preliminar será atenuado. Se a grelha estiver inver-

Tabela 5.2: Tabela 2: Exemplos de grelhas comparando a razão da grelha, polegadas (linhas/cm), e gama de focagem [3].

Razão da grelha	(polegadas)	Gama de focagem
5:1	31(80)	71 cm a 183 cm(28" to 72")
	, ,	122 cm a inf (48" to Inf)
5:1	33(83)	71 cm a 122 cm(28" to 48")
		124 cm a 183 cm(49" to 72")
6:1	24(60)	122 cm a inf (48" to inf)
		66 cm a 81 cm (26"to 32")
		86 cm a 112 cm (34" to 44")
6:1		122 cm a inf (48" to inf)
	33(85)	66 cm a 81 cm (26"to 32")
		86 cm a 112 cm (34" to 44")
6:1		122 cm a inf (48" to inf)
	41(103)	71 cm a 122 cm (28" to 48")
		124 cm a 183 cm(49" to 72")
8:1	31(80)	66 cm a 81 cm (26" to 32")
		86 cm a 112 cm(34" to 44")
		122 cm a 183 cm(48" to 72")
8:1	33(85)	66 cm a 81 cm (26" to 32")
		86 cm a 112 cm (34" to 44")
		122 cm a 183 cm (48" to 72")
10:1		75 cm a 140 cm (30" to 56")
		91 cm a 112 cm (36" to 40")
	41(103)	152 cm a 183 cm (60"to 72")
		91 cm a 112 cm (36" to 40")
		152 cm a 183 cm (60" to 72")
13:1		86 cm a 120 cm (34" to 48")
16:1		95 cm a 105 cm (38" to 42")

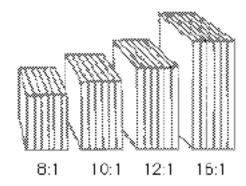


Figura 5.10: Exemplificações de razões de grelhas [3].

Tabela 5.3: Tabela 3: Alteração da kVp para compensar o uso de grelhas [3].

Razão da grelha	Alteração da kVp
Sem grelha	-
Grelha 5:1	Adicionar 8 kVp
Grelha 6:1	Adicionar 12 kVp
Grelha 8:1	Adicionar 20 kVp
Grelha 12:1	Adicionar 23 kVp
Grelha 16:1	Adicionar 25 kVp

tida (i.e. de cabeça para baixo) então uma estreita área exposta será observada no filme com um ligeiro escurecimento num dos lados. Uma descentralização da grelha tende, geralmente, a produzir filmes mais claros, e esse tornam-se ainda mais claros quanto maior for a descentralização. Usar uma FFD errada não afectará a parcela central da radiografia mas aumentará, progressivamente, a interrupção no bordo da película, sendo que esta torna-se mais significativa quanto mais longe estiver da correcta FFD.

Também são usadas grelhas cruzadas com duas linhas de tiras em ângulos rectos. Essa combinação é muito eficaz na remoção da dispersão mas absorve em maiores quantidades o feixe preliminar e requer um grande aumento no tempo de exposição e consequentemente a dose de radiação ao qual o paciente é exposto é superior.

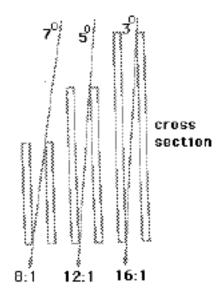


Figura 5.11: Figura 11 Influência da razão da grelha na passagem dos raio-X. O ângulo pode mudar de 7º para 3º se a razão da grelha for aumentada causando maior absorção do feixe [3].

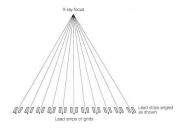


Figura 5.12: Figura 12 Esquema representativo da construção de uma grelha linear focalizada [1].

5.8.3 Movimento das grelhas

A utilização de uma grelha estacionária impõe na imagem uma série de linhas na grelha (devido a absorção do feixe preliminar). Com grelhas finas, este efeito é reduzido mas não removido.

Este efeito pode ser superado movendo a grelha durante a exposição. Esses movimentos são, geralmente, oscilatórios e frequentemente com uma velocidade de movimento no início da exposição diferente da velocidade de retorno. O movimento começa antes da exposição e continua depois do fim desta. Deve ser também tomado um cuidado especial para assegurar que, numa máquina de fase monofásica, o movimento das grelhas não seja sincronizado com os pulsos dos raio-X do tubo. Se tal ocorrer, embora a grelha se mova entre pulsos de raio-X, o movimento pode

igualar um número exacto de tiras da grelha. Essas tiras estão assim eficazmente na mesma posição, tanto quanto importa à radiografia. Este é um excelente exemplo do efeito estroboscópico. As máquinas de frequências médias não são, como era de esperar, afectadas por este efeito. Uma desvantagem da grelha linear de focalização sobre a grelha linear simples é que a descentralização da grelha durante o movimento resulta numa maior absorção do feixe preliminar.

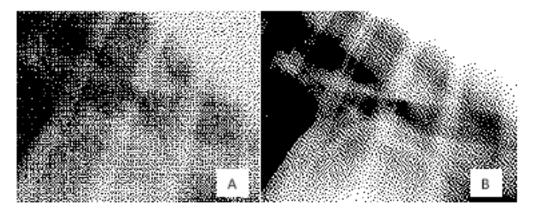


Figura 5.13: Figura 13 Comparação entre uma grelha estacionária e em movimento. Linhas na grelha são visíveis quando uma grelha estacionária A é utilizada e pode comprometer a qualidade da imagem radiográfica quando comparada com o movimento da grelha (B) [3].

5.9 Resolução e profundidade de brilho

A resolução da imagem radiográfica depende de factores associados às diferentes partes do sistema de imagem. Os mais importantes são a profundidade de brilho geométrica, a profundidade de brilho devido ao paciente e a resolução da imagem final. Neste contexto, resolução e profundidade de brilho são considerados sinónimos, uma suposição razoável na maioria dos casos.

Um limite na resolução provém da resolução inerente do sistema de gravação de imagens. A resolução do filme é muito melhor que qualquer combinação filme-ecrã. A resolução de um ecrã fluorescente usado em fluorescência é aproximadamente 0.25mm (quatro pares de linhas por milímetro). Em CT (tomografia computadorizada), a resolução é limitada pelo tamanho dos pixéis usados no ecrã.

Excepto em raras ocasiões, como é o caso de ecrãs fluoroscópicos, os dispositivos de imagem usados em radiologia são a principal causa de perda de resolução. Existe várias outras fontes de profundidade de brilho mais importantes do que a profundidade de brilho geométrica e inerente do paciente.

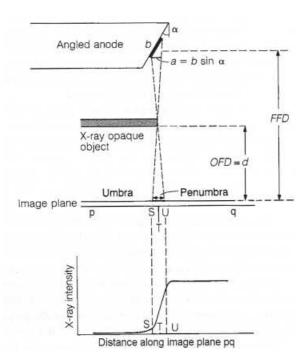


Figura 5.14: Figura 14 Esquema representativo do efeito do tamanho finito do ponto focal do raio-X para dar forma a região penumbral. FFD: distância foco-filme; OFD: distância objecto-filme [1].

5.9.1 Profundidade de brilho geométrica

A profundidade de brilho geométrica é produzida porque o ponto focal do tubo de raio-X tem um tamanho finito (figura 5.14). Embora o ponto focal tem uma determinada dimensão b no ânodo, o tamanho aparente do ponto focal no centro do feixe de raio-X a é muito reduzido devido a inclinação do ânodo. A dimensão normal no plano do papel não é alterada. Se, como mostrado na figura 5.14, um objecto opaco aos raios-X for colocado directamente sob o centro do ponto focal, a imagem não é produzida directamente abaixo de T mas estende-se de S até U, onde S apresenta-se à esquerda de T e U à direita de T.

Por analogia com o sistema óptico, a sombra do objecto à esquerda de S designase umbra, enquanto a região SU designa-se penumbra. Esta penumbra, ao moverse de S para U faz com que o número de fotões de raio-X aumenta para o feixe desobstruído, sendo denominado de profundidade de brilho geométrica. O valor SU é dado por:

$$SU = b\sin\alpha \frac{d}{FFD - d} \tag{5.13}$$

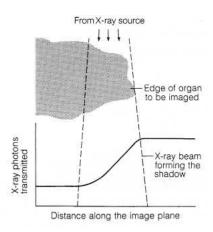


Figura 5.15: Figura 15 Esquema representativo da contribuição da imagem "borrada" resultante de uma borda irregular do órgão de interesse [1].

Se o ângulo $\alpha = 13^{\circ}, b = 1.2 \,\mathrm{mm}, \, FFD = 1 \,\mathrm{m}$ e $d = 10 \,\mathrm{cm}, \, \mathrm{então} \, SU = 0.06 \,\mathrm{mm}.$ Desde que o tamanho seja estritamente limitado por determinadas considerações, uma determinada quantidade de profundidade de brilho geométrica é inevitável.

O tamanho real da imagem radiológica é apenas alterada significativamente quando o tamanho do objecto a ser radiografado aproxima-se ou é inferior ao tamanho do ponto focal.

5.9.2 Profundidade de brilho devida ao paciente

Outras fontes de profundidade de brilho podem aparecer quando o objecto, que é radiografado, não for idealizado, isto é, infinitamente fino mas opaco ao raio-X. Quando o objecto é o paciente, ou parte dele, tem uma espessura finita com uma atenuação geralmente diminuída nas bordas do raio-X. Essa característica pode ser considerada como parte da profundidade de brilho geométrica da imagem resultante e é de facto frequentemente mais elevada do que a profundidade de brilho geométrica descrita na secção 9.1. O efeito do número de fotões transmitidos é mostrado na Figura 5.15. Como se pode verificar, existe uma alteração gradual da transmissão para a absorção, produzindo uma borda indistinta.

Uma outra fonte de profundidade de brilho aparece pelo facto de, durante a radiografia, muitos órgãos dentro do corpo poder mover-se através de movimentos voluntários ou involuntários. Isso é mostrado na Figura 16, onde a borda do órgão se movimenta da posição A para a posição B, durante a radiografia. Mais uma vez, o resultado é uma transição gradual da densidade do filme, tendo como resultado uma imagem desfocada nos limites do órgão. Os factores principais que determinam o grau de movimento são a velocidade do movimento da região de

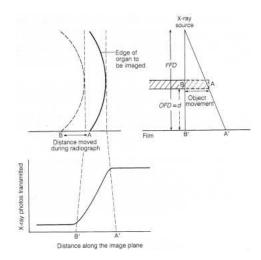


Figura 5.16: Figura 16 Esquema representativo do efeito do movimento no desfocar da radiografia. Se o objecto se mover com velocidade v durante um tempo de exposição t então AB = vt e A'B' = AB.FFD/(FFD-d) [1].

interesse e o tempo de exposição. Aumentar a distância paciente-filme aumenta o efeito da profundidade de brilho devido ao movimento.

5.9.3 Combinação das resoluções

É aparente pela discussão anterior que, em toda a imagem radiológica, existe diversas fontes de profundidade de brilho total, pelo que a profundidade de brilho total será a combinação de todos eles.

As profundidades de brilho são combinadas de acordo com a lei de potência, onde o índice de potência varia entre 2 e 3. O índice de potência 2 é geralmente o mais usado e deve ser aplicado quando as profundidades de brilho têm todas a mesma ordem. O índice de potência 3 deve ser usado se uma das profundidades de brilho for muito maior do que as outras.

Salienta-se que, devido a sua relação com a lei de potência, se uma das contribuições for muito elevada, dominará a expressão. Esta profundidade de brilho pode ser reduzida a custa de outra. A profundidade de brilho total mínima ocorre quando todas as contribuições forem aproximadamente iguais. Por exemplo, se a profundidade de brilho geométrica for UG, a profundidade de brilho devido ao movimento UM e a profundidade de brilho do filme-ecrã UF então a profundidade de brilho combinada das três será:

$$U = \sqrt{U_G^2 + U_M^2 + U_F^2} (5.14)$$

Se $U_G=0.5\,\mathrm{mm},\ U_M=1.0\,\mathrm{mm}$ e $U_F=0.8\,\mathrm{mm},\ \mathrm{ent\tilde{ao}}\ U=1.37\,\mathrm{mm}.$ Se $U_G=0.7\,\mathrm{mm},\ UM=0.7\,\mathrm{mm}$ e $UF=0.8\,\mathrm{mm},\ \mathrm{ent\tilde{ao}}\ U=1.37\,\mathrm{mm}.$

5.10 Relação geométrica entre o filme, paciente e fonte de raios-x

A interpretação da radiologia varia, naturalmente, de acordo com o radiologista que aprende a ignorar os efeitos geométricos que podem produzir imagens muito distorcidas no que diz respeito ao tamanho e posição dos órgãos no corpo. Não obstante, é importante ter o conhecimento que essas distorções acontecem. A maioria dos efeitos pode ser facilmente compreendida supondo que o foco é um ponto de uma fonte e que os raios-X se propagam em linha recta ao longo desta.

5.10.1 Ampliação sem distorção

Na situação mostrada na figura 5.17, as imagens dos três objectos de mesmo tamanho encontram-se paralelas ao filme. Verifica-se que as imagens não são do mesmo tamanho que o objecto. Supondo a ampliação M_1 , M_2 e M_3 para os objectos 1, 2 e 3 respectivamente, temos:

$$M_1 = \frac{AB}{ab}, \quad M_2 = \frac{XY}{xy}, \quad M_3 = \frac{GH}{gh}$$
 (5.15)

Considerando triângulos Fxy e FXY. Os ângulos xFy e XFY são comuns; xy é paralelo a XY. Os triângulos Fxy e FXY são assim similares. Consequentemente:

$$\frac{XY}{xy} = \frac{FFD}{FFD - d} \tag{5.16}$$

Do mesmo modo, aFb e AFB são similares e os triângulos gFh e GFH são também similares:

$$\frac{AB}{ab} = \frac{FFD}{FFD - d} \qquad e \qquad \frac{GH}{gh} = \frac{FFD}{FFD - d} \tag{5.17}$$

isto é, para objectos no mesmo plano paralelo ao filme, a amplificação é constante. Esta é uma amplificação sem distorção.

