



## SPECT-PET

---

Nella tomografia a raggi-X si usa la misura del coefficiente di attenuazione dei tessuti per dedurre informazioni diagnostiche sul paziente.

La **tomografia ad emissione** d'altra parte utilizza il processo di decadimento di un **isotopo radioattivo** per rilevare la distribuzione dell'isotopo all'interno del corpo umano in funzione del tempo.

Questi isotopi possono essere somministrati al paziente per endovena o inalazione.



## SPECT-PET

---

L'isotopo radioattivo all'interno del corpo interagisce con esso e a seconda del tipo di radionuclide produce (per decadimento) un **fotone  $\gamma$**  (**S**ingle **P**hoton **E**mission **C**omputerized **T**omography, acronimo SPECT) oppure un **positrone** (**P**ositron **E**mission **T**omography, PET).

La concentrazione di radionuclide all'interno del corpo **cambia nel tempo**, sia per il decadimento sia per la cinetica legata ai processi biochimici.

Questo implica che i dati riferiti ad una certa sezione devono essere acquisiti in un tempo breve rispetto alle costanti di tempo caratteristiche dei processi sopra menzionati.



## SPECT-PET

---

E' chiaro che è possibile in questi casi studiare i processi di metabolizzazione sia in modo statico sia in modo dinamico (ovvero in funzione del tempo)

Applicazioni statiche: studio del metabolismo, epilessia, Alzheimer, demenza, perfusione sanguigna, studio di assorbimento farmacologico, distinzione di recidive tumorali...

Applicazioni dinamiche: risposta agli stimoli dinamica del flusso nei polmoni ...



## SPECT-PET

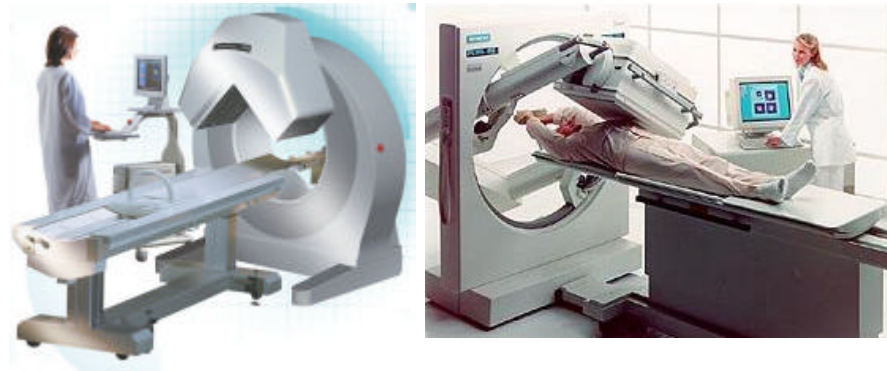
---

Le due modalità si distinguono essenzialmente per il tipo di radionuclide utilizzato e, di conseguenza il sistema di rivelazione.

Contrariamente a quanto avviene nella TAC, la direzione di emissione da parte di un radionuclide all'interno del corpo è completamente casuale. Per effettuare la misura bisogna **selezionare** i fotoni che arrivano da una certa direzione.

Nella SPECT, durante il decadimento, si ha una emissione di un fotone singolo, e per associare ad esso una direzione si usano i **"collimatori"**

## SPECT (Gamma Camera)



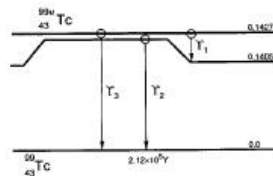
## SPECT

Nella SPECT si utilizza un isomero  $^{99m}\text{Tc}$  che decadendo emette fotoni. Per esempio lo spettro del  $^{99m}\text{Tc}$  ha un picco intorno a 140KeV e tempo di dimezzamento di circa 6h.

**I someri:** sono forme di uno stesso elemento, identiche nella composizione nucleare (Z e A uguali), che si differenziano per lo stato di eccitazione del nucleo. Alcuni elementi, infatti, rimangono in stato eccitato per un tempo misurabile (da  $1\text{E}-12$  secondi fino ad alcune ore) prima di decadere ad un livello energetico inferiore attraverso un'emissione di fotoni gamma per transizione isomerica. Tale condizione è detta "**stato metastabile**".

