

# FISICA DELLA MEDICINA NUCLEARE E DELLA RADIOTERAPIA - I

Giovanni Di  
Domenico

# INFORMAZIONI

## ■ Le lezioni:

- 11 Ottobre 14:30 - 18:30
- 18 Ottobre 14:30 - 18:30
- 25 Ottobre 14:30 - 18:30
- 8 Novembre 14:30 - 18:30
- 15 Novembre 14:30 - 18:30
- 22 Novembre 14:30 - 18:30

## ■ Recapito:

Giovanni Di Domenico

Dipartimento di Fisica e Scienze della Terra

c/o Polo Scientifico Tecnologico

via Saragat 1

E-mail: [didomenico@fe.infn.it](mailto:didomenico@fe.infn.it)

# FISICA IN MEDICINA NUCLEARE

**ARGOMENTI DA SAPERE IN SEDE D'ESAME**  
**oltre a quanto vedremo assieme**  
**(ripassare programma II anno):**

- **Atomo**
- **Radioattività e Isotopi**
- **Decadimenti  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$**
- **Interazione radiazione-materia (+ formula attenuazione)**
- **Ciclotrone**
- **Efficienza di un Rivelatore + tempo morto**
- **CQ in MN**

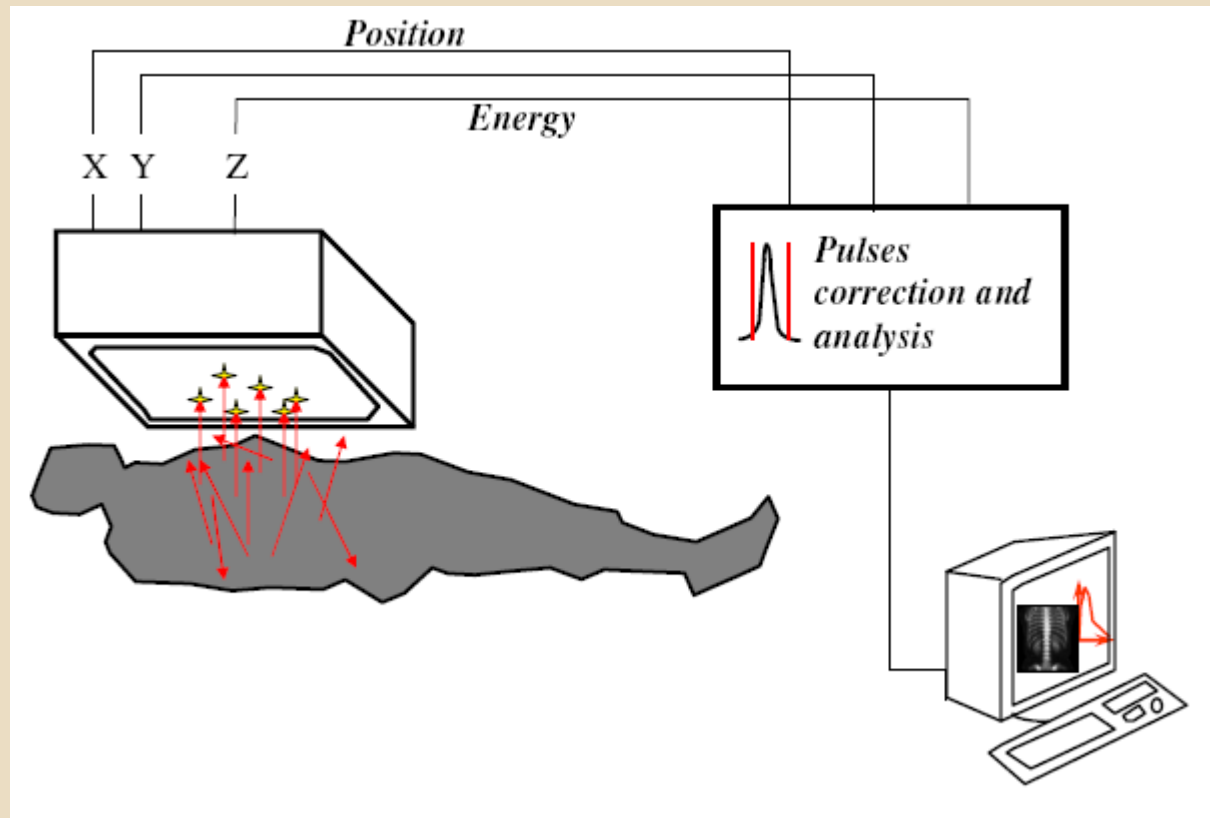
# FISICA IN MEDICINA NUCLEARE

- Principi di funzionamento di una gamma camera
- Logica di Anger
- Circuito di correzione linearità e uniformità
- Collimatori
- Formazione dell'immagine
- Acquisizione SPECT
- Ricostruzione di un immagine tomografica
- Attenuazione
- Generatore di  $^{99}\text{Mo}$ - $^{99\text{m}}\text{Tc}$

