

TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA DE EMISSÃO

J. J. Pedroso de Lima

Laboratório de Radioisótopos (Faculdade de Medicina) e Laboratório de Física (Faculdade de Ciências e Tecnologia) — Universidade de Coimbra.

SUMÁRIO

No presente trabalho, após a explicação das finalidades teóricas da tomografia computadorizada de emissão, faz-se uma análise breve das características físicas mais importantes dos sistemas disponíveis. Realçam-se as dificuldades associadas à tomografia de emissão simples no que respeita à eficiência e absorção, referindo-se os processos utilizados para corrigir esses efeitos. São comparados alguns dos parâmetros importantes na tomografia de reconstrução nos casos da tomografia de emissão e de transmissão. Destacam-se as vantagens associadas ao método da detecção na tomografia de emissão por detecção de coincidência de fótons de aniquilação de positrões e as possibilidades oferecidas pelos radiofármacos marcados com emissores de positrões.

A tomografia computadorizada de emissão (ECT) adquiriu notável incremento, a partir de 1974, após os trabalhos de Hounsfield sobre tomografia de transmissão. Os princípios gerais da ECT e as bases de alguns algoritmos do processo de reconstrução eram, no entanto, conhecidos desde há alguns anos.^{1,2,3,4}

Apesar de terem sido propostos cerca de vinte sistemas de tomografia de emissão, mais ou menos distintos entre si e existirem comercializados perto de uma dezena, algumas dúvidas persistem quanto a este método.^{5,6,7,8}

Tratar-se-á de um fenómeno efémero de arrastamento, beneficiário do incremento da tomografia de transmissão, ou estamos, pelo contrário, perante uma técnica perfeitamente individualizada e oferecendo promissoras perspectivas para a Medicina?

É nossa intenção analisar brevemente as possibilidades dos diversos sistemas de tomografia de emissão e comparar as alternativas existentes.

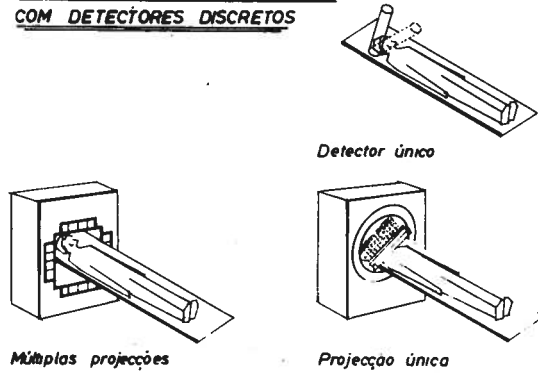
Antes de mais, devemos dividir os sistemas de tomografia computadorizada de emissão em duas categorias principais — a *tomografia de emissão por detecção de fótons individualmente* ou *tomografia de emissão simples* e a *tomografia por detecção de coincidências de fótons de aniquilação de positrões* ou *tomografia de emissão por positrões*.

Na primeira, reconstrói-se uma secção transversal de um corpo, impregnado com um radionuclídeo emissor gama, a partir das projecções da actividade da secção segundo diversas direcções e aplicando um algoritmo matemático.

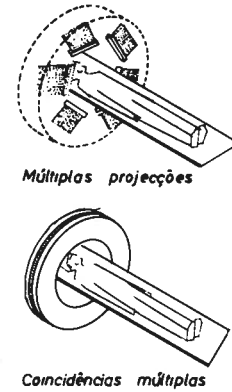
Na segunda, detecta-se a radiação de aniquilação dos positrões emitidos numa secção transversal, usando técnicas de coincidência, obtêm-se projecções e procede-se à reconstrução, como no caso anterior.

Nestes dois sistemas, devemos ainda considerar duas categorias de dispositivos: a primeira, em que são usados detectores de área, permitindo a obtenção simultânea de várias secções e a segunda, usando um ou vários detectores de reduzidas dimensões, permitindo, em cada exame, a obtenção de uma só ou um número reduzido de secções. (Figs.1a, b, c, d).

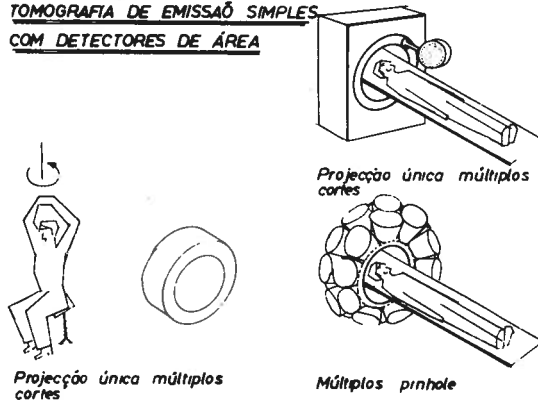
**TOMOGRAFIA DE EMISSÃO SIMPLES
COM DETECTORES DISCRETOS**



