



Immagini radioisotopiche (di medicina nucleare)

1. La principale caratteristica che contraddistingue le metodiche medico-nucleari da altre indagini di tipo diagnostico è l'utilizzo dei **'traccianti'**.
2. Nel caso di un tracciante radioattivo, **l'emissione di radiazioni** ne permette l'identificazione dopo che è avvenuto il mescolamento con i costituenti naturali, mentre la sua struttura chimica è alla base del comportamento metabolico e quindi del particolare fenomeno biologico che si intende evidenziare.
3. La fisiopatologia di ogni malattia ha sempre alla base una modificazione, sia come causa che come effetto, di tali meccanismi. Il loro studio comporta la creazione di **modelli compartimentali** che di volta in volta simulino, con opportuna generalizzazione ed approssimazione, i singoli fenomeni implicati. Secondo il particolare modello, un compartimento può rappresentare un intero apparato, un organo, un tessuto, un insieme di cellule o una struttura chimica.

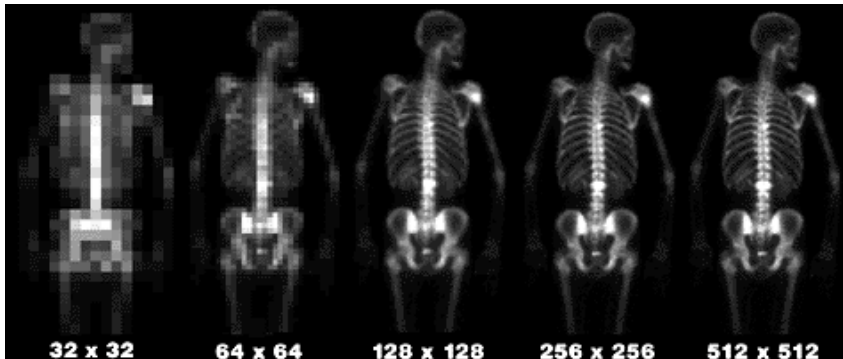


Immagini Radioisotopiche

- Mentre nei **raggi X** si conosce sia la **localizzazione della sorgente** sia **del sensore**, nelle **immagini ad emissione di radiazione** si conosce solo la **posizione del sensore**.
- Ulteriore differenza: l'irraggiamento dei composti radioattivi ha una durata dipendente dal tempo di decadimento (emivita) e dal tempo di fuoriuscita.
- Le misure di raggi X sono di tipo integrale, quelle di **medicina nucleare** sono a **conteggio diretto**.
- Per la loro natura si prestano a evidenziare la funzione piuttosto che la struttura di un organo.
- **Bassa efficienza e bassa risoluzione**.
- **Alta sensibilità** rispetto a concentrazioni molto basse (tracce); ordine delle pico-moli sull'intero organismo.



Gamma Camera



Scintillatori inorganici

- **Radiazioni ionizzanti** interagiscono con la materia → energia assorbita normalmente convertita in calore.
- **SCINTILLATORI:** emettono parte dell'energia assorbita in luce visibile. Numero atomico alto (coeff. di assorbimento /x elevato) → alta probabilità di interagire con i fotoni che li colpiscono.
- La luce emessa da molti scintillatori inorganici è proporzionale all'energia ceduta dai fotoni incidenti. Ciò permette non solo il conteggio dei fotoni in arrivo ma anche la stima dell'energia da essi posseduta; → distinzione tra fotoni primari e fotoni molto diffusi.
- Lo **ioduro di sodio NaI (TI) (attivato con piccolissime quantità di Tallio)** è il cristallo più comunemente usato. Buona efficienza di rivelazione, quasi costante da 50 a 200 keV: ~ 13 % dell'energia ceduta al cristallo si trasforma in luce visibile. In pratica, generazione di 20-30 fotoni luminosi per ogni keV di energia generata.
- **Risoluzione energetica** (capacità di valutare differenze di energia portate dai fotoni incidenti) intorno al 10-15%. Consente di discriminare la radiazione diretta da quella molto diffusa (con energia molto minore).
- Cristalli con dimensioni sino a 40-50 cm di diametro e spessore 1-1.5 cm.



Cristalli Scintillatori

	Densità (g.cm ⁻³)	Num. Atom. Zeq.	Cost. dec. (ns)	λ luce (nm)
Ioduro di Sodio NaI(Tl)	3.67	50	230	410
Germanato di Bismuto BGO(Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂)	7.13	74	300	480
Fluoruro di Bario BaF ₂	4.89	54	~ 0.7	200



RADIOATTIVITA'

- Nuclei instabili per sbilancio di protoni e neutroni decadono con emissione di fotoni γ ad alta energia e di altre particelle.

