

Conceitos físicos em Metodologias Radiológicas^(*)

II — Tomografia Axial Computorizada (TAC) ou Tomografia Computorizada de Transmissão

JOÃO JOSÉ PEDROSO DE LIMA

Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

A finalidade da tomografia axial computarizada (T.A.C.) é determinar o coeficiente de absorção linear $\mu(x,y)$ em cada ponto de uma secção espessa do corpo a partir de um conjunto de projecções obtidas para diferentes ângulos em torno do paciente (Fig. 16).

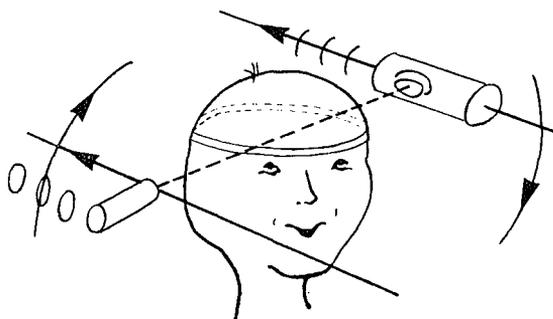


Fig. 16 — Esquema simplificado do princípio de Tomografia Axial de Transmissão (translação-rotação).

Com esta técnica iremos conseguir:

- Eliminar as flutuações de contraste devidas a grandes espessuras de tecido sobrepostas, subpostas e situadas lateralmente às zonas de interesse.

Praticamente, só o corte é irradiado com raios X, sem interferência com as regiões anexas.

- Eliminar, quase que por completo, a radiação dispersa (o feixe tem uma abertura muito pequena e são usados colimadores na fonte e, também, nos detectores).

- Utilizar com eficiência os raios X (a eficiência dos detectores utilizados é de 50-90 %).

- Obter visualização tridimensional (a partir dos cortes axiais podem obter-se cortes coronais e sagitais e ter-se uma visualização tridimensional bastante completa).

- Obter dados quantitativos tais como distâncias entre pontos, áreas de regiões, etc... nas imagens dos cortes, através de diálogo com o computador.

- Obter, finalmente, a imagem de cortes com a espessura de 1 a 10 mm com resolução espacial de 1 a 2 linhas/mm e uma resolução de contraste da ordem dos décimos por cento.

Tudo isto conseguido à custa de quê?

- De degradação da resolução espacial em relação à conseguida com a radiologia convencional;

- De aumento do ruído (ruído estatístico + ruído do algoritmo matemático);

- De doses consideráveis no paciente;

- De aumento considerável no custo dos exames.

Quais são, então, as diferenças mais importantes entre a radiologia convencional e a T.A.C.?

- A radiologia convencional produz a compressão de um volume para um plano. Na projecção radiológica é subtraída uma dimensão ao objecto.

- A T.A.C. fornece a distribuição do coeficiente μ em secções espessas, permitindo uma aproximação tridimensional.

- Uma radiografia convencional é um conjunto definitivo de graduações de cinzento comprimidas no intervalo bastante limitado das densidades utilizáveis do filme.

- Na T.A.C. são armazenados na memória do computador números que representam os valores médios de μ nos voxel's correspondentes aos pixel's da imagem. Estes valores podem ser utilizados as vezes que quisermos, fazendo corresponder aos níveis de cinzento de um

(*) Ver parte I em Gaz. Fis. 10, 19 (1987).

monitor quaisquer intervalos de valores escolhidos. Na imagem cada pixel ficará com um nível de cinzento correspondente ao número T.A.C. armazenado. Este, por sua vez, tem a ver com a atenuação no correspondente voxel.

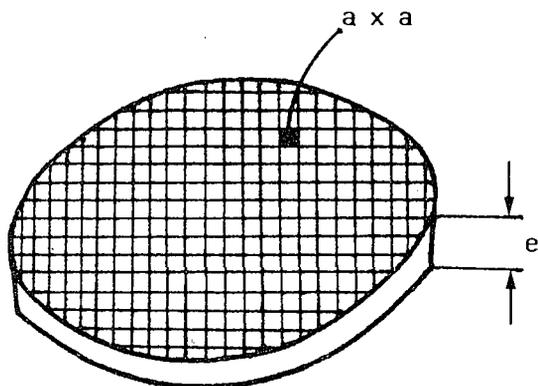


Fig. 17 — Os voxel's de volume $a \times a \times e$ e os pixel's de área $a \times a$ num corte tomográfico.