**TOMOGRAFIA COM POSITRÕES
COM DETECTORES DISCRETOS**



**TOMOGRAFIA DE EMISSÃO SIMPLES
COM DETECTORES DE ÁREA**



**TOMOGRAFIA COM POSITRÕES
COM DETECTORES DE ÁREA**

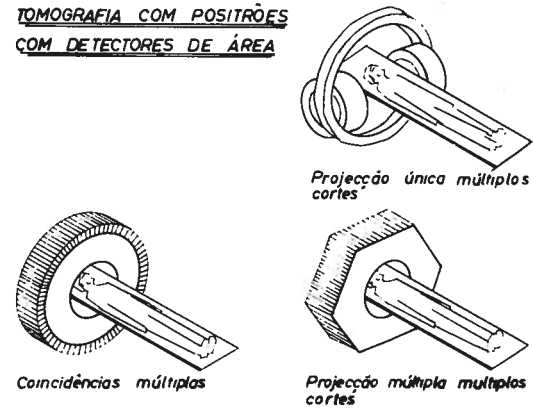


Fig. 1 (a, b, c, d) — Esquemas dos diversos sistemas de tomografia de emissão.

Na ECT, não há estruturas estranhas entre o detector e a secção a observar. Todos os dados colhidos se referem, praticamente, à secção em estudo. Evitam-se, deste modo, em grande parte, as perturbações que ocorrem nas imagens gamagráficas convencionais pelas estruturas sobrepostas e subpostas ao órgão em exame.

É, contudo, à custa da introdução de outras perturbações, que a ECT atinge as suas finalidades. Algumas destas perturbações são:

1 — O ruído estatístico — Em geral, o ruído estatístico, associado às imagens da ECT, é bastante maior do que na gamagrafia convencional, pois, nesta, o número de contagens acumulado é superior ao acumulado, por projecção, na ECT.

2 — Os artefactos originados pela atenuação dos fotões no corpo a examinar, que são difíceis de corrigir, principalmente na tomografia simples.

3 — O ruído associado ao algoritmo de reconstrução.

4 — Os erros derivados de imprecisões mecânicas em alguns modelos.

5 — O *scattering* resultante da radiação proveniente das estruturas vizinhas.

6 — As coincidências aleatórias no caso da tomografia com positrões.

Todas estas causas de distorsão terão de ser corrigidas em maior ou menor grau, de modo a obter-se uma reconstrução da distribuição da actividade na secção, tão quantitativa quanto possível. Em tomografia com detecção de positrões é bastante mais fácil atingir estes objectivos do que em tomografia de emissão simples. Contudo, há situações em que a tomografia de emissão simples pode atingir uma quantificação aceitável para fins clínicos, como no caso da tomografia da cabeça.⁹

Comparemos os contrastes máximos possíveis em gamagrafia convencional e em tomografia de emissão, para o modelo da Fig. 2. Um cubo com 20 cm de lado, com concentração uniforme de $0,1 \mu\text{C}/\text{ml}$, contendo, no seu centro, um cubo com 2 cm de lado com concentração de $0,2 \mu\text{C}/\text{ml}$ do mesmo radionúcldeo.

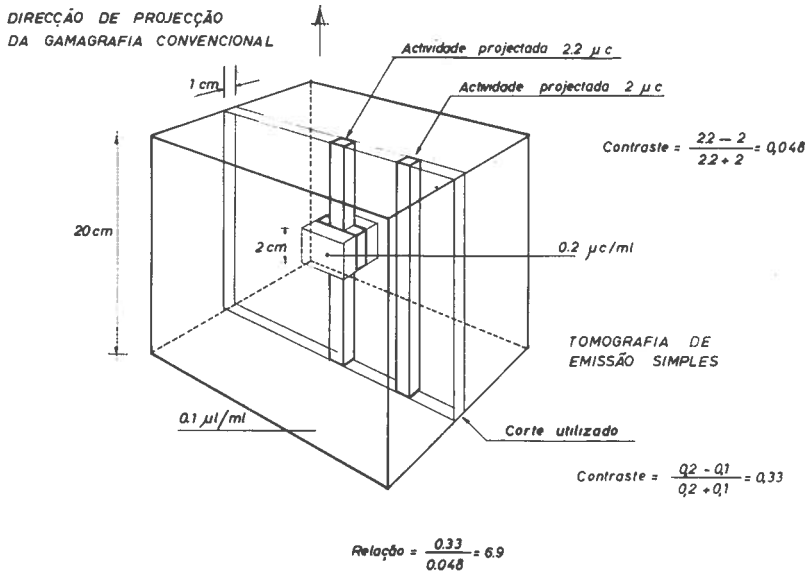


Fig 2 — Comparação dos contrastes máximos teóricos em tomografia de emissão e gamagrafia convencional

Supondo atenuação desprezível e eficiência independente da profundidade, o contraste máximo obtido pela gamagrafia convencional é 0,048. Para uma secção com 1 cm de espessura, o contraste máximo obtido pela tomografia de emissão é 0,33, ou seja, cerca de sete vezes maior do que no caso anterior. Claro que este exemplo representa uma situação ideal.

Na tomografia de emissão, tenta-se obter uma resposta com contraste que se aproxima do contraste em radioactividade existente na secção do objecto, à custa de uma deterioração na precisão estatística, em relação à gamagrafia convencional e à introdução de outros artefactos.