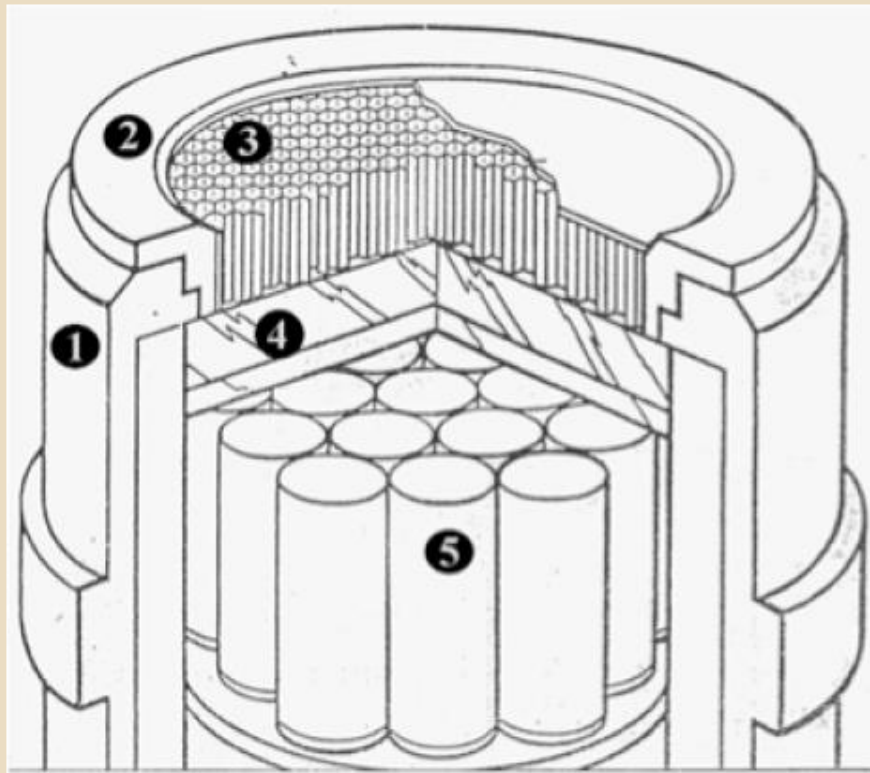
# GAMMA CAMERA



# PRINCIPI FISICI DI BASE GAMMA CAMERA

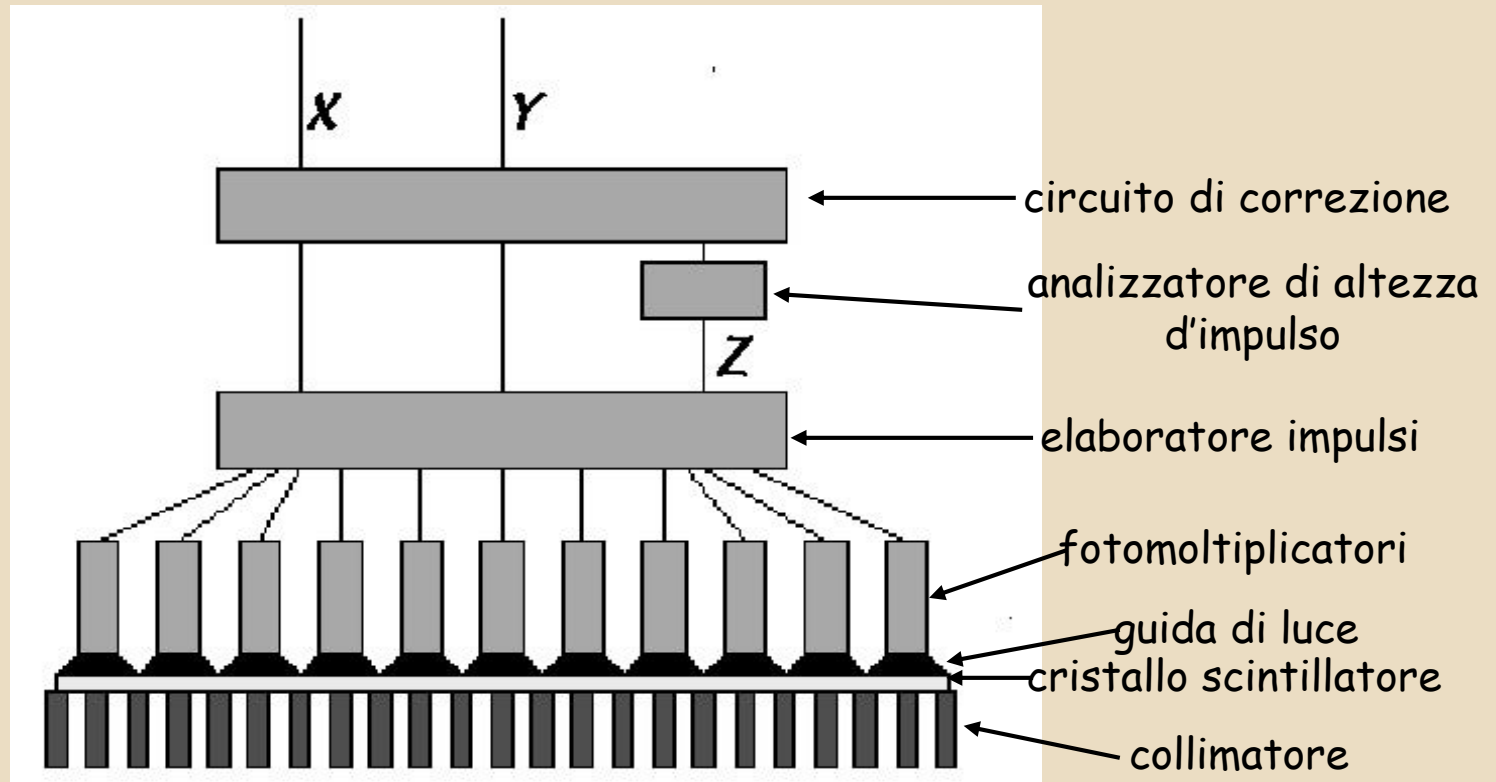


# ANGER CAMERA - SCHEMA COSTRUTTIVO

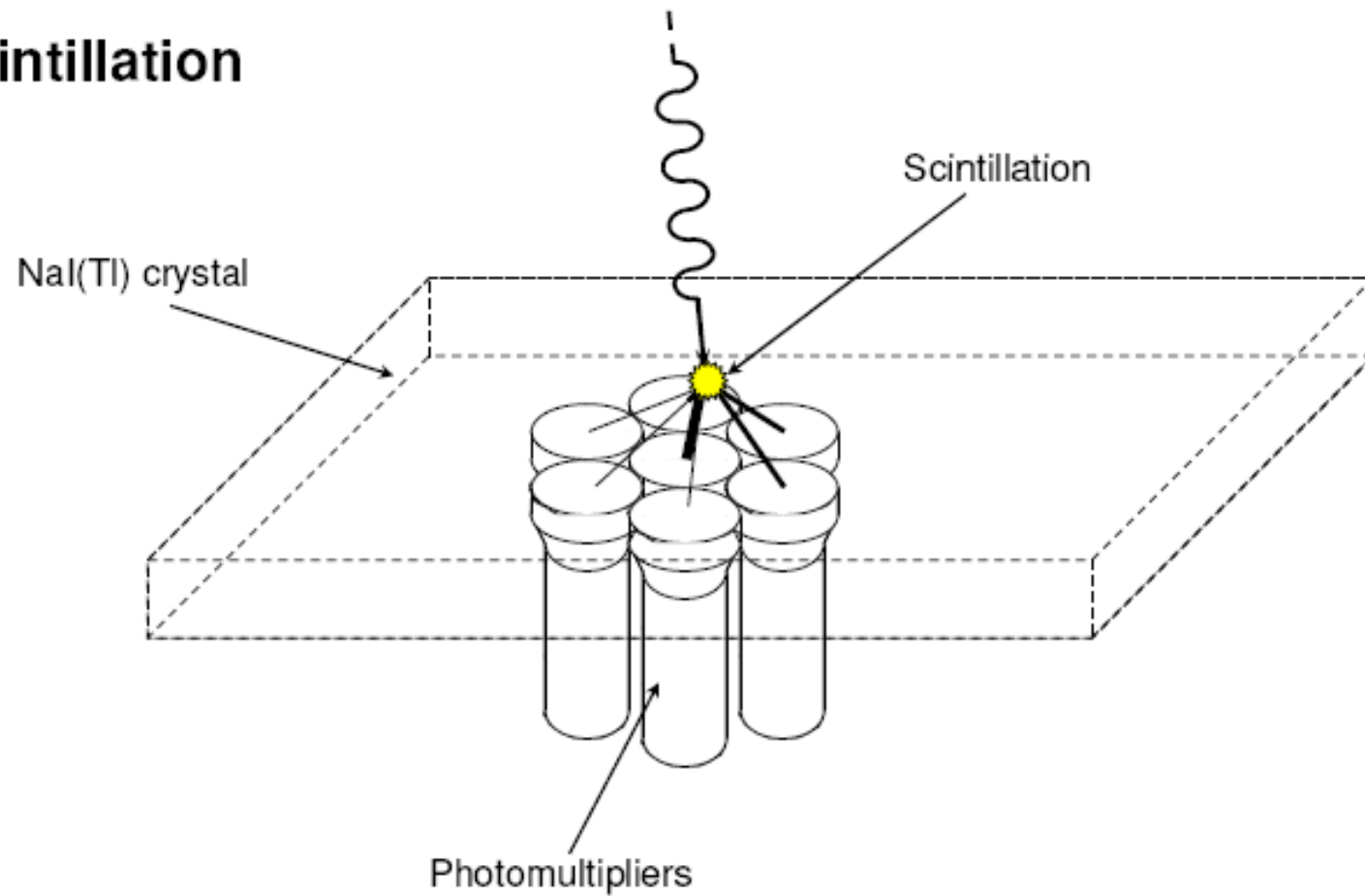


1. Enclosure
2. Shielding
3. Collimator
4. NaI(Tl) Crystal
5. PMT

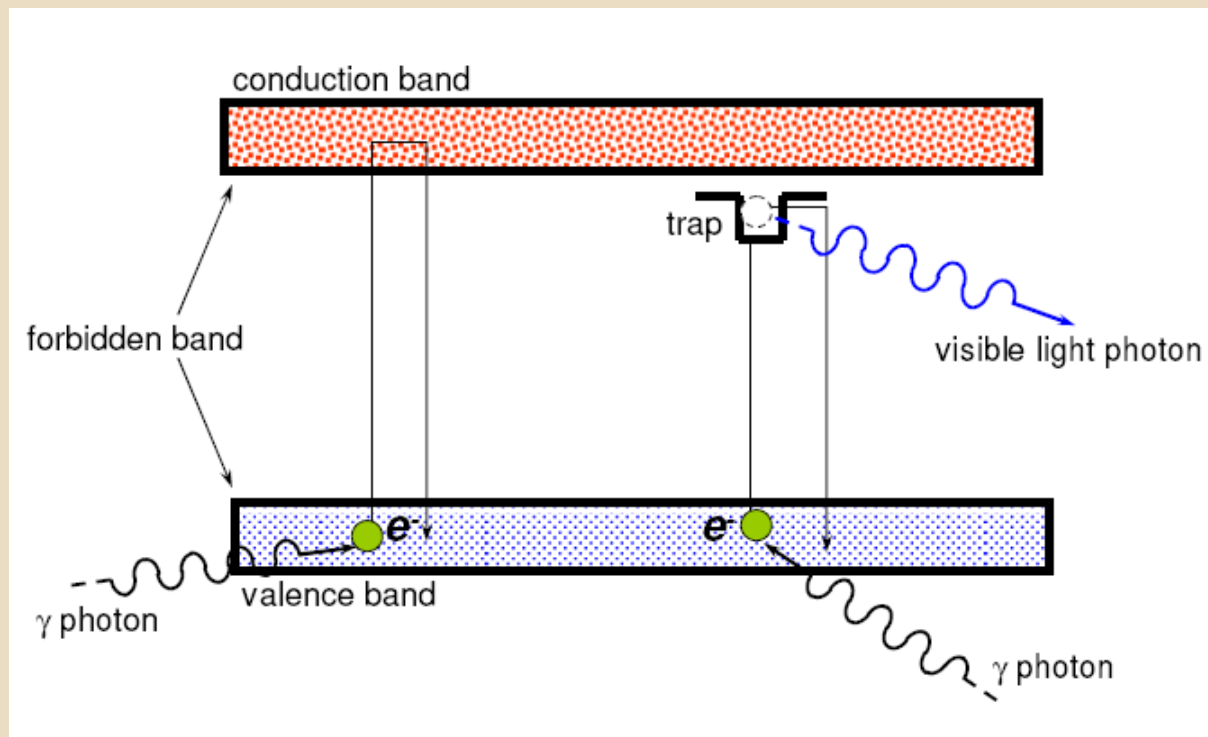
# ANGER CAMERA - SCHEMA FUNZIONALE



# Scintillation



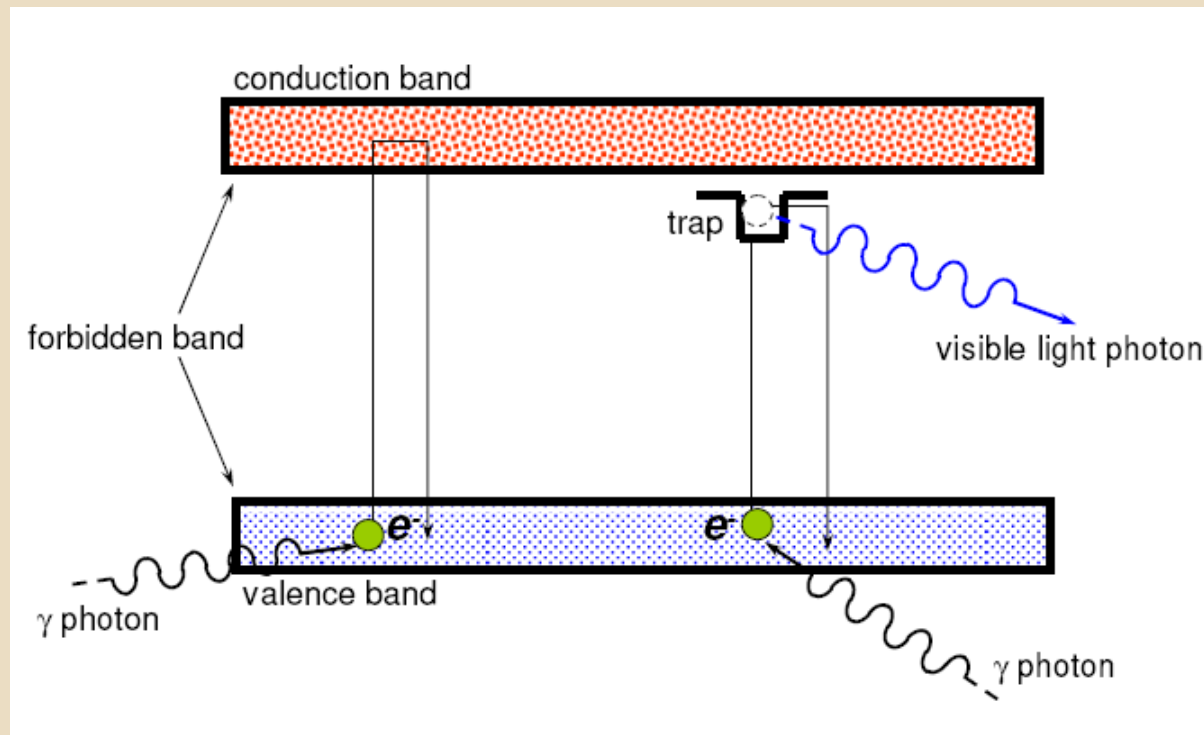
- Rivelatori a scintillazione: si basano sulla proprietà di alcuni materiali di emettere fotoni luminosi quando sono sottoposti ad irraggiamento
- - Emissione PRONTA (Fluorescenza)
- - Emissione IN TEMPI LUNGHI (Fosforescenza)
