

Apresentam-se vários aspectos da física das técnicas de imagem destinadas a ver, de forma não invasiva, o interior dos seres humanos no vivo, com fins de diagnóstico.

Apontam-se perspectivas de desenvolvimento das técnicas de diagnóstico pela imagem, com o objectivo final de ver as células, as funções e a doença do exterior..

JOÃO JOSÉ PEDROSO DE LIMA

IBILI – Instituto Biomédico da Luz e da Imagem

Azinhaga de Santa Comba - Celas

3000 Coimbra

jjplima@clix.pt

A FÍSICA DA IM

As imagens podem ser de diferente natureza, podem ser obtidas de múltiplas maneiras e podem ter as finalidades mais diversas. Podem também ser estudadas sob múltiplas perspectivas.

As primeiras imagens médicas utilizaram a luz para obter fotografias de peças anatómicas, ou de amostras histológicas vistas ao microscópio. Estamos aqui interessados na física das técnicas de imagem destinadas a ver, de forma não invasiva, o interior dos seres humanos vivos, com fins de diagnóstico. Esta perspectiva inclui a física dos sistemas de produção da imagem, da sua visualização e da acção dos agentes físicos utilizados sobre os pacientes e, quando é o caso, sobre os próprios profissionais.

Numa primeira análise, as técnicas de imagem médica dividem-se em duas categorias: as passivas e as activas. As técnicas passivas só usam sinais endógenos gerados espontaneamente no corpo humano. Exemplos de técnicas de imagem passivas, são a termografia e a visualização da actividade eléctrica do cérebro. As técnicas de imagem activas resultam de propriedades de várias formas de energia radiante, provenientes de fontes exógenas, capazes de se propagarem através da matéria viva e de fornecerem informação quer anatómica quer fisiológica. As técnicas de imagem médica mais usadas são activas.

O desenvolvimento científico e tecnológico e o enorme avanço nas capacidades do computador levaram a um considerável aumento no número de técnicas de diagnóstico pela imagem (MRI, US, Doppler, TC, SPECT, PET, fMRI, MEE, TET, etc.).

AGEM

Uma classificação das imagens médicas considerando os agentes físicos utilizados encontra-se no Quadro 1. Só nas duas últimas técnicas deste quadro o agente utilizado não é radiação electromagnética.

Agente Físico	Aplicações Médicas
ONDAS DE RÁDIO	MRI
INFRAVERMELHO	Termografia (vascularização superficial)
LUZ VISÍVEL	Endoscopia
ULTRAVIOLETA	Observação directa (Dermatologia)
RAIOS X	Radiografia de projecção - Radiografia com filme-ecrã (convencional) - Radiografia digital - Angiografia, DSA - TC (Tomografia computadorizada)
RADIAÇÃO GAMA	SPECT, PET (Medicina nuclear)
ULTRASSONS	Ecografia
CAMPO ELÉCTRICO	Tomografia de impedância

Quadro 1 - Agentes físicos utilizados para obter imagens médicas.

Uma imagem médica é um mapeamento plano dos valores locais de um parâmetro avaliado por métodos de observação directa, métodos ópticos, o método de projecção/emissão ou ainda métodos baseados no processamento de dados por computador (Fig. 1). São exemplos

dos métodos de observação directa o exame cutâneo com ultravioleta (UV), dos ópticos a endoscopia e as novas técnicas de visualização com traçadores fluorescentes, de projecção/emissão a radiografia convencional e a cintigrafia planar, respectivamente e, dos métodos baseados no processamento por computador, a TC e a MRI.

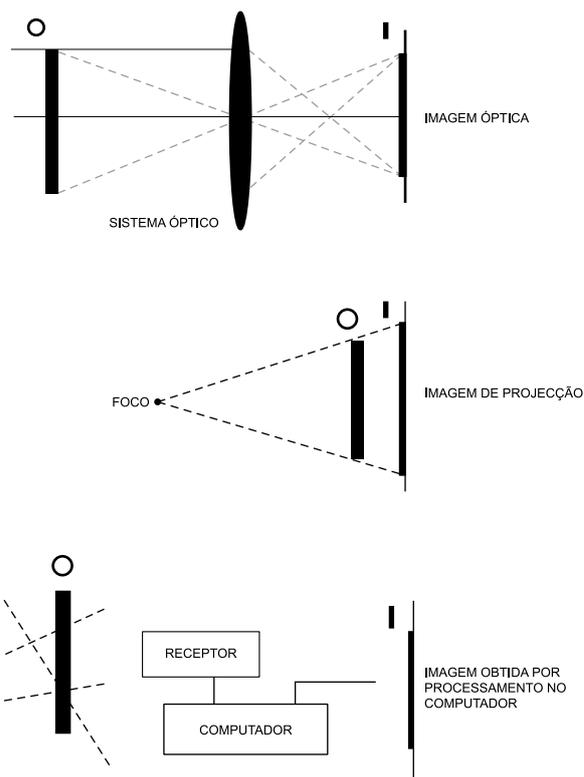


Fig. 1 - Métodos de obtenção de imagens médicas: ópticos, de projecção/emissão e ainda os métodos baseados no processamento por computador. O sistema óptico foi aqui reduzido a uma simples lente.

A referência a alguns marcos da história da imagem médica ajuda-nos a entender alguns aspectos que iremos apresentar:

1895	1ª imagem humana com raios X (Roentgen)
1896	1ª fluoroscopia (Bouchard)
1924	1º estudo clínico com traçadores (Blumgart e Hevesy)
1948	1ª fluoroscopia com tubo intensificador de imagem (Coltman)
1952	1ª imagem com ultrassons (Wild e Reed)
1960	Termografia
1957	1ª câmara de raios gama (Anger)
1972	1ª tomografia axial computadorizada (Hounsfield)
1973	1ª imagem por ressonância magnética nuclear (Lauterbur)
1985	PET

Obviamente a física não está isolada na ciência da imagem pois há uma forte participação de outras disciplinas e ramos de disciplinas, algumas das quais nascidas para a apoiar:

- Análise de Fourier
- Análise de sistemas
- Processamento de imagem
- Reconhecimento de padrões
- Análise da relação sinal-ruído
- Psicofísica
- Análise da imagem na interface olho-cérebro
- Percepção
- Precisão na interpretação (ROC)
- Ciências computacionais

Numa segunda perspectiva, baseada nas propriedades ou parâmetros adquiridos, as imagens médicas podem dividir-se em imagens morfológicas (ou anatómicas) e imagens funcionais (ou fisiológicas). As imagens morfológicas informam sobre estruturas físicas, forma e algumas propriedades da massa dos pacientes. São, em geral, imagens de boa resolução ($\leq 1\text{mm}$). Exemplos são a radiografia convencional, a MRI, a TC, e a ecografia (Fig. 2).

