

## APPLICAZIONI DI TECNICHE DI FISICA NUCLEARE IN MEDICINA

MARIA GIUSEPPINA BISOGNI

*Dipartimento di Fisica 'Enrico Fermi', Pisa e INFN, sezione di Pisa*

Una delle principali applicazioni delle tecnologie di rivelazione della radiazione ionizzante è l'*imaging*. Un'immagine è una rappresentazione bi-dimensionale o tri-dimensionale della distribuzione spaziale dei valori che assume in ogni punto del campo d'immagine una grandezza fisica misurata (immagine fisica) o un parametro calcolato (immagine parametrica). Per l'*imaging* medico, il principale tipo di radiazione utilizzata è costituito dalla radiazione elettromagnetica di energia compresa tra 10 keV e 1 MeV (raggi X, di origine atomica, e raggi gamma, di origine nucleare).

In questo intervento mi propongo di illustrare due aspetti fondamentali dell'*imaging* medico: l'*imaging* morfologico e l'*imaging* funzionale. Entrambi hanno lo scopo di aiutare il medico nella diagnostica, terapia e prognosi, di molte patologie, tra cui quelle tumorali.

L'*imaging* morfologico si basa essenzialmente sull'attenuazione selettiva da parte dei tessuti attraversati da un fascio di raggi X e la successiva rivelazione della radiazione trasmessa tramite un opportuno sistema di *imaging*.

Sin dagli albori della diagnostica radiologica (fine del XIX secolo), il principale rivelatore utilizzato è stato il sistema formato da una lastra fotografica accoppiata a uno schermo luminescente. Tuttavia, da circa dieci anni i rivelatori digitali stanno guadagnando sempre maggiore importanza nell'ambito diagnostico. L'*imaging* digitale offre infatti numerosi vantaggi rispetto all'*imaging* convenzionale: le immagini possono essere mostrate su un display, archiviate in memoria ed elaborate da un computer; inoltre possono essere facilmente trasferite via rete da un sito ospedaliero all'altro. Inoltre, i rivelatori digitali presentano una dinamica più ampia della lastra, superando in tal modo il problema critico dei sistemi tradizionali dell'esposizione e, quindi, permettendo l'ottimizzazione della quantità di radiazione cui esporre il paziente.

I rivelatori digitali per l'*imaging* medico sono sostanzialmente di due tipi: a rivelazione diretta e a rivelazione indiretta della radiazione ionizzante. Nel primo caso la radiazione interagisce direttamente con il rivelatore, mentre nel secondo caso la radiazione interagisce con uno scintillatore e la luce prodotta in esso viene rivelata dal rivelatore digitale.

Un primo esempio di rivelatori digitali indiretti per l'*imaging* medico è costituito da Charge Coupled Devices (CCD), che si basano sulla tecnologia di Metal Oxide Semiconductor (MOS). La carica prodotta in seguito all'interazione della luce con il silicio viene memorizzata in una buca di potenziale. La lettura della carica è effettuata

variando il potenziale della buca permettendo la migrazione della carica da un pixel all'altro in una data colonna della matrice. Le CCD sono in genere accoppiate a scintillatori CsI (Tl) per migliorarne l'efficienza.

Un altro metodo di rivelazione indiretta si basa sui *flat panels* a Si amorfo (a-Si). Essi sono costituiti larghi pannelli di a-Si idrogenato (bassa corrente di buio, elevata sensibilità alla luce verde), accoppiati a fosfori CsI(Tl), sui quali viene realizzata una matrice di fotodiodi (pixels). Un esempio di rivelatore digitale diretto è anche costituito dai *flat panels* a Selenio amorfo (a-Se), realizzati in lega a-SE con ppm di Cl. Il sistema di rilevazione è costituito da matrici di Thin Film Transistors (TFT).

Un'altra applicazione di fondamentale importanza per l'*imaging* medico è la Tomografia Assiale Computerizzata (TAC). Mediante la TAC vengono rivelate un gran numero di immagini radiologiche del paziente ad angoli differenti e successivamente combinate insieme per visualizzare una sezione interna del paziente (immagini transassiali). Le proiezioni sono combinate tra loro con l'impiego di un computer che utilizza algoritmi software di ricostruzione. Questa modalità di *imaging* è intrinsecamente collegata al rivelatore digitale, dal momento che le immagini transassiali devono essere ricostruite a partire da immagini proiezione tramite un algoritmo specifico.