- Numerosi tipi di scintillatori: cristalli inorganici, cristalli organici, scintillatori plastici e soluzioni



Un problema negli scintillatori: possono non essere trasparenti alla propria luce di scintillazione!

Elevata probabilità che un altro  $e^-$  della banda di valenza interagisca con il fotone emesso, assorbendo quel quanto di energia saltando in banda di conduzione e così via...

**➡ IMPUREZZE! (con funzione di attivatore della luminescenza)**

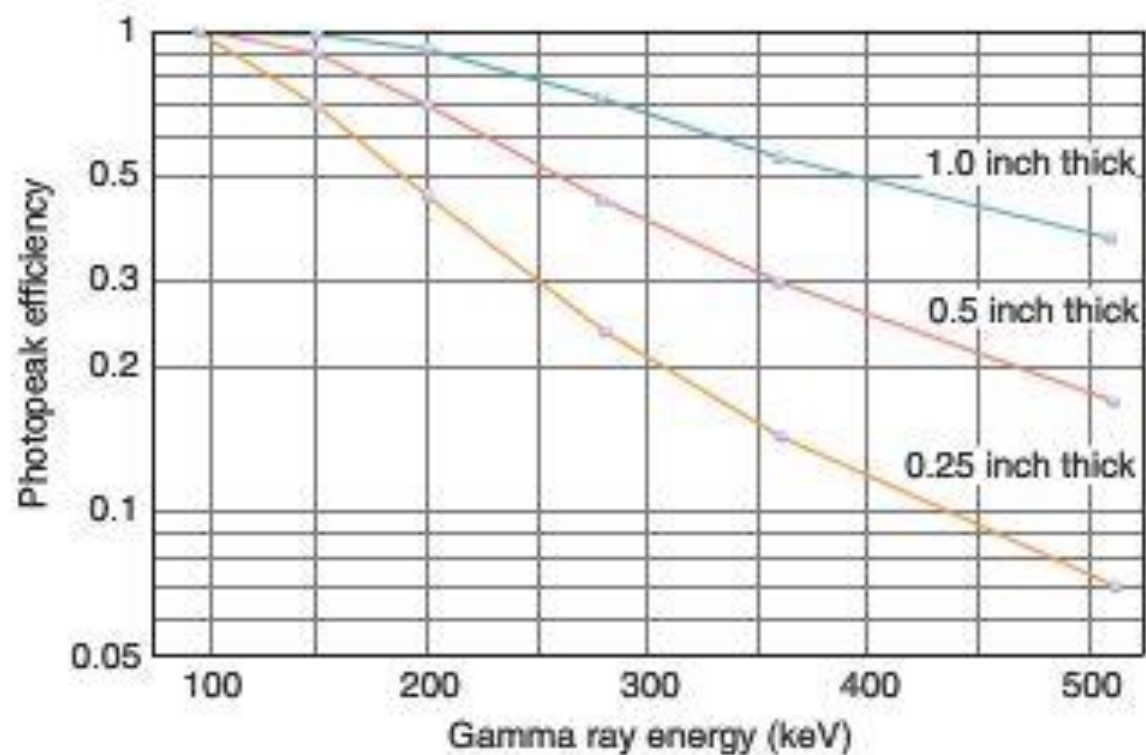


**L'Attivatore come il Tallio, nei cristalli di Na (TI) ha quindi la funzione di rendere il materiale più trasparente nei confronti della propria luce di scintillazione!**