As imagens funcionais retratam os movimentos de materiais associados aos processos fisiológicos que ocorrem nos pacientes. São imagens com informação, nalguns casos quantitativa, sobre metabolismo, secreção e excreção (rins, fígado) e movimentos de órgãos (coração, pulmões e sangue). Estes processos são visualizados sem qualquer interferência com o sistema biológico (Fig. 3).

As imagens funcionais apresentam, em geral, resolução espacial pobre ($\sim 3\text{-}5\text{mm}$ ou superior). São exemplos desta categoria as imagens das técnicas radioisotópicas: SPECT, PET e de técnicas emergentes como a Ressonância Magnética funcional (RMf) e a Espectrometria da Ressonância Magnética (RMs).

Os sistemas biológicos são definidas por múltiplas variáveis e só raramente as suas alterações são bem representadas por variações de um só parâmetro (provavelmente pouco dependente, e de modo indirecto, das modificações associadas à patologia em estudo), tal como é fornecido pela maioria das técnicas de imagem médica.

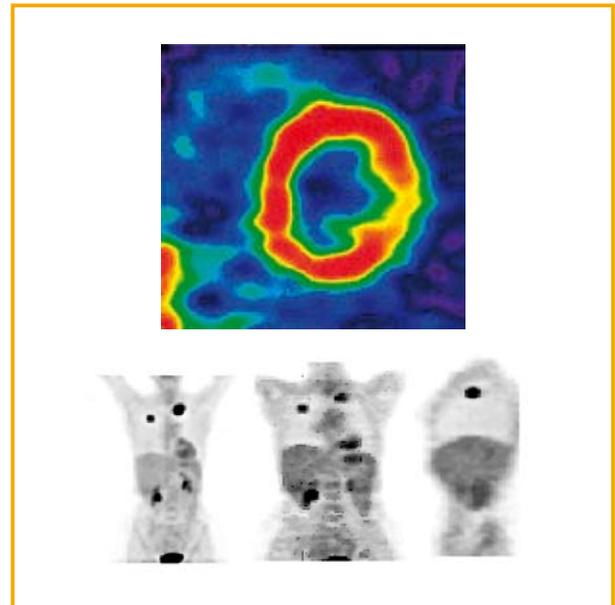


Fig. 3 - Em cima, SPECT de perfusão do miocárdio mostrando as paredes do ventrículo esquerdo, obtido com ^{201}Tl . Em baixo projecção corte coronal e corte sagital num estudo de PET com ^{18}F -FDG mostrando um tumor do pulmão (de pequenas células) com diversos focos metastáticos (North Texas Clinical PET Institute and CTI).

Assim, quando o objecto é uma função $F(x,y,z,i,t,s,u,v,\dots)$ a imagem tridimensional é $f[x,y,z,g(i)]$ onde $g(i)$ é a representação da variável i no espaço imagem.

Na maioria das técnicas, contudo, na informação final (imagem), uma das variáveis de posição é anulada, ficando uma versão 2D de um objecto 3D, ou seja, a imagem é uma função $f[x,y,g(i)]$. Nas imagens dinâmicas, com informação sequencial no tempo, é $f[x,y,t,g(i)]$.

O mecanismo da passagem de imagens 2D para representações 3D ocorre constantemente no nosso processo visual, ao observarmos objectos volumétricos. De facto, as imagens que se obtêm na retina são imagens 2D, sendo a sensação de volume que experimentamos quando observamos objectos 3D um puro trabalho de processamento executado pelo nosso cérebro. No entanto, ao observarmos objectos 3D, uma parte importante do que observamos é essencialmente 2D, pois corresponde a superfícies planas.

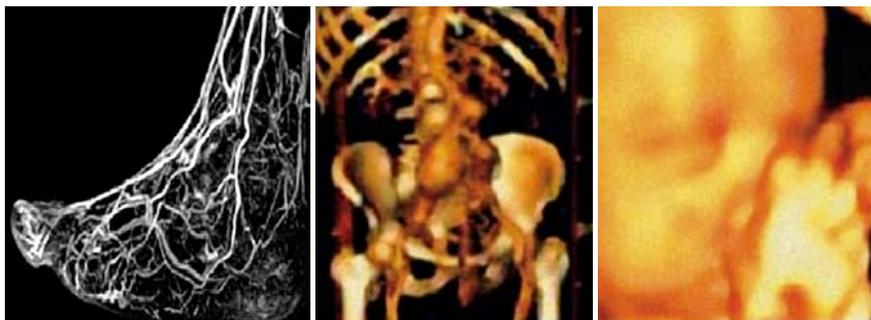


Fig. 2 - À esquerda a imagem da vascularização de um pé (MRI), ao centro uma reconstrução 3D dos ossos da bacia e abdómen (TC), à direita a imagem da cabeça de um feto (ecografia). Estas imagens foram obtidas com dispositivos das últimas gerações das técnicas mencionadas.

A actuação dos sistemas de imagem médica está sujeita a limitações consideráveis, de diversos tipos, que podemos classificar em: intrínsecas, casos da resolução espacial no PET e da sensibilidade em MRI; devidas a dificuldades técnicas, caso da resolução espacial em US e da resolução de energia no SPECT; devidas à protecção do paciente, casos da dimensão do *pixel* em TC e do contraste em medicina nuclear. A estas são ainda adicionadas as limitações nas nossas capacidades de observação e detecção.

Uma outra divisão, correntemente utilizada, distingue imagens analógicas de imagens digitais. As primeiras são constituídas por um número infinito de pontos com valores que podem variar continuamente entre limites determinados pelo método. As imagens digitais são formadas por um número limitado de pequenos elementos de imagem (*pixels*) com valores discretos, constantes entre variações sucessivas. Estes valores que correspondem ao parâmetro em estudo, cuja média em cada *voxel*¹ caracteriza o *pixel* correspondente, são digitalizados e armazenados sob a forma de matrizes numéricas na memória de um computador. O computador deve possuir uma memória suficientemente grande permitindo um número conveniente de *bits* por *pixel*, para que toda a informação possa ser armazenada, praticamente sem perda nem degradação.

O erro associado a cada valor no *pixel* depende do número de *bits* que lhe é atribuído. O erro máximo ϵ_M na digitalização de um sinal analógico de amplitude A , para um ADC com n *bits* e incremento $N(N=2^n)$ é $\epsilon_M = A/N = A/2^n$. O erro quantitativo médio é metade do máximo, ou seja $\epsilon_{med} = A/N = A/2^{n+1}$.

