

2.3 IMAGENS DE MEDICINA NUCLEAR

As imagens de Medicina Nuclear são obtidas introduzindo no corpo determinadas substâncias (radiofármacos), importantes na realização de uma função orgânica específica e marcadas por isótopos radioactivos (radionuclidos). A actividade destes radionuclidos é detectada e, através dela, obtém-se informação sobre a função em estudo. Existem várias diferenças entre estas imagens e as obtidas com raios-X, das quais se destaca o facto de a informação associada às imagens de Medicina Nuclear ser funcional e não estrutural ou anatómica, como as primeiras. Além disso, em termos de reconstrução da imagem, nas de Medicina Nuclear não se tem informação sobre a localização da fonte, conhecendo-se apenas a localização dos detectores.

Relativamente aos tipos de imagem que se obtêm, é possível construir imagens planares (projecção bi-dimensional), imagens dinâmicas (que contêm informação sobre a função do órgão longo do tempo) e tomografia (informação tri-dimensional).

2.3.1. Decaimento radioactivo

Como é do conhecimento geral, o decaimento nuclear segue a lei:

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad (2.65)$$

onde N é o número de núcleos radioactivos no instante t , N_0 é o número de núcleos radioactivos no instante $t = 0$ e λ é a constante de decaimento, característica de cada núcleo.

Define-se semi-vida como:

$$T_{1/2} = \ln 2 / \lambda \quad (2.66)$$

sendo o tempo que demora uma amostra de núcleos radioactivos a reduzir-se para metade.

E tempo de vida média como o inverso da constante de decaimento:

$$\tau = 1 / \lambda \quad (2.67)$$

É de todo o interesse recordar as diversas formas de produzir fontes radioactivas. Assim, pode considerar-se quatro mecanismos:

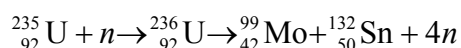
- a) captura de neutrões (ou activação por neutrões)
- b) fissão nuclear
- c) bombardeamento com partículas carregadas
- d) gerador de radionuclidos

Todos estes métodos interferem ao nível da estabilidade nuclear, ou seja, ao nível da razão entre o número de protões e o número de neutrões.

A captura de neutrões pode envolver a transformação de um isótopo neutro (o elemento mantém-se), com libertação de radiação γ ou a transformação de um isótopo de um elemento, num isótopo de outro elemento, com libertação de protões. Como exemplos, temos:

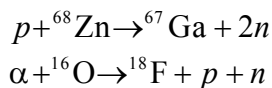


Na fissão nuclear existe também captura de neutrões, mas, em seguida, o núcleo fica de tal forma instável que ocorre a fissão do núcleo em dois elementos de número atómico menor:



Muitos dos isótopos produzidos por fissão, são eles próprios instáveis, decaindo, geralmente, por emissão de electrões.

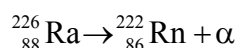
No bombardeamento com partículas carregadas (protões ou partículas α - núcleo de hélio, formados por 2 neutrões e 2 protões), tem-se alteração do elemento. Como exemplo, pode-se apresentar as reacções:



Quanto ao gerador de radionuclidos, tem-se um mecanismo de, a partir de um isótopo radioactivo 'pai' (fonte), surgir um isótopo radioactivo 'filho'. O isótopo 'pai' tem um tempo de vida superior e está continuamente a decair para o isótopo 'filho', que é aquele que apresenta radiação relevante para determinada aplicação. A maioria dos isótopos utilizados em Medicina Nuclear, como o ${}^{99}\text{Tc}^m$, são obtidos através de geradores de radionuclidos, fundamentalmente, porque, desta forma, se evita a construção de um reactor perto do hospital. Assim, é apenas necessária a existência da fonte e a realização de um procedimento bioquímico que permita a separação do isótopo 'pai' do isótopo 'filho' e que ligue este último ao radiofármaco.

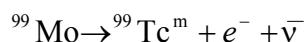
Quanto aos vários decaimentos nucleares há a considerar:

- libertação de partículas α , ex:



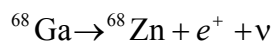
As partículas α não têm aplicação nas imagens, devido ao seu fraco poder penetrante, mas podem ter interesse clínico ao nível da terapia de lesões superficiais.