Antes ainda de falarmos de aspectos técnicos da T.A.C. consideremos alguns dos aspectos físicos relacionados com o método. Numa secção espessa do objecto, Fig. 17, que se

sões anteriores para o elemento de ordem n vem:

$$I_n = I_{n-1} e^{-\mu_n a} = I_{n-2} e^{-\mu_{n-1} a} e^{-\mu_n a} = \dots = I_0 e^{-\mu_1 a} \dots e^{-\mu_n a}$$

e, se se aplicam logaritmos naturais, vem:

$$-\ln \frac{I}{I_0} = \mu_1 a + \dots + \mu_n a = \sum_{i=1}^n \mu_i a = \sum_{i=1}^n f_i$$

Este somatório traduz a atenuação segundo uma dada direcção do feixe de raios X. Podemos generalizar a utilização desta expressão ao caso da Fig. 19:

A intensidade $I_{x'}$ pode caracterizar-se, para um dado x' , pela relação

$$-\ln \frac{I_{x'}}{I_0} = \ln \frac{I_0}{I_{x'}} = \sum_{i=1}^n \mu_i a = \sum_{i=1}^n f_i$$

a que chamaremos *raio soma*. O raio soma é igual ao logaritmo natural do inverso da fracção

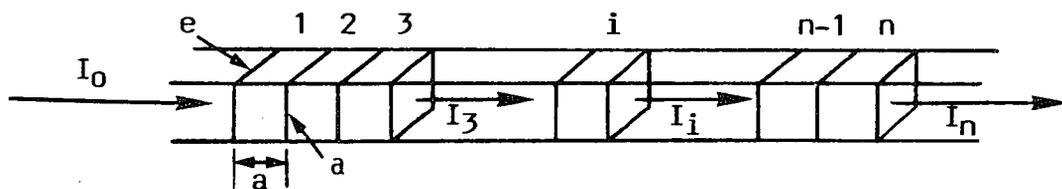


Fig. 18 — Variação da intensidade do feixe de Raios X ao atravessar um série de elementos do objecto.

supõe dividida em voxel's cujo lado de base quadrada é a , suponhamos um fino feixe de raios X de secção rectangular $a \times e$ a atravessar uma série de elementos de volume de lado $a \times a$ e espessura e (Fig. 18).

Sejam $\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_n$ os coeficientes de atenuação médios dos elementos de volume 1, 2, ..., n . Para o elemento corrente de coeficiente μ_i , a intensidade à saída do elemento I_i é:

$$I_i = I_{i-1} e^{-\mu_i a} \quad \text{e} \quad -\ln \frac{I_i}{I_{i-1}} = \mu_i a = f_i$$

Quando se considera a primeira das expres-

da intensidade inicial do feixe que é transmitida segundo a direcção y' e abcissa x' .

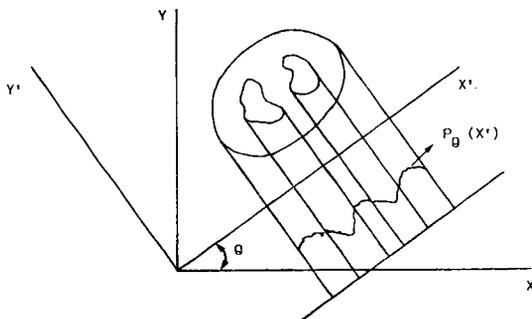


Fig. 19 — Representação gráfica de uma projecção $P(X')$.

O conjunto dos raios soma segundo uma dada direcção y' é a projecção $P_\theta(x')$, ou seja, $P_\theta(x')$ é a projecção da distribuição $\mu(x, y)$ sobre a direcção do ângulo θ .

A projecção $P_\theta(x')$ pode ser ortogonal ou não, mas é do conjunto das projecções obtidas segundo um número considerável de direcções que é possível obter-se a reconstrução tomográfica com as características mencionadas.

Suponhamos que o corte é uma matriz de $n \times n$ elementos (Fig. 20).