attività = numero di decadimenti per unità di tempo

- 1) **Bequerel (Bq)** $\rightarrow 1 \text{ Bq} = 1 \text{ decadimento/secondo}$ (unità pratiche: kilo-Bq, kBq; Mega-Bq, MBq)
- 2) **Curie (Ci)** $\rightarrow 1 \text{ Ci} = 3.7 \cdot 10^{10} \text{ Bq}$ (unità pratiche: milliCi, mCi; microCi, μCi)

L'attività è proporzionale al numero N di atomi radioattivi, secondo una costante di decadimento λ tipica del radionuclide

$$A(t) = \lambda N(t)$$

$$dN(t)/dt = -A(t) = -\lambda N(t), \text{ quindi:}$$

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

Costante di tempo del decadimento: $T = 1/\lambda$

Tempo di dimezzamento o **emivita**: $T_{1/2} = \ln(2) / \lambda$



RADIOATTIVITA'

Commento:

L'attività prima di un decadimento significativo (in genere la fase di acquisizione di immagine scintigrafica)

$$A_0 = \lambda N_0$$

dipende dalla quantità di atomi radioattivi e dalla velocità di decadimento

Un decadimento veloce aumenta l'efficienza dell'esame (eventi individuati durante l'esame in rapporto ad N_0)

MA

rende difficile il trasporto, lo stoccaggio, e l'impiego del radioisotopo prima del suo decadimento.



Radiofarmaci

- **Radiofarmaci** : preparati radioattivi con caratteristiche chimico-fisico-biologiche (rispettano tutte le normative della farmacopea ufficiale per la somministrazione nell'uomo).
- Sono composti marcati con **radioisotopi**, ottenuti legando molecole radioattive emittenti fotoni gamma o positroni, a molecole biologiche di interesse clinico.
- Il tipo di molecola scelta dipende da quale informazione è richiesta.
- Le sostanze marcate si comportano in maniera perfettamente **simile alle sostanze non marcate**, in particolare per quanto riguarda il metabolismo. Differenza: si può seguire dall'esterno la loro distribuzione spazio-temporale a causa delle radiazioni emesse.
- **Isotopi**: forme diverse di uno stesso elemento. **Stesso numero atomico Z, ma diverso numero di massa A**; in altre parole, hanno lo stesso numero di protoni (e quindi di elettroni) ma diverso numero di neutroni.
- **Isotopi di un elemento** → stesse caratteristiche chimiche, anche se possono essere fisicamente diversi, es. stabili (ossia non radioattivi) o instabili (radioattivi).



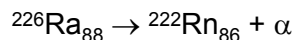
RADIOISOTOPI (RADIONUCLIDI)

Decadimento α : emissione di un elione

il num. atomico Z diminuisce di 2 ed il peso atomico di 4

Non utile per immagini

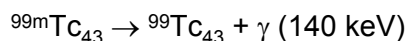
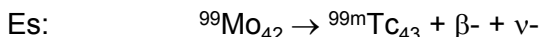
Es.



Decadimento β^- : emissione di un elettrone (e di un neutrino). Un neutrone diventa un protone

il num. atomico Z aumenta di 1 ed il peso atomico resta invariato

Non utile per immagini MA può produrre radionuclidi metastabili che a loro volta producono un decadimento isomerico con emissione γ (***utile per immagini***).

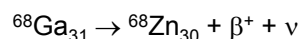


RADIOISOTOPI (RADIONUCLIDI)

Decadimento β^+ : emissione di un positrone (e di un neutrino).

Un protone diventa un neutrone, num. atomico Z diminuisce di 1 ed il peso atomico resta invariato

Es:



Utile per immagini: il positrone si annichilisce con un elettrone con emissione di 2 fotoni γ (511 keV) contrapposti

Cattura di un elettrone orbitale: un protone diventa un neutrone (+ 1 neutrino) con emissione γ

il numero atomico diminuisce di 1 ed il peso atomico resta invariato. **Utile per immagini**.





Radioisotopi utilizzati - caratteristiche

Radioisotopo	Energia (keV)	Emivita (ore)
^{99m}Tc	140	6
^{123}I	159	13,3
^{131}I	364	192
^{113m}In	393	1,7
^{67}Ga	93	77
^{111m}In	170	70
^{201}Tl	167	73
^{133}Xe	80	151
^{198}Au	411	40

Radioisotopo	Emivita (minuti)
^{15}O	2,1
^{11}C	20,4
^{68}Ga	68
^{18}F	110
^{13}N	10



Radionuclidi

TABLE 2.1. Properties of Common Radionuclides Used in Nuclear Medicine

Radionuclide	Half-life	γ -ray Energy (keV)
^{99m}Tc	6.02 h	140
^{67}Ga	3.2 d	93, 185, 300, 394
^{201}Tl	3.0 d	68–82 (X-rays)
^{133}Xe	5.3 d	81
^{111}In	2.8 d	171, 245
^{131}I	8 d	364
^{123}I	13 h	159



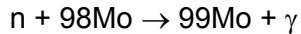
PRODUZIONE DI RADIOISOTOPI

- a) A seguito di **decadimento di un radioisotopo “genitore”** in si ha la **produzione di un radioisotopo “figlio”** → utile per imaging