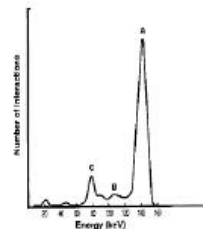
## SPECT radionuclides

**TECHNETIUM 99m**  
Isomeric Transition  
 $T_{1/2} = 6.02$  hrs.



**Decay Data Table**

Radiation	Mean Number per Disintegration	Mean Energy per Particle (MeV)
Gamma	1	0.0000
M Int Con Elect	0.9860	0.0016
Gamma	2	0.8787
K Int Con Elect	0.0912	0.1184
L Int Con Elect	0.0118	0.1377
M Int Con Elect	0.0039	0.1400
Gamma	3	0.0020
K Int Con Elect	0.0098	0.1215
L Int Con Elect	0.0035	0.1388
M Int Con Elect	0.0011	0.1422
K Alpha-1 X-Ray	0.0441	0.0183
K Alpha-2 X-Ray	0.0221	0.0182
K Beta-1 X-Ray	0.0105	0.0206
K.L Auger Elect	0.0152	0.0154
K.LX Auger Elect	0.0055	0.0178
LMM Auger Elect	0.1093	0.0019
MMX Auger Elect	1.2369	0.0004



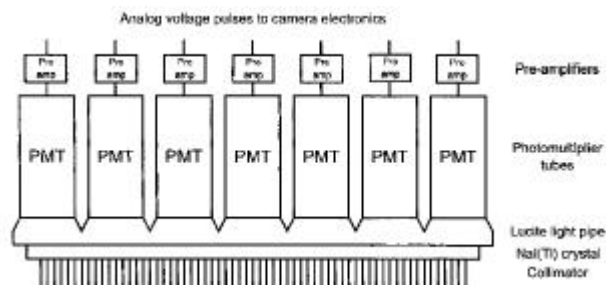
**FIGURE 20-18.** Decay scheme of technetium-99m (top) and its pulse height spectrum on an NaI(Tl) scintillation detector (bottom). See text for details.

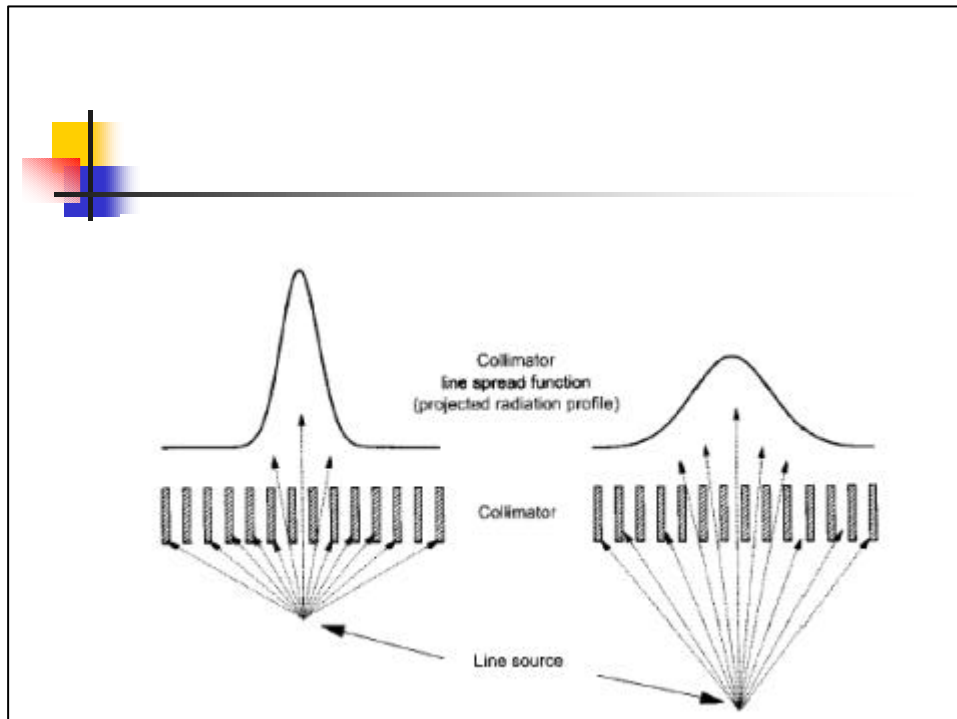
**FIGURE 18-9.** Principal decay scheme of technetium-99m.

