

Conceitos físicos em Metodologias Radiológicas

I - Introdução

JOÃO JOSÉ PEDROSO DE LIMA

Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

As vantagens oferecidas pelos métodos de diagnóstico pela imagem, nomeadamente aqueles desenvolvidos nas últimas décadas, atingem praticamente todos os sectores da Medicina.

Após um período de mais de meio século em que a radiologia foi, virtualmente, o único método de diagnóstico pela imagem disponível, grandes passos foram dados. Um dos passos mais decisivos foi, talvez, o estabelecimento de uma investigação sistemática dirigida para o desenvolvimento de novas técnicas. Esta investigação traduz-se numa procura incessante de novas formas de evidenciar alterações topográficas, morfológicas, estruturais e funcionais através do estudo das propriedades físicas, químicas e biológicas de células, tecidos e órgãos, através da descoberta de novos agentes de interacção com a matéria viva, através da sofisticação dos meios de apresentação da informação obtida, etc., etc..

A informação final é tornada disponível na forma de projecções, cortes, sombras, imagens funcionais, reconstruções tridimensionais, e quantificada através de curvas, histogramas, ábacos, etc.. Muitas vezes, o significado desta informação é específico, inteligível unicamente em espaços diferentes do nosso espaço tridimensional.

Dentre os modernos métodos de diagnóstico pela imagem, a tomografia axial computadorizada, viabilizada por Hounsfield em 1972 é, indiscutivelmente, aquele que, pela sua implantação, crescente expansão e reconhecida utilidade, merece o nosso destaque. Este artigo destina-se a provar o interesse desta técnica em situações especiais em que, de uma forma teórica, tentamos prever os seus resultados e os comparamos com os de outras metodologias.

Partimos do princípio que são conhecidas as bases mais elementares da física da radiologia. Mesmo assim, tentamos explicar, sempre que possível, os conceitos físicos introduzidos.

CONTRASTE

Consideremos o caso teórico de um indivíduo portador de um tumor cerebral, de forma cúbica, com 2 cm de lado e coeficiente de atenuação superior em cerca de 2% ao do tecido circundante suposto homogéneo (Fig. 1).

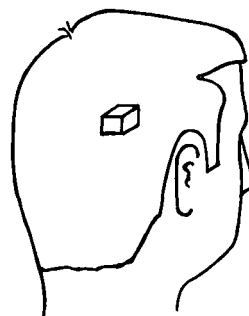


Fig. 1 — Doente imaginário portador de um tumor de forma cúbica, com 2 cm de lado e coeficiente de atenuação superior em cerca de 2% ao do tecido circundante.

Analisemos as possibilidades de duas técnicas radiológicas actuais para a sua detecção, sem utilização de meios de contraste, ou melhor, tentemos prever as respostas da radiologia convencional e tomografia axial computadorizada e comparemos essas respostas.

Consideremos, em primeiro lugar, as possibilidades da radiologia convencional. Na Fig. 2 observamos, em corte, o feixe incidente que supomos de raios paralelos, monoenergético com energia de 65 KeV e de intensidade I_0 ,

o contorno da caixa craneana (3), o tecido cerebral (1), a região do tumor (2) e os raios emergentes de intensidades I' e I .

Ignoremos, numa primeira fase, a radiação dispersa. Admitindo que os coeficientes de atenuação para o tecido mole, tumor e osso, são respectivamente

$$\begin{aligned}\mu_{\text{tec}} &= 0,19 \text{ cm}^{-1} \\ \mu_{\text{tum}} &= 0,1938 \text{ cm}^{-1} \text{ (2\% superior a } \mu_{\text{tec}}) \\ \mu_{\text{os}} &= 0,56 \text{ cm}^{-1}\end{aligned}$$

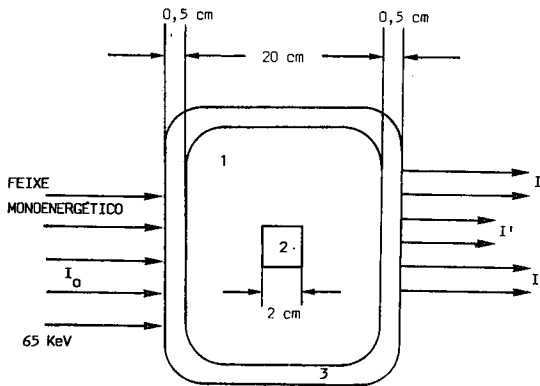


Fig. 2—Esquema do corte axial da cabeça mostrando o tumor, o feixe incidente e o feixe emergente. A radiação dispersa é ignorada.

e, aplicando a lei da atenuação da radiação quando existe um absorvente com «n» camadas de espessura x e coeficiente de atenuação

linear μ_i , $I = I_0 \sum_{i=1}^n e^{-\mu_i x_i}$ vem

$$I = I_0 e^{-(1 \times 0,56 + 20 \times 0,19)} = 0,01278 I_0$$

$$I' = I_0 e^{-(1 \times 0,56 + 18 \times 0,19 + 2 \times 0,1938)} = 0,01268 I_0$$

Usando a definição de contraste $C = (I - I') / (I + I')$ vem, para contraste no feixe emergente

$$C_E = \frac{0,01278 - 0,01268}{0,01278 + 0,01268} = 0,003943$$

Podemos, antes de mais, determinar o verdadeiro contraste no objecto, ou seja,

$$C_{\text{obj}} = \frac{\mu_{\text{tum}} - \mu_{\text{tec}}}{\mu_{\text{tum}} + \mu_{\text{tec}}} = \frac{0,1938 - 0,19}{0,1938 + 0,19} = 0,00990$$

O contraste no feixe de raios X emergente do paciente é consideravelmente inferior ao contraste do objecto, mesmo na situação ideal de não existir radiação dispersa. Aliás, a situação que consideramos não é ideal exclusivamente devido a termos ignorado a radiação dispersa. Também é teórico o feixe incidente monoenergético de raios paralelos, pelo menos nas situações práticas, sendo igualmente teóricos os valores fixos de I e I' , pois as flutuações associadas à absorção nos tecidos, assim como variações de natureza estatística no número de fótons, tornariam bem difícil a expressão de tais valores por um só número.