A cada *pixel* é então atribuído um valor numérico, fornecido pela técnica utilizada, por exemplo, do coeficiente

de atenuação aos raios X, da impedância acústica ou das temperaturas superficiais de uma região. Esta informação mede características biológicas, de forma indirecta não sendo, em geral, possível a sua utilização para uma caracterização absoluta de propriedades dos objectos. A obtenção de imagens quantitativas da distribuição de radiotraçadores em estudos com o PET, ou a distribuição dos coeficientes de atenuação num corte de TC são excepções.

As imagens digitalizadas, ou seja, as matrizes de números reais ou complexos, representados por um conjunto finito de *bits*, são utilizadas em domínios que vão desde a imagiologia médica às imagens dos satélites, ao radar-sonar e à transmissão de imagens à distância (telefoto, televisão, PACS, etc.).

O parâmetro (ou variável) obtido nas imagens da radiografia digital depende do número de electrões encontrados pelos raios X nos múltiplos percursos dos fótons através do doente. A informação nos elementos de imagem (*pixels*) depende do número de electrões existente no *voxel* (Fig. 4).

Nas imagens digitais o parâmetro em avaliação é apresentado de forma descontínua e com valor constante em pequenos elementos da imagem (*pixels*) de dimensões dependentes do método usado.

A TC informa sobre a densidade média local dos electrões (ou o número atómico médio Z) nos *voxels*, elementos que no seu conjunto constituem os cortes imaginários do paciente e cujas propriedades médias são transcritas nos *pixels*. Esta informação é quantitativa. As diferenças nos parâmetros referidos para a radiografia convencional e para a TC permitem distinguir osso de tecido mole, gordura de tecido mole, etc.

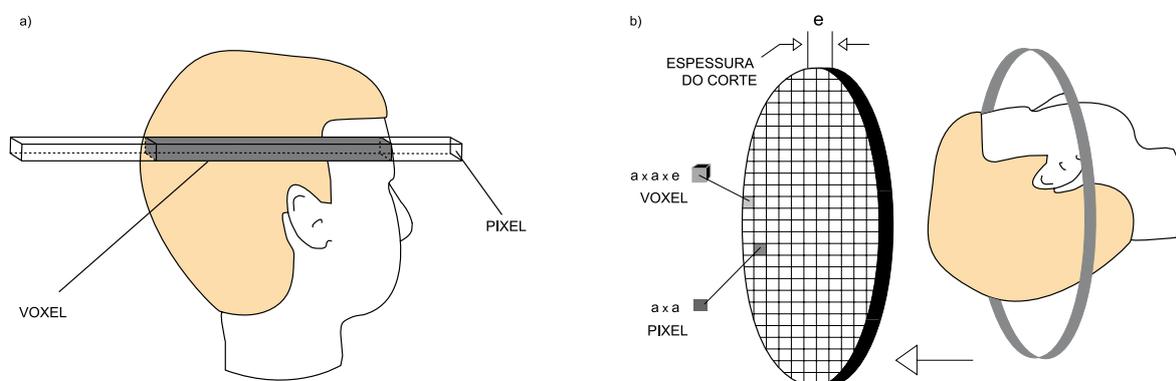


Fig. 4 - a) *Voxel* na radiografia convencional; b) *voxel* na tomografia axial computadorizada.

A MRI informa sobre a densidade protónica e as ligações ou interações químicas. As diferenças permitem distinguir matérias cinzenta e branca, tecido mole de nervos, etc.

A ecografia informa sobre as variações de impedância acústica nos meios que atravessa. Estas variações identificam contornos, a presença de massas, alterações de estrutura, etc.

Dissemos que a informação fornecida pela maioria das modalidades de imagem médica se limitava a um único parâmetro, mas não referimos a grande excepção que é a medicina nuclear cujas imagens não estão condicionadas a informar sobre um único parâmetro uma vez que, nesta especialidade, são utilizadas dezenas de moléculas diferentes, com informação específica. As imagens da medicina nuclear fornecem a informação funcional associada às moléculas marcadas que utilizarmos. Tal distingue profundamente as imagens da medicina nuclear das outras técnicas de imagem que só podem informar sobre uma única, ou poucas propriedades. Assim, o PET e o SPECT são tantas técnicas quantas as moléculas que formos capazes de marcar.

As novas técnicas de imagem médica tornaram-se janelas para a observação não invasiva da anatomia, fisiologia e patofisiologia humanas sendo essenciais na prática da medicina moderna. Contudo, numa apreciação global, com as imagens médicas, tentam detectar-se alterações em sistemas complexos e multiparamétricos medindo essencialmente um número limitado de parâmetros e, no caso das técnicas de projecção, alterando previamente a geometria.

Uma imagem radiológica convencional (de projecção) é uma versão codificada 2D de uma realidade 3D. Aqui, o médico tem de pensar no doente que está por de trás de uma versão plana dos seus órgãos. Mas, para cúmulo, a chave do código varia de caso para caso e, eventualmente, de ponto para ponto no mesmo doente. Basta pensar na dependência da detecção de contraste no ângulo de incidência sobre o objecto (Fig. 5).

Para além do observado na Fig. 5, facilmente verificamos que qualquer uma das imagens obtidas pode ser produzida pela projecção de uma infinidade de outros objectos completamente diferentes. Isto significa que, sem um suporte lógico, sem um contexto, uma imagem de projecção é aquilo que nós quisermos que seja (Fig. 6). A radiologia não faz sentido sem uma base de dados ao serviço do utilizador que confira lógica às “sombras” observadas.

Qual é o contexto de uma imagem médica? É o contexto do paciente, do tipo de estudo, do equipamento, da matriz utilizada, da estatística do exame, etc. pois as imagens que vemos são construções do nosso cérebro (Fig. 6).