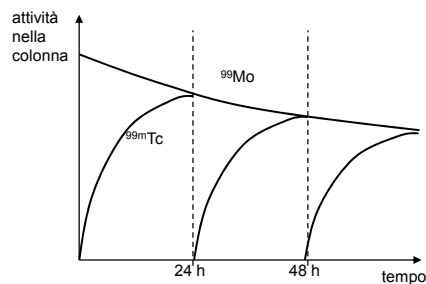
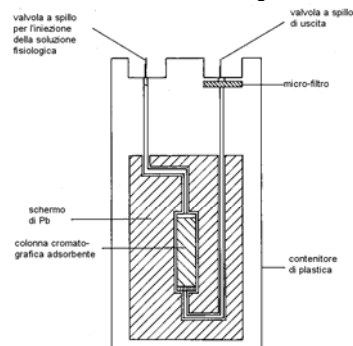
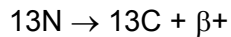
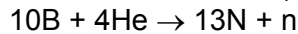
Se il primo decadimento ha un tempo di emivita lungo si può costruire un **generatore** → caricato con il genitore produce successive dosi del figlio (es. Tc 99m, vedi prossima diap.)

- b) Attivazione neutronica (bombardamento con e cattura di neutroni in reattore a fissione).

Es. produzione di ^{99}Mo per il generatore di $^{99\text{m}}\text{Tc}$



- c) Bombardamento con particelle cariche (1-100MeV) accelerate da ciclotrone (o anche da acceleratore lineare)



•**Esempio tipico:** generatore di **Tc 99m (figlio, emivita 6 h)** da **Mo 99 (genitore, emivita 66 h)**.

•In un cilindretto di piombo è contenuta una colonna di allumina (Al_2O_3) con adsorbito Mo 99.

•Durante 24 h un piccola parte di Mo99 decade a Tc 99m che non è adsorbito all'allumina.

•Ogni mattina (“mungitura”) si inietta soluzione fisiologica che asporta solo Tc 99m in soluzione, sotto forma di pertecnetato $\text{Tc } 99\text{m} - \text{O}_4^-$



ESAMI MEDICINA NUCLEARE (1)

SCINTIGRAFIE E TOMOSCINTIGRAFIE (SPECT)

SPECT cerebrale

- traccianti in grado di superare la barriera ematoencefalica si distribuiscono in proporzione alla perfusione regionale

SPECT miocardica

- radiofarmaci quali il Tallio 201 e composti di Tecnezio 99m. Perfusione del miocardio

Angiocardioscintigrafia di primo transito

- si osserva la velocità di diluizione di un bolo venoso per indagare i volumi dinamici delle camere cardiache (soprattutto del cuore dx)

Angiocardioscintigrafia all'equilibrio

- Si iniettano globuli rossi marcati che rimangono nel flusso sanguigno per un tempo suff. lungo x osservare variazioni di volumi ematici nelle camere cardiache. Valutazione del volume ventricolare sinistro telediastolico (V_{max}), telesistolico (V_{min}) e frazione di eiezione $EF = (V_{max} - V_{min}) / V_{max}$.



ESAMI MEDICINA NUCLEARE (2)

SCINTIGRAFIE E TOMOSCINTIGRAFIE (SPECT)

Scintigrafia tiroidea

- I 131 per endovena → si valuta forma e dimensione della tiroide
- Test di iodocaptazione

- I 131 per bocca → valuta funzionalità noduli tiroidei (caldi/freddi)

Scintigrafia ossea total body

- Tc 99m → valuta zone di ipermetabolismo (infiammazioni, neoplasie) prima che compaiano alterazioni visibili a RX

Scintigrafia polmonare perfusoria

- albumina umana marcata con Tc 99m iniettata i.v. resta intrappolata nei capillari polmonari in proporzione alla perfusione

Scintigrafia polmonare ventilatoria

- inalazione di particelle marcate

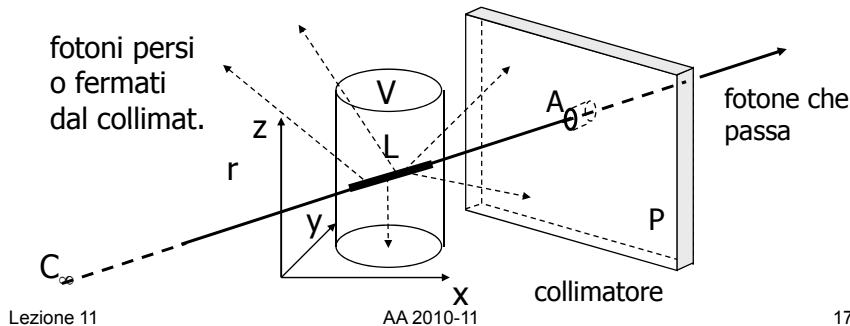
Mammoscintigrafia

- composti di Tc 99m per evidenziare il carcinoma mammario e metastasi nei linfonodi ascellari