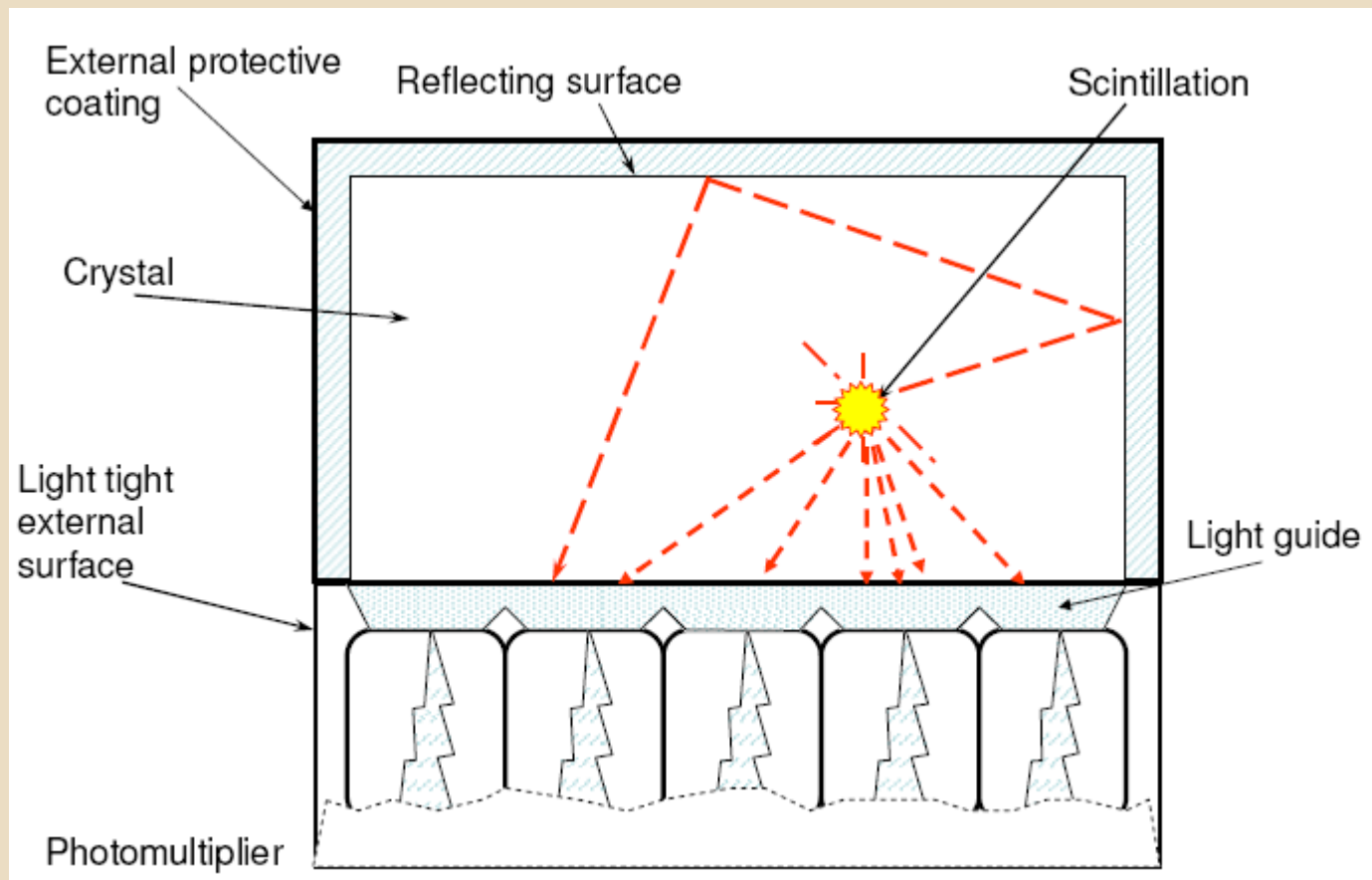
### Gamma camera crystal shape and dimensions

- in the beginning:  
circular shaped crystals (diameter about 20 cm)
- mid '70s – '80s:  
diameter increases up to about 40 cm (Large Field Of View)
- late '80s:  
crystals grown up to 50 cm and more  
40 x 50 cm rectangular shape possible
- thickness given in inches (1" = 2.539 cm)  
low energy : 3/8" = 9.5 mm  
medium & high energy: 1/2"- 5/8"

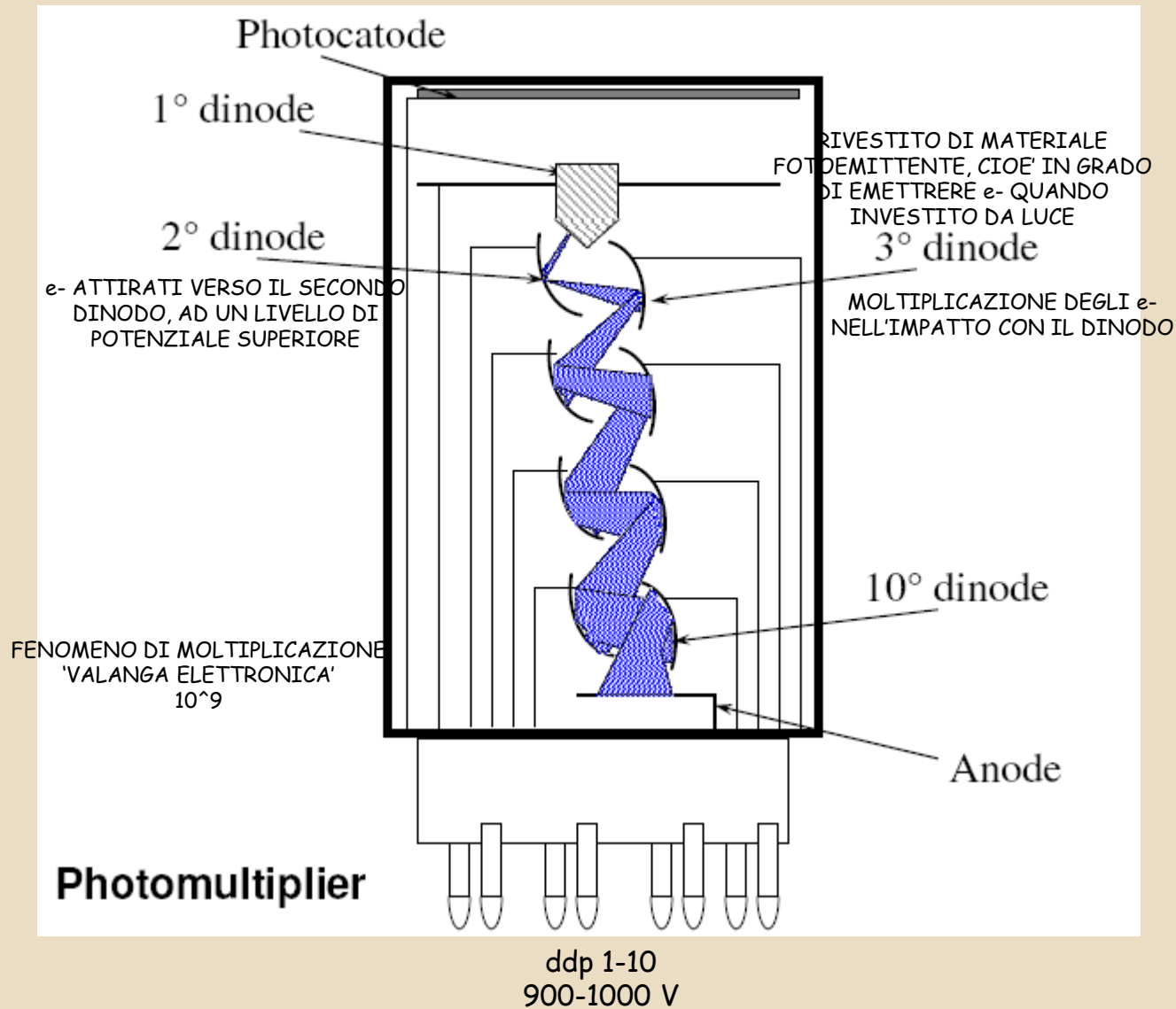
■ **FIGURE 18-9** Calculated photopeak efficiency as a function of x- or gamma-ray energy for NaI(Tl) crystals. (Data from Anger HO, Davis DH. Gamma-ray detection efficiency and image resolution in sodium iodide. *Rev Sci Instr* 1964;35:693.)



# PROPAGAZIONE DELLA LUCE\_CRISTALLO SCINTILLATORE



In un rivelatore NaI (TI) il cristallo è rivestito di materiale riflettente ed accoppiato tramite una guida di luce alla finestra di ingresso del fotomoltiplicatore (PM).



**Corrente Oscura (Dark Current):** quando ad un PM è applicata tensione, in esso circola quindi sempre corrente (anche in assenza di ingresso di luce!) questa si dice 'corrente di buio' ed è un indesiderabile livello di rumore elettronico che deve essere mantenuto il più ridotto possibile.  
Fortemente dipendente dalla temperatura!