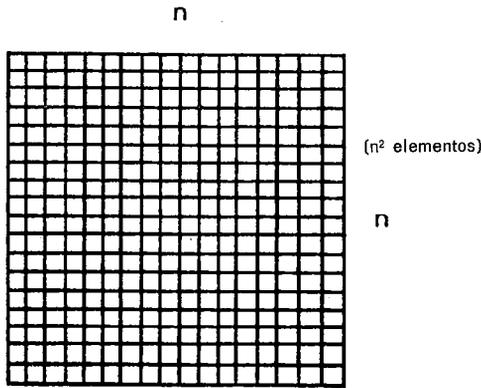


Fig. 20 — A matrix $n \times n$.

Se fizermos n projecções com ângulos θ de 0 a 360°, com n determinações individuais, ou seja, n raios soma por projecção, ficamos com um sistema com n^2 incógnitas. Cada raio soma corresponde a uma equação onde se encontram os coeficientes de atenuação de alguns dos n^2 elementos. Com a informação contida nos raios soma pretende calcular-se, a partir da resolução do sistema, o valor do coeficiente de atenuação médio de cada elemento.

Parece simples, sem dúvida, mas nos T.A.C. modernos o número de elementos da matriz poderá ser de 500×500 , ou seja, cerca de 250.000. Um sistema de 250.000 equações, com 250.000 incógnitas, não é tarefa rapidamente realizável, mesmo pelos mais potentes computadores.

Por esta razão foram desenvolvidos algoritmos capazes de encontrar os valores de μ dos elementos da imagem por outros meios.

Os modernos algoritmos de reconstrução usam a retroprojecção. Esta consiste em, após se terem obtido as projecções, se fazer corres-

ponder, no computador, a cada ponto do espaço objecto, segundo o trajecto de cada raio soma, o valor do próprio raio soma, adicionando os valores que se sobreponham. Para se entender isto considere-se a Fig. 21a).

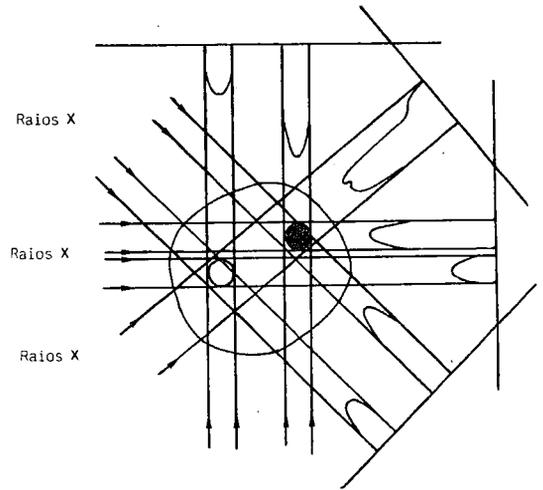


Fig. 21a) — Projecção.

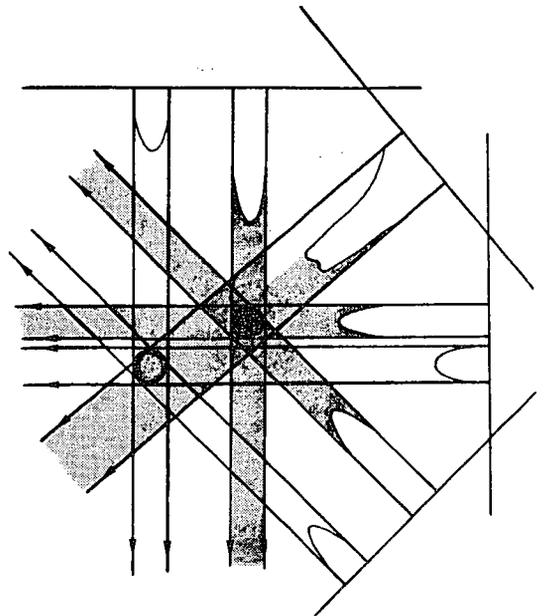


Fig. 21b) — Retroprojecção.