- radiação β^- - libertação de electrões, ex:



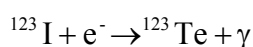
Neste tipo de radiação é também libertado um neutrino que é uma partícula sem massa e sem carga e que interage fracamente com a matéria, cuja existência foi prevista pelos físicos, precisamente para que houvesse conservação de energia em decaimentos como este. Também neste caso, os electrões libertados não são utilizados em diagnóstico médico, devido ao seu fraco poder penetrante, embora apresentem utilidade ao nível terapêutico.

- radiação β^+ - libertação de positrões, ex:



neste tipo de radiação há libertação de um anti-neutrino. Os positrões apresentam aplicação em imagens médicas, uma vez que se combinam rapidamente com os electrões do meio, libertando dois raios γ antiparalelos. Estes penetram nos tecidos e são detectados no exterior do organismo, permitindo construir uma imagem de actividade.

- captura electrónica - transformação de um protão num neutrão, acompanhada de captura electrónica por parte do núcleo, ex:



neste tipo de radiação há também libertação de raios-X, uma vez que os electrões de camadas mais externas vão ocupar o lugar dos electrões capturados pelo núcleo, habitualmente de camadas mais internas.

- radiação γ - libertação de radiação electromagnética através de rearranjos nucleares de estados de energia mais elevada para estados de energia mais baixa. Neste tipo de decaimento não há alteração de elemento ou de isótopo. O estado excitado pode ser prolongado no tempo e, nesse caso, confere-se-lhe a denominação de metaestável. Pode ainda existir conversão interna, que é o mecanismo que ocorre quando a radiação γ ioniza os átomos e, por este motivo, segue-se a libertação de raios-X.

2.3.2. Radionuclidos e radiofármacos

Como ficou já patente em parágrafos anteriores, a criação dos radionuclidos e a sua introdução na constituição dos radiofármacos é uma das questões mais importantes nas técnicas de Medicina Nuclear. Esta tarefa é, sem dúvida, muito elaborada do ponto de vista bioquímico e determinante no que respeita às aplicações clínicas. A dificuldade deste trabalho reside, em grande medida, na exigência dos critérios a que os radionuclidos devem obedecer:

- a) A sua vida média deve ser superior ao tempo necessário para adquirir a imagem, mas não excessivamente longa, de modo a evitar que resíduos de radiofármaco, fixados no organismo após o exame, se mantenham radioactivos. Além disso, é contraproducente a criação de isótopos radioactivos com tempo de vida média elevado, quando a sua utilidade se reduz a um curto intervalo de tempo, que, neste caso, será, no máximo, da ordem de algumas dezenas de minutos.
- b) Como já foi referido, a radiação libertada deve ser do tipo γ (mesmo quando secundária, como é o caso da proveniente da aniquilação de positrões), uma vez que as restantes não são suficientemente penetrantes para efeitos de imagem.
- c) Como o radionuclido tem que ser parte constituinte do radiofármaco, é imprescindível que a sua ligação seja eficiente e que o composto, assim obtido, seja reconhecido pelo organismo como uma substância associada a uma dada função e não como uma substância tóxica.
- d) Por fim, a energia da radiação deve estar numa gama específica, de modo que seja suficientemente elevada para que a atenuação seja desprezável, mas que as lesões provocadas nos tecidos sejam mínimas.
- e) Além disso, é necessário garantir que pequenas quantidades destas substâncias apresentem uma enorme actividade. Deste modo, apenas com massas da ordem das ng é possível estudar a função de determinado radiofármaco, sem que essa função seja alterada e evitando efeitos tóxicos no organismo, devido a doses excessivas.

2.3.3. Factores determinantes para a formação da imagem

As imagens de Medicina Nuclear revelam a actividade de diferentes órgãos (ver figura 2.22) proveniente de radiofármacos introduzidos nos doentes através de injeção ou inalação.

Tendo em conta o que ficou expresso anteriormente, existem diversos factores que devem ser considerados nas imagens de Medicina Nuclear, tais como:

- a) A escolha do colimador – deve ser feita tendo em atenção o tamanho do órgão em estudo e a resolução pretendida na imagem.
- b) A janela energética – deve estar adequada à radiação emitida pelo radionuclido. Deve ser tal que não considere a radiação parasita,

responsável pelo aumento do ruído, mas não rejeite a radiação referente ao objecto, para não diminuir a eficiência da técnica.