**Funzionamento dei PM influenzato dalla temperatura di esercizio e prestazioni variabili nel tempo.**  
**Ciò rende particolarmente interessanti le diverse tecniche di mantenimento del loro funzionamento in condizioni di stabilità.**

**L'energia dissipata nello scintillatore è proporzionale a quella delle radiazioni incidenti, e la proporzionalità della moltiplicazione (e successiva amplificazione) rendono possibili l'analisi spettrometrica.**

**NaI (TI)  
CsI  
ZnS**

**Quest'ultimo ha elevatissima resa di scintillazione, ma assorbe fortemente la propria emissione luminosa!!**

**Impiegabile solo in spessori ridottissimi  
(utile ad esempio nella rilevazione di particelle  $\alpha$  che hanno un ridotto range di penetrazione nei materiali)**

## Proprietà degli scintillatori impiegati per sistemi di rivelazione

Mat eria le	NaI(Tl)	CsI(Tl)	CsI(Na)	CsI	CaF <sub>2</sub> (Eu)	YAP	<sup>6</sup> Li-g lass	LSO	BaF <sub>2</sub>	GSO(Ce)	BGO	CdWO <sub>4</sub>	Plasti ci
Densit à (g/ cm <sup>3</sup> )	3.67	4.51	4.51	4.51	3.19	5.37	2.64	7.4	4.89	6.71	7.13	7.9	1.03
emissione max. (nm)	415	540	420	305 450	435	370	400	420	220 310	440	480	470	423
Costa nte decadimento	0.23 μ s	0.68 μ s 3.34 μ s	0.46 μ s 4.18 μ s	2/ 20 ns - μ s	0.9 μ s	27 n s	50- 100 ns	47 n s	0.6 ns 0.63 μ s	56 n s 400 ns	0.3 μ s	1.1 μ s 4.5 μ s	2-3 ns
Indice d i rifra zione	1.85	1.80	1.84	1.80	1.47	1.95	1.59	1.82	1.56	1.85	2.15	2.3	1.58
Light Yield Ph/ MeV	38000	65000	39000	2000 ?	24000	18000	3500	25000	9500	9000	8200	15000	10000
igr oscopico	Si	No	Si	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No

**SPECT**

**PET**

**PET**

# FORMAZIONE DEL SEGNALE

- assorbimento del fotone nello scintillatore
- energia ceduta agli stati che emettono luce ( $N_0 = E_{\text{dep}}/e_i$ )
- decadimento della popolazione luminosa  $dN/dt = N_0 * \exp(-t/\tau)/\tau$
- fotoni assorbiti nel fotocatodo e produzione di fotoelettroni  $dn/dt = \eta * N_0 * \exp(-t/\tau)/\tau$
- trasporto attraverso la catena di dinodi  $I_{\text{anodo}} = G * \eta * N_0 * e * \exp(-t/\tau)/\tau$
- integrazione RC del segnale  $V(t) = [\tau/(\tau - RC)] * (G * \eta * N_0 * e) * (\exp(-t/RC) - \exp(-t/\tau))/C$

Esempio: fotoni di 511 keV su NaI(Tl)

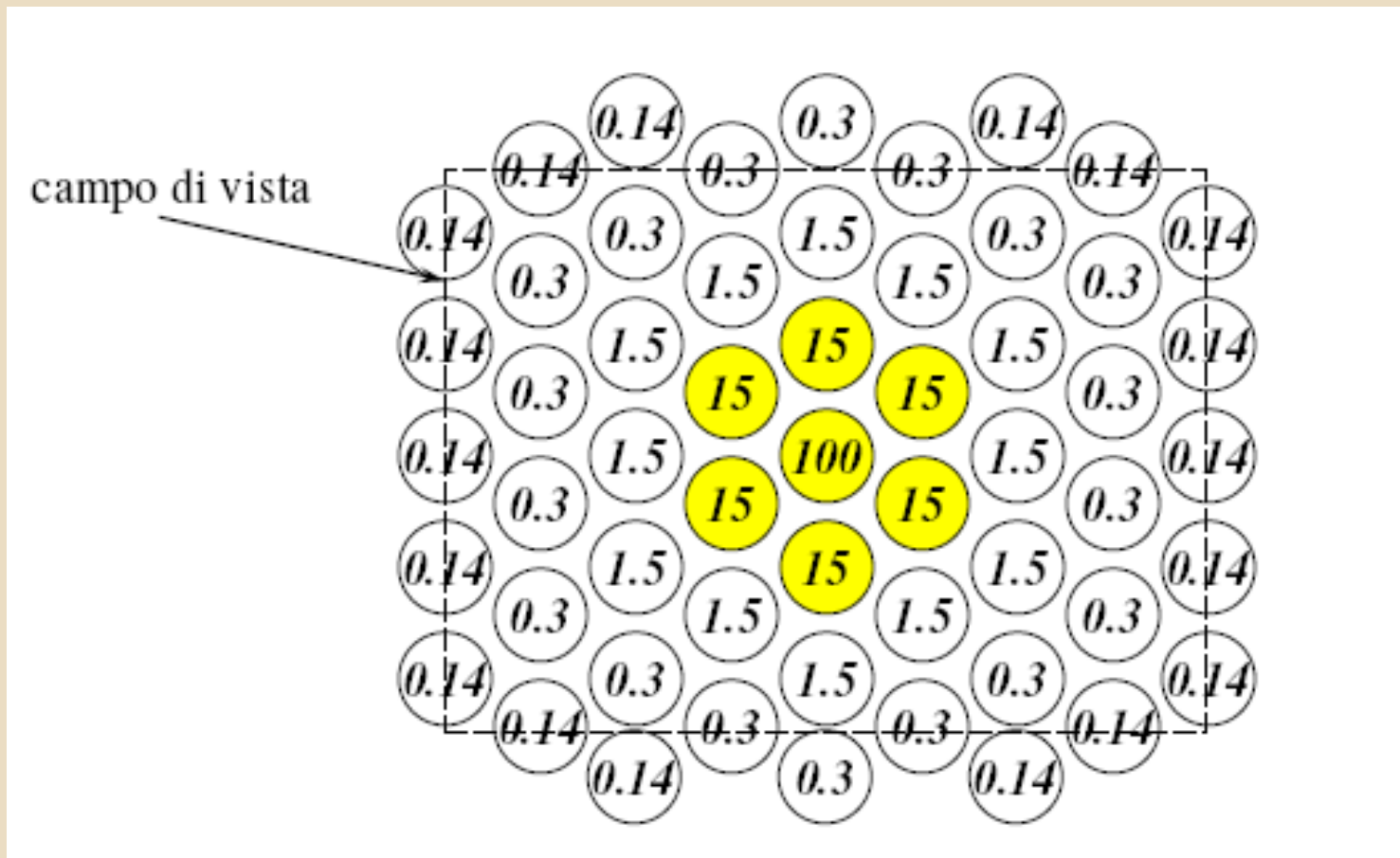
511 keV → 20000 fotoni di scintillazione → 15000 fotoni al fotocatodo → 3000 fotoni al primo dinodo →  $3 * 10^9$  elettroni all'anodo → 2 mA di corrente

## Monocristalli di Ioduro di Sodio (attivato al Tallio)

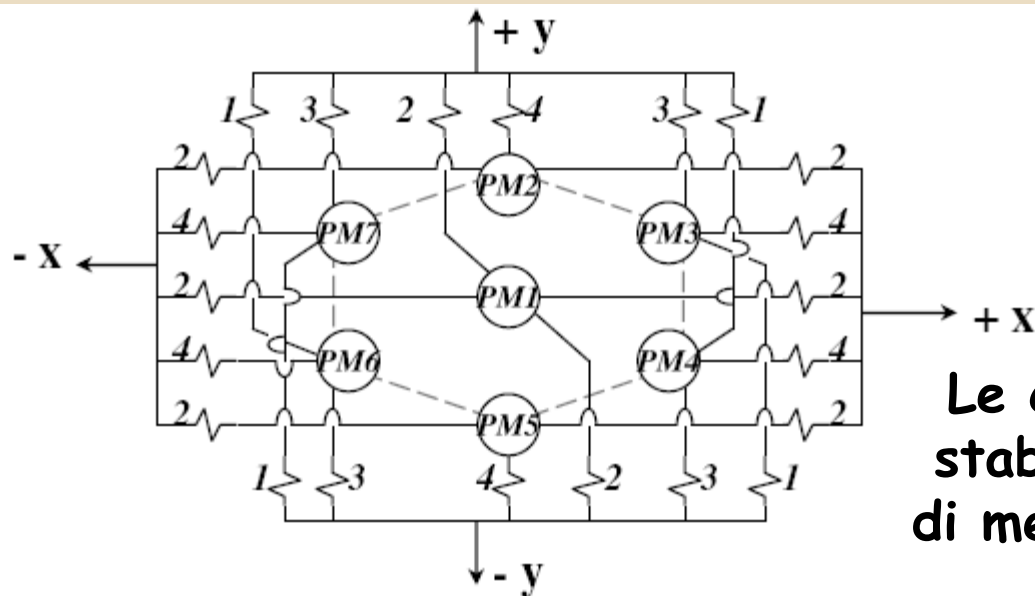
- Caratterizzati dal diametro e dall'altezza o spessore del cristallo (espresso in pollici) standard attuale 3/8" (9,5 mm)
  - Il ridotto spessore del cristallo è conseguenza di un compromesso fra l'efficienza del rivelatore e la risoluzione spaziale ottenibile (nella successione Compton perdita della correlazione fra la traiettoria del fotone gamma ed il punto originario di emissione dello stesso)
- L'aumento di efficienza viene quindi pagato a spese di una diminuzione della nitidezza (blurring) dell'immagine e quindi minore risoluzione spaziale.

