

O processo de formação de imagens na PET: *follow the light!*

Nuno C. Ferreira

Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra

A PET, Tomografia de Emissão com Positrões, é uma técnica de Imagiologia Molecular que nos permite localizar e quantificar ínfimas concentrações de moléculas marcadas com isótopos radioativos emissores de positrões. São exemplos destes radioisótopos o carbono-11, o azoto-13, o oxigénio-15 ou o flúor-18, que têm períodos de semidesintegração muito curtos, de poucos minutos a cerca de duas horas. Cada núcleo destes átomos decai por emissão de um positrão que, após um curto trajeto, se aniquila com um eletrão do meio emitindo dois fótons em sentidos opostos (Figura 1). Se estes dois fótons forem detetados simultaneamente (ou melhor, dentro de uma janela temporal tão curta quanto possível), definem uma linha ao longo da qual se assume que se deu a emissão do positrão e onde se supõe que se encontrava a molécula de radiotraçador. Uma câmara de PET é assim na sua essência um sistema de câmara deteção de “luz” - se aceitarmos chamar “luz” (com aspas) a esta radiação invisível resultante da aniquilação do positrão (normalmente o termo é usado para designar apenas a componente visível do espectro eletromagnético).

Pretende-se que as imagens representem a concentração de radiotraçador em cada elemento de volume do corpo, sendo para tal tipicamente necessário detetar-se muitos milhões de pares de fótons em coincidência no tempo. Veremos aqui que o processo de formação de imagens em PET corresponde de certo modo a ir seguindo o trajeto percorrido pela “luz” a partir dos pontos onde ela foi detetada.

A ideia que está na base das técnicas de imagem de Medicina Nuclear onde se inclui a PET é muito simples: se conseguirmos tornar o corpo uma fonte de “luz”, basta tirarmos-lhe uma “fotografia” (que significa escrever com luz, fótons). Para vermos o interior do corpo é preciso que a “luz” seja penetrante, pelo que não se pode utilizar radiação eletromagnética na gama do visível, à qual o corpo seria opaco: utilizamos assim radiação gama, de elevada energia e muito penetrante. Por outro lado, se em vez de tirarmos uma única fotografia tirarmos centenas de fotografias de diferentes ângulos em redor do paciente (cada uma delas correspondendo a uma projeção do objeto segundo esse ângulo), é possível reconstruir o volume do paciente. Cada elemento desse volume designa-se por “voxel”, por analogia com pixel, e o seu valor pode ser expresso em unidades de concentração de radiotraçador. O volume do paciente pode ser seccionado da forma que se desejar, obtendo-se um grande conjunto de imagens que serão interpretadas por especialistas. A PET é assim uma Tomografia¹ de Emissão, onde as imagens em secção se obtêm a partir da “luz” emitida diretamente pelo corpo. De resto, o mesmo acontece com outra técnica tomográfica da Medicina Nuclear, a SPECT ou Tomografia de Emissão com Fóton Simples, assim designada porque cada decaimento de radioisótopo emite apenas um fóton gama.

O trajeto da luz invisível que resulta dos decaimentos dos núcleos inicia-se assim no interior do corpo, no momento da aniquilação do positrão com o eletrão. Os dois fótons são emitidos em sentidos opostos, cada um com uma energia

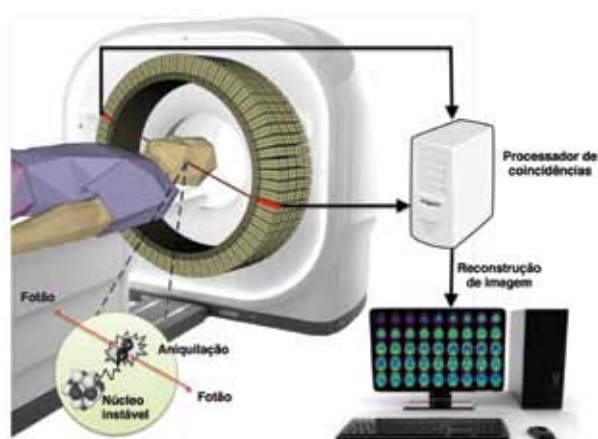


Fig. 1 - Ilustração do princípio de Tomografia de Emissão de Positrões.

¹ Do grego *tomos*, que significa corte.

igual à energia de repouso do elétron (511 keV). No seu trajeto, atravessam os tecidos podendo interagir com eles: interagem com maior probabilidade por efeito Compton, resultando na mudança de direção do fóton com perda de alguma da sua energia, e/ou por efeito fotoelétrico, conduzindo à perda do fóton e à não detecção do par de fótons. Se o local de aniquilação se deu próximo da superfície do corpo, a probabilidade dos fótons interagirem nos tecidos é menor, havendo uma maior probabilidade do evento ser detetado. Ainda assim, apenas uma pequena percentagem dos pares de fótons emitidos serão detetados, porque o anel de detectores tipicamente ocupa uma pequena região do espaço em torno do paciente. Se o ponto de emissão dos dois fótons for no centro de um paciente obeso, a probabilidade de ambos escaparem do corpo sem interagir pode ser da ordem de apenas 0,01. A probabilidade de interação é maior em tecidos com 1 % uma grande densidade de elétrons, como acontece nos ossos; a situação oposta ocorre na regiões dos pulmões, por exemplo.