Comecemos por tomar em consideração a radiação dispersa. Para fótons de 65 KeV a incidir sobre tecido mole, a probabilidade de ocorrência de efeito Compton é mais de dez vezes superior à probabilidade de ocorrência de efeito fotoeléctrico. Contudo, para a degradação de contraste produzida pela radiação dispersa só contribui uma fracção de fótons difundidos correspondente àqueles que são emitidos dentro de ângulos sólidos que enquadram a imagem. Por outro lado, sendo os fótons dispersos de menor energia que os primários, são mais facilmente absorvidos no tecido. O campo da radiação dispersa emergente é, praticamente, uniforme e vai sobrepôr-se, como se observa na Fig. 3, às intensidades primárias

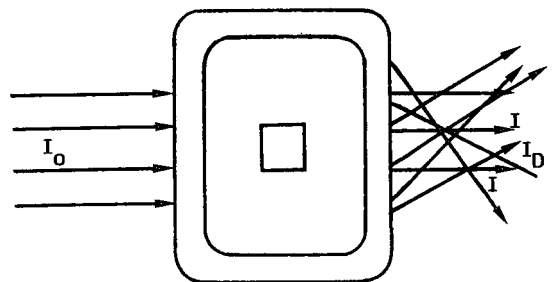


Fig. 3—Esquema de corte axial da cabeça mostrando a radiação dispersa.

emergentes. A intensidade da radiação dispersa é, no caso presente, da ordem de três vezes as intensidades primárias I e I' , ou seja:

$$I_D = 3 \times 0,0013 \times I_0 = 0,0039 I_0$$

As intensidades emergentes correspondentes às duas direcções, não incluindo e incluindo o tumor, são, respectivamente,

$$I_1 = I + I_D = 0,001278 I_0 + 0,0039 I_0 = 0,005178 I_0$$

e

$$I'_1 = I' + I_D = 0,01278 I_0 + 0,0039 I_0 = 0,005168 I_0$$

O contraste é, então,

$$C_1 = \frac{0,005178 - 0,005168}{0,010346} = 0,0010$$

O contraste no objecto era de 0,0099 e está reduzido a cerca de um décimo. O efeito da degradação do contraste pela radiação difusa pode ser diminuído usando-se grelhas antidifusoras, à custa de um aumento de dose no paciente.

Evidentemente, não é o contraste no feixe emergente que nos interessa directamente, mas sim o contraste da imagem no filme, no intensificador de imagem ou no suporte final sobre o qual analisamos as imagens. Interessa-nos, de um modo especial, o filme.

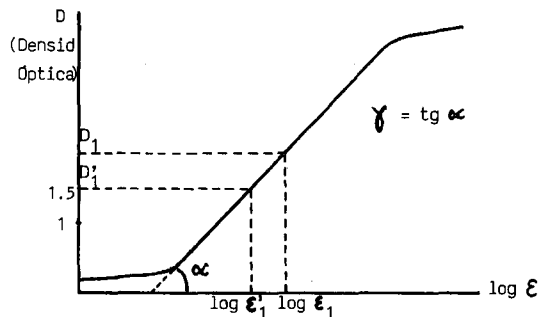


Fig. 4—Curva característica de um filme radiológico.

A resposta de um filme radiológico pode prever-se a partir da sua curva característica (Densidade Óptica v. Logaritmo da exposição) ⁽¹⁾, Fig. 4.

⁽¹⁾ Densidade Óptica de um filme é o logaritmo da relação entre a intensidade (ou luminância) da luz incidente no filme e a intensidade (ou luminância) da luz emergente. Exposição (ou velocidade de exposição) é o produto da intensidade pelo tempo de exposição. Em geral, nas curvas características, a exposição vem expressa em «mr» (miliroentgens).

Para as intensidades do feixe de raios X emergente I_1 e I'_1 , calculemos o $\Delta \log \epsilon$ e o ΔD correspondentes ao filme da Fig. 4. Supondo um tempo de exposição t , as exposições serão

$$\epsilon_1 = I_1 t \quad \epsilon'_1 = I'_1 t$$

Então:

$$\Delta \log \epsilon = \log (\epsilon_1 / \epsilon'_1) = \log (I_1 / I'_1)$$

$$\log (I_1 / I'_1) = \log \frac{0,005178}{0,005168} = 0,00084$$

Para $\gamma = 3$, $\Delta D = 3 (\Delta \log \epsilon) = 0,00252$.

Esta diferença de densidade óptica corresponde à diferença entre as exposições resultantes das intensidades no feixe emergente, que correspondem aos raios que atravessam, ou não, a região do tumor. Para valores constantes de I e I' o valor $\Delta D = D_1 - D'_1$ é independente do tempo de exposição na parte linear da curva característica. Vamos supor que D'_1 , correspondente a $\log \epsilon'_1 = \log (I'_1 t)$, tem o valor $D'_1 = 1,5$. Sendo $\Delta D = 0,00252$, $D_1 = 1,50252$.

O contraste das densidades ópticas do filme resultantes da exposição ao feixe emergente com a radiação dispersa é

$$C_d = (D_1 - D'_1) / (D_1 + D'_1) = 0,0008$$

Já referimos que, utilizando grelhas antidifusoras, podemos melhorar o contraste, à custa de um aumento de dose no paciente. Se utilizarmos uma grelha com um factor de melhoria de contraste 2,6 (valor típico), a eliminação da radiação dispersa originará o contraste $C_d = 2,6 C_d$, ou seja

$$C_d = 0,0008 \times 2,6 = 0,00208$$

Para este contraste as densidades ópticas no filme são:

$$D'_1 = 1,5 \quad \text{e} \quad D_1 = 1,50625$$

pois $C' = (1,50625 - 1,5) / 3,0625 = 0,00208$.

Interessa perguntar se a visão humana detectaria esta diferença de densidade óptica.

De facto, o que nós detectamos são diferenças de luminância e estamos sujeitos a limitações fisiológicas (ver apêndice 1).

Mas, vejamos o que se vai observar num filme radiológico quando este é colocado no negatoscópio.

Um bom negatoscópio emite luminâncias da ordem de 100 nit. Um filme com densidade 1, colocado sobre um negatoscópio com luminância 1000 nit, deixa passar a luminância 100 nit, pois para $D = \log B_0/B = 1$ é $B_0/B = 10$ e $B = 100$ nit para $B_0 = 1000$ nit.