- c) O tempo de espera – é necessário saber-se quanto tempo é que demora um radiofármaco a se disseminar correcta e uniformemente pelo órgão em estudo, para que a imagem seja adquirida no momento oportuno.
- d) O número de ângulos considerados – mesmo quando não se pretende construir imagens tri-dimensionais (tomografias), pode ser necessário obter-se imagens de vários ângulos. Estes são determinados pela anatomia do órgão em estudo e pelo quadro clínico do doente.
- e) Imobilização do doente – como em todas as imagens médicas, é importante imobilizar o doente convenientemente durante o tempo de realização do exame.

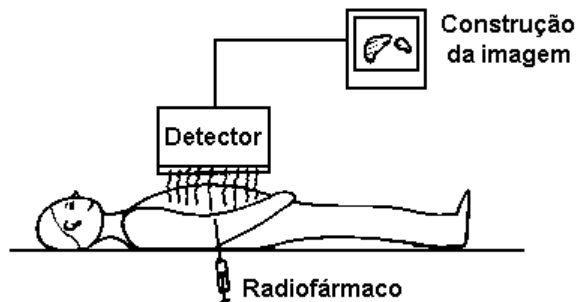


Fig. 2.21 – Esquema da obtenção das imagens de Medicina Nuclear (adapt. S. Webb, 1998).

2.3.4. Imagens estáticas e imagens dinâmicas

Tal como nas imagens de raios-X, também as imagens de Medicina Nuclear podem ser planares ou tomográficas. Relativamente às primeiras, estas podem ser estáticas ou dinâmicas. Nas imagens estáticas, os órgãos aparecem imóveis e sem alterações da actividade ao longo do tempo (ver figura 2.22), nas dinâmicas, constrói-se uma série de imagens em diferentes estados do órgão, de maneira que, se forem colocadas sequencialmente, é possível observar o seu movimento ou a alteração da sua função (ver figura 2.23). Estas técnicas permitem também realizar alguns cálculos quantitativos de actividade ou de volumes (cardíacos, pulmonares, etc.).

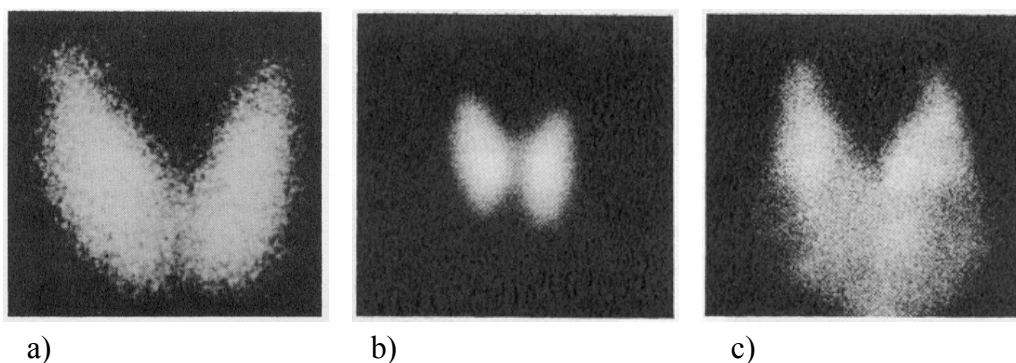


Fig. 2.22 – Imagem de Medicina Nuclear bidimensional estática, representando uma tiroide de um indivíduo a) saudável, b) com doença de Grave e c) com doença de Plummer (adapt. S. Webb, 1998).