A amplificação aumenta quando:

- FFD é diminuído,
- <u>D é aumentado</u>.

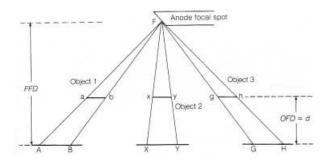


Figura 5.17: Figura 17 Demonstração de uma situação em que ocorre amplificação sem distorção [1].

5.10.2 Distorção da forma ou da posição

No geral, as condições artificiais supostas na secção 5.10.1 não se aplicam quando os objectos reais são radiografados. Por exemplo, não são infinitamente finos, não são necessariamente orientados na normal ao principal eixo do feixe de raio-X e não se encontram todos a mesma distância, medida ao longo do eixo principal, da fonte de raio-X. Todos estes factores introduzem distorções na imagem resultante. A figura 5.18 (a) mostra a distorção resultante da torção de um objecto fino fora do plano horizontal, e a figura 5.18 (b) mostra a distorção para objectos de espessura finita.

Embora todas as esferas tenham o mesmo diâmetro, a área seccional transversal, que é projectada paralelamente ao plano do filme, é agora maior se a esfera estiver fora do eixo, sendo, por isso, a imagem mais ampliada (compara A e B). Nota-se que se a esfera estiver num plano diferente (por exemplo C), a distorção pode ser considerável. A Figura 18 (b) mostra também que quando os objectos estão em planos diferentes, a distorção de posição ocorre. Embora C está mais próximo do eixo central do que D, a sua imagem cai realmente mais longe do eixo central.

Uma determinada quantidade de distorção da forma e da posição é inevitável e o radiologista experiente aprende a ter esses factores em consideração. Salienta-se que esses efeitos são mais notáveis em radiografia de ampliação.

5.11 Factores que afectam a imagem radiográfica

Como foi referido ao longo desse trabalho, um número elevado de factores pode afectar a imagem radiológica, sendo estes sumariados seguidamente.

- Escolha da tensão de alimentação do tubo
- Tempo de exposição

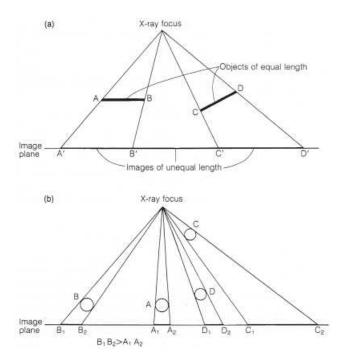


Figura 5.18: Figura 18 Demonstração da (a) distorção da forma de um objecto; (b) distorção da forma quando o objecto tem um espessura finita (A, B, C) e posição relativa quando estão a profundidades diferentes (C, D). Nota-se que o objecto B está a uma grande distância do ponto focal, ao contrário do objecto C que está situado muito perto do foco de forma a exagerar o efeito geométrico. Em particular, um paciente não pode ser colocado perto do foco de raio-X como o objecto C devido a elevada dose de radiação na pele [1].

- Tamanho do ponto focal
- Qualidade da superfície do ânodo
- Corrente no tubo
- Tamanho do feixe
- Grelhas
- Distância focal ao filme e distância objecto-filme
- Melhoria do contraste
- Filmes e ecrãs
- Processamento do filme

5.11.1 (Escolha da tensão de alimentação do tubo)

Uma elevada tensão de alimentação (kV) dá origem a um baixo contraste e uma maior latitude de filme, e vice-versa. A saída de raio-X do tubo é aproximadamente proporcional a (kVp)² e o escurecimento do filme proporcional a (kVp)⁴. Aumentando a tensão de alimentação, diminui a dose de radiação aplicada ao paciente mas em contrapartida aumenta a quantidade de dispersão.

Aumentar a tensão de alimentação permite a redução da corrente no tudo ou tempo de exposição. A 70 kVp, um aumento de 10 kVp permite reduzir a corrente para aproximadamente metade.

5.11.2 Tempo de exposição

Em termos teóricos, o tempo de exposição <u>deve ser o mais pequeno quanto possível</u> <u>para eliminar a profundidade de brilho devido ao movimento</u>. Se o movimento não for um problema, o tempo de exposição pode ser aumentado para que outras variáveis sejam optimizadas.

5.11.3 (Tamanho do ponto focal)

À medida que o tamanho do ponto focal aumenta, o mesmo acontece a profundidade de brilho geométrica. O tamanho mínimo deve ser escolhido de acordo com outros factores que afectam a razão do tubo (kVp; mA; s).

5.11.4 Qualidade da superfície do ânodo

Danos na superfície do ânodo resultam numa distribuição não uniforme da intensidade do raio-X e num aumento do tamanho do foco efectivo. Como consequência, existe sempre alguma variação na intensidade do feixe do raio-X na direcção paralela à linha do câtodo-ânodo. Se uma cuidadosa comparação do escurecimento produzido por duas estruturas for requerida, deverão ser orientadas em ângulos rectos para o feixe de electrões a partir do cátodo até ao ânodo.

5.11.5 Corrente no tubo

Numa situação ideal, todas as outras variáveis seriam escolhidas primeiro e então uma corrente (em mA) seria seleccionada de forma a obter um óptimo filme escurecido. Se isso não for possível, por exemplo devido ao limite da razão, o sistema torna-se extremamente interactivo e a combinação final das variáveis é um compromisso para obter o melhor resultado possível.

5.11.6 Tamanho do feixe

Deve ser tão pequeno quanto possível e proporcional com o campo de vista requerido de forma a minimizar a dose no paciente e a dispersão. É de notar que, comummente falando, o colimador reduz a dose integral, isto é, a dose absorvida multiplicada pelo volume irradiado.

5.11.7 Grelhas

Estas devem ser usadas se a dispersão reduzir significativamente o contraste, como no caso da irradiação de grandes volumes. O uso de grelhas requer um aumento da corrente (mA), aumentando assim a dose de radiações no paciente.

5.11.8 Distancia focal ao filme e distância objecto-filme

Uma elevada distância focal ao filme reduz a desfocagem geométrica, amplificação e distorção, mas diminui a intensidade de raio-X aplicada ao paciente pela lei quadrada da inversa. A distância a utilizar é determinada pela razão do tubo. A distância objecto-filme não pode, normalmente, ser controlada pelo operador mas é mantida a mais pequena possível pelo fabricante do equipamento. Movimentos, desfocagem geométrica e amplificação podem ser influenciados pela orientação anterior/posterior ou posterior/anterior do paciente.

5.11.9 Melhoria do contraste

A modificação do número atómico de um órgão, usando por exemplo agentes de contraste contendo bário ou iodo, ou da sua densidade, introduzindo por exemplo um gás, altera o contraste relativo ao tecido circundante.

5.11.10 Filmes e ecrãs

Esses são apenas uma escolha limitada. U<u>ma combinação rápida filme-ecrã minimizará a dose de radiações no paciente, a profundidade de brilho devido ao paciente e devido a movimentos.</u> A profundidade de brilho do ecrã associada a ruído quântico (quantum mottle) pode ser mais elevada do que quando uma combinação lenta filme-ecrã é usada. <u>Se detalhes extremamente finos foram requeridos, um filme non-screen pode ser usado mas requer uma maior corrente (mA) e consequentemente uma maior dose de radiação aplicada ao paciente.</u>

5.11.11 Processamento do filme

Esta parte vital de formação da imagem não deve ser negligenciada. O controlo da qualidade durante o desenvolvimento é extremamente importante, uma vez que pode ter um efeito profundo no sucesso da radiografia. O uso de uma má técnica neste estágio pode levar a uma selecção errada de determinados factores, tais como a posição e exposição. Torna-se evidente através desta lista de que a qualidade de um simples plano de execução de uma radiografia é afectada por uma série de factores, alguns deles sendo interactivos. Cada um desses factores deve ser cuidadosamente controlado para que o máximo de informação possa ser obtido da imagem resultante.

Capítulo 6

Medidas de radiação e doses nos pacientes

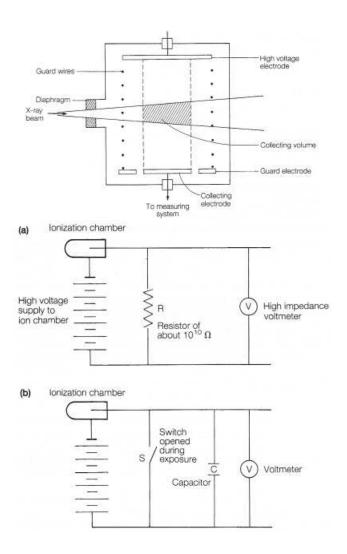
Três parâmetros diferentes:

- Exposição Fluxo de fotões que viajam pelo ar
- Dose absorvida
- Qualidade do feixe espectro

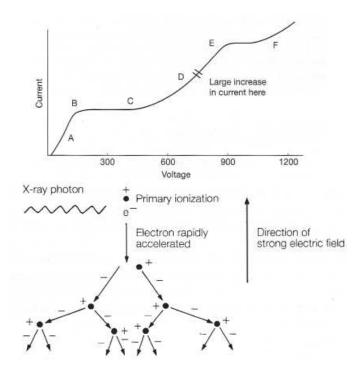
6.1 Ionização do ar como primeira medida padrão

— Falta —

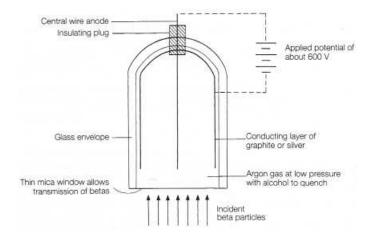
6.2 Câmara de ionização



6.3 Contador Geiger-Muller



6.3.1 Tubo de Geiger-Muller



6.3.2 Comparação entre a câmara de ionização e o contador de Geiger-Muller

— Falta —

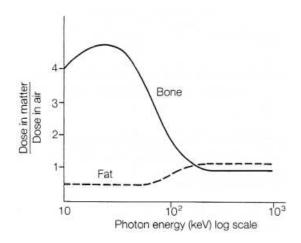
6.4 Relação entre a exposição e a dose absorvida

— Falta —

6.4.1 Conversão entre exposição no ar e dose no ar

— Falta —

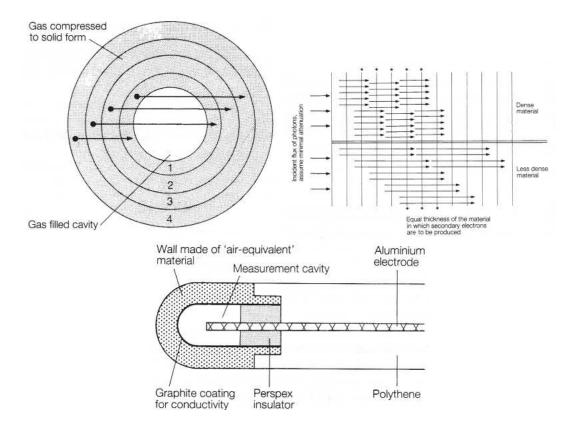
6.4.2 Conversão entre dose no ar e dose num tecido



6.5 Monitores de radiação práticos

— Falta —

6.5.1 Câmaras de ionização secundárias



6.5.2 Medidores de produto dose-área

— Falta —

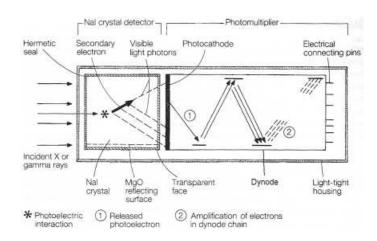
6.5.3 Medidores de exposição para monitorar o pessoal

— Falta —

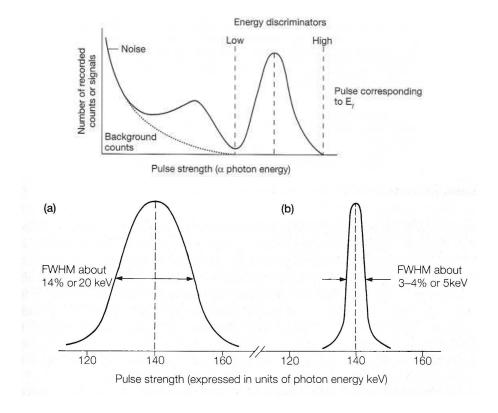
6.6 Dosímetros de termoluminescência

— Falta —

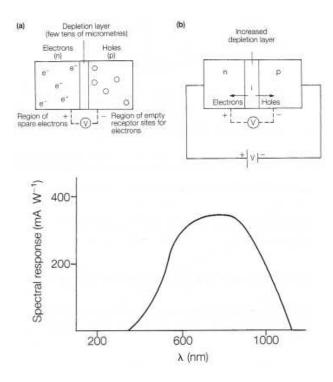
6.7 Cintiladores e tubos fotomultiplicadores



6.8 Distribuição espectral da radiação



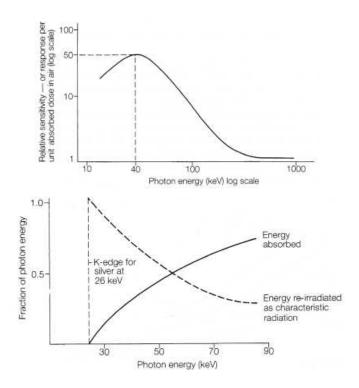
6.9 Detectores de semicondutor



6.10 Filmes fotográficos

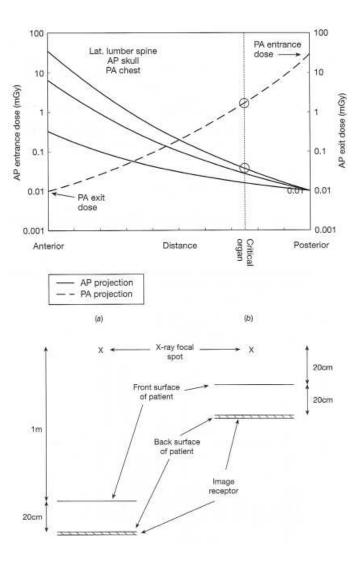
— Falta —

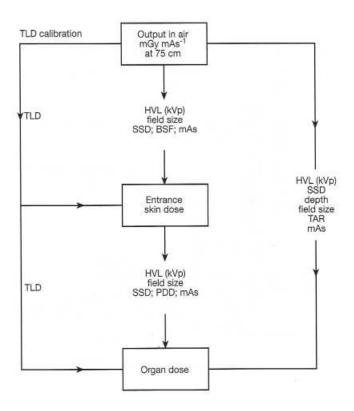
6.11 Variação da sensibilidade do detector com a energia dos fotões