Pelo mesmo raciocínio, filmes com $D = 2$ e $D = 3$ originam luminâncias, respectivamente, de 10 nit e 1 nit. De um modo geral, podemos escrever

$$B = 1000/10^D$$

sendo B a luminância emergente e D a densidade óptica do filme. A partir desta equação obtém-se

$$\Delta B = -2303 \times 10^{-D} \times \Delta D$$

Para o caso em que se considerou a radiação dispersa sem grelha antidifusora, onde $D = 1,5$ e $\Delta D = 0,00252$, substituindo na expressão anterior virá $\Delta B = -0,184$ nit.

Para o caso de se usar a grelha antidifusora com factor de amplificação de contraste 2,6 virá $D = 1,5$ e $\Delta D = 0,00625$, sendo $\Delta B = 0,455$ nit.

A variação de luminância detectável pelo olho humano depende da luminância de base, em relação à qual ocorre a variação. Define-se como sensibilidade de contraste a relação $\delta = \Delta B_{\min}/B$, onde ΔB_{\min} é a variação mínima de luminância detectável em torno da luminância de base B .

É sabido que, para o caso do filme de raios X observado num negatoscópio com luminância de 1000 nit, o valor de δ varia de 2 a 5 %.

Nos casos que consideramos, incluindo a radiação dispersa, sem grelha e com grelha, a luminância de base, correspondente a $D = 1,5$ é

$$B = \frac{1000}{10^{1,5}} = 31,623 \text{ nit}$$

Então, as relações $\Delta B/B$ para estes casos são, em módulo:

$$\frac{\Delta B}{B} = \frac{0,184}{31,623} = 0,0058 \text{ (s/ grelha antidifusora)}$$

$$\frac{\Delta B}{B} = \frac{0,455}{31,623} = 0,014 \text{ (c/ grelha antidifusora)}$$

Como estes valores de $\Delta B/B$ são inferiores à sensibilidade do contraste, não seria possível detectar o tumor. Mesmo assim, é importante acrescentar que os valores de $\Delta B/B$ calculados são ainda optimistas, pois ignoramos um conjunto de outros factores de degradação de imagem.

Mas já que falámos em contraste, calculemos o contraste das luminâncias correspondentes ao caso teórico da imagem obtida com grelha antidifusora. A luminância de base é $B = 31,623$ nit, a luminância na zona do tumor é

$$B' = 31,623 + 0,455 = 32,078 \text{ nit}$$

então, o contraste das luminâncias é

$$C_L = \frac{32,078 + 31,623}{32,078 - 31,623} = 0,007$$

Como se vê, ocorre um considerável aumento de contraste em relação ao cálculo para as intensidades do feixe de raios X emergente do paciente.

O contraste teórico das luminâncias aproxima-se do contraste do objecto mas, mesmo assim, como demonstrámos, a nossa vista não o detectaria no filme radiológico, pois este corresponderia a uma relação $\Delta B/B$ inferior a δ .

Porém, se numa imagem radiológica o único obstáculo para a detecção de pequenos contrastes fosse a nossa visão, poder-se-iam desenvolver métodos de melhorar o contraste por simples amplificação, semelhantes aos que se usam num osciloscópio (caso de uma dimensão), como, aliás, se mostra na Fig. 5:

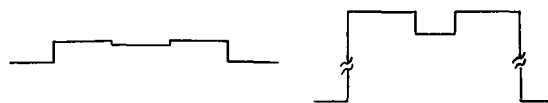


Fig. 5 — Efeito da amplificação de contraste na ausência de ruído.

O problema é que, como já dissemos, existe ruído associado à imagem.

A primeira causa de ruído resulta da ocorrência de variações na atenuação do feixe nas regiões projectadas lateralmente em relação ao tumor e também nos tecidos situados antes e depois do tumor, no trajecto dos raios X. Disto resulta que as intensidades variam de ponto para ponto, em torno de valores médios. Os valores de I_1 e I_1' deverão pois ser entendidos como valores médios. Devido a estas flutuações, pequenos contrastes passam despercebidos, mesmo com ampliação. Assim, a figura anterior, com ruído associado, passaria a ter o aspecto representado na Fig. 6:

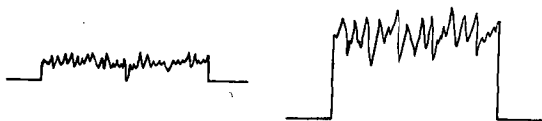


Fig. 6—Efeito da ampliação de contraste na presença de ruído.

Da ampliação não resultaria qualquer melhoria na detecção de pequenos contrastes.

Estes resultados mostram o interesse de se desenvolverem técnicas que nos permitam detectar pequenas diferenças de atenuação resultantes de tumores de pequenas dimensões. Pelo que já vimos, tais técnicas terão de eliminar as principais causas de ruído e permitir um aproveitamento completo da informação contida no feixe emergente.

Em tomografia axial computadorizada estes objectivos são, pelo menos em parte, conseguidos. A T.A.C. fornece a distribuição dos coeficiente de atenuação em finos cortes do corpo. As variações resultantes de espessuras de tecido situadas anterior e posteriormente ao corte são evitadas.

Sendo a espessura do corte finita, ainda haverá algum ruído mas, em grande parte, a principal causa de ruído da radiologia convencional é eliminada.

Para satisfazer o outro requisito, ou seja, permitir o aproveitamento de toda a informação contida no feixe emergente, agora com menor ruído, poderá perguntar-se se o filme radiológico terá algum interesse.

Mostraremos que, para as capacidades da visão humana, o filme de raios X não poderá, de um modo geral, satisfazer como suporte directo da informação total que irá obter-se com tais métodos. Isto deve-se à fraca sensibilidade de contraste do olho humano e à reduzida latitude dos filmes radiológicos.