Suponhamos que se projecta ortogonalmente, com um feixe de raios X muito fino, em diversas direcções, um objecto plano, com duas zonas absorventes de iguais dimensões, sendo a mais escura de maior coeficiente de absorção. Se representarmos os gráficos dos valores dos raios soma, ao projectarmos se-

gundo as várias direcções, obteremos as projecções 1, 2, 3 e 4. Na Fig. 21a) só se mostram os raios soma limites das zonas absorventes em cada projecção.

Retirando o objecto e a fonte de raios X e considerando agora linhas coincidentes com os raios soma, no espaço onde se encontrava o objecto, linhas essas com um tom de cinzento tanto mais escuro quanto maior for o valor do raio soma, obtém-se a Fig. 21b).

As linhas, cruzando-se, fazem surgir as regiões mais escuras correspondentes às zonas absorventes. Este processo designa-se por retroprojectação.

Escusado será dizer que no computador não se cruzam linhas com vários tons de cinzento, mas somam-se os correspondentes valores dos raios soma nos endereços correspondentes aos pixel's onde ocorrem tais cruzamentos. A retroprojectação não conduz, contudo, a uma representação fiel das duas zonas absorventes. Estas aparecem na imagem retroprojectada com artefactos. Para um número considerável de projecções as duas zonas da Fig. 21 aparecem na retroprojectação com maiores dimensões e parecendo estrelas.

Existe a possibilidade de utilizar métodos de filtragem sobre as projecções de modo a não aparecerem tais artefactos na imagem. Para tal, cada projecção é combinada com o filtro através de um processo matemático denominado convolução. As projecções filtradas correspondentes por exemplo à Fig. 21a) iriam apresentar valores negativos nos pontos contíguos aos que definem as regiões de maior absorção. Ao ser executada a retroprojectação no computador a introdução dos valores negativos vai fazer desaparecer a maioria dos artefactos como se sugere na Fig. 22.

O efeito do filtro faz com que, na imagem retroprojectada, os valores correspondentes aos pixel's das zonas absorventes sejam positivos e, nas outras regiões, sejam próximos de zero.

Passemos agora à estrutura de um tomógrafo de transmissão. Em termos muito gerais, a Fig. 23 elucida-nos nesse aspecto.

Fundamentalmente, as tarefas que um T.A.C. terá de executar são a aquisição dos

dados, o seu processamento e a apresentação final ou «display» das imagens reconstruídas.

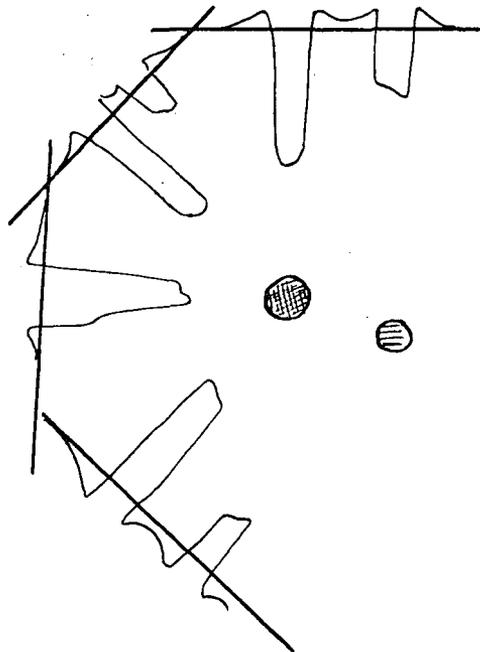


Fig. 22 — Retroprojectação de projecções filtradas.

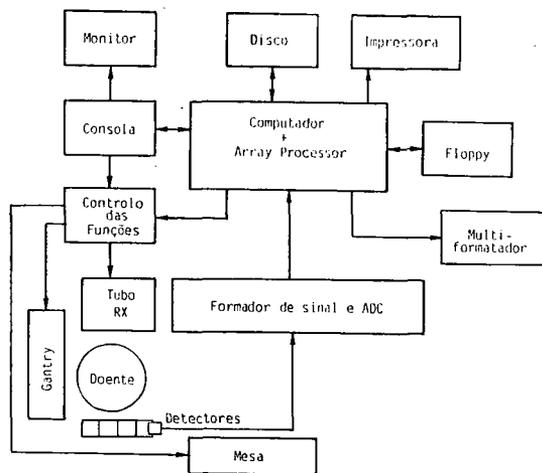


Fig. 23 — Esquema dos blocos de um T.A.C.