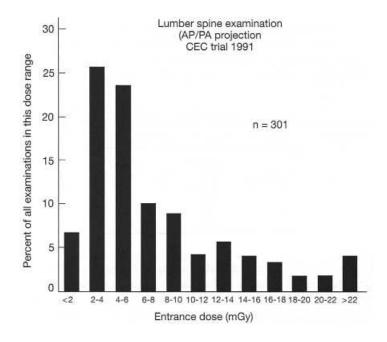
6.12 Doses nos pacientes em diagnósticos radiológicos

6.12.1 Princípios

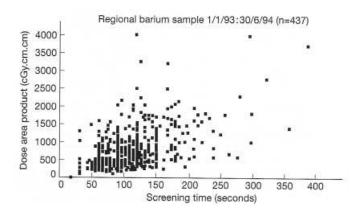




6.12.2 Doses de admissão em filmes radiográficos



6.12.3 Doses de admissão em exames fluoroscópicos



6.12.4 Doses aplicadas aos orgãos

— Falta —

6.13 Redução das doses nos pacientes em diagnósticos radiológicos

— Falta —

6.13.1 Factores técnicos

— Falta —

6.13.2 Factores não técnicos

— Falta —

Capítulo 7

Técnicas radiográficas especiais

Colaboração de:

Ana Sofia Silva

Vera Sofia Almeida

Para além das técnicas de radiografia convencionais e bem conhecidas, existe um conjunto de técnicas mais especializadas que podem também ser utilizadas em radiologia. São estas práticas que vão ser abordadas ao longo deste capítulo. Estas técnicas representam uma excelente oportunidade para demonstrar a aplicação dos princípios dos raios-x, já bem estabelecidos, em situações bastante específicas. Algumas das técnicas radiográficas especiais são:

- Radiografia de alta tensão
- Macroradiografia
- Radiografia digital
- Técnicas de subtracção
- Mamografia
- Xerorradiografia
- Radiologia pediátrica
- Radiologia dental

7.1 Radiografia de alta tensão

O aumento da tensão de operaçãop dotubo de raios-x traduz-se em alguns efeitos, alguns dos quais são desejáveis para a obtenção de melhores imagens radiográficas, enquanto que outros são indesejáveis. Dos efeitos desejáveis podem salientar-se o aumento da dose de raios-x por mAs, a penetração mais eficiente no corpo do paciente, a redução da dose absorvida pelo paciente e um escurecimento do filme mais eficiente. Como desvantagens podem salientar-se os factos de que existe maior dispersão de raios-x antes de atingirem o filme e o contraste da imagem obtida ser menor. Finalmente, o facto do contraste radiográfico decrescer com o aumento da tensão do tubo, representa, regra geral, uma desvantagem, excepto quando é realmente necessária uma gama de contraste do paciente maior.

Uma tensão de cerca de 60 – 70 kVp é uma boa opção para pacientes de tamanho médio ou grande, uma vez que resulta num bom balanço entre o contraste, definição óssea e uma aparência limpa da vascularização dos pulmões. Todavia, para pacientes de tamanho um pouco superior, na ordem dos 25 cm de diâmetro anterior-posterior, a dispersão e a atenuação tornam-se significativas. A corrente do tubo gerador de raios-x só pode ser aumentada até um certo limite, o que significa que os tempos de exposição serão mais longos. Para além disso, se se usar uma grelha que reduz a dispersão, a dose para o paciente torna-se significativamente superior. Finalmente, a utilização de uma grelha nesta gama de tensão de kV, pode realçar o contraste excessivamente, o que resulta no aparecimento de áreas junto da parede do peito e do mediastino muito brilhantes e nas regiões centrais muito escuras.

Os problemas que surgem quando é usada uma técnica de alta tensão (125 — 150 kVp) são bastante diferentes. A saída de raios-x e a penetração no paciente são muito boas, o que permite, por exemplo, em condições de operação entre os 140 kVp e 200 — 250 mA, seja necessário um tempo de exposição mais curto. No entanto, é preciso ter em consideração que um tubo de raios-x pode não tolerar um uso consistente de alta tensão, o que significa que o fabricante necessita de conhecer, na altura da instalação, qual a técnica que vai ser adoptada. O gerador de tensão tem se ser inspeccionado regularmente, uma vez que o tubo vai ser utilizado perto do seu limite eléctrico. Os cabos de alta tensão podem originar problemas mais frequentemente do que os de baixa tensão.

Os filmes resultantes desta técnica têm um contraste inferior e possuem uma aparência global cinzenta. Assim, é possível abranger uma maior gama de contraste do objecto mas, em contrapartida, alguns detalhes não são distinguíveis. Se, por exemplo, um paciente tiver um diâmetro anterior-posterior marcadamente diferente na região superior do peito em relação à região inferior, então é necessário um filtro de alumínio que seja capaz de compensar as diferenças na absorção dos tecidos.

Uma consequência imediata do uso de alta tensão é o aumento da latitude de exposição. Para qualquer objecto, a radiação de contraste primária, ou o contraste subjectivo, é menor para tensões elevadas. Assim, as exposições transmitidas ocupam uma região mais estreita na curva característica para alta tensão do que para baixa tensão. A figura 7.1 (a) exemplifica como a gama de exposição AB pode ser alterada para A_1B_1 ou A_2B_2 , sem que haja perda significativa de contaste. Para situações de baixa tensão, representadas na figura 7.1 (b), não existe latitude de exposição, uma vez que qualquer alteração resulta em perda de contraste, quer na parte superior ou inferior da curva característica.

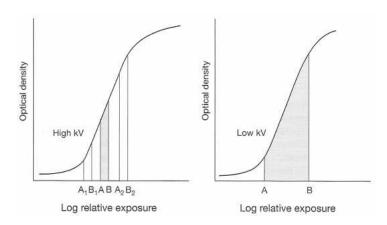


Figura 7.1: Figura 1: Gráficos representativos de como, para um dado objecto e uma dada combinação filme-ecrã, pode haver latitude de exposição pa alta kV e não para baixa kV.

Quando se usa uma técnica de alta tensão é comum registar-se um aumento da chegada de fotões primários e de fotões que sofreram dispersão ao filme, o que significa que é necessária uma técnica de redução da dispersão. Se for em termos de grelha, então uma grelha de razão 10:1 já representa uma boa solução. Uma razão superior pode resultar num melhoramento da qualidade da imagem para alguns pacientes, mas se a grelha não for trocada no intervalo de cada utilização, todos os pacientes irão receber muito mais radiação.

Uma outra técnica de redução da radiação dispersa que atinge o filme é a técnica da distância ou "air gap", que se encontra representada na figura 7.2. Imagine-se que existe um centro pequeno de dispersão muito próximo do ponto em que os raios-x abandonam o paciente. Utilizando energias comuns de diagnóstico, os raios-x dispersos de Compton irão viajar quase igualmente em todas as direcções. Como se pode observar no diagrama, à medida que a cassete do filme se vai, progressivamente, afastando do paciente, um número menor de fotões de raios-x dispersos atinge a cassete.

É igualmente visível no diagrama que os primeiros $20-30\,\mathrm{mm}$ de abertura são

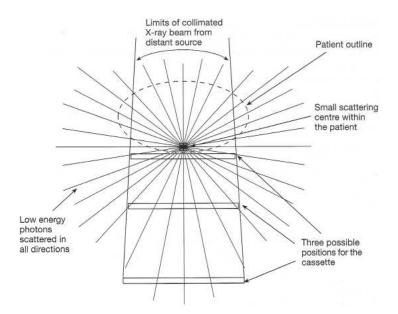


Figura 7.2: Figura 2: Diagrama que mostra, esquematicamente, como o número de fotões dispersos que atingem a cassete diminui à medida que esta se vai afastando do paciente.

os mais importantes. Uma vez que vão existir muitos centros de dispersão no corpo todo, pode pensar-se que esta técnica não é muito efectiva porque vai existir uma abertura grande entre a maior parte dos pontos de dispersão e o filme, ainda que a cassete esteja em contacto (posição A). No entanto, os fotões de baixa energia que sofrem dispersão nas regiões perto da entrada do feixe são fortemente absorvidos pelo próprio paciente, daí que sejam os fotões que se originam perto da região de saída que originam a maior parte do problema.

Note-se também que enquanto a atenuação dos raios-x, que sofreram dispersão, no interior do corpo do paciente é um factor importante, a atenuação destes raios na zona da abertura (gap) é insignificante. Na escala da figura 7.2, a fonte de raios-x encontra-se a uma distância tal que as margens do feixe primário do colimador sejam aproximadamente paralelas. Assim, o efeito da lei quadrática inversa do feixe primário em resultado da introdução de uma abertura (distância) é muito pequeno.

Numa técnica de radiografia de alta tensão do tórax, numa gama entre os $125-150\,\mathrm{kVp}$, é comum usar uma abertura de $20\,\mathrm{cm}$, com uma distância de $3\,\mathrm{m}$ entre o foco e o filme. Isto resultaria num contraste comparável ao da grelha 10:1. Ambas as técnicas resultam num aumento da dose para o paciente, mas o aumento gerado pelo efeito da lei quadrática inversa em resultado da abertura é, geralmente, menor do que aquele necessário para compensar a grelha.

Embora esta técnica aparente ter um vasto conjunto de vantagens, ela não é

vulgarmente utilizada, talvez porque a posição do suporte do filme relativamente à mesa tenha de ser constantemente mudada.

Como comentário final destaca-se o facto de terem sido discutidas algumas vantagens e desvantagens da técnica de radiografia de alta tensão $(125-150\,\mathrm{kVp})$ relativamente à de baixa tensão $(60-70\,\mathrm{kVp})$. No entanto, é necessário ter em conta que podem ser utilizadas tensões intermédias, com uma consequente mistura de vantagens e desvantagens.

7.2 Macroradiografia

Um objecto radiografado é ampliado na proporção:

$$M = \frac{\text{Distância foco-filme}}{\text{distância foco-objecto}} = \frac{FFD}{FFD - d}$$
(7.1)

Esta geometria encontra-se representada na figura 7.3. Note-se que a amplificação unitária (M = 1) é apenas conseguida se o objecto estiver em contacto com o filme, isto é, se d for nulo.

Para a maioria dos exames de rotina, M é mantido o mais reduzido possível. Isto porque, se o ponto focal tem tamanho finito, o que é sempre verdade na prática, é formada uma penumbra proporcional a d/(FFD-d), o que significa que a ausência desta penumbra só ocorre se d=0. A comparação das figuras 7.3 (b) e (c) mostra que, para um valor fixo de d, o tamanho da penumbra depende do tamanho do ponto focal.

Na prática, as estruturas de interessante nunca estão realmente em contacto com o filme. Tomando uma distância típica de $d=10\,\mathrm{cm}$, para $FFD=100\,\mathrm{cm}$, a amplificação irá ser aproximadamente 1.1 ($M\approx1.1$). Por vezes, por exemplo em casos de estudo de pequenos ossos nas extremidades ou em técnicas de angiografia, é necessário que se obtenha uma imagem ampliada. Uma forma de concretizar este objectivo passa por ampliar uma radiografia vulgar, usando técnicas ópticas. No entanto, este procedimento não é muito satisfatório, uma vez que resulta na produção de uma imagem granulosa com ruído quântico aumentado. A alternativa consiste em aumentar o valor de M, e para isso, assume-se que é aumentado o valor de d, enquanto se mantém constante o valor de FFD. Embora ao aumentar d seja possível atingir o resultado esperado, isto pode trazer um vasto conjunto de outras consequências no contexto do processo radiográfico, que vão ser seguidamente apresentadas:

• <u>Dimensões do ponto focal.</u> Como já foi referido anteriormente, o tamanho da penumbra depende do tamanho do ponto focal. Se se assumir que a

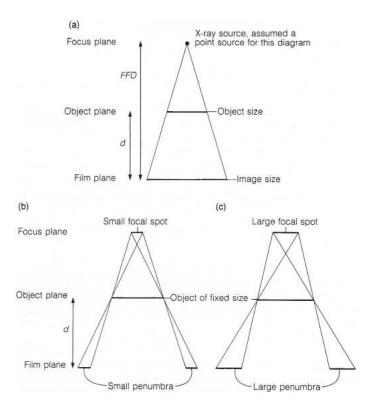


Figura 7.3: Figura 3: Disposição geométrica de uma microrradiografia. a) Assumindo a fonte como um ponto, então através de triângulos similares obtém-se M=FFD/(FFD-d); b) e c) demonstram que, para um objecto de tamanho fixo, com uma amplificação fixa, o tamanho da penumbra aumenta com o tamanho do ponto focal.

penumbra faz parte da imagem ampliada, é possível demonstrar, a partir de uma análise simples de geometria, que a verdadeira amplificação é dada por:

$$M^* = M + \frac{(M-1)F}{xy},\tag{7.2}$$

onde F representa o tamanho do ponto focal e xy o tamanho do objecto. Assim, quando M é elevado e F é da ordem de xy, a penumbra contribui significativamente para a imagem.

De forma a manter esta geometria não penetrável (penumbra) mínima, é necessário que o tamanho focal seja o mais reduzido possível. Pontos com tamanho superior a 0.3 mm são pouco utilizados, ao invés dos de 0.1 mm.