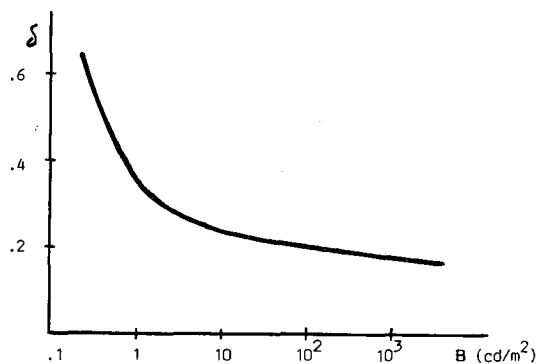


Fig. 7—Curva de variação da sensibilidade de contraste em função da luminância de base.

Nas considerações que se seguem vamos supor a sensibilidade de contraste δ como sensivelmente constante para as luminâncias com interesse na observação do filme radiológico. De facto, a curva δ v. B mostra que $\delta=0,03$ para as luminâncias que ocorrem na observação do filme radiológico com um negatoscópio de 1000 nit.

Para $\delta=0,03$ e para um filme de raios X com um intervalo de densidade óptica utilizável de 0,6 a 2,5, o número máximo de níveis de cinzento susceptíveis de serem diferenciados pela visão humana é, como se pode ver no apêndice 1, da ordem de 100 a 150. O intervalo de exposição a que correspondem estes níveis de cinzento depende, obviamente, da latitude e do contraste do filme.

Não sendo este número de níveis de cinzento suficiente, poderá perguntar-se qual é o número de «níveis», ou melhor, o número de variações de atenuação do feixe de raios X que é desejável distinguirem-se. A resposta é simples: o máximo possível.

Só é conhecido um processo de se aproveitarem até ao limite as variações de atenuação presentes numa imagem: consiste na digitalização da informação contida no feixe emer-

gente e na observação de pequenos intervalos dos valores digitalizados (janelas), por exemplo num monitor de TV, aproveitando o intervalo de níveis de cinzento que se poderão distinguir neste (cujo máximo é de 90-100, apêndice 1), de modo ao $\Delta B/B$ dos pequenos contrastes ultrapassar a sensibilidade de contraste δ .

A janela poderá ser suficientemente estreita de modo a acentuar consideravelmente mínimas diferenças na intensidade do feixe emergente.

A informação inicial, que se pretende digitalizar, não pode, obviamente, ser obtida em filme. Esta informação obtém-se ou por acção directa da radiação X sobre os detectores ou indirectamente, por acção de fotoelectrões acelerados em tubos intensificadores de imagem especiais. Os fotoelectrões resultam da acção num fotocátodo de luz de fluorescência produzida pelos raios X. A imagem correspondente a uma dada janela de valores, obtida num monitor de boa resolução ou num osciloscópio de raios catódicos, é, em geral, transposta para filme, agora sem as limitações atrás apontadas, ou seja, os níveis de cinzento que se poderão distinguir no filme são suficientes para distinguir as variações com interesse no feixe emergente.

Em tomografia axial computadorizada (T.A.C.) valores proporcionais ao coeficiente de atenuação linear são armazenados em forma digital, na memória do computador, desde os menores aos maiores, em endereços correspondentes a posições bem determinadas no corte.

A grande variedade de valores de coeficiente de atenuação, susceptíveis de ocorrer nas imagens da T.A.C., pode imaginar-se a partir do gráfico da Fig. 8. Neste representam-se os valores dos coeficientes de atenuação de todas as substâncias que absorvem raios X no corpo humano, em percentagem, atribuindo-se à água o valor 0 e o valor -100 ao ar.

Verificamos que a gordura absorve cerca de 10 % menos do que a água, o tecido mole pode absorver até cerca de 4 % mais do que a água e que os ossos podem ultrapassar os 100 % em relação à água. Usualmente não é em percentagem que nos T.A.C. se exprimem as atenuações, mas em unidades TAC, UTAC,

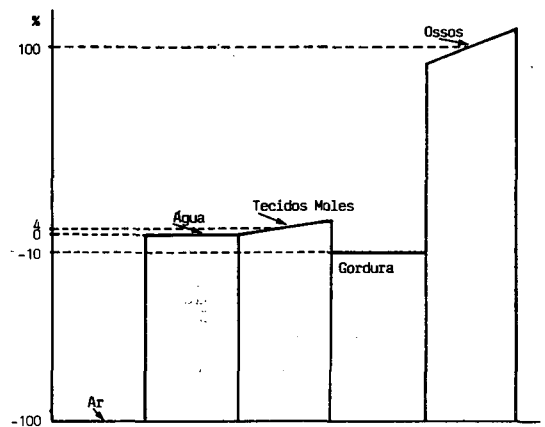


Fig. 8—Valores dos coeficientes de atenuação de meios com interesse biológico, numa escala onde se tomam a água e o ar com valores percentuais respectivamente de 0 e -100.

ou unidades Hounsfield. Ao ar correspondem -1000 UTAC e à água 0 UTAC.

No quadro que se segue apresentam-se os valores das UTAC e dos correspondentes coeficientes de atenuação linear para duas tensões pico da ordem de grandeza das usadas na prática.

Substância	UTAC	μ (cm ⁻¹)	
		84 KV _p	122 KV _p
ar	-1000	0,0003	0,0002
água	0	0,180	0,160
gordura	-100	0,162	0,144
sangue	40	0,182	0,163
osso compacto	1000	0,460	0,410
massa cinzenta	43	0,184	0,163
massa branca	46	0,187	0,166

Poderemos perguntar qual é a variação de μ que corresponde a 1 UTAC, por exemplo, para 84 KV_p. Resolve-se com uma regra de três simples, usando os valores de UTAC e μ , por exemplo, para a água e o ar. De facto, à variação entre 0 e -1000 UTAC, respeitantes à água e ao ar, corresponde a variação do coeficiente de atenuação entre 0,180 e 0,0003 cm⁻¹. Então, a 1 UTAC corresponde a variação de μ

$$\frac{0,180 - 0,0003}{1000} = 1,8 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$$

Facilmente se vê que este valor é aproximadamente 0,1 % do μ da água.

De um modo geral, o número de unidades TAC, ou número TAC, de um tecido com coeficiente de atenuação μ_t pode obter-se, também, por uma regra de três simples.