Tomando em consideração as qualidades que, em geral,

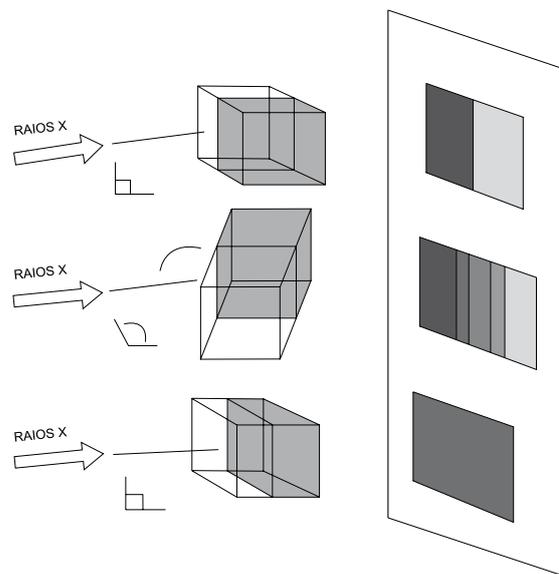


Fig. 5 - Três projecções diferentes de um paralelepípedo, constituído por metades com diferentes coeficientes de atenuação, para três diferentes posições, após rotação em torno de um eixo normal à face superior:

atribuímos às imagens poder-se-á perguntar qual será a imagem médica ideal. Não hesitaríamos em dizer que seria aquela com máximo contraste, máximo promenor, máxima especificidade, ruído nulo, obtida com máxima sensibilidade e com total ausência de efeitos nocivos sobre o paciente e os trabalhadores. Nas condições reais, um sistema de imagem médica está longe de uma execução perfeita sendo o produto final um compromisso, muitas vezes grosseiro, entre as referidas grandezas.

Podemos então dizer qual é o melhor sistema de imagem médica? É o que oferece a melhor resolução espacial, o mais alto contraste, a melhor relação sinal/ruído? Todas estas qualidades são desejáveis, mas é a situação clínica em estudo e o parâmetro fornecido pela técnica que determinam a melhor técnica. Por exemplo, são opções acertadas:

- Na detecção de tumores e outras lesões do cérebro, alterações metabólicas e processos de degradação da mielina a MRI, com a sua elevadíssima resolução de contraste e boa resolução espacial.
- Na detecção de tecido tumoral recorrente no fígado a TC, com elevada resolução de contraste.
- Na medição da fracção de injecção esquerda a SPECT, com baixo ruído e elevada relação sinal/ruído.
- Na detecção de tecido metastático em tecido mole o PET, com elevada especificidade e alta relação S/R.

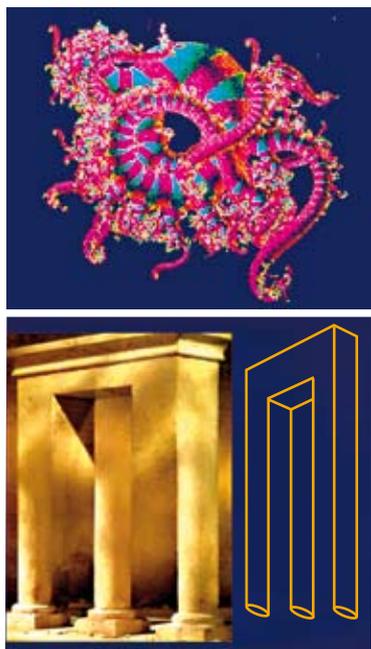


Fig. 6 - Em cima - Sem um contexto, uma imagem de projecção é aquilo que nós quisermos que ela seja. Em baixo - Pois as imagens que vemos são “construções” do nosso cérebro.

- Na identificação de quistos no tecido mamário a ecografia, com elevada especificidade.
- Na detecção de linhas de fractura finas em ossos, as técnicas de radiografia convencional, com alta resolução espacial.

A radiologia é, fundamentalmente, baseada nas leis que comandam a transferência de energia dos raios X para os meios materiais atravessados. Esta transferência de energia, entre os fótons X e os átomos do meio absorvente, ocorre segundo diversos processos de que resulta a atenuação diferencial que modula a intensidade do feixe emergente.

As imagens da ressonância magnética nuclear (MRI) são obtidas através das propriedades magnéticas do núcleo do hidrogénio e das suas interações com campos magnéticos externos e com ondas de rádio. Assim, a travessia do corpo humano por ondas de rádio é condição necessária para a concretização desta técnica.

É interessante observar, através de uma curva que traduza a absorção, ou a transmissão, da radiação electromagnética em água em função da energia quais são as possibilidades oferecidas para a obtenção de imagens médicas.

Com os raios X de diagnóstico as interações com o meio material atravessado ocorrem com electrões orbitais. Em radiografia de projecção a atenuação é proporcional ao número total de electrões encontrados no caminho percorrido

pelo feixe de raios X. Nas técnicas tomográficas com raios X a atenuação é proporcional à densidade local de electrões.

É necessário utilizar um feixe de radiação que sofra atenuação parcial de modo a gerar um mecanismo de contraste. Não tem interesse a transparência total (neutrinos ou fótons de elevada energia) ou a incapacidade de penetração (luz visível).

Na Fig. 7a) encontra-se a curva de absorção por uma pequena espessura de água em função da energia, frequência e comprimento de onda. Repare-se nas janelas de transparência (pequena absorção) na zona do visível e suas vizinhanças e, depois, nos grandes e pequenos comprimentos de onda. Para uma espessura de 25 cm de água a curva de transmissão está indicada na Fig. 7b).

Quando a fracção da radiação transmitida é superior a 0,1 surgem problemas na transferência de contraste e, quando a fracção é inferior a 0,001 a relação sinal/ruído torna-se demasiado pequena.

Do lado dos comprimentos de onda inferiores a 10^{-10} cm a atenuação torna-se demasiado pequena e para comprimentos de onda superiores a 10 cm a resolução espacial fica muito baixa. Os raios X de diagnóstico situam-se aproximadamente entre os comprimentos de onda de 10^{-9} a 10^{-10} cm.

A frequência de Larmor para o protão num campo de 1,5 tesla é 63,87 MHz. A linha correspondente a esta frequência encontra-se indicada na Fig. 7b).

Todas as imagens geradas por radiação são estatísticas. Os valores medidos, em qualquer ponto, para se obter uma imagem, sofrem flutuações de modo aleatório em torno de um valor médio e com um certo erro previsível. A estatística de Poisson domina estes processos. Deste modo, existe incerteza estatística, ou seja ruído, no valor da propriedade, em cada ponto de uma imagem médica.

A introdução de dispositivos que proporcionam a aquisição e a visualização de imagens digitais, associadas às potencialidades dos computadores digitais e a outros meios, deram origem a novas capacidades de diagnóstico.

No presente, falar em novas capacidades em radiologia remete para as mais recentes conquistas da Radiologia Digital. Estas contribuem com um acréscimo considerável na manipulação e comunicação da informação obtida.