Um tamanho focal com 0.3 mm ou inferior não é facilmente medido com precisão, e o seu tamanho pode variar com a corrente do tubo até mais de 50%

do valor esperado. O desempenho de um tubo usado para a amplificação da radiografia está bastante dependente de um bom ponto focal e de inspecções cuidadosas, regulares e eficazes. Pode ser difícil manter uma intensidade de raios-x uniforme ao longo do campo de raios-x, usando um ponto focal de tamanho muito reduzido. A distribuição da intensidade pode ser maior na periferia do que no centro, ou vice-versa. Estas irregularidades podem representar algumas dificuldades na obtenção de factores de exposição correctos.

- Resolução do filme-ecrã. Embora a amplificação tenha um efeito prejudicial na nitidez do filme-ecrã, dado que o ponto focal tem tamanho finito, a não penetração do filme é, de facto, reduzida devido à amplificação. Para entender a razão disto, considere-se a formação de uma imagem para um objecto teste que consiste em oito pares de linhas por mm. Se o objecto estiver em contacto com o ecrã (M=1), o ecrã deverá devolver os oito pares de linhas por mm, o que está para lá da capacidade dos ecrãs rápidos. Agora suponha-se que o objecto é deslocado para um ponto a meio caminho entre o ponto focal e o ecrã (d=FFD/2 e M=2). O objecto será então ampliado no ecrã para quatro pares de linhas por mm, e assim torna a aquisição da imagem mais fácil.
- Distorção por movimento. Uma fonte importante de degradação da imagem em amplificação radiográfica é a distorção causada pelo movimento. Se um objecto se estiver a deslocar a 5 mm/s e a exposição for de $0.02\,\mathrm{s}$, então durante a exposição o objecto move-se $0.1\,\mathrm{mm}$. Se ele estiver em contacto com o filme (M=1) e a resolução apropriada for de quatro pares de linhas por mm, correspondendo a uma separação de $0.25\,\mathrm{mm}$, então um movimento desta magnitude não irá influenciar seriamente a qualidade da imagem. No entanto, o efeito do movimento do objecto depende de d. Se d=FFD/2, isto é, M=2, a sombra do objecto no filme irá deslocar-se $0.2\,\mathrm{mm}$, e isto pode causar uma degradação significativa na imagem, num sistema que tenha uma resolução de $0.25\,\mathrm{mm}$. Note-se, no entanto, que o tamanho da penumbra permanece na mesma fracção do tamanho do objecto.

Uma contribuição importante na distorção da imagem provocada pelo movimento poderá ser provocada pelo aumento do tempo de exposição, em resultado de uma saída fraca do tubo com um tamanho focal pequeno, e pelo aumento da distância foco-filme.

• Ruído Quântico. Este factor é determinado pelo número de fotões por mm² na imagem, que por sua vez é decidido pelo escurecimento do filme requerido. À medida que a imagem é vista, sob condições normais de visualização, o número de fotões por mm² que atinge o filme é exactamente igual ao de uma radiografia normal e, consequentemente, o ruído quântico é o mesmo.

• <u>Dose no paciente</u>. Se o valor de *FFD* for fixo, então os factores de exposição são inalterados. <u>Mas se o paciente se colocar perto do ponto focal de forma a aumentar a amplificação, então a dose de radiação que penetra no paciente é aumentada.</u> No entanto, existem dois factores que podem compensar, em parte, este aumento da dose. Primeiro, a área irradiada no paciente pode, e deve, ser reduzida. Isto irá necessitar uma colimação especial do feixe de raios-x e um alinhamento preciso da zona do paciente que vai ser exposta. Segundo, uma air gap poderá dispensar o uso de uma grelha.

Poderá ser necessário um aumento no valor de FFD, porque se o plano médio do paciente estiver posicionado a cerda de 50 cm do ponto focal, de modo que M=2, então a superfície superior do paciente estará muito próxima do ponto focal e a lei quadrática inversa poderá resultar num inaceitável aumento da dose. Note-se que se FFD for aumentado, os factores de exposição terão de ser ajustados e uma maior tensão poderá ser necessária para satisfazer os requisitos.

Resumindo, a resolução da imagem decresce rapidamente com a amplificação e, para um ponto focal de 0.3 mm, a máxima amplificação possível é de, aproximadamente, 2 para 1 num objecto ou 1.6-1.8 na superfície da pele perto do tubo.

7.3 Radiografia digital (aspectos práticos)

No processo de geração de uma imagem digital de alta qualidade o sistema detector deverá:

- captar os fotões de raios-x com eficiência elevada
- ser capaz de obter uma <u>informação espacial precisa acerca da distribuição de</u> fotões de raios-x

Basicamente, existem dois modos para que isto seja conseguido. O primeiro consiste em usar um, ou mais pequenos, detectores discretos e, se necessário, cobrir a região de interesse com um movimento do detector apropriado. Por exemplo, um array linear de detectores irá necessitar um movimento linear. A abordagem alternativa é amostrar, em intervalos discretos regulares, a imagem analógica produzida através de radiografia convencional.

Dois factores importantes para qualquer transdutor de imagem são:

• A relação entre a <u>resolução espacial e o tamanho da matriz</u>, que determina, essencialmente, o intervalo de amostragem. De acordo com o teorema da amostragem de Nyquist, se a maior frequência espacial a que se pretende

fazer a aquisição for ν_m , então a distância linear de amostragem, d, não deverá ser superior a $1/2\nu_m$. Assim, no caso de se pretender digitalizar, por exemplo, um filme do tórax de $35~{\rm cm}\times42~{\rm cm}$ no qual a maior frequência espacial adquirida é de 4 ciclos/mm, o espaçamento das amostras não deverá ultrapassar os $125~{\rm \mu m}$, e o tamanho da matriz correspondente será 2800×3440 ;

• A gama dinâmica. Uma das maiores desvantagens das imagens analógicas que necessita ser ultrapassada é a limitada gama dinâmica do filme fotográfico, na qual apenas as exposições que caem na zona mais fortemente ascendente da curva característica podem ser, utilmente, interpretadas.

7.3.1 Métodos de formação da imagem

Nesta secção irão ser abordados os princípios básicos e as principais características relevantes para as potenciais vantagens da radiografia digital em relação à radiografia convencional.

Cintilador acoplado a fotodíodos ou tubos fotomultiplicadores

Em teoria, existem várias formas de produzir uma imagem digital. Assumindo um ponto como a fonte, as possibilidades encontram-se representadas na figura 7.4. A

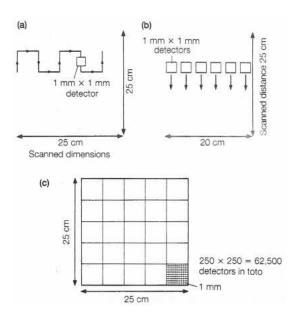


Figura 7.4: Figura 4: Disposição dos detectores em radiografia digital. a) Detector de varrimento; b) array linear de detectores; c) array estático de detectores $(250 \times 250 = 62\,500 \text{ detectores})$.

figura 7.4 (a) mostra um pequeno detector que faz o scan da área ocupada pela imagem. Este método representa uma abordagem bastante simples em termos de geometria, mas necessita de um tempo para aquisição de todos os dados longo, mesmo tratando-se de uma matriz relativamente grosseira de 256×256 .

A figura 7.4 (b) mostra um array linear de detectores que precisa apenas de fazer um movimento linear para cobrir todo o espaço da imagem. A aquisição da imagem é acelerada, mas necessita ainda de alguns segundos.

A figura 7.4 (c) mostra a utilização de um array estático de detectores. Este é um sistema de aquisição da imagem bastante rápido, mas o número de detectores individuais é elevado.

A maior parte dos sistemas baseados no princípio do scan usam um array unidimensional com movimento linear. Um sistema proposto em 1983 para radiografia digital do tórax, previa o scan transversal do feixe de raios-x ao longo do paciente. A definição do feixe era conseguida através de uma fenda (fenda de entrada) com 0.5 mm de largura, enquanto na saída estava uma fenda (fenda de saída) com 1.0 mm de largura que removia a maior parte dos raios dispersos. O feixe iria depois incidir num ecrã de um composto de gadolíneo, suportado por um array linear vertical de detectores, que consistiam em 1024 fotodíodos espaçados de 0.5 mm (figura 7.5). O sistema completo, o tubo de raios-x, o colimador e os detectores, conseguia fazer o scan do paciente em amostras de 4.5 s e 1024 posições horizontais. A entrada estimada, de dose no paciente era 250 μGy.

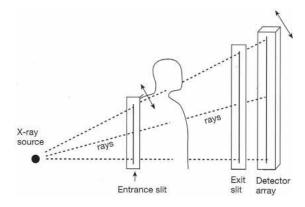


Figura 7.5: Figura 5: Diagrama de um sistema de radiografia digital. O feixe de raios-x move-se horizontalmente através do paciente. A fenda de saída e os detectores movem-se juntamente com o feixe.

Actualmente, estão a desenvolver-se detectores planos usando arrays de fotodetectores de silício, capazes de receber a luz proveniente de cristais de iodeto de césio (CsI), e também detectores baseados em fotocondutores (selénio, por exemplo) capazes de converter directamente os fotões de raios-x em electrões.

Digitalização dos filmes

Esta abordagem é atractiva no sentido em que se torna numa extensão da prática radiológica, uma vez que permite um processamento retrospectivo dos filmes existentes. No entanto, não é vulgarmente utilizada nas práticas de rotina.

Intensificador de imagem-sistema de vídeo

Os componentes de um sistema baseado numa câmara de vídeo com um intensificador de imagem estão esquematizados na figura 7.6. A saída do intensificador de imagem está ligada a um sistema de vídeo, que é posteriormente percorrido por um feixe de electrões. O movimento natural do feixe fornece uma digitalização numa dimensão, e os dados recolhidos numa linha de aquisição podem ser digitalizados fazendo o registo de todo o sinal acumulado em intervalos de tempo regulares e breves.

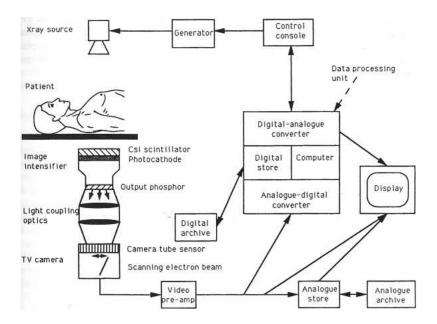


Figura 7.6: Figura 6: Diagrama de blocos de um sistema de intensificador de imagem-sistema de vídeo para radiografia digital.

Um desenvolvimento importante nesta área foi o melhoramento do desempenho dos cintiladores de CsI usados na entrada. Os intensificadores de imagem modernos possuem uma elevada eficiência de detecção quântica, isto é, na quantidade de raios-x incidente que é realmente detectada, e o tamanho do fósforo foi aumentado sem que isso levasse a perda da resolução espacial. No entanto esta resolução não está em concordância com o desempenho de uma câmara de vídeo de 625 linhas, cuja resolução é 1.4 lp/mm quando usado um intensificador de imagem de 230 mm.

Desta forma, foi necessário desenvolver câmaras de 1000 e 2000 linhas, cuja razão sinal-ruído é elevada e com uma gama operacional dinâmica adequada.

É possível realizar aquisição da imagem de dois modos. Através de uma exposição de corrente baixa contínua no tubo, cada frame de TV pode ser digitalizada a 25 frames/s. Uma vez que a saída do tubo é baixa, o ruído em cada frame é elevado, mas pode ser reduzido somando várias frames. Para determinados estudos, como por exemplo imagem cardíaca digital, níveis de ruído baixos são essenciais, a taxas de frames que podem ir de 12.5 a 50 frames/s. Isto necessita de um procedimento pulsado e uma saída de raios-x muito maior durante o pulso.

Detectores CCD

Uma potencial aplicação dos detectores de estado sólido em radiografia digital é o CCD. Um sensor CCD consiste num waffer de silício que após algumas transformações, resulta num array de elementos (pixéis) isolados uns dos outros. Um elemento tem, tipicamente, um comprimento de $40-50\,\mu\mathrm{m}$ e já se encontram disponíveis matrizes de 1024×1024 . Ao aplicar uma tensão de polarização apropriada, cada elemento irá actuar como um condensador, armazenando carga. Assim, quando são expostos à radiação, irá gerar-se uma carga eléctrica proporcional à intensidade do feixe de raio-X. Esta carga é recolhida em cada pixel, individualmente, tal como na câmara vidicon, para produzir uma imagem da carga ao longo de todo o CCD. No tanto, ao contrário da câmara vidicon, existem métodos de leitura que não necessitam o varrimento com um feixe de electrões. Uma das possibilidades é usar um shift register (figura 7.7). No entanto, o seu fun-

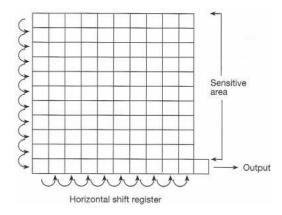


Figura 7.7: Figura 7: representação esquemática da mudança de carga num CCD.

cionamento está condicionado pelo facto da carga, embora acondicionada num poço da matriz, poder mover-se para um pixel adjacente caso a pro-

fundidade do poço seja maior. Assim, fazendo um cuidadoso controlo da profundidade do poço de potencial para cada pixel, é possível que uma dada carga possa moverse sistematicamente em volta da matriz sem que exceda ou se misture com a carga do pixel adjacente. Portanto, tendo umas portas de controlo entre os elementos, é possível transferir a carga numa linha de elementos para uma linha do shift register. Uma vez no shift register, as cargas podem mover-se para a direita até à porta de saída, onde podem ser lidas. Seguidamente faz-se reset às portas e a linha seguinte passa para baixo para ser lida. Este processo é actualmente bastante rápido, de tal forma que a leitura é feita quase instantaneamente. O sinal analógico produzido é conduzido através dos fios até a um conversor analógico-digital (ADC) e o sinal digital resultante é colocado num array de pixéis, criado pelo computador, de forma a que a posição coincida com o elemento no detector. Uma vez no array poderá ser manipulado como qualquer outra imagem digital.

Um método alternativo de leitura permite a medição da carga em cada elemento usando o facto das conexões na linha vertical e horizontal definirem exactamente apenas um elemento no sítio onde se cruzam, permitindo que a carga nesse elemento seja lida.