## Fotomoltiplicatori

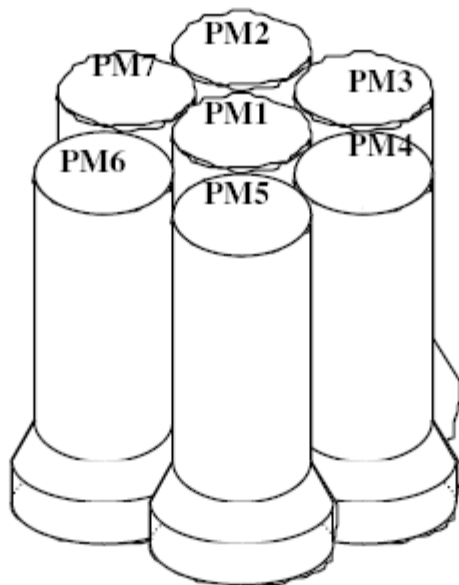
- Le prime gamma camere avevano tipicamente 37 fotomoltiplicatori
  - Attualmente i grandi campi di vista richiedono tipicamente una sessantina di fototubi
- Incremento dei fotomoltiplicatori = migliore risoluzione spaziale  
(anche se sarà il collimatore ad incidere pesantemente sulla risoluzione spaziale delle immagini acquisite!)
- Per migliorare la raccolta di luce da parte dei PMT guida di luce di materiale plastico trasparente con forma sagomata (alternative: scolpitura del cristallo)



**La luce prodotta nel cristallo si propaga in modo ISOTROPO! Verrà quindi raccolta da più PMT (fotomoltiplicatori)**



**Le coordinate dell'evento di origine stabilite per mezzo di un'operazione di media pesata della quantità di luce raccolta**

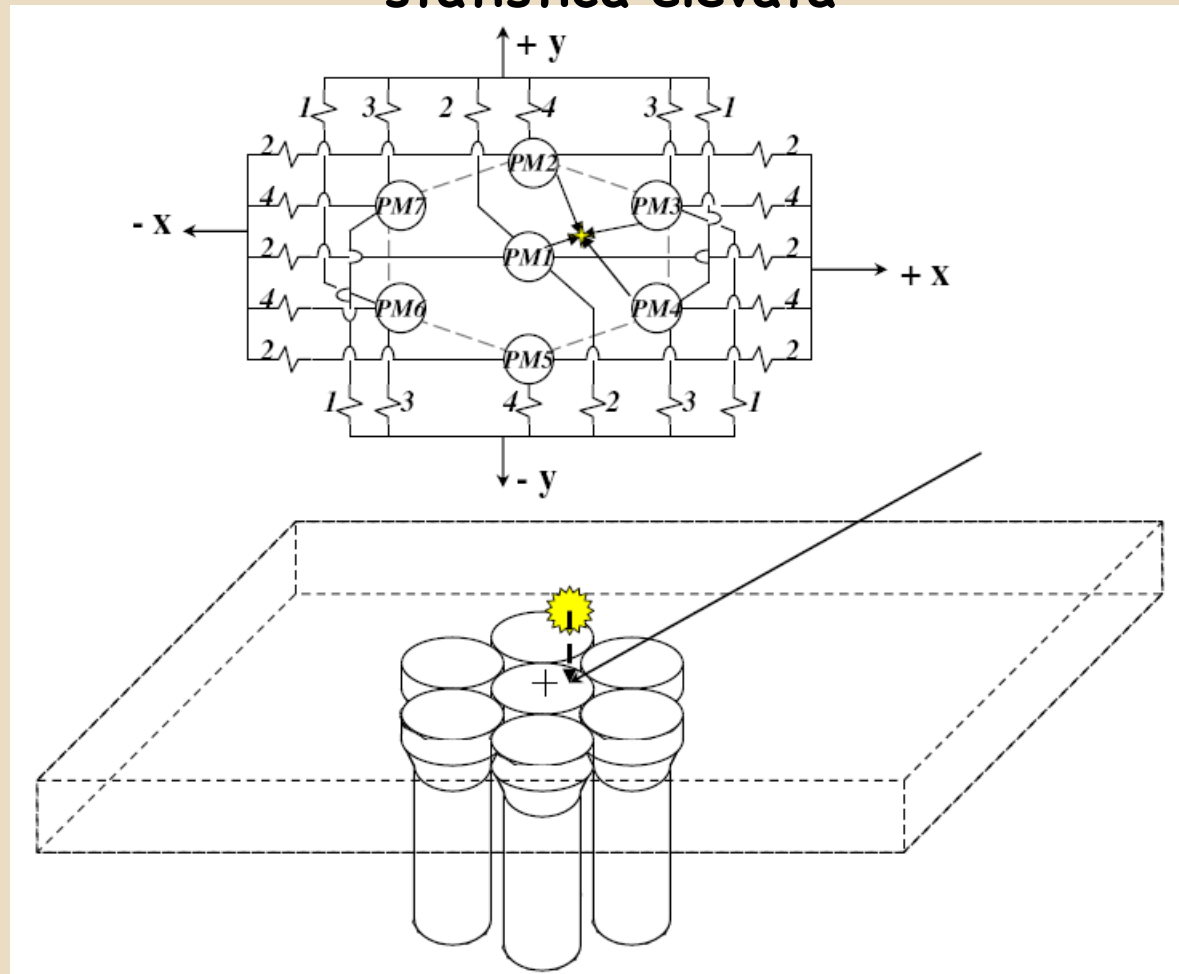


**attribuito un 'peso' a ciascun p.m. dalla matrice di impedenze che attenuano progressivamente il contributo ai segnali di posizione X e Y da parte dei PMT più lontani rispetto al centro del cristallo**

Non tutti i p.m. contribuiscono effettivamente alla produzione del segnale!

segnale  $< 2\%$  scartato

Informazione dei PMT più lontani modesta e gravata da incertezza statistica elevata



## "RATIO CIRCUIT"

L'operazione di pesatura del segnale non altera la proporzionalità all'energia della radiazione!

Se l'interazione di un fotone di 140keV in una determinata porzione del cristallo produce segnali X e Y rispettivamente di 1 e 2 V, l'interazione di un fotone da 364keV (nella stessa posizione) determinerà segnali di coordinate 2,6 e 5,2 V