Se à diferença $\mu_{\text{água}} - \mu_{\text{ar}}$ correspondem 1000 UTAC, à diferença $\mu_t - \mu_a$ corresponde o número TAC do tecido, ou seja

$$\text{n.º TAC} = 1000 \frac{\mu_t - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}}$$

tendo-se considerado desprezível o μ_{ar} . A expressão anterior é correntemente usada, mas há que não esquecer que o número TAC de um tecido varia com a kilovoltagem utilizada.

Poderá interessar saber a quantas UTAC corresponde a variação de 0,5 % no coeficiente de atenuação devido a um tumor, por exemplo, para 84 KV_p? Para esta tensão, o coeficiente de atenuação da massa branca é $\mu = 0,187 \text{ cm}^{-1}$, então 0,5 % deste valor são $0,000935 \text{ cm}^{-1}$. Como, para 84 KV_p, 1 UTAC corresponde a $1,8 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$, temos que $0,000935 / 1,8 \times 10^{-4} = 5,19$ é o número de UTAC correspondentes a 0,5 % de variação no coeficiente de atenuação da massa branca.

Se pretendessemos observar no monitor de TV todos os valores da escala digital de UTAC, desde -1000 a 1000, a diferença de 5,19 UTAC não era, com certeza, possível de observar-se. O olho humano distingue um número limitado de níveis de cinzento num monitor de TV (90 se for um excelente monitor, ver apêndice 1).

Como dissemos já, para se tornarem visíveis as pequenas diferenças de coeficiente de atenuação, torna-se necessário usar uma «janela» correspondente a um pequeno intervalo de valores de UTAC e expande-se esse intervalo de modo a abarcar toda a escala de luminâncias do écran.

A largura da janela assim como o seu limite inferior são ajustáveis, ou seja, podemos escolher qualquer intervalo de valores de UTAC a começar em qualquer valor. Reparar no entanto que, à medida que se usam janelas menores aumenta o ruído estatístico na imagem e, a partir de certo limite, o ruído determina o contraste mínimo detectável.

A utilização óptima da informação registada consiste em expandir a gama de contrastes até se poderem observar todos os níveis estatisticamente separados. Vejamos, no caso que considerámos anteriormente, de uma variação de 0,5 % no coeficiente de atenuação da massa branca, como poderíamos utilizar a expansão da escala de cinzentos.

O coeficiente de atenuação da massa branca é $\mu_b = 43$ UTAC e, na região do tumor, $\mu_t = 43 + 5,19 = 48,19$ UTAC. Suponhamos que escolhíamos uma janela de 80 UTAC com base em 12 UTAC e considerávamos simplesmente 10 níveis de cinzento no écran, número cuja diferenciação pela vista humana é sobejamente garantido. Cada nível de cinzento irá corresponder a $80/10 = 8$ UTAC distribuídos do modo seguinte:

14-22-30-38-46-54-62-70-78-86-94
| | | |
(a) (b)

- (a) nível da massa branca
- (b) nível da massa tumoral

A diferença seria, portanto, detectável no écran. Podemos resumir dizendo que a radiologia convencional não se apresenta como o método ideal para a detecção de massas de tecido de dimensões reduzidas e com pequenas diferenças de coeficiente de atenuação em relação às regiões circundantes.

De facto, mesmo ignorando o ruído, verificámos que a nossa visão não detectaria o contraste de luminâncias correspondente ao caso das Figs. 1, 2 e 3. Aliás, o contraste das luminâncias era próximo do contraste do objecto o que demonstra que as potencialidades intrínsecas do método radiológico são boas. Isto levaria a pensar na possibilidade de desenvolver métodos de ampliar o contraste do filme de modo a permitir a detecção pela nossa vista de pequenas variações de luminância. Contudo, uma amplificação de contraste, para ajudar a nossa visão, não resultaria, pois as flutuações no feixe emergente, derivadas da não homogeneidade dos trajectos no tecido e da estatística do número de fotões, impossibi-

litam a detecção dos pequenos contrastes. Vimos igualmente que a TAC é um método em que as primeiras flutuações são minimizadas. Porém, para a TAC o filme radiológico não oferece condições como suporte directo da informação.

A digitalização da imagem e a utilização de janelas permite fazer uso de praticamente toda a informação à qual corresponde uma amplitude suficientemente superior ao ruído.

De realçar também que no exemplo das Figs. 1, 2 e 3, as dimensões do tumor são de uma a duas ordens de grandeza superiores à distância mínima de separação da vista humana, para as condições de luminância do filme no negatoscópio, evitando assim a consideração de outras limitações da visão.

RESOLUÇÃO ESPACIAL

Referimos atrás o interesse da digitalização das imagens com vista a permitir a visualização de pequenos contrastes em toda a gama de valores de absorção do feixe emergente. A digitalização da imagem, embora tenha vantagens, introduz limitações. Uma imagem corresponde a um número praticamente infinito de pontos e, por certo, não se espera obter a informação digitalizada correspondente a cada um destes pontos. Há, pois, que limitar o número de pontos de acordo com diversos factores, um dos quais poderá ser a memória disponível do computador.

Uma imagem digitalizada considera-se dividida em elementos de área e o valor correspondente a cada elemento traduz uma propriedade média associada ao elemento.

No caso de um corte tomográfico com uma certa espessura, a cada elemento da imagem corresponde um elemento de volume, prismático, tendo como base o elemento de área e altura a espessura do corte.

A cada elemento da imagem corresponde um valor do coeficiente de atenuação que é o valor médio no elemento de volume.

É corrente designar-se o elemento de área de imagem por pixel (de «picture element») e o elemento de volume do objecto por voxel.

Torna-se claro que as dimensões do pixel correspondem às distâncias mínimas de resolução na imagem. O pixel é, então, o elemento, ou área, de resolução, significando isto que não se poderá saber o coeficiente de atenuação de elementos de área com menores dimensões.

Estas considerações fazem-nos, necessariamente, cair na definição de resolução espacial. À resolução espacial estão associadas as qualidades, por vezes invocadas na apreciação das imagens, como detalhe, definição, pormenor, etc..., mas todas estas e a própria resolução têm a ver com a resposta do sistema radiológico a um absorvente pontual.