Para gravar directamente as imagens digitais a partir dos raio-X, os CCD's têm uma limitação, nomeadamente fraca sensibilidade de detecção devido a uma espessura activa pequena. Para além disso, o CCD é susceptível à radiação, podendo ocorrer danos com fluxos elevados.

Um CCD pode ser combinado, com muito sucesso, com um ecrã luminescente e uma superfície fotoeléctrica catódica. Os fotões de raio-X são convertidos com eficácia em fotões de luz e, posteriormente, em electrões que são captados nos poços. Assim, o CCD pode ter aplicações em fluoroscopia digital, com as seguintes vantagens relativamente à câmara TV:

- A resolução é determinada pelo tamanho e espaçamento dos elementos fotossensíveis, não existe varrimento com feixe de electrões capaz de introduzir flutuações;
- A geometria do CCD é precisa, uniforme, livre de distorções e estável;
- sensor é linear, para uma gama de iluminação grande;
- As características do ruído são mais favoráveis.

Existe uma intensa actividade comercial no sentido de produzir pratos, para a radiografia em geral, uniformes e com um tamanho suficientemente grande, a um custo aceitável. Até há gum tempo, a área do detector era apenas de $5\,\mathrm{cm}^2$, tornando esta técnica limitada a aplicações como radiografia dentária ou tipos de mamografias restritos.

Em radiografia dentária a resolução é de, aproximadamente 10 lp/mm e a dose necessária é de apenas 10-20% da dos filmes de velocidade-D, a mais vulgarmente utilizada. Mesmo relativamente aos filmes de velocidade E, a dose é de aproximadamente 50%. Um problema em radiografia geral, que pode também afectar a radiografia em geral, é o facto de algumas unidades de raios-x não conseguirem produzir uma exposição suficientemente curta. Como a leitura é instantânea, podem fazer-se repetidas radiografias imediatamente, se necessário. A manipulação da imagem consegue reduzir a necessidade de repetidas radiografias, tornando possível a amplificação das imagens ou técnicas de realce.

Existem poucas desvantagens. Para a radiografia dentária, a espessura (aproximadamente 0.5 cm) e rigidez do prato da imagem pode significar que o paciente não consiga tolera-lo no interior da boca, mesmo tendo o mesmo tamanho físico que o filme dentário.

Fósforo foto-estimulável

Esta é uma técnica que tem tido uma aplicação crescente como um sistema baseado na amostragem discreta de uma imagem analógica produzida pelo transdutor.

O raio-X latente é capturado num prato reutilizável (tipicamente $35\,\mathrm{cm} \times 35\,\mathrm{cm}$) revestido com cristais de um fósforo foto-estimulável apropriado. O prato pode ser lido, após a posição a raio-X, através do varrimento de um raio laser num movimento quadriculado, medindo a luz emitida com um tubo fotomultiplicador e um guia de luz. O spot do raio ser tem, normalmente, $100\,\mu\mathrm{m}$ e a amostragem é feita a 5 e 10 pixeis/mm. A imagem final pode ser gravada num filme ou armazenada em formato digital.

As propriedades desejáveis de um fósforo foto-estimulável são:

- Elevada sensibilidade de emissão num comprimento de onda do laser disponível (por exemplo, He/Ne a 633 mm;
- Emissão de luz numa gama de $300-500\,\mathrm{mm}$, onde os tubos fotomultiplicadores têm uma eficiência quântica alta;

A intensidade relativa de luz emitida é proporcional à exposição dos raio-X no prato, e a sua larga gama dinâmica pode ser explorada na radiografia do tórax usando técnicas de ajuste nela ou de subtracção.

Uma vez que o raio laser é muito pequeno, não há limitação da resolução espacial. Esta é mais influenciada pelo tempo de leitura ou pela intensidade de luz necessária para a estimulação. Têm sido produzidos variados pratos para a radiologia geral, mamografia, tomografia e técnicas de subtracção, com frequências espaciais típicas de $2-3 \,\mathrm{lp/mm}$.

7.3.2 Requisitos de resolução

A aceitação das imagens digitais pelos radiologistas irá depender de dois critérios:

- Confiança que as novas imagens não resultam numa perda dos dados clínicos relevantes;
- Apresentação das imagens numa perspectiva aceitável por parte dos radiologistas, isto é, as imagens não devem ter um aspecto muito diferente das analógicas com que o radiologista está habituado.

Estes critérios conduziram a uma série de estudos sobre o máximo tamanho aceitável de um pixel (não esquecer que este é um critério mais importante do que o tamanho da matriz, que se encontra dependente do campo de visão). Os resultados não foram inteiramente consistentes. Uns sugerem que não existe nenhuma perda na precisão do observador até que o tamanho do pixel exceda 1 mm; outros indicam que a precisão do diagnóstico vai aumentando com a redução do tamanho do pixel abaixo de 0.1 mm.

Um tamanho efectivo do pixel de 0.2 mm necessita de uma array digital de imagem de 2048×2048, um campo de visão de 40 cm× 40 cm e pode ser utilizado em muitas aplicações. É praticável ter câmaras de muito alta-definição a trabalhar com matrizes de 2048 × 2048, nas quais as técnicas de suavização podem tornar as imagens virtualmente indistinguíveis das imagens analógicas. Também estão a se senvolvidos sistemas de 4096×4096, com um tamanho efectivo do pixel de 0.1 mm. Eles irão provavelmente eliminar qualquer aspecto que ainda persista acerca da qualidade da imagem do exame torácico coronal, mas ainda poderão ser necessários pixéis mais pequenos para mamografia digital. Note-se, no entanto, que pixéis mais pequenos conduzem a um aumento adicional no armazenamento de dados.

7.3.3 Doses nos pacientes

Esta continua a ser uma área difícil. Para a radiografia digital ser largamente adoptada, deve idealmente produzir radiações que não devam ser superiores, e preferencialmente mais pequenas, que as radiações produzidas pela radiografia convencional.

Em alguns aspectos isto é praticamente verdade, por exemplo a escala dinâmica da radiologia digital assegura que é praticamente possível um diagnóstico de imagem de qualidade por um apropriado processamento de imagem. Assim imagens repetidas são eliminadas. Contudo é requerido algum cuidado para verificar se os factores de exposição que resultam em doses altas desnecessárias ao paciente estão a ser seleccionados.

Talvez uma questão mais razoável seja: 'A imagem digital oferece doses mais baixas quando os parâmetros óptimos são usados para obter uma boa qualidade na imagem?'. Um conjunto de experiências irá responder brevemente aos problemas físicos inerentes a esta questão. Dobbins et al (1992) compararam o desempenho da imagem de um photostimulable phosphor computed radiography (PPCR) com um acelerador médio de combinação filme-ecrã utilizando um contrast-detail phantom. Sob condições propícias para radiografias do peito de altas kV, o PPCR precisa de um aumento significativo (75-100%) na exposição para encontrar semelhanças na qualidade da imagem. Alternativamente, a comparação de exposições resultam numa queda de 100% na detecção de contraste com o PPCR.

Contudo, alguns destes efeitos poderão ser atribuídos ao facto de o número atómico médio do barium fluorohalide no PPCR é menor que o do gadolinium oxysulphide no ecrã. Assim a absorção de raio-X, e consequentemente a absorção do barium fluorohalide, irá deteriorar rapidamente as altas keV. Esta explicação é suportada pelo facto de PPCR funcionar relativamente melhor a baixas tensões (80 kV).

Outra possível contribuição para a qualidade da imagem poderá ser as respostas dos dois detectores de radiação dispersa. Convém recordar que os materiais apresentam um bom comportamento de absorção acima dos seus limites de absorção K. Para o bário e o gadolíneo eles são 37.4 keV e 50.2 keV respectivamente. Assim o ecrã PPCR deverá absorver muito bem radiação dispersa na gama de 40 a 50 keV.

Estes resultados demonstram que uma dada dose de radiação para um determinado nível de qualidade da imagem é muito dependente da técnica escolhida. Muito trabalho ainda permanece por fazer até que se chegue a um consenso das doses associadas a cada técnica.

7.4 (Técnicas de subtracção)

As técnicas de subtracção são técnicas que permitem que informação indesejada seja eliminada da imagem e, deste modo, permitem que a informação de diagnóstico seja mais fácil de visualizar. São particularmente úteis quando imagens sequenciais diferem em pequenos detalhes que se pretendem destacar. Um exemplo típico acontece na angiografia, na qual se pretende visualizar a posição e quantidade do meio de contraste em vasos sanguíneos entre duas imagens separadas por um pequeno intervalo de tempo.

O princípio básico da técnica é muito simples. Uma radiografia é negativa se um negativo do seu negativo for preparado e o positivo e o negativo forem posteriormente sobrepostos, a luz transmitida apresentará uma intensidade uniforme. Isto acontece porque regiões que eram pretas no negativo original são brancas no positivo e vice-versa, compensando-se mutuamente. O positivo da ima-

gem original é muitas vezes designado de máscara. Quando uma segunda radiografia é tirada ao paciente, com um ou dois detalhes ligeiramente diferentes, por exemplo após a injecção de um meio de contraste, a sobreposição da máscara e da segunda radiografia resultará em todas as áreas inalteradas uniformemente, mas as partes onde ambas diferem serão visualizadas.

Para a técnica ser bem sucedida, as duas imagens devem estar exactamente sobrepostas e o paciente não poderá efectuar nenhum movimento durante as exposições. Os factores de exposição para a radiografia e para a saída do tubo devem ser os mesmos de modo a assegurar uma igual densidade óptica que deve estar na escala 0.3-1.7. A cópia do filme que faz a máscara deve ter uma gama igual a 1.0. Quan mes são vistos no seu conjunto a densidade óptica é aproximadamente 2.0 e uma caixa de visualização com alta iluminação é requerida.

Muitas destas limitações têm sido superadas na radiografia digital e as técnicas de subtracção têm sido uma das principais aplicações em radiografia digital.

7.4.1 Radiografia de subtracção digital

A técnica de radiografia digital é amplamente semelhante à adoptada para a subtracção com uma máscara simples. É feita uma exposição a uma série de raio-X individualmente, e tipicamente a uma taxa de uma por segundo antes, durante e depois da injecção de um agente de contraste intravenoso ou intra-arterial com alto número atómico, tal como o iodo. Contudo, cada exposição a raio-X pode agora ser armazenada como uma imagem digitalizada.

Todos os detalhes técnicos considerados nos itens anteriores para uma boa imagem digital são agora relevantes. Por exemplo, para se conseguir uma alta resolução são necessários pequenos pontos focais (0.5 mm) acoplados com exposições repetitivas de pulsos sequenciais de pequena duração, especialmente na área cardíaca. Para u traste, a dispersão deve ser largamente diminuída ou eliminada completamente. Alguns procedimentos complexos têm sido sugeridos para se conseguir isto. Uma ideia para pôr esta ideia em prática consiste na colocação de grelhas à frente e a trás do paciente e deslocadas em sincronismo. É de notar que o processador da imagem digital poderá também ser usado para controlar o gerador, desse modo ajudando a assegurar que todas as exposições são iguais excepto nas regiões afectadas por agentes de contraste. É igualmente importante reter que um sistema de angiografia moderna intravenosa que armazene 60 imagens por segundo de 512 × 256 pixéis provoca problemas principalmente na recolha, manipulação, armazenamento e exposição de dados.

Muitas das vantagens da imagem digital podem agora ser exploradas. Por exemplo, qualquer par de frames pode ser subtraído um do outro para formar uma nova imagem. Devido ao processo de formação, as ima-

gens subtraídas podem conter algum ruído. Imagine-se por exemplo que cada frame contém uma média o son $(n^{1/2})$ é de 100 fotões, este valor representa o ruído. Se um pequeno objecto atenua 1% dos fotões, esta percentagem representa 100 fotões e coincidentemente no exemplo específico o sinal e o ruído são iguais. Contudo, pelo menos duas frames são requeridas para formar a imagem subtraída e por isso o ruído é agora $(20000)^{1/2}$, enquanto o sinal permanece inalterado.

Finalmente, a manipulação de imagens digitais pode, teoricamente, superar problemas no movimento do paciente antes da injecção do agente de contraste, mas estas técnicas por vezes são difíceis de aplicar.

7.4.2 Subtracção de imagens obtidas com duas energias diferentes

Outra técnica de subtracção que é particularmente amena para métodos digitais suporta-se no facto de que propriedades atenuantes dos diferentes materiais do corpo são dependentes de kV.

Assim, por exemplo, baixos kVs são requeridos para gerar contraste em tecidos moles, enquanto que o osso apenas apresenta contraste razoável para altas kVs.

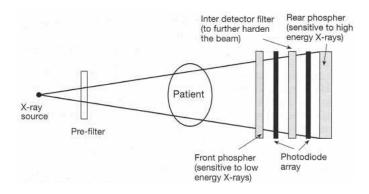


Figura 7.8: Figura 8: Diagrama esquemático de um sistema de exposição simples com energia dual.

Diferentes aproximações diferem um pouco, mas a figura 8 ilustra o princípio geral. A primeira parte do detector compreende um ecrã de yttrium oxysulphide phosfor acoplado a um array de fotodíodos. A partir do limite de absorção do ítrio de 17 kV, é gerado um sinal correspondente à detecção de baixa energia de fotões, isto é, da imagem de osso+tecido mole. O feixe de raio-X agora passa através de um filtro de cobre para um endurecimento antes de cair num ecrã com uma espessura de gadolinium oxysulphide phosphor. O limite K para o gadolíneo é de 50 keV, limite a partir do qual é gerado um sinal correspondente à de-

tecção de alta energia de fotões. Se a imagem obtida no segundo ecrã é carregada apropriadamente e então subtraída da imagem obtida no primeiro ecrã, uma imagem virtualmente desprovida de ossos é produzida. Note-se que não há movimento a borrar porque as imagens são produzidas simultaneamente.