Proiezioni scintigrafiche

- le molecole di **tracciante** marcate con un **radionuclide** (il più usato è Tc99m, tecnezio 99 metastabile) si distribuiscono a seconda dell'attività metabolica, contrastando eventuali lesioni mediante **punti caldi** oppure zone patologiche a basso metabolismo mediante **punti freddi**
- i raggi γ vengono emessi in misura proporzionale alle concentrazioni ma in **tutte le direzioni**



Lezione 11

AA 2010-11

17



Proiezioni scintigrafiche

- un **collimatore** (lastra di piombo con forellini paralleli fra loro e perpendicolari al piano della lastra) **seleziona i raggi che incidono perpendicolarmente** creando una **proiezione parallela** da un centro C_∞
- la proiezione incide su un opportuno detettore (lastra di cristallo scintillatore in NaI ed array di fotomoltiplicatori)
- l'informazione incidente in un generico punto A rappresenta **l'integrale della concentrazione** sul segmento L della linea di proiezione r all'interno del volume V
- l'immagine proiettata (in genere su un piano frontale o dorsale) è una **scintigrafia** di un segmento di corpo larga quanto la superficie della γ **camera**)
- attualmente un segmento può ricoprire circa un terzo dell'intera altezza di un soggetto, più segmenti formano una scintigrafia total body (molto utilizzata per scintigrafia ossea dell'intero scheletro)

Lezione 11

AA 2010-11

18



La Gamma-Camera

La camera di Anger (1958), comunemente detta **gamma-camera**:

strumento che permette di effettuare una misura esterna della radioattività nell'organo in esame, ma fornisce anche una rappresentazione della distribuzione bidimensionale della stessa, cioè un'immagine.

Principio di funzionamento:

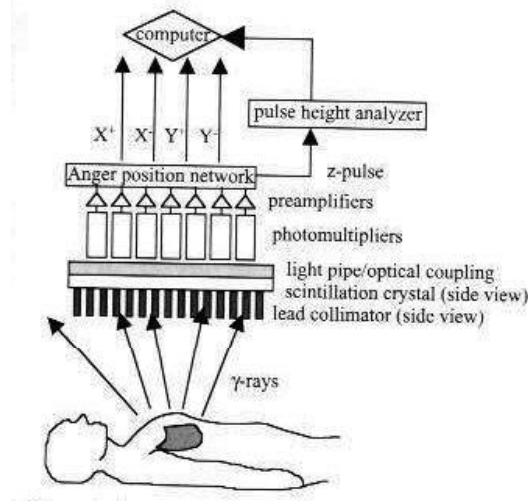
-Attraverso i fori di un **collimatore** le radiazioni gamma raggiungono un **cristallo scintillatore** (di solito NaI - Ioduro di Sodio, attivato con impurità di Tallio) → la gran parte è interamente assorbita.

- Cristallo (diametro circa 40 cm, spessore 1/4-3/8 di pollice) accoppiato otticamente mediante una sottile guida di luce ad un grande numero di tubi **fortomoltiplicatori** (20-80) che lo ricoprono totalmente in geometria esagonale.

- La scintillazione prodotta dall'assorbimento di un fotone gamma è vista contemporaneamente da più **fortotubi**. Ciascuno genera un segnale di ampiezza direttamente proporzionale all'energia del fotone e inversamente proporzionale alla rispettiva distanza dalla scintillazione.