Ref: Bushberg

9

## Collimator





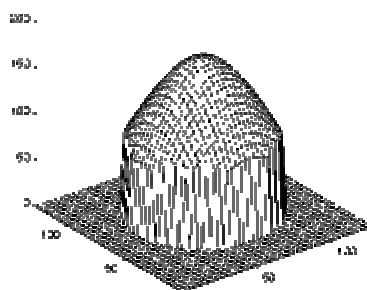
## Attenuazione

Una delle fonti di errore nella SPECT è dovuta all'**attenuazione** dei fotoni che provengono dai tessuti più interni.

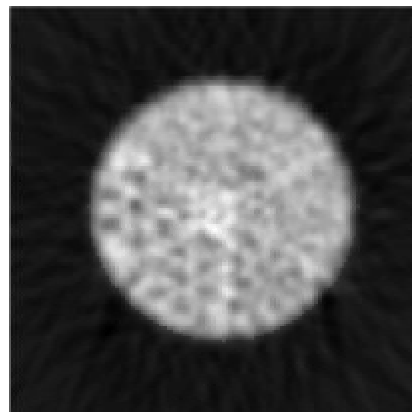
Infatti i fotoni emessi nelle zone più interne hanno più probabilità di essere deviati (scattering) e cambiare energia, di conseguenza arrivano più fotoni dagli strati più esterni.

La ricostruzione di un fantoccio uniforme mostra questo effetto.

## Fantoccio uniforme



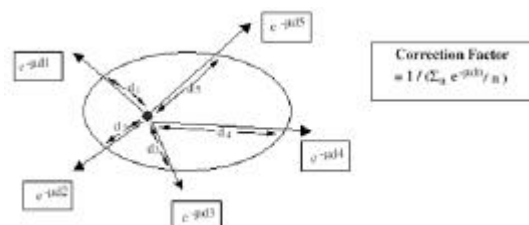
Werner, Frits & Attenuation Correction



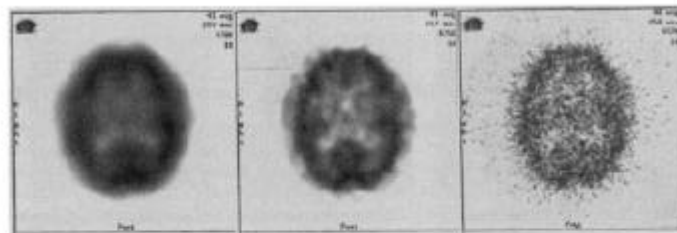
## Attenuazione

Il metodo più utilizzato per la correzione (metodo di Chang) si basa sul calcolo approssimato dell'attenuazione media dei fotoni in funzione del loro percorso all'interno del corpo.

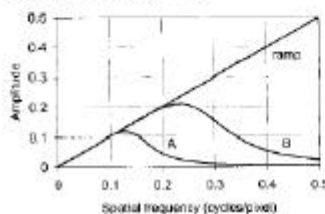
Fattori tipici di attenuazione sono per la SPECT ( $^{99m}\text{Tc}$ ) 2.5 fino a 5 nell'addome



## Filtered Backprojection SPECT imaging



**FIGURE 22-5.** SPECT images created by filtered backprojection. The projection images were filtered using the filter kernels shown in Fig. 22-4. **Left:** An image produced using filter kernel A, which exhibits a significant loss of spatial resolution. **Center:** An image produced using filter kernel B, which provides a proper amount of smoothing. **Right:** An image produced using the ramp filter, which shows good spatial resolution but excessive statistical noise.