7.4.3 Subtracção de imagens obtidas com intervalo de tempo entre elas

A terceira aplicação das técnicas de subtracção digital usa uma propriedade das imagens digitais que já foi discutida, nomeadamente que qualquer par de frames pode ser subtraída, retrospectivamente uma da outra. Assim não é necessário usar a mesma frame como máscara para cada subtracção. Imagine que 30 frames por segundo foram recolhidas por vários segundos. Num intervalo de tempo são construídas novas séries de imagens subtraídas usando a frame 1 como máscara para a frame 11, a frame 2 sim cada imagem subtraída resulta da diferença entre imagens separadas por um intervalo de tempo fixo, neste exemplo por um terço do tempo. Tal processamento pode ser eficiente em situações em que um órgão é submetido a testes padrões cíclicos de comportamento, por exemplo em cardiologia. É de salientar que as estatísticas de uma única frame podem ser pobres mas a técnica continua a ser aplicável para um intervalo de tempo fixo entre dois grupos de frames. Tanto a diferença de tempo como o número de frames do grupo podem ser ajustados de modo a se obter melhores imagens.

7.5 Mamografia

Existem inúmeras dificuldades associadas com a imagem da mama, nomeadamente para determinar se existem condições de carcinoma ou pré-cancro. Em primeiro lugar, não existem diferenças na densidade física entre áreas suspeitas e tecido normal, mas sim uma pequena diferença no número atómico. Qualquer diferenciação radiológica é consequentemente dependente da atenuação fotoeléctrica. Em segundo, um dos principais objectivos da mamografia é identificar áreas de microcalcificação, mesmo tão pequenas como 0.1 mm de diâmetro. De modo a encontrar a melhor resolução geométrica, é requerido um pequeno foco de visualização e devem ser considerados problemas do tubo de raio-X e avaliação. Finalmente, o tecido da mama é muito sensível à indução do cancro da mama por radiação ionizante (especialmente para mulheres com idades compreendidas entre os 14 anos e a menopausa). Deve ser prestada uma grande consideração para a radiação de dose recebida durante exames mamográficos. Esta secção irá identificar um número de de-

senvolvimentos técnicos que têm vindo a melhorar a qualidade da imagem e também a dose recebida pelo paciente.

7.5.1 Tensão óptima e projecto do tubo

De modo a encontrar o máximo de contraste, deve ser usada uma baixa kV desde que ambos os coeficientes de atenuação e a sua diferença diminuam com o aumento de energia. A escolha da kV é contudo um compromisso. Também baixos kV resultam numa penetração insuficiente e uma numa alta dosagem para a mama. Fotões de raio-X abaixo de 12–15 kV contribuem muito pouco para a radiografia e se possível devem ser excluídos.

Um excelente contraste para uma compressão típica do peito de espessura com $3-5\,\mathrm{cm}$ é obtida com raio-X de escala $17-22\,\mathrm{KeV}$. Trabalho teórico baseado em relações sinal-ruído indicam que para peitos densos a voltagem óptima é mais alta, talvez entre $21-25\,\mathrm{keV}$ e têm sido relatados alguns dados experimentais para suportar estas conclusões.

Embora esta diferença na energia de fotões ser aparentemente muito pequena, tem um efeito fundamental no projecto do tubo. A maioria, se não todas, as unidades de mamografia desenhadas para produzir a maioria dos seus fotões de raio-X na região de 15-20 keV usam um ânodo de molibdénio num tubo com uma janela de beryllium. Uma filtração adicional é fornecida por um filtro de molibdénio. Um tubo desenhado para produzir raio-X na região de 21-25 keV usa um ânodo de tungsténio com tros especiais.

7.5.2 Tubos com ânodos de molibdénio

Uma proporção significativa de fotões de raio-X k_{α} (17.4 keV) e k_{β} (19.6 keV) são de facto as características dos raio-X de molibdénio. A figura 7.9 (a) apresenta o espectro similar a 28 kVp usando uma quantidade ligeiramente diferente no eixo y e apresenta a resolução das características das linhas. Uma janela do tubo de raio-X com baixo número atómico (berílio Z=4) é usada e por isso raio-X desejados não são atenuados. O total filtrado neste tipo de tubos deve ser equivalente pelo menos a 0.3 mm de alumínio para remover a radiação de baixa energia.

Devido a razões de resolução geométrica deve ser usado um ponto focal pequeno. Para trabalhos de contacto a distância da fonte à imagem é tipicamente 60-65 cm e a distância do objecto ao filme é aproximadamente 6 cm, com uma amplificação de aproximadamente 1.1. Para se conseguir a resolução necessária de aproximadamente 13 lp/mm com esta magnificação, é requerido um ponto focal próximo de 0.3-0.4 mm.

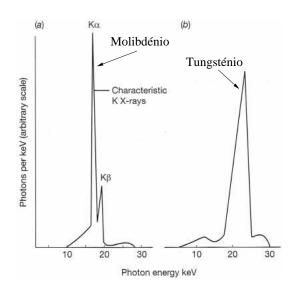


Figura Figura 7.9: 9: a) saída do especde ânodo de molibdénio tro um a ope- $28 \,\mathrm{kVp}$ um filtro de rar commode libdénio $0.05\,\mathrm{mm}$; b) saída do espectro de um ânodo de tungsténio a operar a 30 kVp com um filtro de paládio de 0.05 mm.

A qualidade do feixe de raio-X depende de alguma forma da ondulação kV da forma de onda. A evolução de uma fase simples para uma fase tripla e recentemente para geradores de alta frequência reduz a ondulação kV de 100% (uma fase) para 2 picamente inferior que 4% para altas frequências. As unidades de mamografia comercialmente disponíveis usam geradores de alta frequência e ânodos rotativos. As correntes do tubo são tipicamente na ordem dos 100 mA para um foco largo e, devido às considerações de avaliação, 30 mA para um foco fino. O tempo de exposição ronda os 2 segundos porque a eficiência da saída do ânodo de molibdénio com baixo número atómico é pobre. É de notar que a orientação axial do cátodo-ânodo permite que o efeito de heel possa ser utilizado para compensar a espessura da mama.

Embora as características do espectro do molibdénio sejam ideais para a imagem da mama, trabalhos recentes mostraram que fotões de altas energias no espectro contínuo continuam a dar uma contribuição significativa para a imagem. Assim o kVp deve ser controlado mais que o necessário se as linhas das características (que são independentes do kVp) dominarem completamente o espectro. Também tem algum interesse aumentar o kVp para peitos finos (talvez de 28 para 30 kVp para peitos maiores que 7 cm), embora isto resulte em alguma perda de contraste.

Para neutralizar o efeito da atenuação do corpo o máximo possível, enquanto se retém uma baixa kV, as unidades mamográficas sempre usam aplicadores especiais para comprimir o peito para uma espessura o mais fina possível. Aplicando compressão também é minimizada ou mesmo eliminada a distorção por movimento durante uma longa exposição, e reduz a resolução geométrica porque a mama está próxima do receptor e melhora o contraste pela redução da dispersão.

7.5.3 Tubos com ânodos de tungsténio

O efeito de 0.05 mm de um filtro de paládio na saída do espectro de um tubo com ânodo de tungsténio a ope rar a 30 kVp é demonstrado na figura 7.9 (b). O limite de absorção K do paládio é de 24.3 keV, abaix gia a atenuação do filtro é muito mais baixa do que para altas energias. Assim uma gama de valores é facilmente transmitida e este filtro é muitas vezes conhecido como o filtro de absorção K. O espectro transmitido pelo paládio aproximase o possível do previsto teoricamente, sendo o mais ajustável para a mamografia.

Desde que um tubo com ânodo de tungsténio ofereça uma boa saída, um pequeno ponto focal (0.2 mm) pode ser usado e este pode ser reduzido para um ponto focal efectivo de 0.1 mm deslocando o tubo a um ângulo de 50. É de notar que o maior cuidado se prende com a quilovoltagem do gerador, pois não há linhas características no espectro como no caso do molibdénio.

7.5.4 Combinações de filme-ecrã

Muitos filmes e ecrãs intensificados são oferecidos exclusivamente para mamografia. Os filmes apresentam um lado sensível, que aumenta a paralaxe e aumenta a resolução. O ecrã é posicionado por trás do filme na medida em que causa menos perda de resolução e se torna mais eficiente para o escurecimento do filme. A explicação para estes efeitos está demonstrada na figura 10. No diagrama superior, utilizando alta energia de raio-X, a perda de intensidade de raio-X no ecrã é pequena, e por isso a quantidade de luz produzida em sucessivas camadas do ecrã é semelhante. Ambas as quantidades de luz que alcançam o filme (que determina o escurecimento) e a distância média da fonte de luz ao filme (que afecta a resolução) são semelhantes. Para a mamografia do diagrama inferior a situação é diferente. Neste diagrama é visível uma apreciável atenuação do raio-X e por isso é produzida quanto possível mais luz próxima do filme. Claramente que isto ocorre quando o ecrã está por baixo do filme e não à sua frente.

Os ecrãs são geralmente constituídos por substâncias raras, como por exe emplo lanthaanium brommide ou gadolinium oxyssulphide. O ecrã e o filme são colocados muito próximos por exemplo usando uma cassete de plástico flexível que

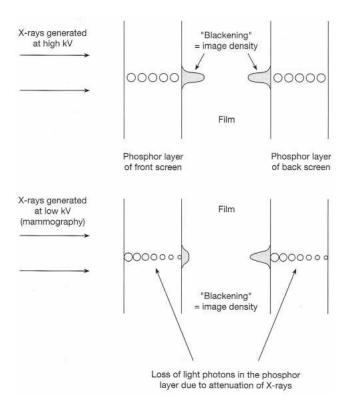


Figura 7.10: Figura 10: Diagrama esquemático que ilustra como o altas energias de raio-X produzem luz uniformemente em todo o ecrã fluorescente mas, devido a atenuações significantes, baixas energias de raios-x produzem mais luz nas zonas em que atingem primeiro o ecrã.

pode ser retirada por vácuo. Os ecrãs fluorescentes são apenas mais rápidos um décimo que os ecrã muns de modo a assegurar que altas resoluções possam ser conseguidas.

A combinação o ideal de um filme-ecrã para uma dada mamografia é geralmente encontrada por ensaios e erros e pode ennvolver a combinação de um filme de um fabricante com o ecrã de um outro fabricaante. Para enaltecer diferenças de contraste o filme tem uma alta gama e portanto uma pequena latitude. Consequentemente o controlo da exposição autommática (autoomatic expos sure control - AEC) é usado frequentemente para fornecer uma densidade consistente ao filme, tipicamente centrado numa densidade óptima de 1.5. É de notar que se o AEC não for adequadamente colocado, a densidade do filme pode diminuir com o aumento da espessura do peito, sendo o feixe a principal causa.

7.5.5 Doses nos pacientes

Como já foi mencionada a anteriormente, as doses de pele devvem ser mantidas muito baixas porque a mama é radiosensitiva. As técnicas têm sido melhoradas, a média de dose glandular (MGD caiu para dezenas de mGy por exposição há 15 anos atrás para menos de 1 mGy actualmente com as melhores técnicas com ânodos de molibdénio.

A dose no paciente usando um ânodo de tungsténio e um filtro K é ainda menor que usando do um ânodo de molibdénio. Para voltagens na ordem de 30 kVp o factor de redução da dose para peito finos é aproximadamente 2. A vantagem desta dose é parcialmente deslocada por uma ligeira redução da qualidade de imagem na medida em que o espectro do molibdénio é melhor que o espectro de tungsténio para radiografar peitos finos. Para peitos finos pode ocorrer não só um aumento do factor de redução da dose para 5, mas também uma melhoria da qualidade da imagem produzida pelo tubo de tungsténio.

7.5.6 Melhoria do contraste

Em mamografia, o contraste é reduzido por dispersão em mais de 50% para um peito mais espesso. O uso da compressão para reduzir a dispersão já foi anteriormente mencionado. O contraste pode ser também melhorado usando uma grelha, usualmente do tipo móvel, para linhas azuis e com uma razão de grelha de 4.0-5.0. A grelha é colocada acima da cassete da película e deve ter alta transmissão para baixas energias de fotões. Isto deve melhorar o contraste para um factor entre 1.2 (2 cm de mama) e 1.7 (8 cm de mama). A dose para a mama deve ser obviamente aumentada - tipicamente para um factor entre 2 e 3 para a mesma densidade óptica. O movimento da grelha não deve causar distorção devido à vibração.

7.5.7 Controlo de qualidade

A selecção de mamografia assintomática é um excelente exemplo do princípio que o benefício médico, isto é, o número de insuspeitas de lesões na mama detectadas, compensa claramente o número de cancros induzidos por radiação.

Esta análise requer um conhecimento do excesso do tempo de vida no risco de mortalidade em mulheres com cancro da mama, um preciso conhecimento do MGD e informação precisa nos extra cancros detectados. Tanto o risco de radiação como a taxa de recolha são largamente dependentes.

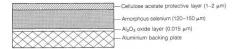
Os factores que afectam MGD são mantidos sob críticas examinações. Isto inclui:

• Feixe do espectro de raios-x (kVp, filtro do ânodo);

- Força de compressão e compressão da espessura da mama o MGD aumenta rapidamente com a espessura da mama;
- O efeito da idade da mulher à exposição da densidade do tecido na mama comprimida;
- O uso de grelhas;
- Técnicas de ampliação;
- Combinações/processamento/densidade óptica dos filmes;
- Número de exposições e total de mAs.

É requerida também uma atenção especial para a qualidade da imagem para assegurar uma alta taxa de recolha de dados. A densidade óptica deve ser verificada - uma baixa dose da mamografia que produza um filme muito fino é, a nível do diagnóstico, inútil. Objectos de teste estão disponíveis para verificar a resolução espacial e o limite de resolução e o tamanho do ponto focal deve ser verificado atenciosamente.

7.6 Xerorradiografia

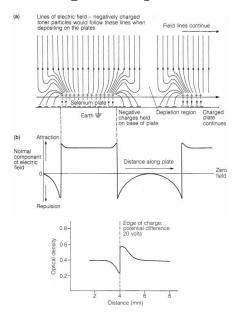


- ullet O selénio é carregado com um potencial de cerca de 1500 V
- A base actua como condensador, logo são induzidas cargas negativas no alumínio
- O dispositivo é colocado no interior da cassete opaca à luz.