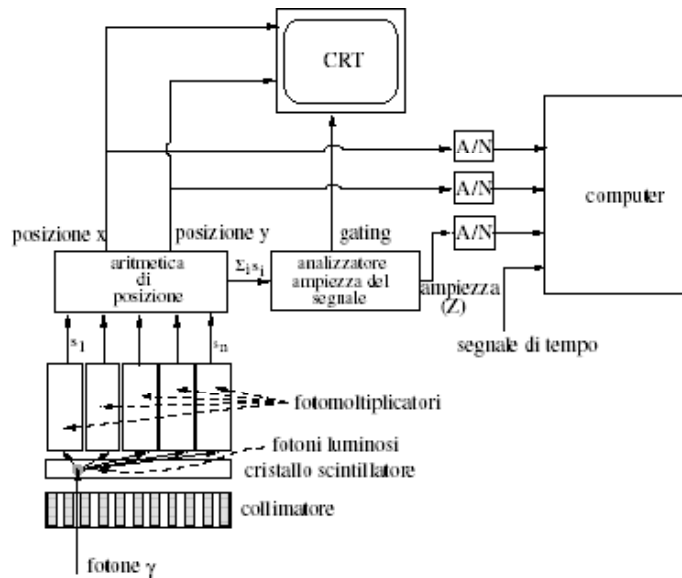


Gamma-camera





Struttura di una Gamma camera



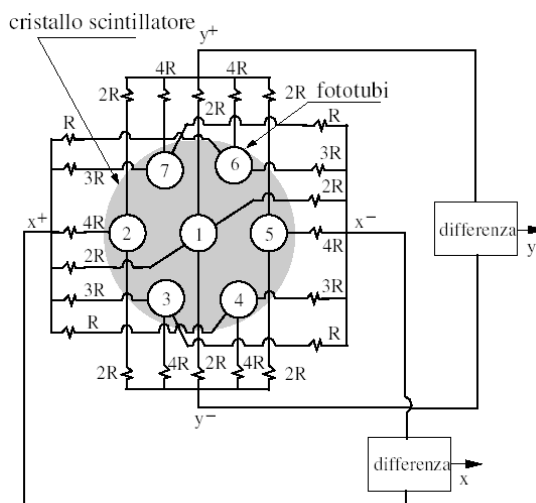
Lezione 11

AA 2010-11

21



Aritmetica di posizione raggi γ



Rete di resistori o capacitori

Trasferiscono quantità di segnale proporzionale alla distanza del PMT dal centro del cristallo.

Informazioni relative alla posizione dell'evento.

Somma i pesi di tutte le uscite (analogiche) dei singoli PMT

Dà le coordinate dell'evento (X^+ , X^- , Y^+ , Y^-)

Somma di tutti i segnali in uscita dai PMT → impulso Z con ampiezza proporz. luce prodotta nel cristallo

Lezione 11

AA 2010-11

22



Finestra energetica e riduzione dello scatter

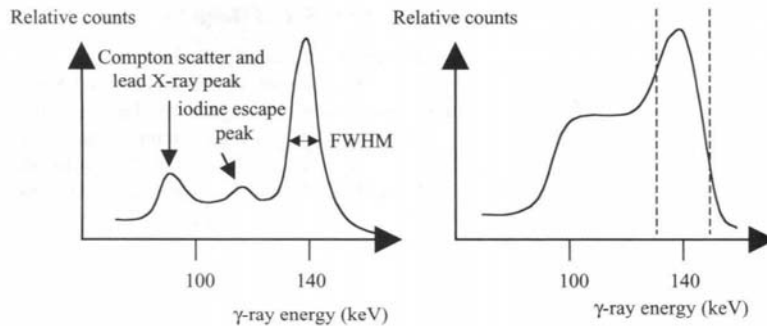
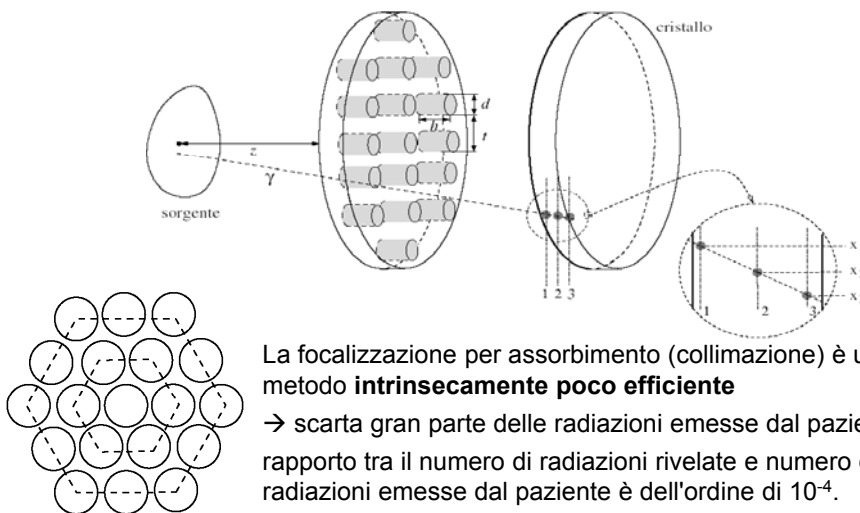


FIGURE 2.9. Energy spectra of ^{99m}Tc γ -rays detected by the scintillation crystal. (Left) The situation when only the gamma camera is used, with no patient. (Right) A broadened spectrum is obtained with the patient in place. The dashed vertical lines represent the range of values accepted by the pulse height analyzer.