Na Fig. 23 há blocos dedicados exclusivamente a alguma destas tarefas e outros que poderão desempenhar funções em mais do que uma das tarefas referidas.

Os blocos: tubo de raios X (que inclui a alimentação), detectores, formador de sinal e ADC, «gantry», mesa e controlo tomam parte na aquisição.

O computador + «array processors», disco e controlo tomam parte no processamento de dados.

O computador, o disco, o multiformador, o floppy e o monitor poderão colaborar na apresentação dos resultados.

Os sistemas de T.A.C. inicialmente propostos eram chamados de translação-rotação e usavam uma translação do conjunto que suportava o tubo de raios X e o detector único para obter uma projecção segundo uma dada direcção, Fig. 24a). O conjunto rodava então um pequeno ângulo (1°) antes de fazer nova translação em sentido contrário. Eram executadas 180 projecções que necessitavam cerca de 4 minutos para serem executadas.

Os sistemas de 2.^a geração dos T.A.C., Fig. 24b), eram ainda de translação-rotação mas utilizavam múltiplos detectores, com uma redução do tempo de corte para 20-60 segundos. A projecção já não é ortogonal.

Na terceira geração, o movimento de translação foi eliminado. Os sistemas apresentam um

arranjo circular de detectores que definem um ângulo com vértice no foco do tubo de raios X que enquadra totalmente o paciente, Fig. 24c). A cada detector corresponde sempre o mesmo fino feixe de raios X.

Para a execução do corte, o conjunto dos detectores e o tubo de raios X roda em torno do paciente, conseguindo tempos de exame de 2-9 segundos.

O número de detectores utilizado neste tipo de tomografia é de 250-700.

Nestes aparelhos a velocidade do exame está limitada pelas capacidades de débito de raios X da ampola e pela velocidade de transferência dos dados ao computador.

A grande exigência de estabilidade dos detectores é uma das maiores dificuldades deste tipo de aquisição.

A quarta geração dos T.A.C., Fig. 24d), destinou-se sobretudo a ultrapassar as necessidades de estabilidade dos detectores da 3.^a geração. Só o tubo de raios X move, havendo um arranjo circular de detectores que completa os