Le attuali macchine TAC operano una scansione a spirale, cioè acquisiscono l'intero volume di interesse in una sola esposizione ruotando continuamente sia il tubo a raggi X che il rivelatore mentre il paziente si muove lungo la direzione assiale. Usando più archi di rivelatori, è ora possibile acquistare più di una sezione contemporaneamente. I sistemi moderni sono in grado di acquisire fino a 256 sezioni differenti nella stessa scansione. Il futuro della TAC è la TAC *cone beam* (fascio conico) con un rivelatore di area, che consente l'acquisizione di aree di grandi dimensioni in un tempo molto piccolo.

L'*imaging* funzionale è dedicato a misurare, attraverso grandezze fisiche specifiche, processi funzionali/metabolici che si verificano all'interno di un essere vivente. La branca della medicina cui fa riferimento l'*imaging* funzionale è chiamata "medicina nucleare" in quanto utilizza molecole o farmaci marcati con isotopi radioattivi (radiofarmaci) per questo tipo di indagine diagnostica.

Il principio sul quale si basa la realizzazione di un radiofarmaco è quello di cambiare un atomo di una bio-molecola con un suo radioisotopo, mantenendo inalterate le proprietà chimiche e biologiche della molecola. Di conseguenza, il movimento, la distribuzione, la concentrazione della molecola possono essere misurati con rivelatori di radiazione.

Le due metodiche di *imaging* principali utilizzate in medicina nucleare sono la SPECT (Single Photon Emission Computer Tomography) e PET (Positron Emission Tomography).

In SPECT il radiofarmaco utilizzato (ad esempio  $^{99m}\text{Tc}$  che emette gamma da 140 keV) emette un fotone per ogni decadimento del nucleo radioattivo, mentre in PET i radiofarmaci contengono un radioisotopo che emette elettroni positivi (le antiparticelle degli elettroni: cioè, i cosiddetti positroni). Il positrone, interagendo con un elettrone atomico del tessuto vivente, annichila, trasformando la sua massa e quella

dell'elettrone con cui si è legato in energia elettromagnetica (per la nota equazione della relatività di Einstein  $E=mc^2$ ). Il prodotto di questa trasformazione di massa in energia sono due fotoni gamma di uguale energia (511 keV ciascuno), emessi lungo la stessa direzione ma in versi opposti.

Il rivelatore principale utilizzato in SPECT è la gamma-camera, che si compone di un collimatore Pb (che codifica le informazioni spaziali), una lastra di cristallo di scintillazione NaI(Tl) e una matrice di tubi fotomoltiplicatori (PMT), letti da amplificatori e circuiti di logica posizionale. I raggi gamma sono emessi in tutte le direzioni, quindi sono necessari collimatori per determinare la direzione di emissione del fotone. Per eseguire una TAC funzionale, la gamma-camera SPECT ruota intorno al paziente.

In PET la rilevazione del segnale si basa sulla rilevazione della coincidenza temporale dei due raggi gamma antilineari da 511 keV e sulla ricostruzione delle Lines of Response (LOR), cioè delle linee di volo dei gamma. Dalla intersezione di tante LOR è possibile ricostruire la posizione del radioisotopo e stimarne la concentrazione. Ciò porta a una maggiore sensibilità e ad una qualità delle immagini migliore rispetto alla SPECT.

Gli scintillatori utilizzati in PET sono solitamente il BGO (Bismuth germanate,  $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ ) e più recentemente lo LSO (Lutezio Oxi-orto silicato ( $\text{LuSiO}$ )), accoppiati a fotorivelatori (tipicamente PMT ma anche fotodiodi al silicio operanti in regime di scarica Geiger), che possono essere disposti in una geometria ad anello o in una geometria a piani paralleli.



Figura 6. Un'immagine della relazione di Maria Giuseppina Bisogni.