Collimatori



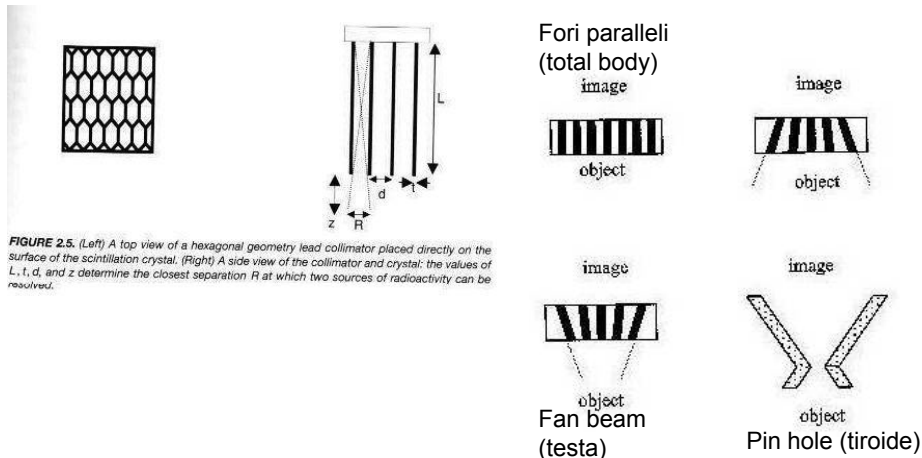
La focalizzazione per assorbimento (collimazione) è un metodo **intrinsecamente poco efficiente**

→ scarta gran parte delle radiazioni emesse dal paziente.
rapporto tra il numero di radiazioni rivelate e numero di radiazioni emesse dal paziente è dell'ordine di 10^{-4} .

Minor dettaglio morfologico delle immagini scintigrafiche rispetto a quelle radiologiche.



Collimatori - esempi



Lezione 11

AA 2010-11

25



La Gamma-Camera: Ris. Spaziale e SNR

Per ogni fotone gamma che interagisce con il cristallo si generano dunque **due segnali, X e Y**, che ne individuano esattamente la posizione spaziale nel campo di vista dello strumento, ed un **segnale di energia Z**.

In base a questo si scartano i fotoni a più bassa energia formati per diffusione Compton e quindi rivelati in posizione erronea rispetto alla esatta sede di emissione nell'organo in esame.

Normalmente si accettano segnali con uno spettro di energia contenuto in una finestra del 10-20% rispetto al picco di energia del radioisotopo utilizzato.

Risulta chiaro che, riducendo la finestra di accettazione e/o riducendo lo spessore del cristallo (con minor diffusione quindi anche all'interno del cristallo stesso), **si migliora la risoluzione spaziale** del sistema, si riduce cioè la **FWHM** (full width half maximum) della **PSF** (point spread function).

Nello stesso tempo però **si diminuisce l'efficienza di conteggio del sistema**, → peggioramento statistico del rapporto segnale/rumore.

Lezione 11

AA 2010-11

26



La Gamma-Camera

I due segnali di posizione X e Y possono essere inviati ad un **tubo a raggi catodici**, con o senza persistenza, su cui viene così riprodotta l'immagine della distribuzione spaziale della radioattività → registrazione su emulsione fotografica. E' un approccio solo qualitativo, per cui i due segnali sono anche **convertiti in forma digitale**, diventando gli indici di una matrice bidimensionale

Limiti della Gamma-Camera

Planarità: tenta di rappresentare in 2-D fenomeni che in realtà si sviluppano in 3-D. Se perpendicolarmente al piano di rivelazione vi è una sovrapposizione di strutture distinte, l'attività registrata corrisponde ad una sommatoria dei loro diversi comportamenti, che quindi non sono più singolarmente identificabili.

Impossibilità di misurare i volumi di distribuzione del tracciante e quindi di effettuare misure di concentrazione di attività.

Diversa attenuazione subita dai fotoni gamma nei vari tessuti prima di raggiungere il sistema di rivelazione.



Gamma Camera – Specifiche di Sistema (1)

SISTEMA = (collimatore + cristallo + array di PMT + logica di Anger + acquisizione)

N.B. le specifiche cambiano con la scelta di uno dei vari collimatori in dotazione

RISOLUZIONE TEMPORALE - valori tipici 1.5 - 3 μ s

- perdite per **tempo morto** 10 - 30% a velocità di conteggio max. di 300'000 eventi/s

RISOLUZIONE vs. DISTANZA

in genere rappresentata come LUNGHEZZA RISOLTA in [cm]

$$R_s = (R_i^2 + R_c^2)^{1/2}$$

forte dipendenza dal collimatore R_c → cresce in modo proporzionale alla distanza



Gamma Camera – Specifiche di Sistema (2)

EFFICIENZA eventi rilevati/eventi totali (prevalente l'effetto del collimatore) → valori tipici $\sim 10^{-4}$

LINEARITA' della misura delle coordinate X ed Y (limitazione della distorsione)

UNIFORMITA' della misura di energia Z

RISOLUZIONE ENERGETICA - tipicamente $\pm 10\%$

NUMERO DI PIXEL - valore tipico 512×512 (256×256)
 512×2048 in una total body



Risoluzione sistema Gamma-Camera/collimatore

Risoluzione Sistema

$$R_S^2 = R_{\text{Gamma}}^2 + R_{\text{COLL}}^2 + R_{\text{Compton}}^2$$

Grado di Compton Scattering

R_{Gamma} (*risoluzione spaziale intrinseca, senza collimatore*)
 migliora con:

- piu' fototubi
- minor spessore cristallo
- miglior guida luce
- miglior circuito posizione

Incertezza dell'esatta posizione in cui si e' prodotta la luce nel cristallo scintillatore

Ma: effetto del collimatore dominante



Dosaggio - Efficienza - Durata (di acquisizione)

Il **dosaggio di tracciante** deve **compensare** l'efficienza di **detezione limitata**, e la **durata di acquisizione** limitata.