Resta dizer que para a detecção de pequenas variações de actividade, poderá ser altamente favorável, em relação à gamagrafia convencional, um dispositivo oferecendo um maior contraste, embora associado a um maior erro estatístico e até a uma certa deterioração da resolução espacial, como sucede na ECT. Esta é aliás a situação da tomografia de transmissão em relação à radiografia convencional. Mas há, contudo, grandes diferenças entre as duas técnicas de tomografia.

A característica em que a tomografia de emissão é, talvez, mais flagrantemente diferente da tomografia de transmissão, é a referente à utilização dos fotões.

No caso da tomografia de transmissão, os fotões são emitidos com direcções previstas e confinadas, quase exclusivamente, ao pequeno volume em exame, ou seja, ao volume das secções transversais espessas atravessadas pelos feixes de raios X.

Pelo contrário, na tomografia de emissão, os fotões são emitidos no paciente continuamente em todas as direcções, por um período, em geral muito superior ao do exame e provêm não só das secções em estudo, como de outras partes do corpo. Devido a isto, a utilização dos fotões na ECT é muito pequena. Por exemplo, num doente que receba 15 mC de ^{99m}Tc e elimine 40% desta actividade, serão emitidos cerca de 10^{13} fotões no seu corpo. Supondo que é efectuada uma tomografia computadorizada de emissão nesse paciente, para a execução da qual são necessários da ordem dos 10^6 fotões, a utilização correspondente é de cerca de 10^{-7} do total dos fotões emitidos no paciente.

Embora este número de fotões detectados seja inferior ao número total de fotões detectados na tomografia de transmissão, por um factor da ordem dos 10^3 — 10^4 , os tempos de colecção na ECT são maiores, devido à sua pobre eficiência geométrica.

Os parâmetros que interessam considerar para avaliarmos a resposta de um tomógrafo de emissão, são a resolução espacial, a relação sinal/ruído, a sensibilidade, a linearidade, a uniformidade de resposta (sensibilidade e resolução) e a reproductibilidade dos resultados.

Qualquer destes aspectos já foi considerado na literatura.^{9, 10, 11, 12}

Começemos pela tomografia de emissão simples.

Como sabemos, neste tipo de tomografia obtêm-se as projecções usando detectores de NaI (Tl) com colimadores de chumbo, que definem as regiões de acesso dos raios aos cristais.

A sensibilidade e a resolução destes sistemas variam com a distância ao detector.

A absorção varia igualmente com a posição dos pontos.

Usando colimadores de orifícios paralelos e fontes lineares em água, as LSF's (função resposta a uma linha), que se obtêm (Fig. 3), mostram uma severa variação com a distância. Por outro lado, quando se trata de meios não homogêneos, a LSF depende da posição do ponto e da distribuição do material absorvente.

Em geral, os dados na ECT são obtidos depois dos detectores de radiação terem executado uma série de medidas, segundo a direcção das projecções para um conjunto de ângulos através da secção transversal. Para se ter uma imagem que traduza a distribuição da actividade na secção, o perfil obtido deve ser constituído por valores directamente proporcionais aos da verdadeira actividade total, segundo cada feixe de projecção.

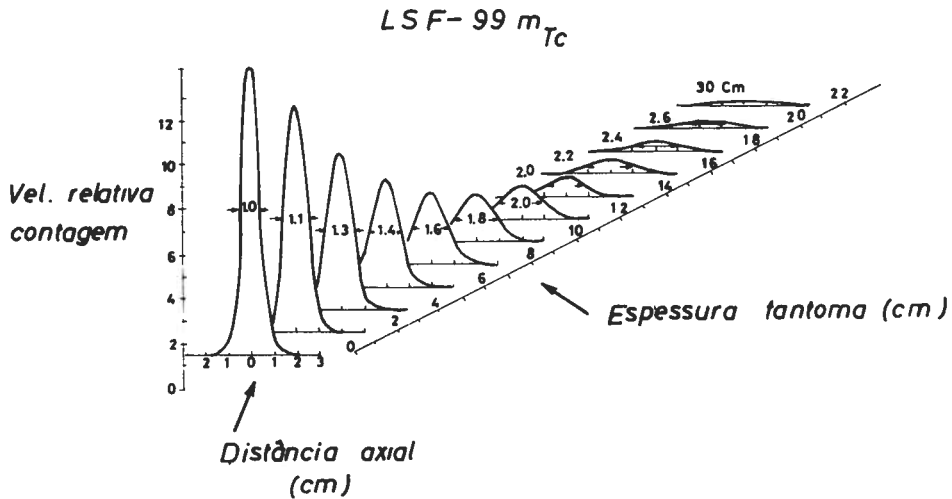


Fig. 3 — Curvas de resposta a uma linha de radioactividade de ^{99m}Tc (LSF) para um colimador de orifícios paralelos para diversas espessuras de água.