Referimos o interesse da digitalização das imagens com vista a permitir a visualização de pequenos contrastes em toda a gama de intensidades do feixe emergente. A digitalização da imagem, embora tenha vantagens, introduz limitações. Uma imagem analógica corresponde a um número praticamente

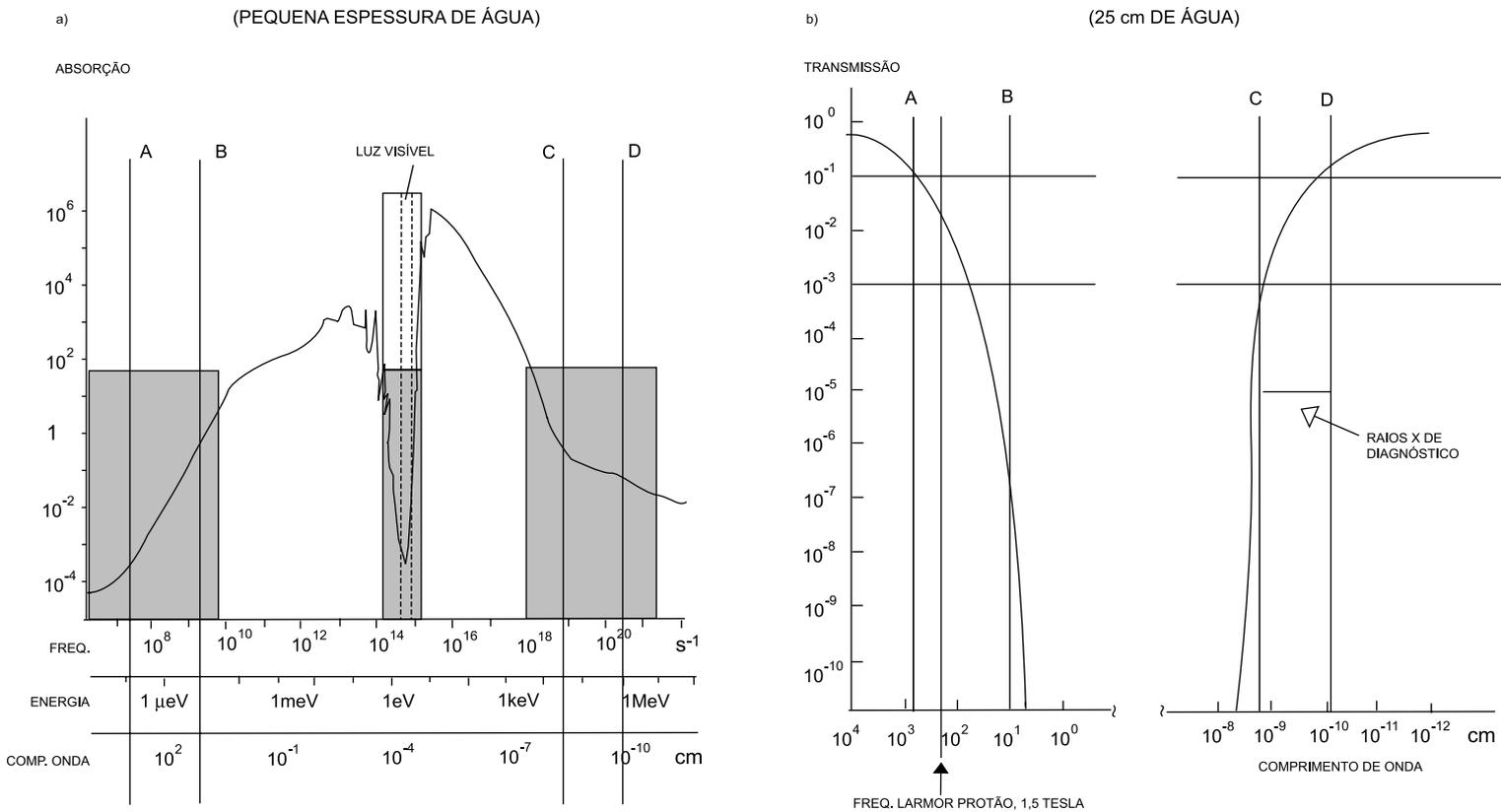


Fig. 7 - a) Absorção da radiação electromagnética em água para uma pequena espessura; b) transmissão através de 25 cm, em função do comprimento de onda, energia e frequência.

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 dados de acordo com diversos factores, um dos quais poderá ser a memória disponível do computador. Uma imagem digitalizada está dividida em elementos de área e o valor correspondente a cada elemento traduz uma propriedade média associada ao elemento.

Torna-se claro que a distância mínima de resolução na imagem digital não poderá ser inferior às dimensões do *pixel*. Faz sentido, então, que o *pixel* seja o elemento, ou área, de resolução, significando isto que não se poderá saber o valor do parâmetro de elementos de área da imagem com dimensões menores. Estas considerações fazem-nos, necessariamente, cair na definição de resolução espacial, que iremos considerar.

Quando se detectam os fótons que interagem na área de cada elemento de resolução durante um certo tempo, o número acumulado de detecções é um número aleatório. Isto quer dizer que o valor obtido está associado a uma incerteza, que podemos quantificar.

A distribuição estatística em que se enquadrariam os sucessivos valores do número de detecções ocorridas num *pixel*, para medições em condições rigorosamente idênticas, é a de Poisson.

Assim, quando se acumulam N detecções, o desvio padrão associado é \sqrt{N} , ou seja, só em cerca de 33 de 100 determinações, feitas em idênticas condições, o número de detecções estará 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 fo-

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

É fácil prever a área mínima do elemento de resolução nas técnicas digitais, para as condições usuais de aplicação de raios X, no homem. Para fótons de 80 keV, a dose exposição de 1 R corresponde a cerca de 10^7 fótons/mm². A estrutura de um tronco humano produz um factor de atenuação da ordem de 10^{-3} . Isto significa que o número de fótons no feixe emergente para a dose exposição incidente de 1 R é da ordem de 10^4 fótons/mm² (Fig. 8).

O desvio padrão para 10^4 fótons/mm² é 100 fótons/mm² e o desvio padrão relativo é 1%. Para um elemento de resolução de $0,5 \times 0,5$ mm² o valor correspondente é de 2%. Se pretendêssemos um elemento de resolução de $0,1 \times 0,1$ mm², o desvio relativo seria de 10%. Para se ter um erro menor, mantendo a área do elemento, a única possibilidade consiste em aumentar o número de fótons detectados e, por consequência, a dose no paciente, o que é, obviamente, indesejável.