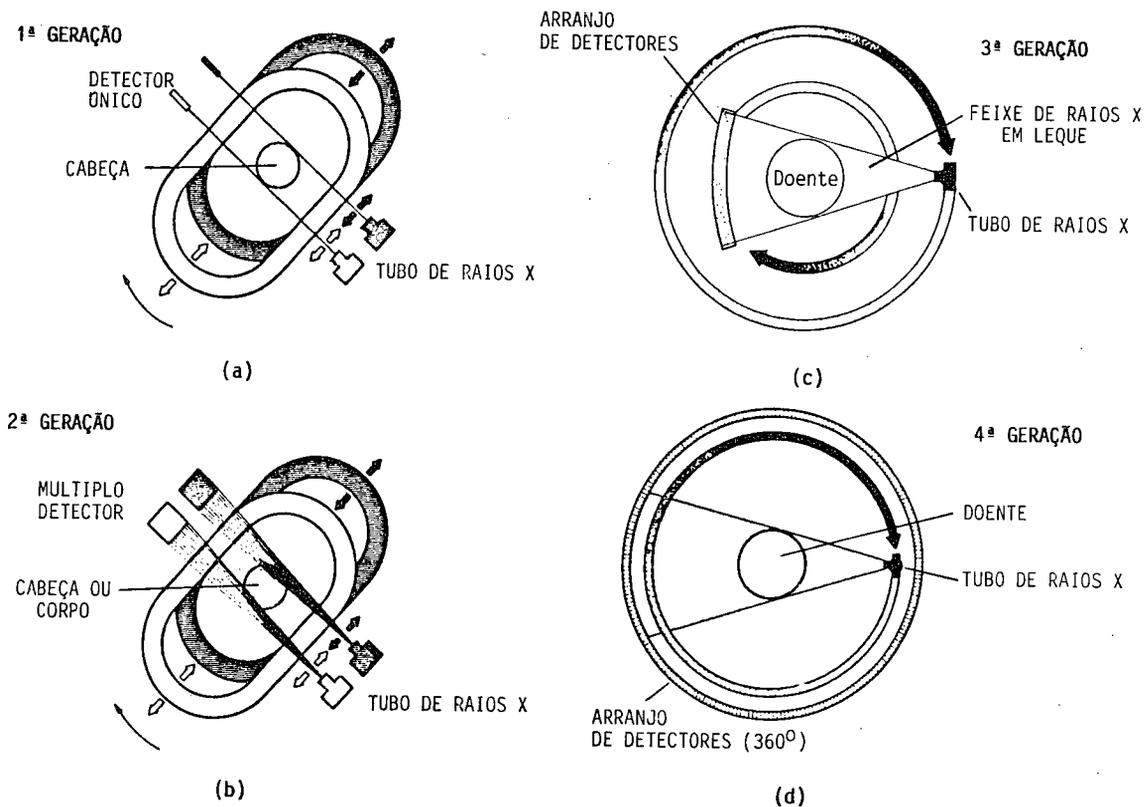


Fig. 24

360° no plano do exame. É exigido um número muito superior de detectores em relação às outras gerações (750-2000).

A velocidade de execução do exame continua a ser limitada pelo tubo de raios X e sobretudo pela velocidade de transferência de dados ao computador. Os tempos mínimos de exame conseguidos com esta técnica são da ordem do segundo.

As 3.^a e 4.^a gerações são «só de rotação», embora na última seja unicamente o detector a rodar. As soluções teóricas que foram encontradas e o menor custo dos aparelhos baseados na concepção da 3.^a geração tornam esta ainda a mais divulgada.

Os tubos de raios X utilizados nos T.A.C. são, em geral, especiais. A capacidade calorífica do ânodo deve ser pelo menos de 400.000 HU (unidades de calor) havendo tubos, desenhados especialmente, com capacidades de 10^6 HU ⁽¹⁾. As dimensões do foco não são, contudo, tão críticas como na radiologia convencional, visto não se obter a imagem por projecção directa. Na maioria dos casos são, porém, utilizadas elevadas velocidades de rotação do ânodo.

Existem diversos modos de aplicar a alta tensão ao tubo, consoante o tipo de T.A.C..

Nos sistemas de translação-rotação só é aplicada tensão ao tubo durante a translação. As correntes utilizadas nestes aparelhos atingiram os 50 mA. Os sistemas só de rotação podem utilizar a alta tensão no tubo ou em regime contínuo ou pulsado. No primeiro, são usadas correntes até 100 mA. No segundo, a corrente em pulsos de 1 a 5 ms, com frequência da ordem dos 60 Hz, pode atingir os 1000 mA.

Elevadíssimas intensidades de fótons libertados em curtos intervalos de tempo, de modo a permitir amostragens em tempos mínimos, constitui a exigência mais severa do T.A.C. sobre os tubos de raios X. Analisemos tal exigência.

Uma imagem tomográfica necessita de 10^9 - 10^{11} fótons detectados. Para fótons de energia efectiva média 70 KeV, como em geral se usa nos T.A.C., atingirem os detectores em tal número, terão de ser absorvidos pelo corpo

do paciente 10^2 a 10^3 vezes aquele valor. Isto implica que a intensidade emitida pela ampola deve ser da ordem de 10^{11} - 10^{12} fótons para o ângulo sólido de $\sim 10^{-2}$ esteroradianos. Para a energia referida os fluxos que se conseguem com os tubos usados nos T.A.C. são de cerca de 3×10^{12} fótons $\text{KW}^{-1} \text{s}^{-1}$ esterorad⁻¹. É este valor que limita a máxima velocidade de execução dos cortes nos T.A.C..

Por outro lado, a energia total que é necessário libertar na superfície do ânodo para se ter uma imagem com interesse clínico é da ordem da centena de KJ. A capacidade calorífica dos ânodos rotativos não ultrapassam os 300 a 100 KJ por limitações da massa em rotação. Significa isto que só um número limitado de imagens pode ser efectuado sem tempo de arrefecimento.