Podemos considerar a secção em estudo dividida em elementos de área quadrados (pixels), de lado igual à distância de resolução do sistema (Fig. 4). Em rigor, não são elementos de área que temos de considerar, mas elementos de volume, pois o corte em estudo tem uma espessura apreciável.

Numa situação real, cada feixe de projecção pode ser aproximado a uma equação linear:

$$Y = K_1 A_1 + K_2 A_2 + K_3 A_3 + \dots + K_i A_i + \dots + K_n A_n$$

onde A_i é a actividade no elemento de volume de ordem i , enquadrada pelo feixe de projecção e K_i é a eficiência de detecção para os raios originados no elemento de volume i .

Para se obter uma reconstrução quantitativa, a partir dos dados das projecções, é necessário conhecer os K_i na equação anterior. Deste modo, para cada ponto a reconstruir, é necessário conhecer-se n valores de K . Tratando-se de um sistema com 64 raios soma por projecção e 64 ângulos, para se reconstruir uma matriz de 64×64 , é necessário armazenar uma tabela com 64^2 , ou seja, 262 144 valores.

Para este caso os valores de K_i poderiam ser obtidos, aproximadamente, a partir de modelos ou pela tomografia de transmissão.

Contudo, se a resposta do sistema de detecção for constante para os pontos da secção, o valor de K será igual para todos os elementos e a equação anterior virá

$$Y = K (A_1 + A_2 + \dots + A_i + \dots + A_n)$$

Esta situação facilita, consideravelmente, a obtenção de resultados válidos em tomografia de emissão simples, permitindo soluções que não implicam o armazenamento da quantidade de dados que referimos, para condições de coeficiente de absorção praticamente constante, como no caso de cabeça e abdómen.

Os valores Y para todos os feixes de projecção são os dados do algoritmo de reconstrução ou seja o programa do computador que fornece os valores A_i ,

Mas vejamos os sistemas de detecção para a tomografia de emissão simples com resposta aproximadamente constante em profundidade.

A utilização de detectores com colimadores focados opostos e o tratamento simultâneo dos dados dos dois detectores foi, inicialmente, reconhecida por KUHL¹³ como uma resposta adequada para este problema. Na figura, verificamos que a resposta total de um sistema de dois colimadores focados é aproximadamente constante na região axial em grande parte da distância entre os dois colimadores (Fig. 5).

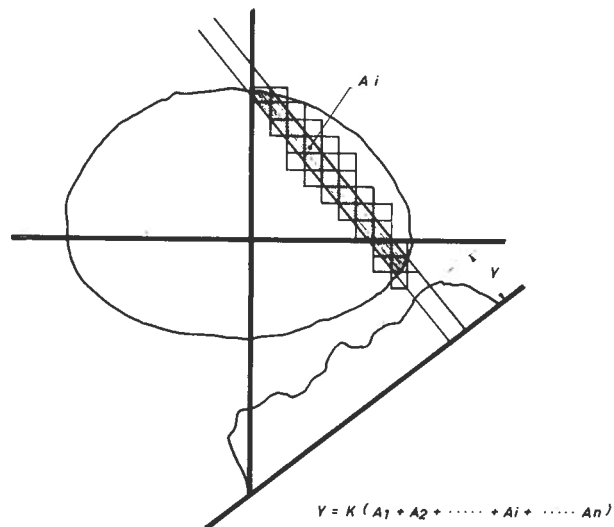


Fig. 4 — Feixe de projecção (raio soma) para uma situação de eficiência constante ao longo da secção.

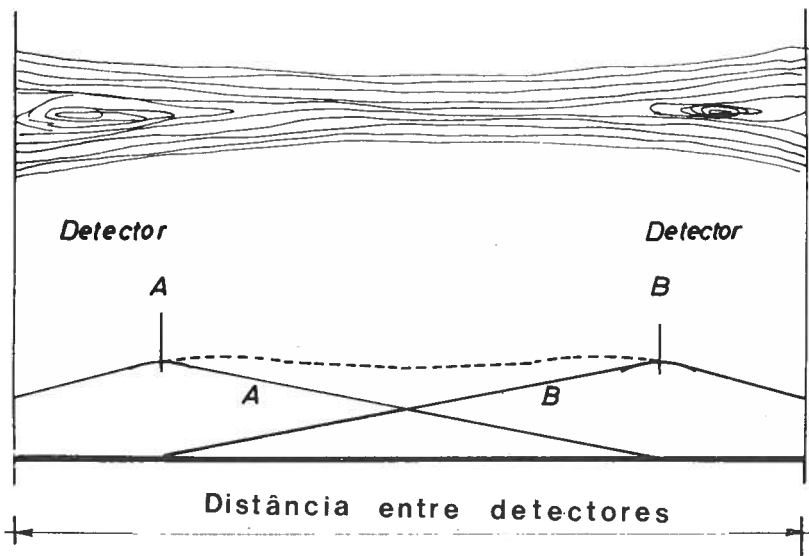


Fig. 5 — Resposta de um sistema de dois colimadores focados coaxiais

É muito importante salientar que mesmo para os sistemas de tomografia de emissão simples, utilizando uma câmara gama única com colimador de orifícios paralelos, se observa uma excelente uniformidade na função de resposta a uma linha, após correcção do efeito de modulação produzido pela atenuação. A distância de resolução (*FWHM*), obtida nestas condições, é da ordem dos 1,4—1,5 cm.