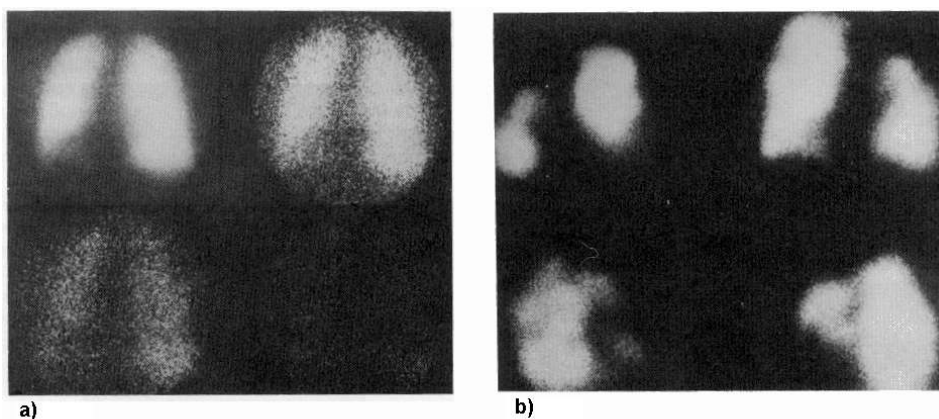


Fig. 2.23 – Imagens pulmonares dinâmicas de a) ventilação (quando o radiofármaco é inalado) e de b) perfusão (quando o radiofármaco é injectado) de um doente com embolia pulmonar (adapt. S. Webb, 1998).

Os estudos dinâmicos envolvem, pois, a construção de imagens em diferentes instantes e, através delas, permitem estudar o comportamento temporal do órgão: coração, rins, etc. No caso do coração, por exemplo, o ciclo cardíaco é dividido em intervalos de tempo igualmente espaçados, sendo as imagens recolhidas em cada um desses intervalos. Para tanto, mede-se simultaneamente o electrocardiograma, que permite estabelecer a duração de cada ciclo e determinar o instante correspondente à recolha da primeira imagem. Um outro tipo de estudo dinâmico corresponde não ao movimento dos órgãos, mas à sua actividade ao longo do tempo. Nos rins, por exemplo, é possível estudar a excreção urinária (ver figura 2.24). Estes estudos envolvem uma injeção rápida e a medição da actividade em diversos instantes subsequentes.

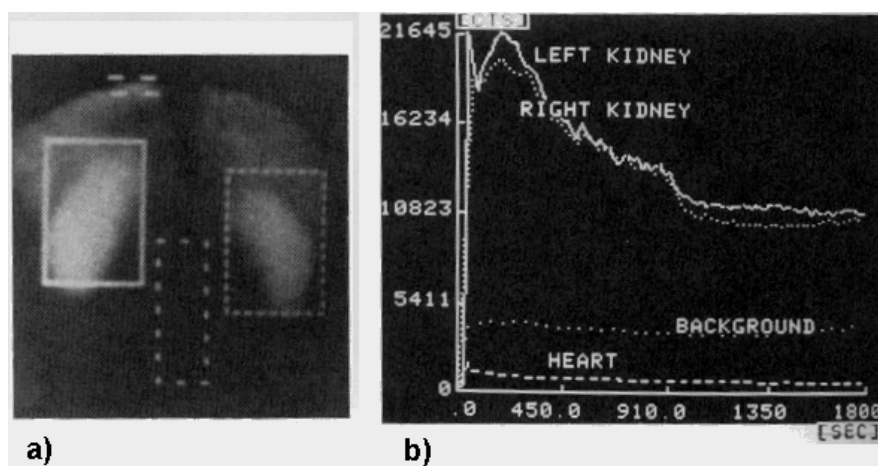


Fig. 2.24 – a) Imagem dos dois rins de um doente, b) curvas correspondentes à actividade de cada um dos rins ao longo do tempo (adapt. S. Webb, 1998).

2.3.5. Algum equipamento: detectores e colimadores

Como já se referiu a radiação mais adequada para as imagens é a γ . As energias habitualmente utilizadas são superiores a 50keV, e sempre abaixo de 1MeV, energias para as quais se começa a dar a criação de pares (electrão/positrão) e, portanto, os detectores utilizados devem ser adequados a esta gama de energias.

Quanto aos detectores as câmaras de ionização são por vezes utilizadas como contadores proporcionais, mas não como contadores Geiger (nesta função, são quanto

muito utilizadas para efeitos de protecção). Habitualmente utiliza-se os cintiladores, que funcionam em gamas de energia próximas das pretendidas (50 – 500 keV). Quanto aos semi-condutores espera-se que venham a desempenhar um papel importante, embora, por enquanto, sejam ainda muito caros.

O primeiro equipamento que existiu foram *scanners* rectilíneos com uma ou duas cabeças constituídos por um cintilador de NaI(Tl) com cerca de 12,5 cm de diâmetro e 12,5 cm de espessura. Este sistema utilizava um colimador em forma de cone que considerava apenas a radiação proveniente de um ponto apenas. A gravação podia ser feita, por exemplo, com uma caneta cuja a quantidade de tinta era determinada pela radiação que chegava. A resolução era de cerca de 1 cm, a 10 cm de profundidade (ver figura 2.25).