Anche così' → dosaggio necessario (in moli o in peso) molto basso.

Ordini di grandezza (molto approssimati e variabili col tipo di esame e di tracciante).

Per una efficienza globale $E_G = N_{\text{DETEZIONI}} / N_0$ (detezioni: statistica dell'esame su dosaggio in numero di atomi di radionuclide), concorrono sia fattori spaziali/geometrici sia temporali:

- fattori temporali - approx. proporzionali a $T_{\text{acquisizione}} / T_{1/2}$
ordine di 10^{-2}
- distribuzione in vari distretti oltre a quello osservato e attenuazione
ordine di 10^{-1}
- efficienza del sistema di acquisizione ordine di 10^{-4} → **E_G ordine di 10^{-7}**



Dosaggio - Efficienza - Durata (di acquisizione)

Volendo ottenere una statistica N_{DET} dell'ordine di 10^6

occorrono $N_0 = N_{\text{DET}} \cdot E_G^{-1} = 10^6 \cdot 10^7 = 10^{13}$

$N_{\text{AVOGADRO}} = 6 \cdot 10^{23}$ - ordine di 10^{24}

DOSAGGIO in moli dell'ordine di $10^{13} / 10^{24} = 10^{-11}$ moli
Decine di pico-moli

DOSAGGIO in peso = moli per peso molecol.
ordine di $10^{-11} \cdot 10^2 = 10^{-9}g$ (nano-grammi)



DOSAGGIO IN BASE ALL'ATTIVITA' (1)

Nella pratica il dosaggio è valutato sulla ATTIVITA' (eventi nell'unità di tempo in MBq o in mCi)

Infatti l'attività si misura facilmente in un contatore e viene verificata appena prima della somministrazione.

Ai fini della produzione dell'immagine, è l'attività di emissione che conta.

Vi è compensazione rispetto a $T_{1/2}$ e i valori di attività impiegati sono più confrontabili fra diversi radioisotopi (il dosaggio in pico-moli invece salirà proporzionalmente a $T_{1/2}$).

Si ha così anche una compensazione rispetto al decadimento del radio-tracciante avvenuto nell'attesa fra la preparazione e la somministrazione (o nel tempo di consegna al laboratorio e durante lo stoccaggio).

Questi sono necessariamente tempi variabili e non trascurabili rispetto a $T_{1/2}$.



DOSAGGIO IN BASE ALL'ATTIVITA' (2)

Esempio: $Tc^{99m} \rightarrow T_{1/2} = 6 \text{ h}$

$$\lambda = \ln 2 / 6 \text{ h} = (0.69 / (6 \times 3600)) \text{ s}^{-1} = 3.2 \times 10^{-5} \text{ s}^{-1}$$

$$N_0 = E_G^{-1} \times N_{DET} = 10^7 \times 10^6 = 10^{13}$$

$$A = \lambda N_0 = 3.2 \cdot 10^{-5} \times 10^{13} = 3.2 \cdot 10^8 \text{ Bq} = \\ = (3.2 \cdot 10^8) / (3.7 \cdot 10^{10}) \text{ Ci} \quad \text{circa} \quad 10^{-2} \text{ Ci} = 10 \text{ mCi}$$

Il valore ottenuto di circa 10 mCi è un po' elevato.

In genere si cerca di rimanere nell'ordine di alcuni mCi, **COME?**

- aumentando l'efficienza
 - tempo di acquisizione più lungo
 - efficienza del collimatore più alta a spese della risoluzione
 - più di una "testa" (gamma-camera), es. 2 contrapposte
- accontentandosi di una statistica più bassa.



Tomografia a emissione di fotoni (ECT)

Limiti Gamma Camera superati da tecniche tomografiche *ECT*, *Emission Computed Tomography* → si ottengono immagini bidimensionali di una sezione di interesse del paziente.

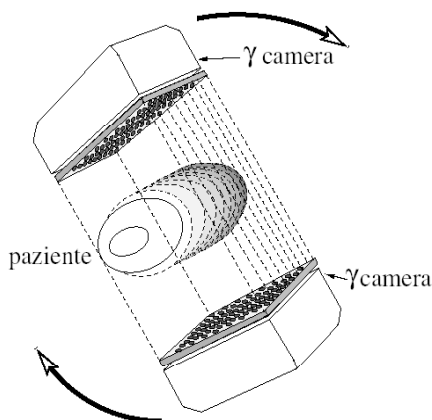
ECT comporta il **campionamento** delle radiazioni emesse in diverse posizioni attorno al corpo in esame, selezionando il contributo di una sezione di interesse ed evitando quello dei piani diversi.