A utilização dos colimadores de orifícios paralelos com maior comprimento, ou de colimadores convergentes, pode melhorar ainda a resposta deste último tipo de dispositivos.¹¹

Como se pode observar no quadro n.º 1, os vários sistemas de tomografia de emissão simples apresentam distâncias de resolução (*FWHM*) que variam de 0,9 a 2 cm para espessuras de cortes de 1 a 2 cm.

Quadro 1
Tomografia de Emissão Simples

	FWHM mm	Espessura do Corte mm	Sensib. Kcps/ μ c/ml	Área Detect. cm ²
Cleon	9 or 11.5	15	36.0	3096
Selo	20	10-12	11.3	1260
J & P	17-27	15-12	8.5	80
Kuhl MK IV	16-18	17-20	15.4	619
Câmara				
γ	«	11-15	1.9	490
Rotativa				
Medimatic	10-25	—	—	—

Já vimos que um dos métodos possíveis de correcção da atenuação é a multiplicação por um factor correspondente a cada raio soma. Existem, no entanto, algoritmos de correcção da atenuação com maior interesse prático que aqueles, tais como, os métodos iterativos e o método da média geométrica.^{15,16} Quanto ao *scattering*, em tomografia de emissão simples, os fotões dispersos são eliminados com bom rendimento, através da análise de altura de impulsos e da colimação.

Um dos maiores problemas, na tomografia de emissão simples, é a limitação no número de fotões que podem ser detectados para doses razoáveis e tempos de exame toleráveis.

Já vimos que em tomografia de transmissão são detectados cerca de 10^9 fotões, ou seja, 10^3 vezes mais do que em tomografia de emissão. Esta diferença permite que, em tomografia de transmissão, seja usada análise da corrente eléctrica em vez de análise por impulso detectado, como em tomografia de emissão.

A agravar a má estatística, há o facto de o processo de reconstrução aumentar a incerteza. Este aumento pode traduzir-se por um factor que é aproximadamente igual à raiz quadrada do número de elementos de resolução de uma linha na imagem reconstruída. A experiência tem vindo a confirmar a expressão de Budinger⁶ para o desvio padrão relativo

$$FSD \% = 120. n_p^{3/4} / n_c^{1/2}$$

onde n_p é o número de pixels e n_c o número total de contagens acumulado. Para uma imagem de gamagrafia convencional, o desvio padrão relativo é dado por

$$FSD \% = 100. n_p^{1/2} / n_c^{1/2}$$

Para uma imagem com 600 pixels e um total de 500 000 contagens acumuladas, o erro associado a uma gamagrafia convencional é 3,5%, enquanto que em tomografia é de 20,6%, ou seja, cerca de seis vezes maior.

Note-se que a fórmula do erro padrão relativo para a imagem reconstruída se aplica rigorosamente só para um disco de actividade, dependendo, em certa medida, do *scattering* e até do algoritmo utilizado.

Quanto à eficiência ou sensibilidade dos sistemas de tomografia de emissão simples, ou seja, o número total de contagens detectadas por unidade de actividade e de tempo de exame e referindo-nos a uma secção transversal única, o dispositivo que expõe utilmente a área máxima de cristal cintilador à secção é o que tem sensibilidade mais elevada.

O grande interesse em atingir sensibilidades elevadas é a possibilidade de se obter resultados dinâmicos. Os trabalhos de Kuhl¹⁷ et al., Lassen¹⁸ et al., Budinger et al.⁶ parecem provar que, em exames como o débito sanguíneo cerebral regional com o ¹³³Xe, a tomografia de emissão simples é um método com aplicação.

Nos dispositivos de tomografia de emissão simples com detectores de área, tais como a câmara gama, a superfície de detecção é investida na obtenção simultânea de um número considerável de secções. Nestes dispositivos, a sensibilidade é da ordem de 2000 contagens por mC para o ^{99m}Tc.

Um exame ao cérebro, utilizando 15 mC de ^{99m}Tc, poderá necessitar de um tempo bastante superior a 15 minutos para acumular as ~ 10⁶ contagens requeridas para a reconstrução.

Uma vantagem da tomografia de emissão simples, em relação à tomografia com positrões, é a possibilidade de serem efectuados estudos com dois radionuclídeos simultaneamente.

Um atractivo muito grande de tomografia de emissão simples, é o facto de ser uma técnica acessível, com pequeno investimento, à maioria dos departamentos de Medicina Nuclear, particularmente, utilizando a modalidade de ECT com câmara gama.