Consideremos um cubo de chumbo (muito pequeno, de lado inferior a 0,1 mm) colocado numa fina placa de poliestireno expandido (tipo «esferovit»), como se evidencia na Fig. 9:

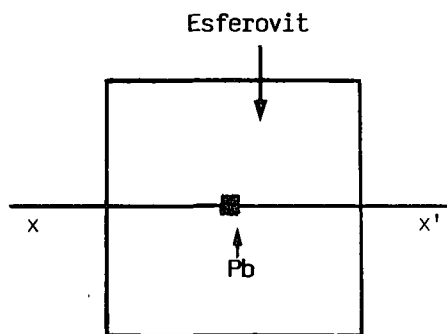


Fig. 9—Aproximação prática de um objecto pontual.

A variação do coeficiente de atenuação linear segundo uma direcção XX' que inclui o cubo é a que se evidencia através da Fig. 10:

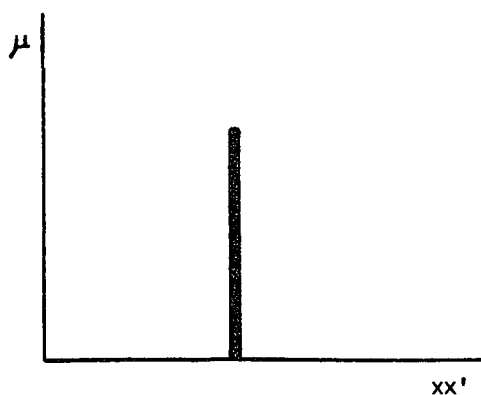


Fig. 10—Variação com a distância x do coeficiente de atenuação linear do objecto.

Se fizermos uma radiografia da placa e medirmos a luminância através do filme ao longo da direcção correspondente a XX' obtemos não uma risca mas a curva da Fig. 11.

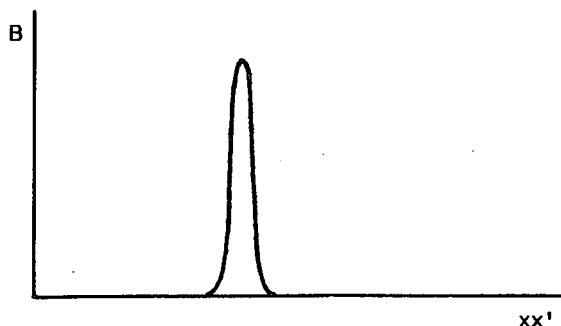


Fig. 11—Variação da luminância de imagem com a distância segundo a direcção x .

A curva obtida na Fig. 11 é uma aproximação da função que descreve a imagem quando o objecto é um ponto absorvente; é a *função de resposta a um ponto (FRP)*.

A largura a meia altura da FRP é a distância de resolução d do sistema (Fig. 12).

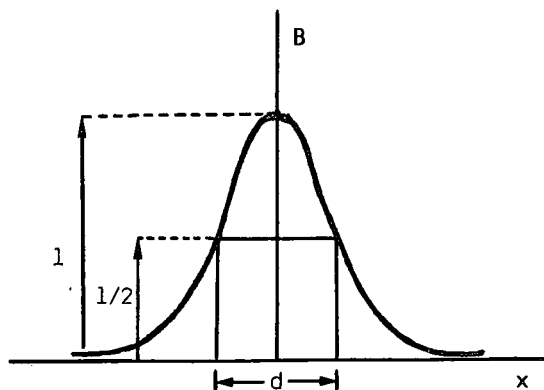


Fig. 12—A distância de resolução d é a largura a meia-altura da curva $B(x)$.

Dois pontos-objecto à distância d são dificilmente separados na imagem. Pontos a distâncias menores do que d são vistos como um único ponto. Quanto maior for d mais difícil será observar o detalhe fino nas imagens.

Ao inverso de d chama-se, por vezes, a *resolução r* do sistema, ou seja

$$r = 1/d$$

É frequente utilizar-se em vez da função de resposta a um ponto a função de resposta

a uma linha (FRL), que é a função que descreve a imagem quando o objecto é uma linha absorvente.

Pode demonstrar-se que se a FRP é uma curva de Gauss, a FRL é do mesmo tipo e com idênticas características. A largura a meia altura da FRL é também a distância de resolução d .

No caso da radiologia convencional, a distância de resolução depende das dimensões do foco, da distância foco-filme e da distância objecto-filme. Os écrans intensificadores degradam a resolução espacial. A distância de resolução para a radiologia sem écran é da ordem de 0,01 mm, enquanto que para o caso da utilização de écran é de cerca de 0,1 mm.

Referimos atrás que a memória disponível do computador poderia ser um factor limitante do número de pixels. Para o caso da TAC a limitação é a dose no paciente.

Quando se detectam os fotões que integram na área de cada elemento de resolução durante um certo tempo, o número de detecções acumulado é um número aleatório. Isto quer dizer que o valor obtido está associado a uma incerteza, que podemos, no entanto, quantificar.

A distribuição estatística em que se enquadriam os sucessivos valores do número de detecções ocorridas num pixel, para condições rigorosamente idênticas, é a estatística de Poisson. Sendo assim, quando se acumulam N detecções, o desvio padrão associado é \sqrt{N} , ou seja, só 33 em 100 determinações feitas em idênticas condições estarão fora do intervalo $N - \sqrt{N}$, $N + \sqrt{N}$.

O desvio padrão relativo é, então

$$\sigma_r = \frac{\sqrt{N}}{N} = \frac{1}{\sqrt{N}}$$

Facilmente se vê que o desvio padrão relativo diminui com o aumento de N .

Para um pequeno número de detecções acumuladas, o desvio padrão relativo é grande. Por exemplo, para $N=100$ é $\sigma_r=10\%$. Para um número elevado de detecções o desvio padrão relativo torna-se pequeno. Por exemplo, para $N=10^6$ é $\sigma_r=0,1\%$. Para uma mesma

intensidade de fótons, o desvio padrão relativo duplica quando a área do elemento de resolução se reduz para um quarto.

É fácil prever, para as condições usuais de aplicação de raios X no homem, a área mínima do elemento de resolução. Para fótons de 60 KeV a dose-exposição de 1 R corresponde a cerca de 10^8 fótons/mm². Uma espessura de 30 cm de tecido produz um factor de atenuação da ordem de 0,001. Isto significa que o número de fótons no feixe emergente para a dose-exposição incidente de 1 R é da ordem de 10^5 fótons/mm².