Os pares de fótons que escapam do corpo do paciente sem interagir e que se dirigem para os detectores têm em princípio uma elevada probabilidade de ser detetados. Os detectores tipicamente estão organizados em blocos de detecção numa geometria em anel em torno do paciente. Cada bloco tem vários pequenos cristais, densos, finos e compridos, acoplados a fotodetektors (Figura 2). Quando um fóton gama interage no cristal deposita nele alguma ou toda a sua energia, literalmente fazendo-se luz: gera-se uma cintilação constituída por uma grande quantidade de fótons de baixa energia, geralmente na gama da luz visível e do ultravioleta. A luz da cintilação é então convertida para impulsos elétricos pelos fotodetektors, só depois se podendo estimar a energia, o instante de ocorrência e a localização no sistema de detecção. Regra geral, o erro na estimativa de energia é menor se a cintilação for forte, emitindo muitos fótons. Se a cintilação for muito rápida, consegue-se determinar mais corretamente o instante em que o fóton foi detetado, eventualmente permitindo melhorar a relação sinal/ruído da imagem final, como acontece nas câmaras TOF-PET (PET com informação de tempo de voo, *Time Of Flight*). Será também desejável que a deposição de energia no cristal seja feita de uma só vez, por efeito fotoelétrico, para reduzir os erros de estimativa. No entanto, ocorre frequentemente efeito Compton nos detektors, podendo levar a que hajam múltiplas interações da radiação gama nos cristais do sistema de detecção, o que dificulta a estimação correta da informação de energia, posição e instante de detecção de cada fóton.

Uma câmara PET é, no fundo, uma máquina desenhada para medir um grande número de projeções do corpo que se encontra no campo de visão. Se pensarmos que o sistema de detecção de uma câmara PET tem tipicamente vários milhares de pequenos cristais, então podem definir-se muitos milhões de linhas ligando cada par de cristais, onde em cada uma se pretende contar eventos designados por coincidências verdadeiras, que representam pares de fótons gama que não interagiram antes de chegar aos detektors e que contêm por isso informação correta para formar a imagem final. Estas linhas podem organizar-se em centenas

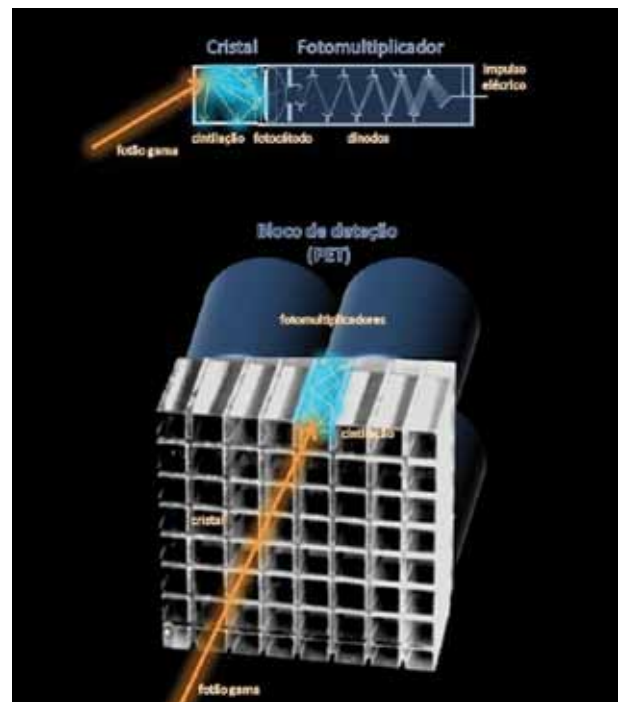


Fig. 2 - Representação esquemática da detecção de radiação proveniente do paciente. Em baixo: exemplo de um bloco de detecção usado numa câmara PET. Em cima: conversão da luz da cintilação em impulso elétrico num fotomultiplicador: os fótons da cintilação que chegam ao fotocatodo do fotomultiplicador ejetam elétrons que são acelerados por dínodos a potenciais elétricos crescentes. Em cada nível de dínodos o número de elétrons aumenta, amplificando o sinal elétrico.

de projeções segundo ângulos que podem ir de 0 a 180 graus e onde cada projeção é formada por muitas dezenas de linhas paralelas ("linhas de projeção" - Figura 3) situadas a diferentes distâncias do centro do campo de visão.