Vários estudos parecem mostrar o interesse clínico da tomografia de emissão simples nos estudos estáticos, como complemento da gamagrafia convencional.^{19, 20, 21}

Neste campo, parece, ser reconhecido o interesse da obtenção simultânea de diversas secções, usando detectores de área.^{22, 23}

Por outro lado, a obtenção de uma informação quantitativa pode trazer algumas perspectivas. Contudo, para além das aplicações com os radiofármacos existentes para a gamagrafia, as possibilidades de estudos de metabolismo regional com novos radiofármacos, em tomografia simples, parecem extremamente reduzidas em relação à tomografia com positrões, de que passaremos a falar.

A tomografia de emissão, por detecção de coincidências dos fotões de aniquilação provenientes de distribuições *in vivo* de isótopos emissores de positrões, tem algumas vantagens, mas também inconvenientes, quando se compara com a tomografia de emissão simples.

As mais importantes vantagens são:

1 — Sensibilidade e resolução espacial razoavelmente uniformes no volume de detecção.

2 — Eficiência de detecção elevada, resultante da colimação electrónica característica da detecção por coincidência, que evita colimadores e possibilita aumento considerável no ângulo de visão de cada detector.

3 — Possibilidade de uma correcção exacta (dentro dos limites de estatística) da absorção da radiação.

A maior desvantagem resulta do facto de ser dependente de um ciclotrão ou, de um modo geral, de uma máquina aceleradora de iões (protões ou deuterões). Estas máquinas permitem obter nuclídeos emissores de positrões com interesse médico. Por outro lado, a dependência resulta do facto dos nuclídeos emissores de positrões com

interesse fisiológico, terem períodos muito curtos, como se vê a seguir no quadro onde figuram também alguns dos radiofármacos mais utilizados (Quadro 2).

Quadro 2

Emissores de positrões com interesse médico

Emissores Positrões	T _{1/2} (min.)	Radiofármacos
¹⁵ O	2,04	C ¹⁵ O, C ¹⁵ O ₂ , ¹⁵ O ₂
¹¹ C	20,4	¹¹ CO, ¹¹ CO ₂ , ¹¹ C-Glucose
¹³ N	9,96	¹³ N ₂ , ¹³ NH ₃ , ¹³ N-Glutamato ¹³ NO ₂
¹⁸ F	109	¹⁸ F _{FDG} , ¹⁸ F ⁻ , ¹⁸ F-Esteróides
Ge ⁶⁸ -Ga ⁶⁸	¹⁸ F-Fluorolopa 68	⁶⁸ Ga-EDTA ⁶⁸ Ga-DTPA
Sr ⁸² -Rb ⁸²	1,3	Rb ⁸²

Os quatro primeiros elementos são, contudo, os de maior interesse, visto os seus homólogos estáveis serem parte integrante de numerosas moléculas de interesse biológico, ou facilmente adicionados a tais moléculas.

Os dois últimos nuclídeos podem, no entanto, ser obtidos através dos geradores indicados, não dependendo, portanto, a sua utilização das vizinhanças de um ciclótrão.

Analiseemos alguns aspectos desta técnica:

Na tomografia com positrões, a resolução espacial é limitada intrinsecamente por duas causas — *o percurso dos positrões e a distribuição dos ângulos entre os fotões de aniquilação*.

O percurso dos positrões, em dado meio, depende da energia destes. Para o caso do ¹⁵C, por exemplo, o percurso médio em tecidos é ~2,2 mm. É evidente que este afastamento aleatório do ponto de emissão, produz deterioração da resolução espacial.

Por outro lado, as variações do ângulo de aniquilação em relação aos 180° resultam do facto de, no referencial do laboratório, a quantidade de movimento resultante do par positrão-electrão não ser nula no instante da aniquilação. A distribuição dos ângulos de aniquilação reflecte a distribuição da quantidade de movimento dos electrões do meio.

Estas causas, ou seja, o percurso dos positrões e distribuição angular, em conjunto, determinam um limite mínimo de 3 a 5 mm para a resolução, dependendo da distância entre os detectores e do radionuclídeo escolhido.

Voltemos a nossa atenção para a resposta, em profundidade, dos sistemas de tomografia com positrões.

A variação da LSF, em função da distância em água para um sistema de detecção por coincidências, pode observar-se na Fig. 6.

Reparemos que a LSF se mantém aproximadamente constante, quer em resolução, quer em sensibilidade.

A equação que já vimos para a actividade ao longo de uma linha, quando a resposta do detector é constante

$$Y = K(A_1 + A_2 + \dots + A_n + \dots + A_m)$$

pode aplicar-se com boa aproximação.

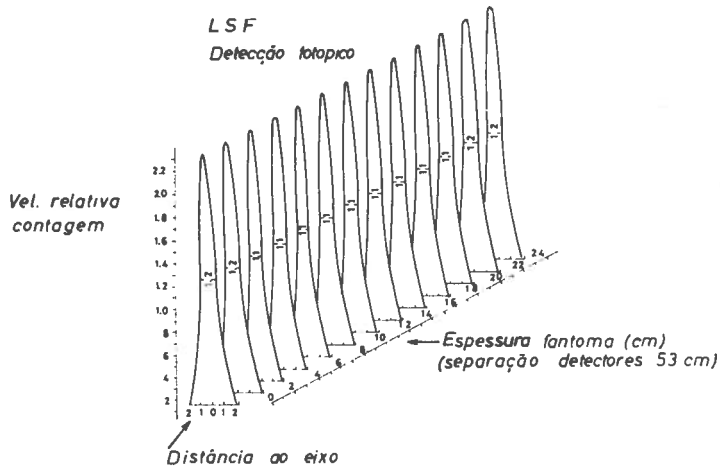


Fig. 6 — Curvas de resposta a uma linha para um sistema de detecção por coincidências de fótons de aniquilação

A constante K é o produto de dois coeficientes de correcção, um referente à eficiência do sistema e outro à atenuação.