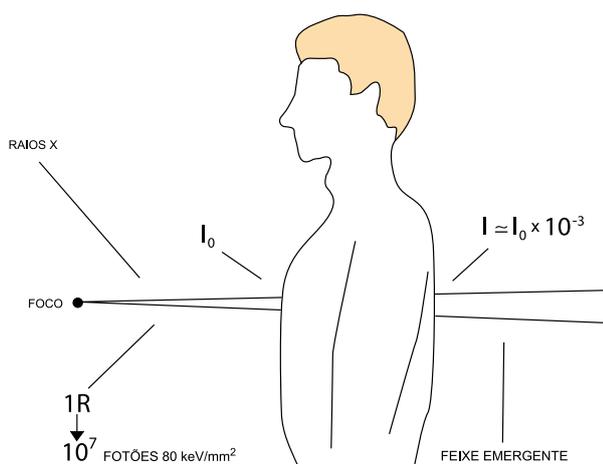


Fig. 8 - Para fótons de 80 keV, o tronco humano tem um factor de atenuação da ordem de 0,001.

Tal esclarece a razão pela qual os métodos radiológicos digitais não poderão nunca ter resoluções espaciais muito inferiores a meio milímetro. A radiologia digital e a TC têm, 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, flutuações de contraste) têm uma incerteza associada que impede a detecção de pequenos contrastes presentes no feixe emergente do paciente, resultantes de pequenas diferenças de atenuação.

Assim, e ao contrário da radiografia com filme em ecrã onde a exposição excessiva produz enegrecimento do fil-

me, deixando a imagem de ter valor informativo, em TC uma maior exposição significa menor erro na informação de intensidade e uma melhor qualidade da imagem.

Resolução de contraste é a capacidade de um sistema tomográfico distinguir pequenas variações do coeficiente de atenuação linear entre estruturas adjacentes, nas imagens reconstruídas. Um contraste, para ser detectável numa imagem, deve corresponder a variações algumas vezes superiores à flutuação estatística média. Como a flutuação estatística do contraste só pode ser diminuída aumentando a área do elemento de resolução ou aumentando a dose, há um compromisso entre resolução espacial e contraste mínimo detectável, para doses aceitáveis no paciente. Há também que lembrar a possibilidade de melhorar o contraste de certas estruturas por utilização de agentes de contraste injectados na circulação sanguínea ou em cavidades orgânicas.

Em ciência da imagem e, em particular, no que se refere à radiologia é importante conhecer as propriedades dos detectores para tornar possível prever a qualidade e o interesse dos diversos sistemas de detecção disponíveis. As propriedades dos sistemas de imagem expressam-se usando parâmetros definidos aceites para o efeito. As quantidades físicas mais utilizadas para caracterizar as propriedades relevantes dos detectores são:

- Eficiência do detector;
- Resolução espacial (função de resposta a um ponto, PSF, e a uma linha, LSF, e função de transferência de modulação, MTF);
- Contraste do detector;
- Características do ruído;
- Gama dinâmica.

Propriedades como uniformidade, velocidade de aquisição, abertura de campo, número de imagens por segundo e características geométricas estruturais são também importantes.

A eficiência do detector aplica-se ao tipo de energia utilizada e mede a fracção da energia emitida pelo objecto que é, efectivamente, usada pelo detector para produzir a imagem. A eficiência de um detector pode ser dividida em três componentes: eficiência geométrica, eficiência quântica (ou intrínseca) e eficiência de conversão (ou extrínseca). A primeira é a relação entre o ângulo sólido visto pelo detector e o ângulo sólido de emissão. A segunda é a fracção da energia incidente no detector que é absorvida. A terceira mede o rendimento no processo de transformação da energia absorvida pelo detector em sinal útil. Vejamos as duas últimas com algum pormenor.

A distância de resolução espacial, cuja definição física é a distância mínima entre dois pontos objecto observáveis como imagens separadas, está associada a qualidades, por vezes invocadas na apreciação das imagens, como definição, pormenor, etc. Todas estas e a própria resolução espacial estão contidas na resposta do sistema de imagem a um ponto objecto. No caso da radiologia estão num absorvente pontual.

Se fizermos a radiografia de um objecto pontual e medirmos a luminância do filme ao longo de uma direcção contendo o ponto imagem, obtemos não uma risca, mas uma curva do tipo da Fig. 9c). Nesta figura encontra-se também a representação do objecto a) e da imagem b) como funções bidimensionais das duas variáveis espaciais x e y .

A curva da Fig. 9c), que é a secção da superfície da Fig. 9b) pelo plano do filme, é chamada função de resposta do sistema um ponto (FRP), uma função que descreve a imagem quando o objecto é um ponto absorvente.

A FRP referida acima é uma aproximação porque o objecto utilizado não é pontual e, além disso, só representará o sistema se a resposta deste for homogénea. Não sendo, a variação da luminância da imagem com a distância é representada por uma função de duas variáveis, ou seja, aproximadamente, pela superfície da Fig.9b).

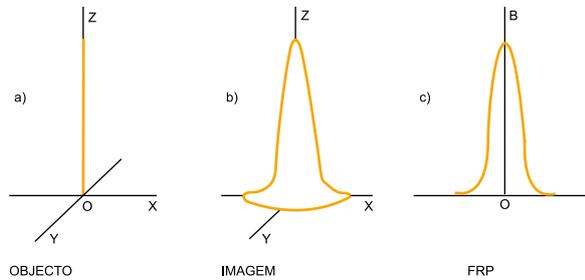


Fig. 9 - a) Objecto, b) Imagem, c) Variação da luminância de imagem com a distância segundo a direcção x .

A largura a meia altura da FRP é, por definição, a distância de resolução d do sistema. Dois pontos-objecto à distância d são dificilmente separados na imagem. Pontos a distâncias menores do que d são vistos como um único ponto (Fig. 10a). Quanto maior for d mais difícil será observar o pormenor fino nas imagens. O inverso de d é a resolução espacial R do sistema.

É frequente utilizar-se, em vez da função de resposta a um ponto, a função resposta a uma linha (FRL) que, para um sistema radiológico, é a função que descreve a imagem quando o objecto é uma linha absorvente. Na Fig. 10b)

representa-se uma função de resposta a uma linha (luminância versus distância).