**FIGURE 22-4.** Typical filter kernels used for filtered backprojection. The kernels are shown in frequency space. Filter kernel A is a Butterworth filter of the 5th order with a critical frequency of 0.15 Nyquist, and filter kernel B is a Butterworth filter of the 5th order with a critical frequency of 0.22 Nyquist. Filter kernel A provides more smoothing than filter kernel B. A ramp filter, which provides no smoothing, is also shown.

Ref: Bushberg

15

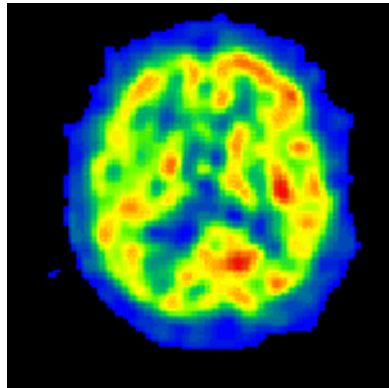
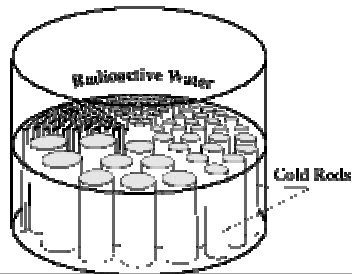
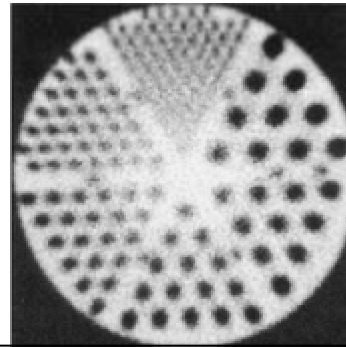


Immagine  
SPECT



Fattocci  
hardware



## PET

Come abbiamo detto all'inizio della lezione SPECT e PET si differenziano per il tipo di isotopo e quindi di emissione. Se nella SPECT viene emesso un fotone singolo nella PET vengono emessi **due fotoni che viaggiano in direzioni opposte**.

Per produrre un tale decadimento si usano isotopi a vita brevissima e quindi che devono essere prodotti sul posto da un acceleratore e da un reparto di biochimica.

Gli isotopi più utilizzati sono:  $^{11}\text{C}$  ,  $^{18}\text{F}$





## PET

Quando il nucleo è instabile per difetto di neutroni, un protone in eccesso emette una particella  $\beta^+$ , chiamata **positrone**.

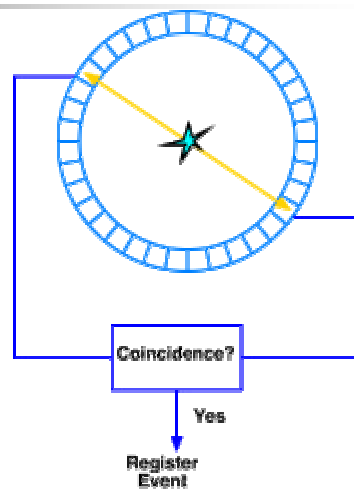
Le particelle  $\beta^+$  dopo circa  $10^{-9}$  secondi vanno incontro ad **ANNICHILAZIONE**, interagendo con un elettrone.

Le due particelle scompaiono e la loro massa è trasformata in 2 fotoni gamma di 0.511 MeV, emessi in direzioni contrapposte.



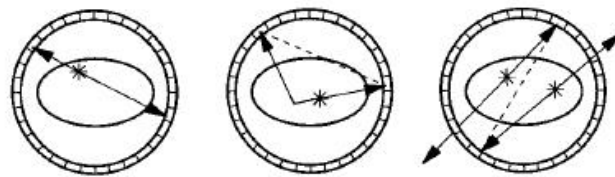
## PET

Il sistema di rivelazione nella PET si basa sulle coincidenze: viene considerato un evento quando all'anello di rivelatori arrivano due fotoni con l'energia di 511 KeV contemporaneamente.