Tendo seguido nos parágrafos anteriores o trajeto dos fótons desde a sua criação à sua detecção, produzindo um grande número de projeções do corpo, façamos agora o caminho inverso, reproduzindo um passo importante que acontece em todos os algoritmos de reconstrução de imagem: a retroprojeção (Figura 3). Ela corresponde a seguir o caminho dos fótons como se se voltasse atrás no tempo, começando nos pontos de detecção e desenhando as linhas que unem os dois cristais que detektaram cada par de fótons. Como o local de onde foram emitidos os fótons é desconhecido, desenha-se toda a linha e a partir da acumulação de todas as linhas definidas por todos os pares de fótons detektados vai-se formando uma imagem. Esta será a imagem obtida por retroprojeção simples, a qual não teria grande qualidade, mas permitiria de uma forma simples obter uma imagem da distribuição de radiotraçador. Os algoritmos de reconstrução analítica ainda hoje muito utilizados utilizam o mesmo processo de retroprojeção para obter imagens de PET, apenas previamente aplicando uma filtração nas projeções medidas, o que melhora a qualidade da imagem final.

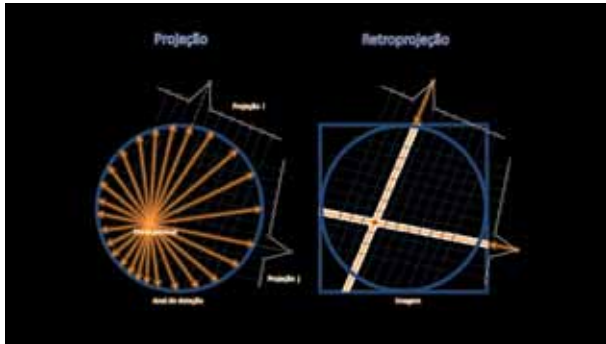


Fig. 3 - Exemplo de duas projeções que poderiam ser medidas numa câmara PET com uma fonte pontual no campo de visão. A retroprojeção consiste em distribuir uniformemente pela linha de projeção o valor medido nessa linha, acumulando-se o resultado de todas as linhas e formando uma imagem. Com muita dezenas ou centenas de projeções de todos os ângulos, forma-se uma imagem semelhante ao objeto mas esborratada, sem grande qualidade. Com algoritmos especializados obtêm-se imagens bastante mais fidedignas da distribuição de radio traçador no campo de visão.

Nos algoritmos de reconstrução iterativa, os mais usados atualmente, exacerba-se este processo de seguir o trajeto da luz desde a sua emissão à sua deteção e depois em sentido contrário: a cada iteração do algoritmo, é realizada uma projeção e uma retroprojeção. O princípio é o seguinte: como não sabemos inicialmente qual como é o objeto que está no campo de visão da câmara, admite-se que é um corpo uniforme, com igual concentração de radio traçador em todos os pontos. Chamemos a esta distribuição a imagem na iteração zero. Admitindo que seria essa a distribuição de radio traçador no campo de visão da câmara, pode-se calcular quais seriam as projeções que se esperaríamos obter. Comparando essas com as que foram realmente medidas pela câmara (muitas vezes essa comparação é feita através de uma simples operação, como uma diferença ou uma divisão), determinam-se fatores que devem multiplicar cada linha de projeção de modo a se poder estimar uma melhor imagem. Retroprojetam-se esses fatores atualizando-se assim a imagem de estimativa, chegando-se à imagem da iteração seguinte. O processo repete-se iteração após iteração sempre do mesmo modo: projeta-se a imagem estimada na iteração anterior, comparam-se as projeções obtidas com as projeções medidas, obtêm-se fatores de correção que se retroprojetam e que atualizam a imagem estimada. A cada iteração, segue-se assim o trajeto da luz invisível, de trás para diante, desde a emissão à deteção (projeção) e depois em sentido contrário (retroprojeção) como se andássemos para a frente e para trás no tempo, até se convergir para uma imagem tão correta quanto possível.

Na prática, tudo é um pouco mais complicado: a luz invisível emitida pelo radioisótopo é ionizante e por isso só podem ser administradas doses muito pequenas de radio traçador; as projeções do objeto são por isso imperfeitas, pois o baixo número de

coincidências contadas não corresponde exactamente ao total da actividade de traçador que se encontra ao longo da linha de projeção; variados efeitos físicos competem para dificultar a tarefa: desde a atenuação da radiação à dispersão por efeito Compton, passando pela geometria e eficiência variável dos detetores, efeitos físicos e técnicos que limitam a resolução espacial e o desempenho da técnica, tudo tem de ser adequadamente tido em conta para que não se cometam erros muito significativos que tendem a ser ampliados a cada iteração do algoritmo. Essa é de resto uma razão porque não se pode iterar indefinidamente: a partir de um certo número de iterações, o ruído na imagem tipicamente piora em vez de melhorar. Apesar de tudo isto, conseguem obter-se excelentes imagens que permitem melhor diagnosticar, estudar e tratar variadíssimas doenças, em particular nas áreas da neurologia, cardiologia e oncologia, para além de melhor compreender o funcionamento dos sistemas biológicos e a ação dos medicamentos e terapias.



Nuno C. Ferreira é Professor Auxiliar na Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra e investiga temas na área da imagem de Tomografia de Emissão com Positrões no ICNAS (Instituto de Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde) e IBILI (Instituto de Imagem Biomédica e Ciências da Vida). Leciona disciplinas nas áreas da Biofísica, Bioestatística e Análise e Processamento de Imagens Médicas.