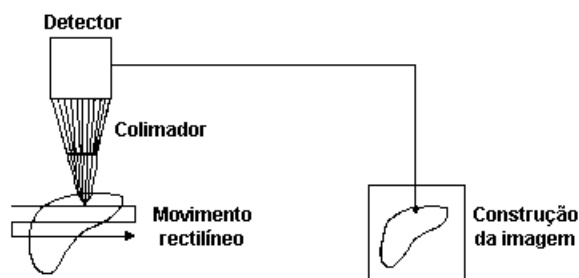


Fig. 2.25 – Esquema de um *scanner* rectilíneo (adapt. S. Webb, 1998).

Seguidamente, surgiram *scanners* lineares, onde o movimento foi substituído por uma cabeça com vários cristais. Neste caso a gravação era feita em filme e a resolução era cerca de 0,8 cm. A generalização deste sistema foi uma cabeça constituída apenas por um cristal (50 x 3,2 cm² e 2 cm de espessura), associado a diferentes fotomultiplicadores e a um circuito electrónico sensível à posição, apresentando resoluções que podiam ser de 0,7 cm a 8 cm de profundidade. Estes sistemas de imagens bi-dimensionais são, na verdade, os percursores das actuais câmaras gama rotativas, utilizadas em tomografia. No entretanto, foram ainda construídos os *scanners* tomográficos que eram constituídos por multicristais que apresentavam movimentos translacionais e rotacionais, à semelhança do que aconteceu com as primeiras gerações de equipamento de TAC. Neste caso as resoluções são de 0,9 cm a 14 mm de profundidade.

No que respeita às câmaras gama (ver figura 2.26), estas são, como se referiu anteriormente, constituídas por um colimador e um cristal de NaI(Tl) (com diâmetros típicos entre 25 cm e 40 cm) acoplado a diversos fotomultiplicadores. O sistema encontra-se todo ele coberto por uma blindagem que o isola de fontes de radiação que não estejam no campo de visão da câmara e que é tão leve quanto possível, devido à necessidade de rotação do sistema.

Um acessório muito importante nos equipamentos de Medicina Nuclear é, tal como nas radiografias, o colimador. É ele que determina o campo de visão e a direcção segundo a qual se considera a radiação. As dimensões das grelhas (comprimento e espessura das lâminas e distância entre elas) determinam a resolução da imagem. Como facilmente se compreende, quanto menor for a distância entre lâminas, melhor será a resolução, mas pior a eficiência da técnica. Por este motivo, o colimador deve ser escolhido com base no compromisso entre a resolução e a eficiência.

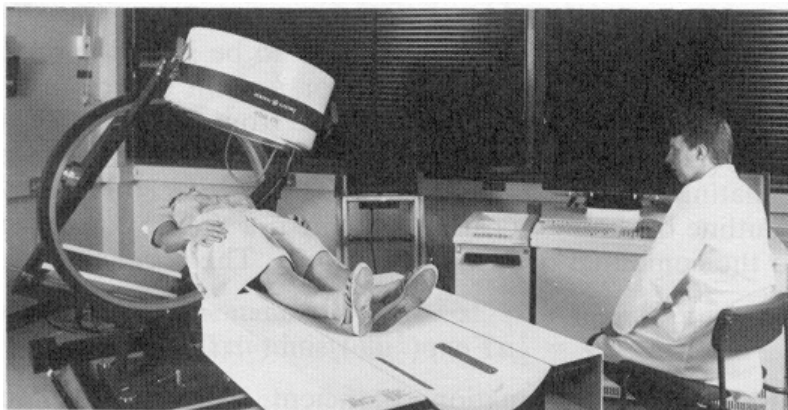


Fig. 2.26 – Fotografia de uma câmara gama utilizada em Tomografia de Emissão de Fóton Único (SPECT) (adapt. S. Webb, 1998).

Quanto à geometria do colimador pode ser 1) paralela, ou seja, só permitir a passagem de radiação normal ao detector; 2) do tipo *pinhole*, quando se pretende obter uma imagem de um objecto pequeno, uma vez que consegue alguma amplificação com estes colimadores, 3) convergente, quando está em causa uma boa resolução e sensibilidade ou 4) divergente, quando o objecto tem dimensões elevadas.