Existe um valor K para cada raio, em cada direcção de projecção e as projecções corrigidas permitem uma reconstrução quantitativa.

O coeficiente, referente à eficiência, pode ser obtido a partir de uma fonte calibrada. No caso da detecção de positrões, as dificuldades originadas pela atenuação e pelas variações de coeficiente de absorção do objecto, quando se pretende a reconstrução quantitativa, são bastante mais fáceis de resolver do que em tomografia de emissão simples.

São duas as razões que contribuem para isto:

Em geral, as energias usadas em tomografia de emissão simples são consideravelmente mais baixas.

Por exemplo, o ^{99m}Tc tem uma energia de 140 KeV com $X_{1/2} = 4,6$ cm, enquanto que, para os 511 KeV dos fótons de aniquilação, o $X_{1/2} = 6,9$ cm.

A segunda resulta de uma propriedade notável da detecção dos fótons de aniquilação. É que, para qualquer elemento de uma linha de projecção, a atenuação, para a detecção por coincidências, só depende da absorção correspondente ao trajecto total de material percorrido pelos dois fótons de aniquilação, não dependendo, portanto, nem da posição do elemento, nem da distribuição da actividade ao longo da linha.

Assim, a absorção sofrida pelo fluxo dos fótons ao longo de uma linha, pode ser medida antes da administração da dose, usando uma fonte de fótons de aniquilação.

As resoluções mínimas, conseguidas, na prática, em tomografia por positrões, são um pouco superiores aos limites intrínsecos já mencionados, como se observa para alguns aparelhos no Quadro 3.

As sensibilidades, indicadas no mesmo quadro, apresentam em alguns casos, valores consideravelmente superiores aos observados em tomografia simples. Isso ocorre nos modelos com grande número de detectores e com possibilidades de detecção por coincidência de cada detector com grande número de outros, segundo várias direcções, com um conseqüente aumento do ângulo sólido de visão por detector.

Quadro 3
Tomografia de Emissão com Positrões

	Resol, FWHM (mm)	Espessura, secção (mm)	Sensibilidade kcps/uc/ml
Eriksson	7	12,5	5,3
Ecat (Ortec)	9,5 ± 0,1 1,3 ± 0,1 1,7 ± 0,1	—	9,2, 15,9, 30,1
Brownell PC II	10	—	—
Thompson	10	—	—
Pett IV	12 -14	16	47,3
Donner Lab.	7 Centro 10 a 10 cm	15	18
Therascan 3128	10	—	150

A linearidade da resposta, em tomografia de positrões, foi investigada por diversos autores,^{10,21} que mostraram existir correlação linear entre a resposta e a concentração do radioproducto. Esta correlação é independente das dimensões do objecto até diâmetros da ordem dos 30 cm.

Na tomografia com positrões, o *scattering* dos fotões de aniquilação é minimizado, principalmente à custa de blindagem e, numa menor escala, pela selecção de impulsos. Nos dois tipos de tomografia de emissão é de esperar, que 10% ou mais dos dados colectados sejam resultantes de *scattering* no meio.

Na tomografia com positrões, as coincidências resultantes do *scattering* são muitas vezes confundidas com coincidências acidentais, que também podem contribuir com 10% ou mais do número total de acontecimentos.

As perspectivas da tomografia com positrões são bastante promissoras, embora seja de prever que só um reduzido número de centros possa vir a beneficiar da sua utilização. Estas perspectivas assentam, sobretudo, nas imensas possibilidades oferecidas pelos radiofármacos marcados com ¹¹C, ¹⁵O, e ¹³N, em estudos quantitativos de metabolismo local, em situações neurológicas, tais como colapso, epilepsia, tumores cerebrais, demência e outras afecções.

Finalmente, acrescentemos a possibilidade dos estudos de dinâmica vascular regional, com bastantes casos já efectuados em centros dispondo de sistemas de multidetectores.^{25,26}

Embora os tomógrafos de positrões ofereçam melhor resolução que os tomógrafos de emissão simples, no contexto dos estudos dinâmicos esta vantagem não deve ser relevante. De facto; alta resolução significa grande número de contagens e considerações dosimétricas mostram que estas contagens não podem ser obtidas em intervalos tão curtos, como os requeridos em estudos dinâmicos com alta resolução.

Quanto às doses absorvidas por mC administrado nos exames com positrões são da ordem de grandeza das doses para os exames com ^{99m}Tc.²⁷

SUMMARY

EMISSION COMPUTERIZED TOMOGRAPHY

The theoretical aims of emission tomography and the physical characteristics of the systems presently available are emphasized in the present paper.