O desvio padrão para 10^5 fótons/mm² é aproximadamente 3×10^2 fótons/mm² e o erro, ou desvio padrão relativo, é então aproximadamente igual a 0,3 %. Se pretendessemos um elemento de resolução de $0,1 \times 0,1$ mm², o desvio padrão relativo seria de 3 %. Para se ter um erro menor, mantendo a área do elemento, a única saída é aumentar o número de fótons, ou seja a dose no paciente, o que é, obviamente, indesejável.

Isto esclarece-nos devidamente a razão pela qual os métodos radiológicos digitais não poderão nunca ter resoluções espaciais inferiores a décimas de milímetro.

A T.A.C. tem, evidentemente, esta limitação. Para elementos de resolução muito pequenos e para doses aceitáveis nos pacientes, as flutuações estatísticas associadas às observações (ou ruído estatístico, ou ainda, flutuação de contraste) impedem a detecção de pequenos contrastes resultantes de diferenças de atenuação do feixe.

Para um contraste ser detectável numa imagem deve ser algumas vezes superior à flutuação estatística média. Como a flutuação estatística do contraste só pode ser diminuída por aumento da área do elemento de resolução ou por aumento de dose, há um compromisso entre resolução espacial e contraste mínimo detectável, para doses aceitáveis no paciente.

O total da informação contida na função de resposta a um ponto não é facilmente utilizado de maneira directa. É da prática corrente usar outra função, a função de transferência de modulação.

Para entendermos esta função suponhamos que fazíamos radiografias de peças de plástico com a forma descrita na Fig. 13:

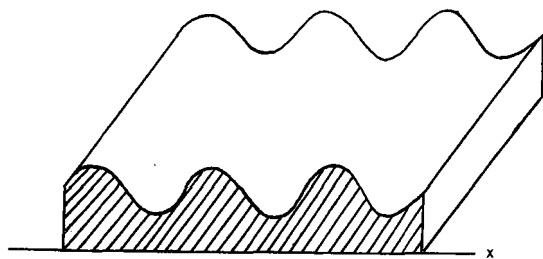


Fig. 13—Objecto cuja espessura segundo x é a soma de uma constante com uma função sinusoidal.

Vamos supor que a equação do contorno superior da peça em relação ao eixo dos x 's é

$$y_1(x) = y_0 \sin(Kx)$$

isto é, uma função sinusoidal da distância.

Podemos dizer que a espessura da peça é a soma da espessura constante \bar{y} mais a função $y_1(x)$, ou seja, a espessura $y(x)$ é

$$y(x) = \bar{y} + y_0 \sin(Kx)$$

Fazendo a radiografia da peça, o filme depois de processado apresentará uma modulação (sinónimo de contraste) de densidade óptica constituída por zonas, normais à direcção dos x 's, alternadamente mais densas e menos densas.

Colocado no negatoscópio o filme apresenta, segundo o eixo dos x 's, a seguinte variação de luminância (Fig. 14):

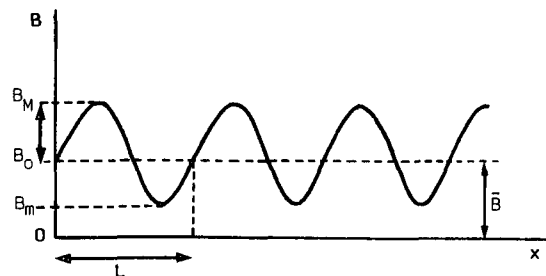


Fig. 14—Variação segundo os xx da luminância na imagem do objecto da Fig. 13.

A função obtida pode considerar-se como a soma do valor médio \bar{B} com a variação sinusoidal da luminância $B_1(x) = B_0 \sin Kx$.

A luminância do filme segundo o eixo dos x 's é então dada por

$$B(x) = \bar{B} + B_0 \sin(Kx)$$

Na função $B_1(x)$, B_0 é a amplitude ou valor máximo e $K = 2\pi/L$ onde L é o período espacial. O valor \bar{B} é a luminância média. Como a luminância não pode ser negativa, \bar{B} é sempre maior ou igual que B_0 .

A função $B_1(x)$ pode, por outro lado, estar deslocada em relação à origem de modo a ter de representar-se pela equação $B_1(x) = B_0 \sin(Kx + \alpha)$, onde α é a fase na origem. Isto significa que a função $B_1(x)$ não se anula na origem mas sim à distância α/K da origem.

Para caracterizarmos por completo a função $B(x)$ teremos também de saber a orientação de x .

O interesse das modulações sinusoidais reside no facto de qualquer imagem ser susceptível de ser obtida à custa de uma soma de componentes sinusoidais com amplitudes, frequências espaciais, fase e orientações apropriadas, somadas a um termo constante (síntese de Fourier).

Deste modo, teoricamente, se soubermos como um sistema responde aos componentes sinusoidais, individualmente, sabemos como o sistema responde a qualquer estímulo.

Qual é o contraste ou modulação da função $B(x)$?

$$C_i = \frac{B_{\max} - B_{\min}}{B_{\max} + B_{\min}} = \frac{B_0}{\bar{B}}$$

Evidentemente a modulação de $B(x)$ é a modulação da imagem da peça de plástico. Podemos também considerar a modulação do objecto através da relação $C_0 = y_0/y$.

Se admitirmos que o sistema de imagem não altera a frequência espacial, a transferência de modulação para uma dada frequência virá dada pela relação C_i/C_0 . A função de transferência de modulação (FTM) dá-nos C_i/C_0 em função de frequência:

$$FTM = \frac{\text{Modulação Imagem}}{\text{Modulação Objecto}}$$

A modulação da imagem reflecte o efeito de todos os agentes de degradação, incluindo os do próprio filme.

Considerando então os valores de C_i/C_0 para todas as frequências f vem (Fig. 15):

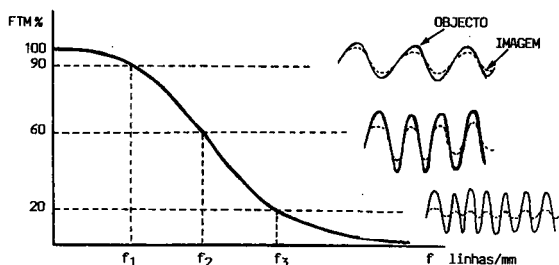


Fig. 15—Significado da função de transferência de modulação.