Infatti  $364/140=2,6$

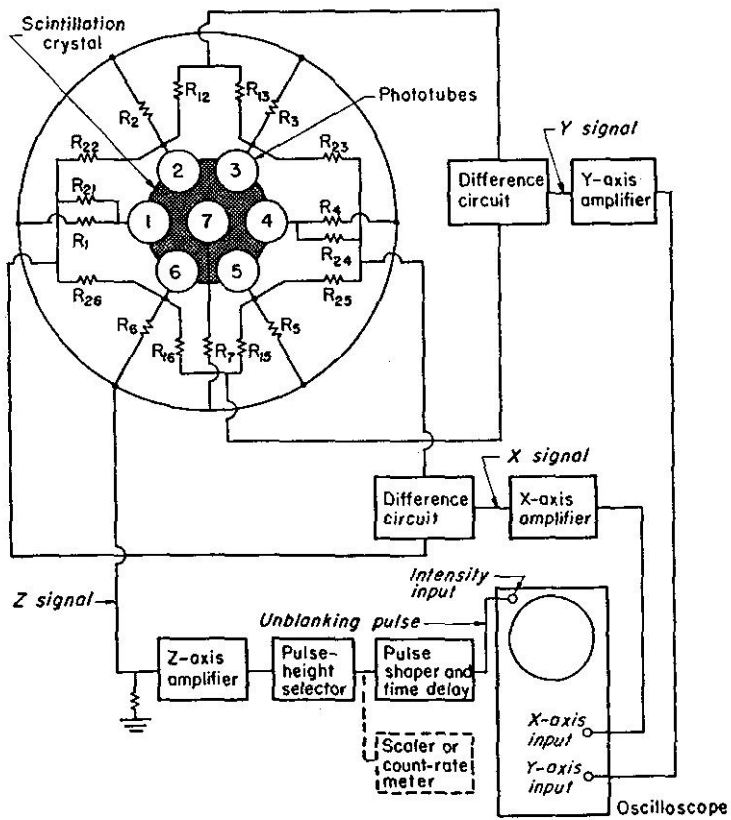
$$X = \frac{(+X) + (-X)}{Z} \quad Y = \frac{(+Y) + (-Y)}{Z}$$

$$Z = |+X| + |-X| + |+Y| + |-Y|$$

Studi eseguiti con radionuclidi che emettono più picchi (es.  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{111}\text{I}$ )

-Studi eseguiti simultaneamente con più radionuclidi ( $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ,  $^{201}\text{Tl}$ )

# ANGER-CAMERA



## Schema elaborazione impulsi

$$V_x(x,y) \equiv V_x^+(x,y) - V_x^-(x,y) = \sum_i \omega_i V_i(x,y) / V_E'$$

$$V_y(x,y) \equiv V_y^+(x,y) - V_y^-(x,y) = \sum_i v_i V_i(x,y) / V_E'$$

$$V_E'(x,y) = \sum_i V_i(x_j, y_j) \quad V_E(x,y) = \sum_i \lambda_i V_i(x_j, y_j)$$

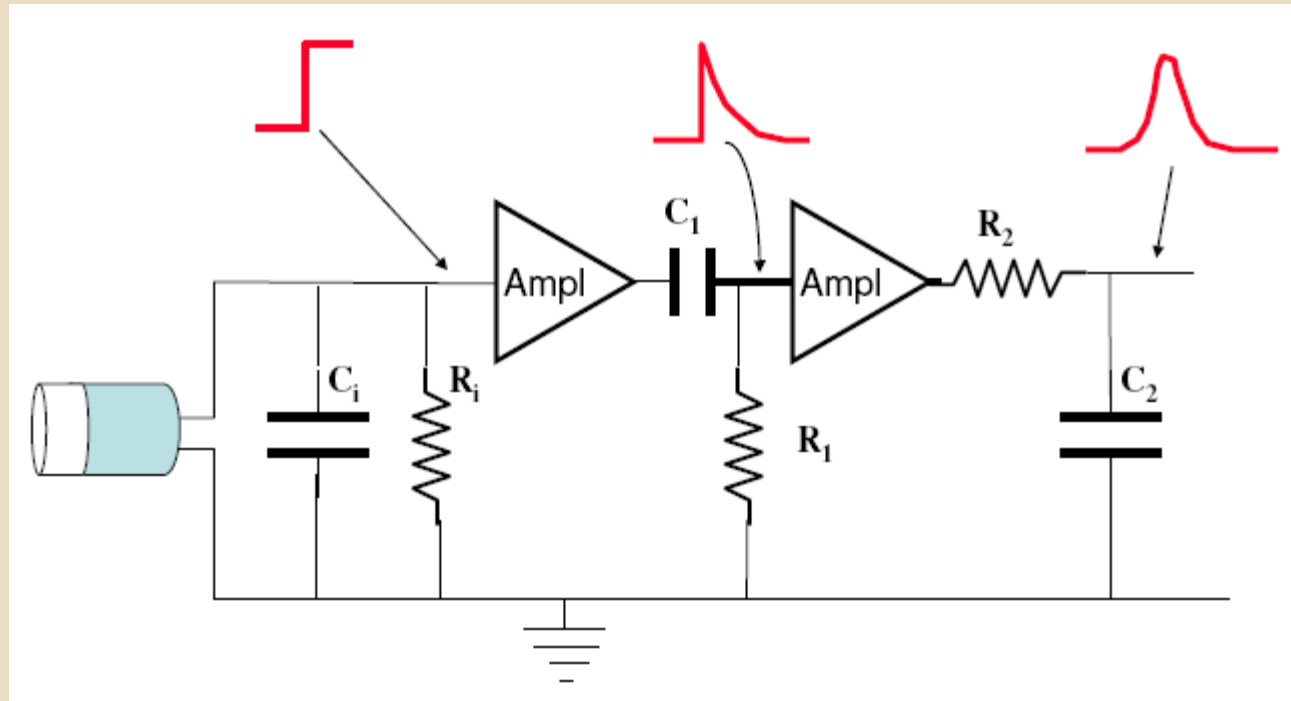
dove:

- (x,y) indicano le coordinate dell'evento di scintillazione,
- $V_i(x,y)$  indica il segnale dell'i-esimo PMT,
- $\omega_i, v_i$  indicano i pesi assegnati all'i-esimo PMT quando contribuisce alla posizione x o y.

# ELETTRONICA DEL SISTEMA DI RIVELAZIONE

Reperibile nel mercato sotto forma di moduli per elettronica nucleare o di schede aggiuntive per sistemi di elaborazione

Richiedono all'operatore solo un corretto utilizzo e non necessitano di un'approfondita conoscenza in materia di elettronica



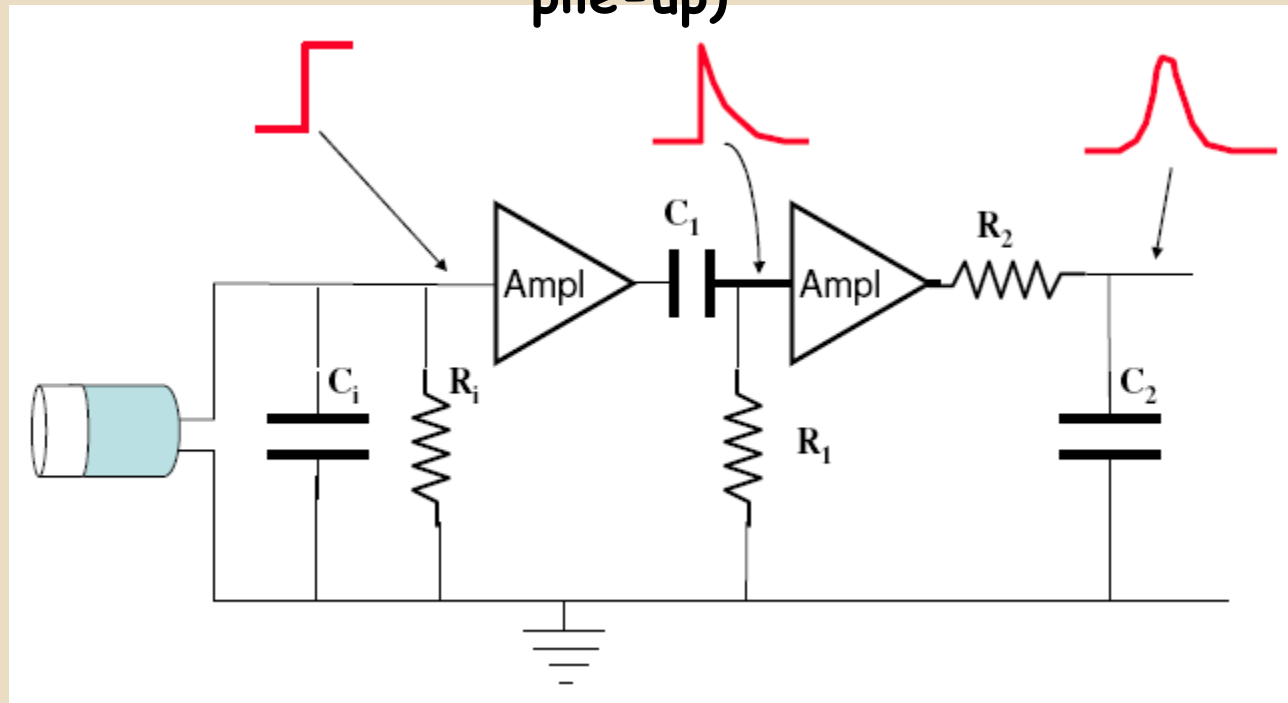
Formazione CR-RC       $\tau = RC$

Per rendere max il rapporto segnale rumore l'impedenza  $Z$  della combinazione  $R$  e  $C$  dev'essere la più grande possibile, quindi idealmente  $C$  dev'essere molto piccola e  $R$  molto grande