Os detectores que têm sido utilizados nos T.A.C. são os detectores sólidos e os detectores de ionização em gás. São exigidas simultaneamente aos detectores dos T.A.C. as seguintes características: baixo ruído, linearidade na resposta de frequência, alta estabilidade e baixo custo. A opção por um tipo particular de detector deve depender das características do próprio detector e das interacções com o sistema de T.A.C. utilizado.

Os detectores de cintilação produzem uma centelha de luz visível e ultravioleta quando excitados por raios X. A centelha de luz é transformada num impulso eléctrico por meio de um tubo fotomultiplicador ou de um fotodíodo, sendo os impulsos contados por integração de carga eléctrica devido às elevadas frequências que ocorrem.

Uma condição de utilização no T.A.C. dos detectores de cintilação é a de não terem tempos longos de decaimento da centelha luminosa. Quando tal ocorre a linearidade da resposta dinâmica do detector é deteriorada. Esta e outras condições vieram reduzir os cintiladores utilizados em tomografia ao germanato de bismuto, iodeto de cézio e tungstato de cálcio. Este último é o que apresenta, no conjunto, melhores características: um pequeno tempo de decaimento do pulso de luz, pulso

⁽¹⁾ 1 HU = 0,707 J.

de elevada intensidade e com espectro favorável para uso de fotodíodos de silício, boas propriedades mecânicas e custo moderado.

Os detectores gasosos utilizam os impulsos resultantes da captação, por eléctrodos a potencial apropriado, das cargas eléctricas produzidas por ionização no gás. O gás mais utilizado é o xenon, de número atómico alto (52), que é sujeito a pressões elevadas para aumentar a eficiência de detecção.

A eficiência de detecção dos cintiladores sólidos é superior por um factor de cerca de 2 (95 % para 45 %) à dos detectores de Xe. Contudo, a construção dos detectores de gás permite que a separação entre os detectores seja consideravelmente menor do que no caso dos cintiladores. Este facto torna a eficiência real dos dois tipos de detector praticamente sobreponível e da ordem dos 45 %.

Em termos de custo, os detectores de Xe são mais baratos do que os cintiladores sólidos. Duas vantagens dos detectores de Xe sobre os detectores sólidos são a maior estabilidade em longos períodos de tempo e a não dependência da temperatura. Daqui resulta que seja de esperar a necessidade de uma frequência maior de calibrações nos aparelhos com cintiladores do estado sólido. Os detectores de Xe, apesar de alguns problemas associados à probabilidade de ocorrência de microfonia e à estabilidade dos amplificadores de alta impedância, que têm acoplados, apresentam vantagens globais para os sistemas de «só rotação».

Antes de ser detectado, o feixe de raios X é colimado. No T.A.C. o feixe é colimado antes e depois do paciente. O colimador pré-paciente, constituído por várias lâminas de chumbo, destina-se a ter um feixe de raios paralelos e de secção apropriada aos detectores. O colimador pré-detector elimina a radiação difusa e ajuda a definir a espessura do corte.

Nos modernos T.A.C. todas as funções são controladas usando a tecnologia dos computadores digitais. Assim, as condições de funcionamento do tubo de raios X, a localização do doente, a calibração dos detectores, a aquisição dos dados, a sua correcção, a reconstrução da imagem, o seu armazenamento, a apresentação da mesma e a sua possível manipulação, a

fotografia das imagens, as operações em tempo real com o sistema de operação, são sujeitos a controlo pela unidade de controlo ou pelo próprio computador.

A reconstrução e processamento da imagem é, presentemente, efectuada no todo ou em parte, no «array processor» sob controlo de software. Os «array processors» aumentam drasticamente a velocidade de processamento e são indispensáveis quando se pretendem imagens de alta resolução com áreas consideráveis. Estes processadores são igualmente úteis num conjunto de outras operações tais como as da obtenção de cortes sagitais e coronais a partir dos cortes axiais, no *zoom* e na reconstrução tridimensional.

A quantificação de parâmetros da imagem tais como densidades relativas, áreas e distâncias é correctamente obtida nos T.A.C..