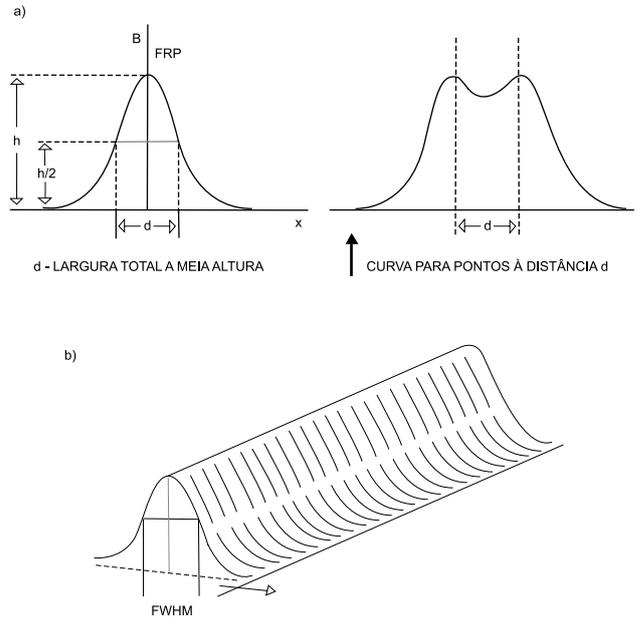


Fig. 10 - a) Função de resposta a um ponto, FRP é o valor da luminância ao longo do eixo dos xx a passar pelo centro da imagem. A distância de resolução d é a largura a meia-altura da curva $B(x)$. Dois pontos-objecto à distância d são dificilmente separados na imagem. b) Função de resposta a uma linha absorvente expressa em termos de luminância em função da distância.

Se a FRP for conhecida poder-se-á obter a FRL. Demonstra-se que, se a FRP for uma curva de Gauss, a FRL será do mesmo tipo e características idênticas. A largura a meia altura da FRL é também igual à 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.

A distância de resolução para uma radiografia com filme simples é inferior a 0,01 mm. Os ecrãs intensificadores utilizados em contacto com os filmes, para aumentar a eficiência de detecção, originam um aumento da distância de resolução que vem para valores de cerca de 0,1 mm.

As flutuações estatísticas na intensidade dos raios X emergentes da ampola constituem ruído de Poisson.

A estatística da interacção dos fotões X com o detector pode ser considerada binomial com uma probabilidade de sucesso E_Q , mas os quanta que interagem têm uma distribuição de Poisson com desvio padrão

$$\sigma = (N_0 E_Q)^{1/2}$$

onde N_o é o número dos fótons incidentes. Se a detecção for seguida por um processo com ampliação de ganho médio g , a amplitude média do sinal será

$$S = N_o E_Q g$$

O desvio padrão desta quantidade deve incorporar o ruído do sinal e o ruído do processo de amplificação σg . Com a contribuição das duas fontes vem para ruído total,

$$\sigma_s = \{N_o E_Q [g^2 + \sigma g^2 (1 + N_o E_Q)]\}^{1/2}$$

Para definir por completo o ruído há que considerar a dependência do sinal e do ruído da frequência espacial. O ruído pode ser descrito por completo pelo espectro de potência ou espectro de Wiener.

O uso de múltiplas modalidades de imagem para atingir o diagnóstico médico é uma prática comum desde há muitos anos. Mais recente é a integração da informação fornecida por diversas técnicas numa única imagem.

A certa altura pareceu lógico que poderia ser vantajosa a integração de conjuntos 3D de elementos de informação paramétrica obtidos a partir de diferentes modalidades, através de uma técnica genericamente conhecida por co-registo. Por exemplo, a fusão de informação funcional e morfológica iria oferecer uma dimensão fisiológica às imagens estruturais ou pormenor anatómico seria adicionado às imagens funcionais. É aceite que as imagens 3D destas modalidades permitem ter um conhecimento mais claro das estruturas anatómicas e melhor compreensão das suas interações funcionais.

O co-registo é um método totalmente automático que executa o alinhamento, integração e visualização de dados contidos em dois conjuntos volumétricos diferentes.

Dois conjuntos de pontos obtidos em aquisição 3D ou em imagens tomográficas 2D são ajustados e colocados na mesma posição no espaço 3D. Estes conjuntos de dados volumétricos podem ser amostragens paramétricas do mesmo órgão, quer de diferentes modalidades, quer da mesma modalidade em tempos ou condições diferentes. Os sistemas biológicos são definidos por múltiplas variáveis e a informação fornecida por uma técnica de imagem particular diz respeito a um parâmetro específico que dificilmente representa a complexidade do sistema biológico.

Podem distinguir-se três tipos de co-registo: a uni-modalidade – quando as imagens são obtidas utilizando uma mesma técnica; a multi-modalidade – quando as imagens são obtidas utilizando técnicas diferentes e a multi-modalidade integrada – as imagens provêm de técnicas independentes, mas efectuadas num dispositivo integrado.

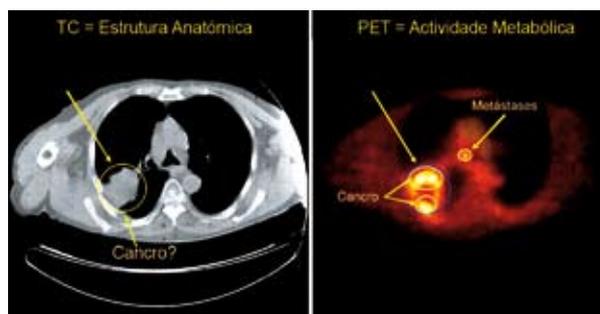


Fig. 11 - ATC fornece detalhes da estrutura anatómica. O PET permite detectar a doença ao nível molecular. Observar que a TC não identifica a porção funcional do tumor e que o PET não permite uma localização anatómica perfeita da localização do tumor.

Com algumas das técnicas mencionadas acima são correntemente obtidas imagens paramétricas tridimensionais, após aquisição directa, ou após reconstrução a partir de imagens bidimensionais. De facto, algumas das imagens médicas 3D são obtidas a partir de cortes 2D (com várias orientações, tipicamente axiais, sagitais ou coronais). Os cortes 2D são, geralmente, reconstruídos por retroprojeção filtrada. Dois conjuntos de pontos adquiridos em aquisição 3D ou em imagens tomográficas 2D são ajustados e colocados na mesma posição no espaço 3D. Estes conjuntos de dados volumétricos são amostragens paramétricas do mesmo órgão, ou de diferentes modalidades, ou da mesma modalidade em tempos ou condições diferentes.

A resolução da imagem final é sobretudo definida pela pior resolução de entre as duas aquisições.

Em MRI, PET e TC espiral é possível proceder à reconstrução directa a partir de aquisições 3D.