7.6.1 Modo de utilização

— Falta —

7.6.2 Formação de imagem de pó



7.6.3 Vantagens e desvantagens

Vantagens:

- Não é baseada em filmes de prata. O dispositivo pode ser usado muitas vezes.
- Tem um tempo de processamento muito curto e pode ser lida rapidamente
- Melhora os contornos da imagem

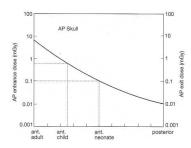
Desvantagens:

- É necessário assegurar uma distribuição de carga uniforme. Deterioração mecânica do selénio e exposição à luz devem ser evitadas ao máximo.
- O processo de carga deve ser efectuado imediatamente antes da utilização.
- Não pode ser usado várias vezes num curto intervalo de tempo. <u>O selénio tem algum efeito de memória.</u>

7.7 Radiologia pediátrica

- Os riscos da radiação nas crianças é superior ao risco nos adultos.

- Existem critérios especiais de obtenção das imagens, sobretudo devido ao tamanho e da composição do corpo, falta de cooperação (sobretudo nos mais jovens) e diferenças funcionais (ritmo cardíaco ou respiratório, etc).



Aspectos que diferem da radiologia normal:

- <u>Tempos de exposição</u>: <u>Mais curtos</u> para minimizarem doses e movimentos.
- Adição de <u>filtros</u> no feixe de raios-x: Para <u>diminuir a dos</u>e.
- Materiais de baixa atenuação: Para diminuir a dose de radiação.
- Diâmetro do campo e colimação
- Imobilização efectiva
- Utilização de grelhas: Normalmente desnecessária
- Combinação filme-ecrã: Para diminuir a dose de radiação.
- Controlo automático da exposição: Para diminuir a dose de radiação.

Deverão ser usadas instalações adaptadas ou até dedicadas à pediatria.

7.8 Radiologia dental

- A principal causa de excesso de dose nos pacientes é a tensão de operação demasiado baixa.
- Com tensões entre os 60 e os 70 kV, a dose é substancialmente reduzida e o contraste continua adequado.
- \bullet O tempo de exposição deve ser bem controlado. Um excesso de 0.2 s é inaceitável.
- Deve evitar-se que o diâmetro do feixe seja muito superior ao do receptor de imagem.

 \bullet Os técnicos devem também evitar expor-se à radiação. Uma distância de 2 m do tubo de raios-x normalmente é segura.

7.8.1 Radiografia intra oral

— Falta —

7.8.2 Radiografia panorâmica

— Falta —

7.8.3 Receptores

— Falta —

7.8.4 Protecção

— Falta —

7.8.5 Controlo de qualidade

— Falta —

Capítulo 9

Protecção prática à radiação e legislação

Pode ser dividida em três categorias:

- Ocupacional
- Médica
- Pública
- A protecção à radiação está ligada à limitação da dose de radiação
 - A segurança da radiação está ligada à redução dos potenciais riscos de acidente

9.1 Papel da protecção à radiação nos diagnósticos radiológicos

- Justificação:
 - A radiação não deve ser usada em nenhuma prática, a não ser que o benefício seja superior aos males causados
 - O benefício para o radiologista pode ser quantificado em termos de emprego ou salário
 - As doses de radiação recebidas pelo público na proximidade de pacientes só podem ser justificadas como benefício social
- Optimização:
 - A amplitude das doses individuais, a probabilidade de ocorrerem exposições e o número de pessoas expostas deve ser o mais reduzido possível

- Limitações:
- Não existem limites, apenas restrições das doses que podem ser ministradas para fins médicos
- Fica sempre a cargo do médico justificar os excessos necessários

9.1.1 Princípios de protecção

— Falta —

9.1.2 Protecção do paciente

- O modo mais efectivo de proteger o paciente é não o sujeitar à radiação.
- Sempre que possível, devem ser usadas técnicas de imagem que não envolvam radiação: Ultrassons, ressonância magnética
 - Os níveis de radiação devem ser medidos em termos de dose total ou produto dose-área e não devem ultrapassar determinados limites
 - Utilização da tensão correcta no tubo
 - Colimação
 - Optimização do sistema de imagem
 - Na utilização de ecrãs, a dose deve ser reduzida. Saída do tubo pulsada
 - Filtragem
 - Forma de onda aproximadamente contínua
 - Utilização de materiais de baixa atenuação
 - Escolha das grelhas
 - Largura do corte na TAC. A dose em cada corte deve manter-se aproximadamente constante
 - Utilização de vestuário opaco à radiação (onde for possível)

9.1.3 Protecção do pessoal hospitalar

- Devem colocar a dose no paciente o mais baixa possível. A sua própria dose é proporcional à do paciente
- A dose recebida é igual à taxa de radiação vezes o tempo de exposição. Qualquer dos dois deve ser reduzido
- A dispersão da radiação está sempre presente. A protecção contra esta radiação é importante
- Redução na dose:
 - Distância: A radiação diminui com o quadrado da distância
 - Blindagens

9.1.4 Protecção do público

- Os membros do público diferem dos pacientes porque recebem radiação sem retirarem daí nenhum benefício
- Pode acontecer nas salas de espera, cubículos para troca de roupa ou noutro local perto do departamento de raios-x

9.2 Legislação europeia

- 1928: Criação da ICRP (Comissão internacional da protecção à radiação)
- As suas recomendações não são mandatárias
- Actualizou as suas recomendações em 1991 (ICRP 60)
- Legislação europeia: As recomendações da ICRP foram promulgadas pela Comunidade Europeia através de uma série de directivas:
 - 96/29/Euratom: Normas básicas de segurança
 - 97/43/Euratom: Exposições médicas
 - 90/641/Euratom: Trabalhadores exteriores

9.2.1 Normas directivas de segurança 96/29/Euratom

- Implementa as recomendações da ICRP 60 e aplica-se a todas as práticas que envolvem risco de exposição à radiação utilizando fontes naturais ou artificiais
 - Todas as práticas acima do nível mínimo devem ser relatadas e algumas devem ser autorizadas
 - As exposições ocupacionais e públicas são distinguidas das exposições médicas
 - Existem limites de doses para os funcionários, estudantes ou aprendizes
 - Existem limites para os funcionários, estudantes ou aprendizes com menos de 18 anos
 - Existem limites para as doses em membros do público
 - Os locais de trabalho que possam expor o público a doses de radiação que exceda determinado limite devem ser classificados e controlados
 - Os trabalhadores são divididos em 2 grupos
 - Os do grupo A devem ser constantemente monitorizados
 - Todos os trabalhadores ou estudantes devem ter algum treino
 - Os espaços onde exista radiação devem ter equipamentos de monitorização
 - Devem manter-se registos da monitorização dos trabalhadores
 - Os trabalhadores da categoria A devem ter vigilância médica
 - Deve existir um sistema de inspecção que garanta o cumprimento da directiva

9.2.2 Directivas de exposição médica 97/43/Euratom

- Reconhece os benefícios da utilização da radiação na medicina, mas identificaa como a maior fonte de exposição a fontes de radiação artificiais
- As práticas médicas devem ser optimizadas em termos de protecção
- As doses devem ser optimizadas
- As pessoas que prescrevem e as que executam as exposições devem ser identificadas
- Todos os equipamentos devem estar inventariados
- É dada especial atenção a exposições pediátricas

9.2.3 Directiva dos trabalhadores exteriores 90/641/Euratom

— Falta —

9.3 Doses no pessoal hospitalar e nos pacientes

— Falta —

9.3.1 Doses no pessoal hospitalar

— Falta —

9.3.2 Doses nos pacientes

— Falta —

9.4 Salas de raios-x

- Devem ser projectadas para acomodarem o equipamento a ser usado
- Geralmente as paredes e as portas constituem uma barreira aos raios-x

9.4.1 Notas para o projecto das salas de raios-x

- Deve ser garantida a blindagem por uma espessura adequada de material denso
- A blindagem das portas deve ser equivalente à das paredes
- O cubículo destinado aos radiografos deve ser suficientemente blindado
- O cubículo deve ser posicionado de tal modo que o paciente nunca deixa de ser visto
- Deve existir uma luz de aviso à entrada de cada sala
- Se existirem várias unidades de raios-x, deve existir uma luz de aviso na que está a ser usada
- Devem existir botões de corte de emergência bem posicionados

9.5	Dosimetria pessoal
— Falta	
9.5.1 — Falta	Gama de resposta
9.5.2 — Falta	Linearidade da resposta
9.5.3 — Falta	Calibração por normas de radiação
9.5.4— Falta	Variação da sensibilidade com a temperatura e a humidade
9.5.5 — Falta	Uniformidade da resposta dentro da mesma série
9.5.6 — Falta	Tempo máximo de utilização
9.5.7 — Falta	Ser ou não compacto
9.5.8 — Falta	Indicação visual permanente
9.5.9 — Falta	Indicação do tipo de radiação

9.5.10	Indicação o	do padrão	da radiação
— Falta –			

9.5.11 Preço

— Falta —

9.5.12 Dosímetros pessoais electrónicos

— Falta —

Capítulo 13

Modos de decaimento radioactivo

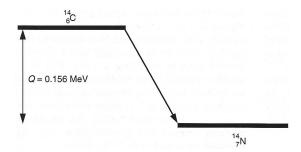
- O decaimento radioactivo é um processo em que um núcleo instável dá origem a outro mais estável, emitindo partículas ou fotões.
- A estrutura atómica pode estar envolvida em certos tipos de decaimento radioactivo, mas este é basicamente um processo nuclear.

13.1 Conceitos gerais

- É comum chamar-se de pai ao núcleo radioactivo e de filha ao núcleo mais estável.
- Em muitos casos, o núcleo filha também é radioactivo, produzindo novos decaimentos.
- Aparentemente, o decaimento é espontâneo, uma vez que a sua ocorrência não é afectada por eventos externos ao núcleo.
- Como resultado, existe a conversão de massa em energia.
- Cada nuclído radioactivo tem um conjunto de características, nomeadamente o modo de decaimento, o tipo de emissão e o tempo médio de vida.

13.2 Química e radioactividade

 O decaimento radioactivo é um processo que envolve primariamente o núcleo, enquanto que as reacções químicas envolvem os electrões da camada mais afastada do núcleo.



- O facto de um átomo ter um núcleo radioactivo não afecta o seu comportamento químico. O seu estado químico também não afecta as características radioactivas. Existem 2 pequenas excepções:
 - O comportamento químico pode ser um pouco afectado pela massa atómica.
 - O tempo médio de vida dos radionuclídos que decaem envolvendo electrões orbitais pode ser um pouco afectado pelo estado químico.

13.3 Decaimento por emissão β^-

• Basicamente, um neutrão é transformado num protão e num electrão:

$$n \longrightarrow p^+ + e^- + \nu + \text{energia}$$

 p^+ - Protão

 e^- - Electrão

 ν - Neutrino

- A energia libertada no decaimento β^- é partilhada pelo electrão e pelo neutrino
- As partículas β apenas penetram em espessuras relativamente finas (mm), sendo difíceis de detectar.
- \bullet Os radionuclídos que emitem apenas partículas β são raramente usados em medicina nuclear.

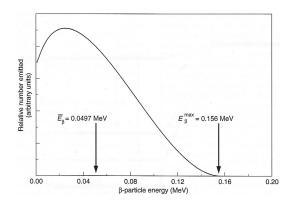
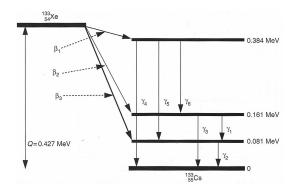


Figura 13.1: Espectro de energias das partículas β^- resultante do decaimento do $^{14}{\rm C}.$

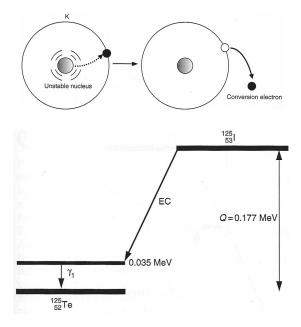


13.4 Decaimento por emissão β^-, γ

- Em alguns casos, o decaimento β^- resulta num núcleo num estado excitado (estado isométrico ou metaestável).
- Este núcleo excitado decai prontamente para uma forma mais estável por emissão de um fotão γ .
- Contrastando com as partículas β que são emitidas num espectro contínuo de energias, os fotões γ apresentam valores discretos e bem definidos para a sua energia.
- Os raios γ também são muito mais penetrantes do que as partículas β , sendo adequados para uma vasta gama de aplicações em medicina nuclear.

13.5 Transição isométrica e conversão interna

Transição isométrica:



• Decaimento do estado isométrico ou metaestável por emissão de raio γ .

Conversão interna:

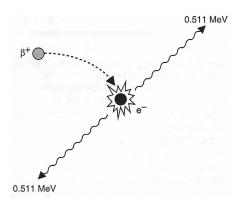
• Transferência da energia do núcleo para um electrão orbital, que é ejectado.

13.6 Captura de electrão e decaimento γ

- A captura dum electrão pode ser vista como o processo inverso do decaimento β^- .
- Um electrão orbital é capturado pelo núcleo:

$$p^+ + e^- \longrightarrow n + \nu + \text{energia}$$

- O neutrino é emitido do núcleo e transporta alguma da energia da transição.
- A restante energia aparece sob a forma de raios-x característicos e electrões de Auger.



13.7 Decaimento de positrão β^+ e β^+, γ

• Um protão do núcleo é transformado num neutrão e num positrão (electrão com carga positiva)

$$p^+ \longrightarrow n + e^+ + \nu + \text{energia}$$

- O positrão combina-se de seguida com um electrão vizinho, ocorrendo uma reacção de aniquilação , na qual as suas massas são convertidas 2 fotões que deixam o local em sentidos exactamente opostos.
- Como cada fotão tem uma energia de 511 keV, a energia mínima de transição necessária para que ocorra o decaimento β^+ é de 1.022 MeV.
- Os emissores de positrões são muito úteis em medicina nuclear porque são produzidos dois fotões por cada decaimento. O facto de serem emitidos na mesma direcção e em sentidos opostos permite calcular com precisão o ponto onde ocorre a aniquilação.