A frequência espacial é referida em linhas/mm. Cada linha corresponde a um período ou, se quisermos, a uma zona linear de elevada densidade óptica no filme.

A FTM é uma função decrescente com a frequência. A partir de um certo valor limite de frequência espacial, a frequência de corte, f_c , deixa de ocorrer contraste na imagem, anulando-se portanto a FTM.

As frequências de corte características de alguns suportes de imagem e de métodos de diagnóstico pela imagem em medicina são indicadas a seguir:

- Filme sem écran intensificador : 100 linhas/mm
- Filme com écran intensificador : 8-14 linhas/mm
- Intensificador de imagens : 1-2 linhas/mm
- TAC : 1-2 linhas/mm
- Câmara Gama : 0,2 linhas/mm.

Em resumo, a digitalização das imagens condiciona a resolução espacial às dimensões da área do elemento. Por sua vez, as limitações dosimétricas e o erro estatístico condicionam as dimensões da área de resolução.

A função de resposta a um ponto ou a uma linha podem caracterizar a resolução de um sistema. A função de transferência de modulação é, contudo, mais elucidativa e traduz-se pela relação contraste da imagem/contraste do objecto em função da frequência.

APÊNDICE 1

Definição de luminância

Luminância é a grandeza que traduz aquilo a que chamamos brilho.

Descreve a luz emitida por uma área que se considera a fonte luminosa.

A unidade de luminância é o nit que é igual a 1 cd/m² (candela por metro quadrado) ou 10⁻⁶ cd/mm². A candela por metro quadrado equivale a 1 lumen por esteroradiano. Por sua vez o lumen corresponde à emissão de 3,8 × 10¹⁵ fotões/s de comprimento de onda λ = 540 nm. Assim a luminância de 1 nit = 10⁻⁶ cd/mm² corresponde à emissão de 3,8 × 10⁹ fotões/s pela área de 1 mm² dentro de um ângulo sólido de 1 esteroradiano.

Níveis de cinzento no filme radiológico

Para um filme radiológico com um negatoscópio de boa qualidade a sensibilidade de contraste do olho humano δ situa-se à volta de 0,03.

Consideremos agora uma imagem num filme radiológico consistindo de zonas rectangulares tais que a luminância através de uma zona difira da luminância da zona imediatamente a seguir do valor mínimo detectável Δ B_{min} (Fig. 16).

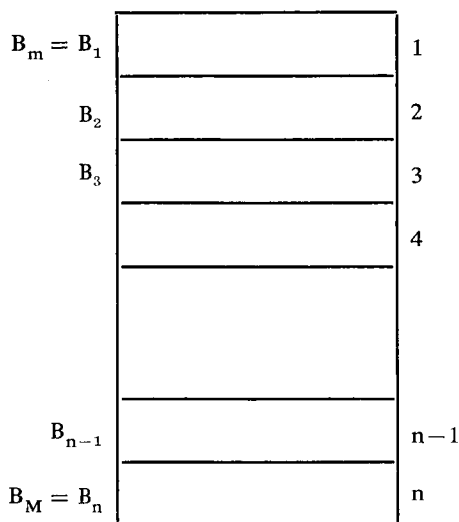


Fig. 16

Sendo B₁ = B_m a luminância mínima transmitida da imagem, correspondente à maior densidade óptica utilizável do filme e B_n = B_M a luminância máxima transmitida da imagem, correspondente à menor densidade óptica utilizável no filme, o número de tons de cinzento detectáveis é, pois, n.

Fazendo Δ B₁ = B₂ - B₁ = B_{min} ;
 Δ B₂ = B₃ - B₂ = B_{min} ; ... ; Δ B_{n-1} = B_n - B_{n-1} = B_{min}

Podemos escrever

$$\delta = \Delta B_1/B_1 ; \delta = \Delta B_2/B_2 ; \dots$$

Chamemos à relação $\beta = B_M/B_m$, a relação de contraste. Temos então

$$B_1 = B_m ; B_2 = B_1 + \Delta B_1 = B_1 (1 + \delta) ;$$

$$B_3 = B_2 + \Delta B_2 = B_2 (1 + \delta) = B_1 (1 + \delta)^2 ;$$

$$B_4 = B_3 (1 + \delta)^3 ; \dots ; B_n = B_1 (1 + \delta)^{n-1} .$$

Donde se tira $B_n/B_1 = B_M/B_m = \beta = (1 + \delta)^{n-1}$

Aplicando logaritmos naturais vem

$$\ln (B_n/B_1) = (n-1) \ln (1 + \delta), \text{ donde}$$

$$n = 1 + \ln \beta / \ln (1 + \delta). \text{ Mas}$$

$$\ln (1 + \delta) = \delta - \delta^2/2 + \delta^3/3 - \dots$$

e, se δ é pequeno $\ln (1 + \delta) = \delta$; então

$$n = 1 + 2.3 \log_{10} \beta / \delta .$$

Para o caso do filme radiológico as densidades ópticas utilizáveis são, aproximadamente, D_m = 0,6 e D_M = 2,5. Para B = 1000/10^D, vem B_M = 250 (para D_m = 0,6), D_m = 3 (para D_M = 2,5) e β = 250/3 = 83,3. Então n = 2,3 log₁₀ 83,3/0,03 = 147 ou seja, 147 níveis de cinzento.

Aplicando iguais raciocínios para as luminâncias de um monitor de TV chegaríamos à conclusão que o número de níveis de cinzento detectáveis era de 80 a 90.

COMERCIAL LABORUM

MATERIAL PARA
LABORATÓRIO-INDÚSTRIA, LDA.

- *Aparelhagem de Electroóptica*
- *Bombas de Vácuo*
- *Equipamentos de Criogenia*
- *Osciloscópios e Multimetros*
- *Computadores e Impressoras*
- *Mesas de Balanças e outro mobiliário*

CONTACTE-NOS:

Rua da Restauração, 83-2.º • 4000 PORTO
Telefs. 695767-699382 - Telex 23156

Rua Arco do Carvalhão, 59-6.º Dto. • 1000 LISBOA
Telef. 659793