I profili di radioattività ottenuti durante la fase di campionamento a diversi angoli attorno alla sezione sono elaborati da un computer, mediante algoritmi di ricostruzione, per formare l'immagine tomografica.

I vantaggi della ECT rispetto alla scintigrafia non tomografica sono: miglioramento della **localizzazione spaziale**, della capacità di separazione di organi, possibilità di descrivere quantitativamente il fenomeno studiato. Tutto qs. a scapito della **risoluzione spaziale**.



SPECT (Single Photon Emitting Tomography)



la *SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography)* consiste, nella versione più semplice, di una gamma-camera in grado di ruotare 360° attorno al paziente. La gamma-camera accoppiata ad un collimatore a fori paralleli acquisisce immagini, proiettate in diverse posizioni angolari (*campionamento angolare*), della distribuzione 3D del radiofarmaco.

Il numero di posizioni angolari e di colonne della matrice di acquisizione determinano, insieme al collimatore, la risoluzione spaziale di ciascuna fetta ricostruita

L'evoluzione della tecnica SPECT ha portato a sistemi dotati di più *teste* (sensori) di rivelazione, al fine di aumentare l'efficienza di raccolta dei fotoni gamma emessi dal paziente, con riduzione del tempo di acquisizione



SPECT

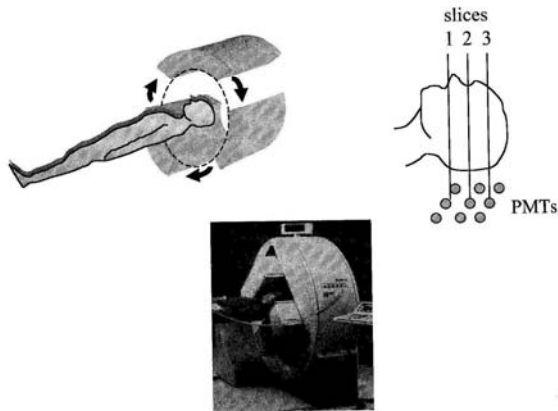
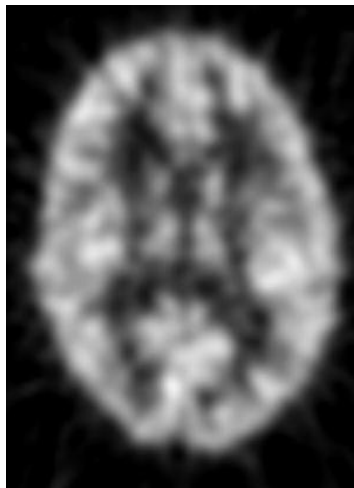


FIGURE 2.11. (Top left) A schematic of a three-head rotating gamma camera for SPECT. (Top right) Multiple adjacent slices can be reconstructed from the data recorded by different PMTs. (Bottom) A photograph of a two-head SPECT system.



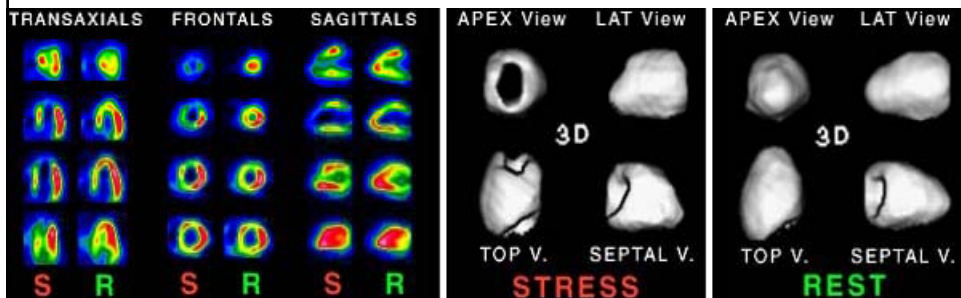
Esempio di SPECT

- tomografia assiale SPECT encefalica (cortesia H. S. Raffaele)





Esempio di SCINTIGRAFIA MIOCARDICA PERFUSORIA – a)



- Immagini tomoscintigrafiche (SPET) acquisite dopo sforzo cicloergometrico massimale (S) e a riposo (R), dopo somministrazione di 800 MBq di ^{99m}Tc ; sezioni trasversali, frontali e sagittali e 3D surface-rendering del ventricolo sinistro
- Ipoperfusione antero-apicale e discreta ipoperfusione regione settale ventricolo sinistro.



Esempio di SCINTIGRAFIA MIOCARDICA PERFUSORIA – b)

- Il paziente viene sottoposto a by-pass con arteria mammaria interna sinistra su DA.
- A distanza di 4 mesi, asintomatico, è nuovamente sottoposto a scintigrafia miocardica perfusoria da sforzo → normale distribuzione del radiofarmaco.