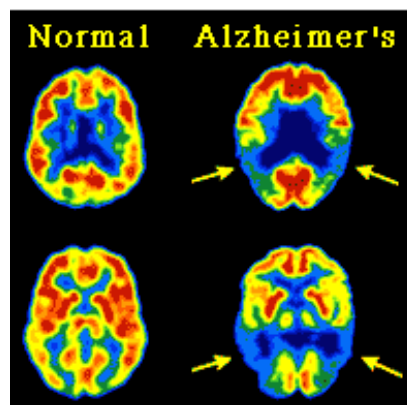


## False coincidence

### PET Imaging – limitations in spatial resolution



**FIGURE 22-15.** True coincidence (**left**), scatter coincidence (**center**), and random (accidental) coincidence (**right**). A scatter coincidence is a true coincidence, because it is caused by a single nuclear transformation, but results in a count attributed to the wrong line-of-response (*dashed line*). The random coincidence is also attributed to the wrong line of response.

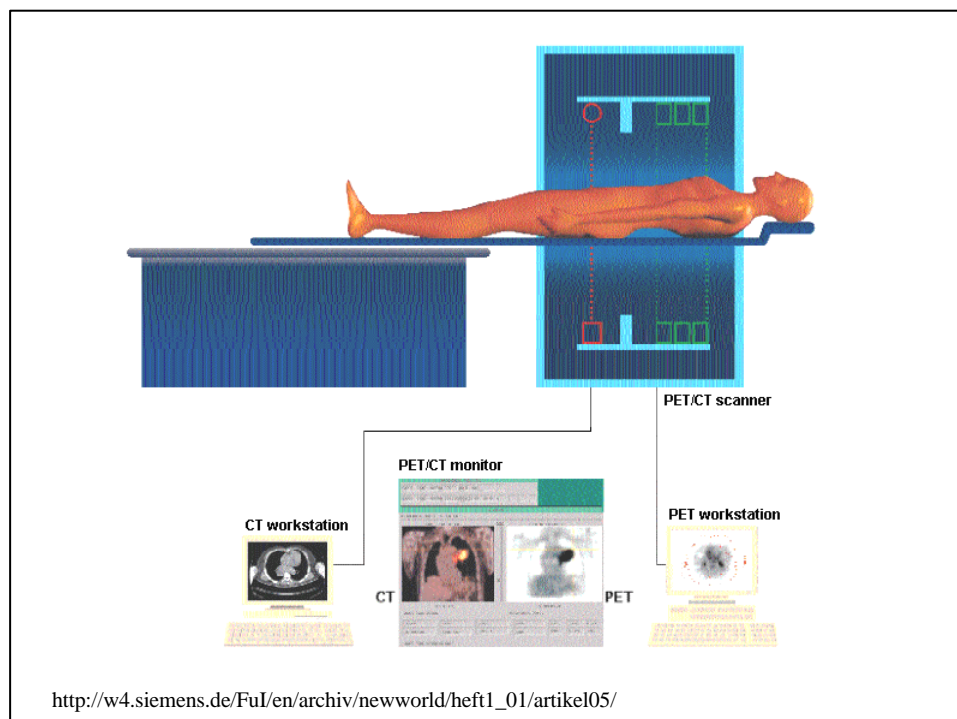


## SPECT - PET

Le due tipologie presentate, hanno una efficienza e una risoluzione molto differenti: nella SPECT si riescono a rivelare da **1 a 10 fotoni su 10.000 emessi**, nella PET si ha una efficienza circa **100 volte superiore**.

La risoluzione è peggiore che nella TAC: nella PET è di circa 2mm mentre nella SPECT è intorno ai 7 mm.

Una macchina PET costa circa 10 volte più di una SPECT (0.5 -1 MI €) e per questo che sono le seconde sono molto più diffuse sul territorio.



## PET/CT

PET CT, carcinoma della laringe, viene mostrata l'estensione ai tessuti molli con metastasi locale e necrosi al centro