13.8 Decaimentos competitivos β^+ e captura de electrão

- Têm o mesmo efeito no núcleo em que ocorrem: Fazem com que o número atómico diminua de uma unidade.
- \bullet O decaimento β^+ ocorre mais frequentemente em elementos mais leves.
- ullet A EC é mais frequente em núcleos mais pesados, uma vez que os seus electrões orbitais estão mais próximos do núcleo sendo mais facilmente capturados.
- Também existem radionuclídos que decaem de ambos os modos.

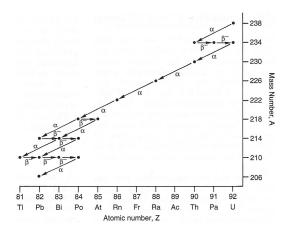


Figura 13.2: Série de decaimentos do ²³⁸U ao ²⁰⁶Pb.

13.9 Decaimento por emissão a e por fissão nuclear

- Têm pouca importância na medicina nuclear.
- Estão associados a elementos muito pesados e normalmente emitem altas doses de radiação.
- No decaimento α , o núcleo emite uma partícula α (2 neutrões e 2 protões).
- A fissão nuclear é a fragmentação espontânea de um núcleo muito pesado em dois mais leves. Neste processo, ocorre a emissão de alguns neutrões.

13.10 Modos de decaimento e linha de estabilidade

— Falta —

13.11 Fontes de informação nos radionuclidos

— Falta —

Capítulo 14

Decaimento da radioactividade

Considerar retirar este capítulo

14.1 Actividade

- O decaimento radioactivo é um processo espontâneo
- Não há forma de prever a sua ocorrência
- pode no entanto ser descrito matematicamente em termos de probabilidades e taxas médias de decaimento

14.1.1 Constante de decaimento

A taxa média de decaimento é dada pela equação aproximada:

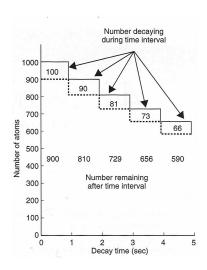
$$\frac{\Delta N}{\Delta t} = -\lambda N$$

N - Número de átomos da amostra

t - Tempo

 λ - Constante de decaimento: tem um valor característico para cada radionuclído. Representa o número de decaimentos por unidade de tempo ou a probabilidade de um único átomo decair por unidade de tempo.

- Alguns radionuclídos podem apresentar mais do que um tipo de radioactividade.
- Exemplo: o ¹⁸F apresenta dois tipos de decaimento, $(97\%\beta^+, 3\%EC)$.



- Neste caso, define-se um valor de λ para cada modo de decaimento possível (λ_1, λ_2) .
- A constante de decaimento total é dada por:

$$\lambda = \lambda_1 + \lambda_2$$

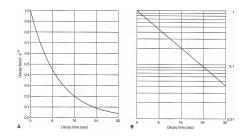
14.1.2 Definição e unidades de actividade

- A taxa de decaimento média $\Delta N/\Delta t$ é a actividade da amostra e mede-se em desintegrações por segundo.
- \bullet É essencialmente a medida de "quanto a amostra é radioactiva".
- A unidade do SI de actividade é o bequerel. Uma amostra com uma actividade de 1 Bq corresponde a 1 decaimento por segundo.
- \bullet A unidade tradicional de actividade é o curie. Corresponde a $3.7\times 10^{10}~Bq$

14.2 Decaimento exponencial

 Com a passagem do tempo, o número de átomos radioactivos numa amostra diminui.

$$N(t) = N(0)e^{-\lambda t}$$



- O factor $e^{-\lambda t}$ representa a fracção de átomos radioactivos presentes na amostra no instante t. É chamado de factor de decaimento.
- Note-se que uma vez que a actividade A é proporcional ao número de átomos N, o factor de decaimento também se aplica à actividade:

$$A(t) = A(0)e^{-\lambda t}$$

14.2.1 Factor de decaimento

— Falta —

14.2.2 Meia vida

• $T_{1/2}$ - É o tempo necessário para que a actividade de um radionuclído decaia para 50%.

$$\begin{aligned} \frac{1}{2} &= e^{-\lambda T_{1/2}} \\ 2 &= e^{\lambda T_{1/2}} \\ \ln 2 &= \lambda T_{1/2} \\ T_{1/2} &= \frac{\ln 2}{\lambda} \end{aligned}$$

14.2.3 Tempo de vida médio

$$\tau = \frac{1}{\lambda}$$
$$\tau = \frac{T_{1/2}}{\ln 2}$$

14.3 Métodos de determinar os factores de decaimento

• Tabelas de factores de decaimento

	Decay	Factors fo	or ^{99m} Tc	
Hours		Min	utes	
	0	15	30	45
0	1.000	0.972	0.944	0.917
1	0.891	0.866	0.841	0.817
2	0.794	0.771	0.749	0.727
3	0.707	0.687	0.667	0.648
4	0.630	0.612	0.595	0.578
5	0.561	0.545	0.530	0.515
6	0.500	0.486	0.472	0.459
7	0.445	0.433	0.420	0.408
8	0.397	0.385	0.375	0.364
9	0.354	0.343	0.334	0.324
10	0.315	0.306	0.297	0.289
11	0.281	0.273	0.264	0.257
12	0.250	0.243	0.236	0.229

- Calculadora
- Métodos gráficos

Exemplos:

- 1. Num frasco com 99m Tc é colocada a etiqueta "75 kBq/mL às 8h00". Qual é o volume que deve ser usado às 16h00 do mesmo dia para preparar uma injecção de 50 kBq?
- 2. Qual é o factor de decaimento do $^{99m}\mathrm{Tc}$ após 16 horas?
- 3. Num frasco com 99m Tc é colocada a etiqueta "50 kBq/mL às 15h00". Qual é a sua actividade às 8h00 do mesmo dia?

14.3.1 Tabelas de factores de decaimento

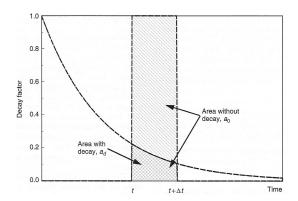
— Falta —

14.3.2 Calculadoras

— Falta —

14.3.3 Métodos gráficos

— Falta —



14.4 Correcções do decaimento na obtenção da imagem

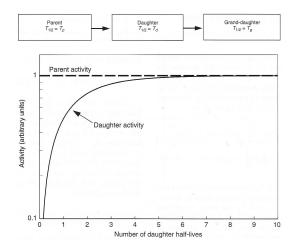
• Em algumas aplicações, os dados são adquiridos durante períodos de tempo comparáveis à meia vida dos radionuclídos.

14.5 Actividade específica

- Uma amostra radioactiva pode conter isótopos estáveis do elemento em questão.
- A quantidade de substância composta por isótopos estáveis é chamada de portador.
- Neste caso diz-se que é uma amostra com portador.
- Uma amostra que não contenha isótopos estáveis diz-se livre de portador.
- A relação entre a actividade da amostra e a sua massa total é chamada de actividade específica. Mede-se em Bq/g.

14.6 Decaimento de uma mistura de radionuclidos

• Quando uma amostra contém uma mistura de elementos não relacionados, a actividade total é dada apenas pela soma das actividades de cada elemento.



14.7 Decaimento pai-filha

- Uma situação mais complicada ocorre quando a amostra contém radionuclídos com relações pai-filha.
- Neste caso existem três possibilidades de equilíbrio.

14.7.1 Equações de Bateman

— Falta —

14.7.2 Com equilíbrio secular

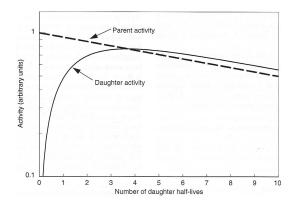
• Ocorre quando a meia vida do pai é muito elevada. Depois de um certo intervalo de tempo, a actividade da filha iguala a do pai.

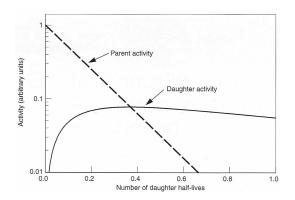
14.7.3 Com equilíbrio transitório

- Ocorre quando a meia vida do pai é superior à da filha.
- A actividade da filha aumenta, ultrapassa a do pai, atinge o máximo e começa a diminuir.

14.7.4 Sem equilíbrio

- Ocorre quando a meia vida do pai é inferior à da filha.
- A actividade da filha aumenta, atinge o máximo e começa a diminuir.





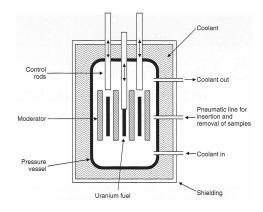
Capítulo 15

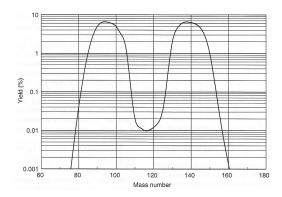
Produção de radionuclidos e radiofármacos

- A maior parte dos radionuclídos naturais tem uma meia vida muito longa.
- Outros representam elementos muito pesados e sem importância nos processos metabólicos ou fisiológicos.

15.1 Radionuclidos produzidos num reactor

- Durante muitos anos foi a principal fonte de radionuclídos para a medicina nuclear.
- Alguns radionuclídos são produzidos directamente no processo de fissão e são extraídos por separação química.
- Outro método usa o fluxo de neutrões do reactor para activar amostras colocadas no seu núcleo





15.1.1 Princípios do reactor

— Falta —

15.1.2 Fragmentos de fissão

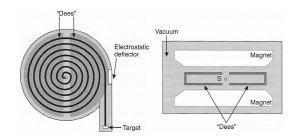
- O processo de fissão que ocorre num reactor pode dar origem a radionuclídos importantes para a medicina nuclear.
- A fissão do urânio ²³⁶U* resulta em mais de 100 nuclídos de 20 elementos diferentes.

Os radionuclídos produzidos por fissão apresentam as seguintes características:

- 1. Apresentam sempre um excesso de neutrões, já que N/Z do $^{235}{\rm U}$ é elevado. Tendem a decair por emissão $\beta^-.$
- 2. Podem ser livres de portador. Não são produzidos isótopos estáveis dos elementos de interesse. Logo apresentam uma alta actividade específica.
- 3. Como não é um processo especifico, a percentagem de radionuclídos de interesse é muito baixa em relação aos produtos da reacção

15.1.3 Activação por neutrões

- Não são repelidos pela carga eléctrica do núcleo, podendo ser capturados, tornando o núcleo radioactivo.
- Isto chama-se de activação por neutrão, podendo ocorrer depois dois tipos de reacções:
 - Reacção (n, γ) Captura um neutrão e liberta um fotão.



- Reacção (n,p) - Captura um neutrão e liberta um protão.

Os radionuclídos produzidos por activação por neutrão apresentam as seguintes características:

- 1. Como os núcleos adquirem mais um neutrão, tendem a decair por emissão $\beta^-.$
- 2. A reacção mais comum é a (n, γ) . Esta reacção não é livre de portador. A reacção (n, p) produz isótopos radioactivos livres de portador.
- 3. Apenas uma pequena parte da amostra é activada, mesmo num fluxo de neutrões muito elevado.

15.2 Radionuclidos produzidos num acelerador

- Os aceleradores são usados para acelerar partículas com carga eléctrica a altas velocidades.
- Quando embatem num alvo, essas partículas podem causar reacções nucleares, das quais resulta a formação de radionuclídos.
- Para acelerar as partículas usam-se aceleradores de Van de Graaf, aceleradores lineares, ciclotrões, e variações de ciclotrões.

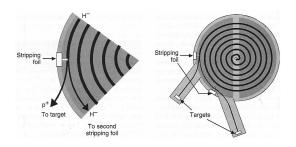
15.2.1 Aceleradores de partículas carregadas

— Falta —

15.2.2 Princípios do ciclotrão

15.2.3 Radionuclidos produzidos num ciclotrão

As principais características dos radionuclídos produzidos num ciclotrão são as seguintes:



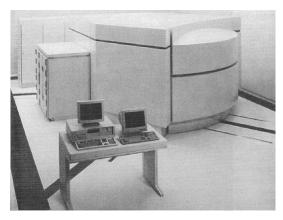


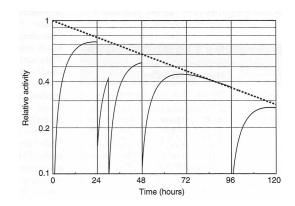
Figura 15.1: Ciclotrão biomédico.

- 1. São adicionadas cargas positivas ao núcleo, fazendo com que este tenda a decair por EC ou emissão β^+ .
- 2. Como a adição de carga positiva altera o número atómico, os produtos do ciclotrão são livres de portador.
- 3. Geralmente produzem menores quantidades de radioactividade do que os reactores.

15.3 Geradores de radionuclidos

- Consiste num par pai-filha contido num recipiente que permite a sua separação e a extracção da filha.
- A actividade da filha é reposta por decaimento do pai, podendo ser extraída repetidas vezes.

Daughter*	Decay Mode	T _{1/2}	Parent	T _{1/2}
⁶² Cu	β ⁺ ,EC	9.7 min	$^{62}\mathrm{Zn}$	9.3 hr
⁶⁸ Ga	β^+ ,EC	68 min	⁶⁸ Ge	275 d
82 Rb	β^+ ,EC	1.3 min	$^{82}\mathrm{Sr}$	25 d
^{87m} Sr	IT	2.8 hr	87Y	80 hr
^{99m} Tc	IT	6 hr	⁹⁹ Mo	66 hr
^{113m} In	IT	100 min	¹¹³ Sn	120 d



15.4 Equações da produção de radionuclidos

— Falta —

15.4.1 Secções eficazes de activação

— Falta —

15.4.2 Taxas de activação

— Falta —

15.4.3 Edificação e decaimento da actividade

— Falta —

15.5 Radionuclidos para a medicina nuclear

— Falta —