O detector tem uma forma circular e está acoplados a uma matriz hexagonal de fotomultiplicadores, pelo que quanto menores dimensões tiverem estes fotomultiplicadores, melhor será a resolução. O sinal é então analisado para se verificar se a sua energia está na gama de energias correcta, de modo que só é considerado, caso este requisito seja satisfeito.

Como já foi afluado, no futuro, pensa-se que as câmaras de ionização poderão ter um papel importante nestas imagens, uma vez que são muito baratas, embora menos sensíveis. Quanto aos detectores de semi-condutores apresentam o atractivo de terem um desempenho energético melhor que os cintiladores, mas continuam muito caros e com dificuldades técnicas de construção em dimensões elevadas.

2.3.6. Tomografia de Emissão de Fóton Único (SPECT – Single Photon Emission Computerised Tomography)

As tomografias de emissão de fóton único (SPECT) são imagens tri-dimensionais obtidas através da medição da actividade dos isótopos que decaem por radiação γ , emitindo um fóton de cada vez. Para a construção destas imagens é necessário obter informação em diferentes planos, utilizando câmaras gama que rodam em torno do doente (ver secção anterior). Portanto, existem alguns parâmetros cuja escolha vai determinar a qualidade da imagem final:

- a) Escolha do colimador – depende, obviamente, do radiofármaco utilizado e do órgão em estudo. Deve atender-se ao tamanho do órgão (consultar o sub-capítulo 2.3.5) e à importância da resolução e da eficiência da imagem (no caso de um estudo que envolva uma taxa de decaimento elevada, pode-se usar um colimador de alta resolução, enquanto que um estudo de baixa taxa de radiação, o colimador deverá ter uma alta sensibilidade, comprometendo, desse modo, a resolução).
- b) Escolha do raio de rotação – deve ser tão pequeno quanto possível, uma vez que quanto menor for o raio, melhor será a qualidade da imagem que se obtém.

- c) Escolha da janela energética – deve ser adequada à radiação emitida pelo isótopo.
- d) Número de planos a adquirir – este parâmetro deve ser escolhido atendendo ao compromisso entre o aumento da qualidade da imagem, quando se consideram mais planos, e o consumo de tempo que esse procedimento implica.
- e) Tempo de aquisição de cada plano – quanto mais tempo de considerar, melhor será a estatística, no entanto, mais provável é existirem artefactos de movimento.
- f) Nível de dose administrada – deve ser suficiente para se obter uma boa estatística, sem que envolva riscos para o doente.

Uma vez que as imagens de SPECT não têm uma resolução muito boa, é necessário, ainda, otimizar todos os parâmetros possíveis de manipular. Pelo que, devem ser tidas em consideração algumas questões:

- a) Correção da uniformidade – o colimador e a câmara podem não ter um comportamento uniforme, pelo que podemos sujeitá-los a uma fonte conhecida e corrigir este aspecto.
- b) Correção do centro de rotação – é um dos procedimentos de controlo de qualidade que se deve realizar esporadicamente.
- c) Escolha dos filtros – faz parte dos procedimentos logísticos realizados *a posteriori* que permitem enfatizar algumas das propriedades da imagem.
- d) Algoritmo de reconstrução – para a obtenção de uma boa imagem é essencial a utilização de um bom algoritmo de reconstrução.
- e) Correção da atenuação – para alcançar padrões de muito elevada qualidade é ainda necessário recorrer a algoritmos que modelem a atenuação da radiação γ nos tecidos.

Refira-se que os computadores têm, nesta técnica, um papel preponderante, sendo essenciais nos seguintes aspectos:

- a) aquisição dos dados
- b) correção dos dados *on-line*
- c) processamento de dados
- d) apresentação da imagem e sua manipulação
- e) gravação dos dados
- f) sistema de controlo

2.3.7. Tomografia de Emissão de Positrões (TEP)

Na tomografia de emissão de positrões, a fonte radioactiva liberta positrões que são rapidamente aniquilados, com a consequente libertação de dois raios γ antiparalelos de energia de 511keV (ver figura 2.27). Do ponto de vista de equipamento, a forma mais eficiente de ser sensível a esta radiação é envolver o doente numa série de detectores de cintilação ligados electronicamente, de modo a detectarem coincidências. Devido ao aparecimento simultâneo dos dois raios, a resolução desta técnica é melhor do que a de SPECT, uma vez que os algoritmos de reconstrução são um pouco mais simples.