The difficulties related with efficiency and absorption and the means used to deal with these problems mainly in single photon emission tomography are also focused.

Some of the parameters important to the reconstruction tomography are compared in the cases of emission and transmission tomography.

The potential advantages and hopes related with positron emission tomography are also discussed.

BIBLIOGRAFIA

1. RADON J: Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte langs gewisser Mannigfaltigkeiten, ber Saechsische Akademie der Wissenschaften 1917; 29: 262.
2. CORMACK AM: Representation of a function by its line integrals with some radiological applications, *J Appl Phys* 1963; 34, 2722.
3. KUHL DE and EDWARDS RQ: Image separation radioisotope scanning, *Radiology* 1963; 80: 653.
4. RAMACHANDRAN GN and LAKSHMINARAYANAN, AV: Three dimensional reconstruction from radiographs and electron micrographs, application of convolution instead of Fourier transforms, *Proc Nat Acad Sci USA* 1971; 68: 2236.
5. BUDINGER TF et al: Emission computed assisted tomography with single photon and position annihilation photon emitters, *J Comput Assist Tomog* 1977; 1: 131.
6. BUDINGER, TF et al: Quantitative potentials of dynamic emission tomography, *J Nucl Med* 1978; 19: 309.
7. PHELPS, ME: What is the purpose of emission computed tomography, *J Nucl Med* 1977; 18: 399.
8. ELL, PJ et al: Is there a future for single photon emission tomography, *Fortschr. Roentgenr* 1979; 130: 499.
9. KUHL DE and EDWARDS RQ: The Mark IV System for emission computed tomography and quantitative reconstruction of brain radioactivity, *J Nucl Med* 1975; 16: 543.
10. HOFFMAN EJ and PHELPS ME: An analysis of some of the physical aspects of positron transaxial tomography, *Comput Bio Med* 1976; 6: 345.
11. KEYES WI: Current status of single photon emission computerized tomography, *IEEE Trans Nucl Sc* Ns 1976; (2): pp 2752.
12. LONN A et al: Experimental measurement of impulse response and noise for an emission computed tomography system, *Eur J Nuc Med* 1978; 4: 251.
13. KUHL DE and EDWARDS RQ: Mark IV CT system for quantitative radionuclide imaging in reconstruction tomography in Diagnostic and Nuclear Medicine *Eds Ter Pogossian, M. M. et al* 1975.
14. KIRCOS, LT et al: An optimized collimator for single photon computed tomography with ascintillation camera, *J Nucl Med* 1978; 19: 322.
15. BUDINGER RF and GULLBERG GT: Three dimensional reconstruction in Nuclear Medicine imaging, *IEEE Trans Nucl Sci NS* 21 1974; (3): pp 2-20.
16. CHANG LT: Attenuation correction and incomplete projection in simple photon emission computed tomography, *IEEE Trans Nucl Sc NS* 26 1979; (2): pp. 2780.
17. KUHL DE et al: Local cerebral blood volume determined by three dimensional reconstruction of radionuclide data scan data, *Circul Research* 1975; 36: 610.
18. LASSEN NA et al: A fast moving single photon emission tomography for regional cerebral blood flow studies in man, *J Comput. Assist Tomog* 1978; 2: 661.
19. JASZCZAK RJ et al: Radionuclide Emission computed tomography of the head with ^{99m}Tc and a scintillation camera, *J Nucl Med* 1977; 18: 373.
20. BURDINE JA et al: Radionuclide tomography of the body using routine radiopharmaceuticals, *J Nucl Med* 1979; 20: 108.
21. ELL PJ et al: Emission computerized tomography, a new diagnostic imaging technique, *The Lancet* 1978; 11: 608.
22. TODD-POKROPEK A: Experiences with a rotating Gamma Camera tomographic system, *British Nucl Med Letter*, October 1979.
23. ROWE W and KEYS WI: Comparison of scanner and camera systems for quantitative single photon emission tomography, *IEEE Trans Nucl Sc* 1979; (2): n.º 26.
24. SOUSSALINE F et al: The physical performances of a single slice positron tomographic system and preliminary results in a clinical environment, *Eur J Nucl Med*; 1979; 4: 237.
25. YAMAMOTO YL et al: Dynamic positron emission tomography for study of cerebral hemodynamics in a cross section of a head using positron $^{68}\text{Ga-EDTA}$ and ^{87}Kr *J Comput Assist Tomogr* 1977; 1: 43.
26. TER POGOSSIAN et al: The performance of Pett III, in Reconstruction tomography in diagnostic radiology and Nuclear Medicine *Ed. Ter Pogossian* 1977; pp 359.
27. FELLER, PA et al: Absorbed dose comparison: positron emitters ^{14}C , ^{15}N and ^{18}O versus gamma-ray emitters, *Med Phys* 1979; 6: 221.

Pedido de separatas: *Pedroso Lima*
Laboratório de Radioisótopos
Faculdade de Medicina
3000 Coimbra