A experiência veio permitir apontar algumas características mínimas exigíveis aos T.A.C. para satisfazer as exigências da clínica nalguns exames. No quadro que segue mostramos alguns valores típicos:

Órgão	Tempo/corte (s)	Distância de resolução (mm)	Resolução de contraste (%)
Cérebro	10-20	1 -2	0,5
Tórax	2- 5	1 -2	2
Coluna	10-20	0,5-1	0,5
Abdómen	1- 5	2 -4	5
Coração (gated)	0,001	0,5-2	0,5

As imagens tomográficas do coração exigem a múltipla aquisição em intervalos de tempo mínimos sincronizada pelo ECG para, por adição, se conseguir o número de fotões necessário para a obtenção de imagens com ruído aceitável.

De um modo geral, as exigências mínimas citadas são atingidas pela maioria dos T.A.C. comerciais, embora as características específicas dos diversos modelos permitam estabelecer distinções importantes entre eles. Estas distinções devem incluir como elemento de importância relevante a dose no paciente.

Os factores mais importantes a considerar para valorizar a imagem dos T.A.C. são, para além da dose, resolução espacial e resolução de contraste, a velocidade do corte, a mínima espessura do corte, a capacidade de rejeição de artefactos, a linearidade, a uniformidade espacial e o ruído introduzido.

A resolução espacial de um T.A.C. é muitas vezes especificada a partir da FTM. A frequência espacial para a qual a FTM é 0,1 é, por vezes, chamada frequência limite. Em condições muito especiais alguns T.A.C.'s poderão ter frequências limite de 2,5 a 3 linhas/mm.

A resolução de contraste numa imagem de T.A.C. depende das dimensões do objecto, da sua uniformidade (ou seja, o ruído produzido pelas diferenças de atenuação nas estruturas do objecto) e das outras formas de ruído (estatístico, electrónico e do algoritmo).

Para uma mesma dose no paciente existe, como vimos, um compromisso entre resolução espacial ou, se quisermos, a dimensão do pixel, e a resolução de contraste. Para doses nos pacientes consideradas aceitáveis e com resoluções espaciais inferiores ao milímetro, os T.A.C. conseguem resoluções de contraste da ordem de décimas por cento.

A linearidade de um tomógrafo é avaliada pela curva do número T.A.C. em função do coeficiente de atenuação efectuada com um fantoma apropriado. Esta função deve ser muito aproximadamente uma recta. A uniformidade espacial tem a ver com variações, de pixel para pixel, na imagem de um objecto de composição uniforme. Tais variações não deverão originar contrastes que ultrapassem a resolução de contraste do sistema.

A tendência de desenvolvimento da T.A.C. visa as melhores resoluções de contraste e espaciais para tempos mínimos de exame e para doses toleráveis. Infelizmente este último ponto nem sempre é valorizado como devia.

Para os diversos exames de tomografia as doses variam com as técnicas usadas e as máquinas utilizadas, sendo da ordem de 2-4 rad para a cabeça, 2-5 rad para o corpo e 5-8 rad para a coluna.

Semana de Ciência e Tecnologia

As Secretarias de Estado da Juventude e da Investigação Científica, Junta Nacional da Investigação Científica e Tecnológica, Associação Ciência e Tecnologia para o Desenvolvimento, Associação Juvenil de Ciência, e o Fundo de Apoio aos Organismos Juvenis, levarão a efeito, a partir do próximo mês de Maio, a iniciativa «Semana de Ciência e Tecnologia».

Tratar-se-á de uma exposição itinerante, que percorrerá as capitais de distrito do país, permanecendo uma semana em cada uma delas. Os objectivos são: despertar o interesse do público em geral, e em especial da juventude, para a ciência e suas aplicações; dar a conhecer os seus objectivos, prática e resultados; e despertar os jovens para a possibilidade de uma carreira científica.

A exposição constará de diversos «stands» onde serão exibidas experiências, tanto de nível didáctico como mais avançado. Serão também projectados filmes e vídeos sobre diferentes temas. Haverá ainda diversos colóquios de âmbito geral, sempre para um público não especializado.

A primeira «Semana de C. & T.» decorrerá em Setúbal de 23 a 30 de Maio, sendo a iniciativa mais tarde retomada, a partir de Outubro.

Errata — na parte I deste artigo, Gaz. Fís. 10, 19 (1987), na pág. 22, linha 8, 1.^a coluna; onde está 100 nit é 1000 nit.