Chame-se a atenção para o facto de a maioria dos equipamentos de TEP serem aplicados a estudos cerebrais, de forma que possuem um desenho adaptado a este órgão. Isto porque um dos radionuclidos que liberta positrões (^{18}F) se liga a um radiofármaco que marca a glucose e, portanto, permite estudar a actividade cerebral local.

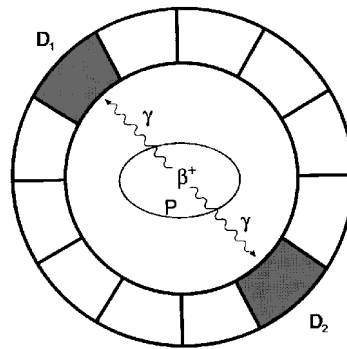


Fig. 2.27 – Esquema da radiação libertada aquando da aniquilação de um positrão com um electrão no ponto P. Os detectores D₁ e D₂ acusam a chegada simultânea de radiação com energia aproximada de 511 keV, fornecendo essa informação ao equipamento computacional que irá processá-la e reconstruir a imagem (adapt. W.R. Hendee, E.R. Ritenour, 1992).

2.3.8. Aplicações clínicas

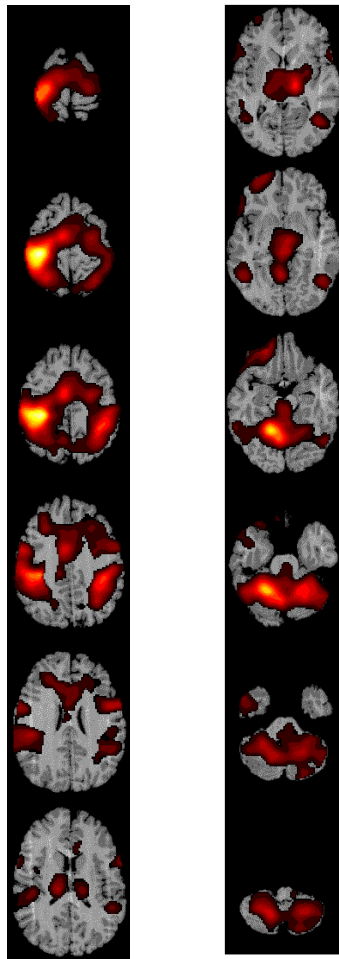


Fig. 2.28 – Imagens de PET que localizam actividade associada à seguinte tarefa: os indivíduos apalpm dois pequenos paralelepípedos e reconhecem qual dos dois é mais oblongo (gentileza de R. Almeida).

A maioria das aplicações de imagens de Medicina Nuclear (planares ou tomográficas) com isotópos de emissão de fóton único, foram já referidas anteriormente. Convém, no entanto, referir o enorme incremento que as imagens de TEP permitiram no estudo das funções do cérebro. Como se fez notar, o facto de existir um radionuclido que liberta positrões e que marca a glucose, abriu grandes perspectivas na aplicação desta técnica aos estudos cognitivos, uma vez que a actividade cerebral está intimamente relacionada com o consumo de glucose pelo cérebro. Neste tipo de estudos, o procedimento baseia-se em sujeitar um indivíduo a estímulos diversos e observar quais as áreas do cérebro activas. Como seria de esperar, se estas imagens não sofressem manipulação, não revelariam diferenças entre as áreas cerebrais, uma vez que, em cada instante, o consumo de glucose no cérebro para a manutenção de todas as tarefas vitais, é enorme. Por este motivo, a par do estímulo, cuja resposta se pretende estudar, elabora-se um outro (de base), mais simples, de modo que a diferença entre as imagens permita colocar em evidência as áreas correspondentes apenas à primeira tarefa, reduzindo a actividade de base.

A título ilustrativo, são apresentados resultados de um estudo cognitivo com TEP. Neste trabalho, pedia-se aos indivíduos para apalparem dois pequenos paralelepípedos (com o intuito de decidirem qual deles era mais oblongo). A tarefa de

base era, simplesmente, manterem-se quietos, de olhos fechados, ‘sem pensar em nada’. Os resultados estão apresentados na figura 2.28 e revelam áreas que estarão envolvidas em acções como o tacto, a percepção e a identificação de volumes.