O diagnóstico, estadiamento e reestadiamento do cancro, bem como o planeamento e acompanhamento dos tratamentos do cancro têm tradicionalmente apostado nas imagens anatómicas com TC ou MRI. As modalidades anatómicas oferecem excelente pormenor anatómico e são indispensáveis nomeadamente no apoio de intervenções cirúrgicas. Todavia têm limitações no que se refere à sua capacidade de distinguir com rigor entre massas malignas e benignas. Os tecidos necróticos, de cicatrização e inflamatório não são facilmente diferenciáveis dos tecidos malignos através das imagens anatómicas. As imagens moleculares obtidas com ^{18}F -deoxiglucose (FDG), baseadas na fixação marcadamente aumentada da glucose nas células tumorais com elevada actividade metabólica, fornecem imagens da distribuição corpo inteiro do FDG fosforilado. A utilização aumentada da glucose e, conseqüentemente, a fixação aumentada de FDG nas células tumorais é facilitada por: 1) actividade aumentada dos transportadores de glucose das membranas celulares, 2) aumento da acti-

vidade da hexokinase, e 3) aumento da eficácia nos *shunts* hexose monofosfato.

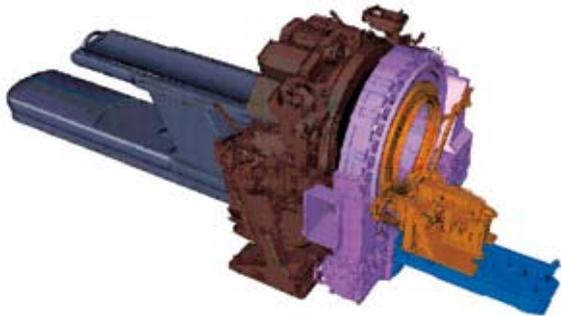


Fig. 12 - Sistema integrado PET-TC, mostrando as duas componentes.

Alguns estudos mostram que o co-registo PET/TC (ver Fig. 11), quando integrados num sistema único, aumenta as potencialidades de diagnóstico quando comparado com os resultados isolados das duas técnicas.

As Figs. 13 e 14 são exemplos deste casamento entre imagens funcionais e morfológicas.

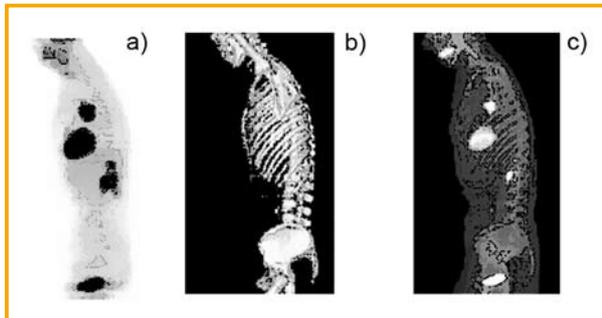


Fig. 13 - a) Imagem PET, b) Imagem TC, c) Co-registo PET/TC. Situação de tumor do pulmão.

Poderá interessar analisar as tendências actuais prováveis do desenvolvimento das técnicas de diagnóstico pela imagem.

É de prever:

- A melhoria continuada das técnicas já existentes trazendo um aumento na qualidade das imagens, capacidade de detecção e menor dose nos métodos que utilizam radiação ionizante.
- O desenvolvimento da multi-modalidade em tempo real com imagens a 4D ou seja, dados dinâmicos de diversas técnicas de imagem co-registadas com a medicina nuclear melhorando a informação de diagnóstico no espaço e no

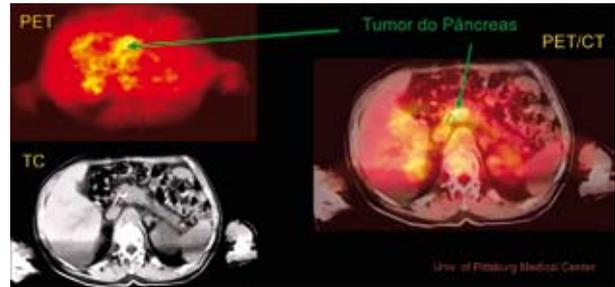


Fig. 14 - Imagens de cortes obtidos com TC e PET contendo um tumor pancreático e do co-registo destas informações. A visualização do tumor é tornada evidente pelo PET.

tempo. A informação multimodal passará a ser quantitativa, com rigor estereotático e com especificidade nunca atingidos.

- A trivialidade dos *expert systems*. O aumento exponencial da informação proveniente dos métodos de imagem tornará a colaboração da inteligência artificial inevitável.
- Aumento da contribuição da medicina molecular. O desenvolvimento de ligandos altamente específicos de diferentes tipos de tumores, ou tecidos, marcados com emissores de positrões, poderão ser no futuro a alternativa não invasiva de alterações funcionais e capaz de competir com a biópsia para a detecção decisiva de tumores.
- Criação de novos conceitos e técnicas capazes de explorar novas propriedades e desenvolver novas formas de diagnóstico.

Queremos ver as células, as funções e a doença, do exterior...

BIBLIOGRAFIA

1. Brooks R.A. and Dichiro G., "Principles of computer assisted tomography (CAT) in radiographic and radioisotopic imaging", *Phys Med Biol* 1976; 5: 689-732.
2. Bushberg J.T. Seibert JA, Leidholdt Jr EM, Boone J.M., *The Essential Physics of Medical Imaging*, 2nd Edition, Williams & Wilkins, 2001.
3. Dowsett D.J. Kenny P.A. and Johnston R.E., *The Physics of Diagnostic imaging*, Chapman & Hall Medical, London, 1998.
4. Hendee W.R. Ritenour RE, *Medical Imaging Physics*, 4th edition, Wiley-Liss, 2002.
5. Knoll G., *Radiation Detection and Measurements*. John Wiley & Sons, New York, 1979.
6. Mettler, F.A. and Guiberteau, M.J., *Essentials of nuclear medicine imaging*, 3rd edition, WB Saunders Company, 1991.
7. Phelps, M.E., Mazziotta, J., Schelbert, H. (Eds), *Positron Emission Tomography and Autoradiography*, Raven, New York, 1986.
8. Rowlands J.A., New directions in X-ray imaging. STDA Sixth Int. Symp.-Scottsdale 1998.
9. Yaffe M.J. & Rowlands J.A., "X-ray detectors for digital radiography", *Phys. Med. Biol.* **42** 1-39. 1997.
10. Wallis J.R. Miller M.M. Miller T.R. and Vreeland T.H., "An Internet-based nuclear medicine teaching file", *Journal of Nuclear Medicine* **36**: 1520-1527, 1995.
11. Webb S., *The Physics of Medical Imaging*, Medical Science Series, New York, 1988.

NOTAS

¹ *Voxel* – Elemento de volume cujas dimensões dependem da técnica utilizada e cujas propriedades são representadas por cada *pixel*.

<http://spf.pt>

Visite o nosso "site" e faça-se sócio da Sociedade Portuguesa de Física