## ELETTRONICA DEL SISTEMA DI RIVELAZIONE

Primo impulso a gradino di ampiezza  $Q(\text{carica})/C$  in modo che l'impulso approssimi l'azione di un integratore

In pratica l'impulso a gradino non è realizzabile e si otterrà un marcato andamento  $\exp$  decrescente (impulso non impiegabile per problemi di pile-up)



Formazione CR-RC      $\tau = RC$

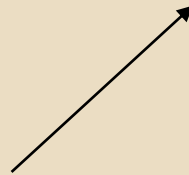
Gli impulsi devono quindi essere accorciati (operazione di clipping)

## ELETTRONICA del Sistema DI RIVELAZIONE

Necessario trovare la migliore combinazione delle costanti di tempo usate per avere una forma ottimale dell'impulso:

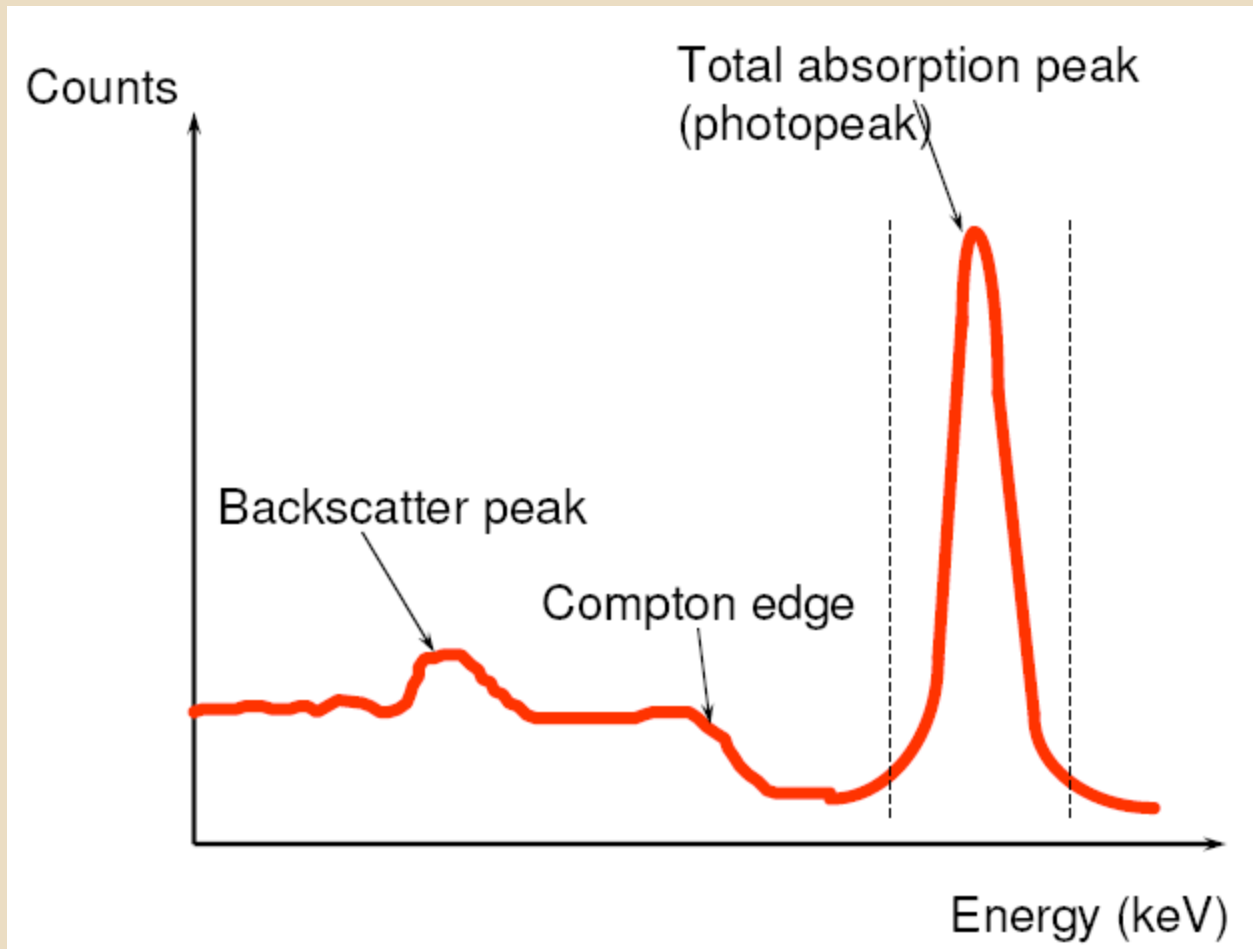
SHAPING TIME: costante di tempo di formazione degli impulsi

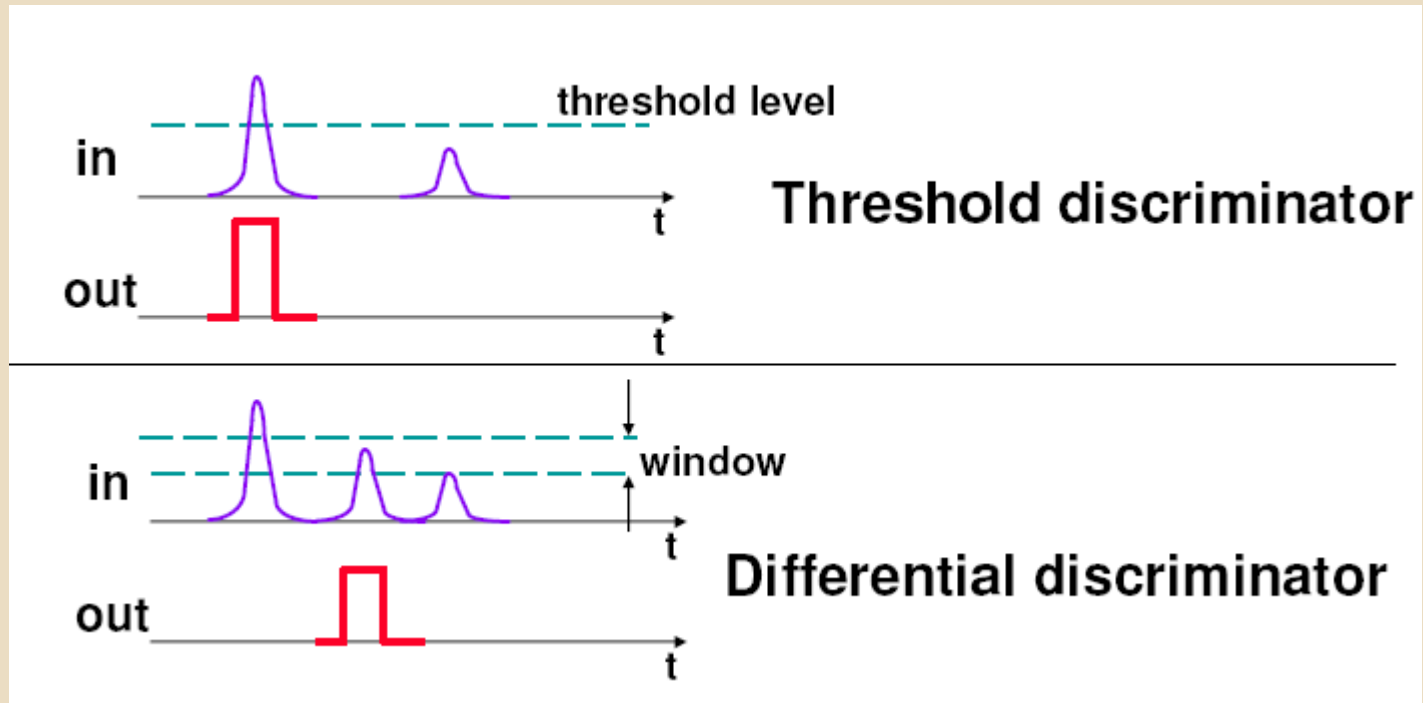
Deve essere scelta per ogni rivelatore tenendo conto della frequenza di conteggio attesa, in modo da ridurre i problemi di 'PILE UP' degli impulsi e di 'DEFICIT BALISTICO'



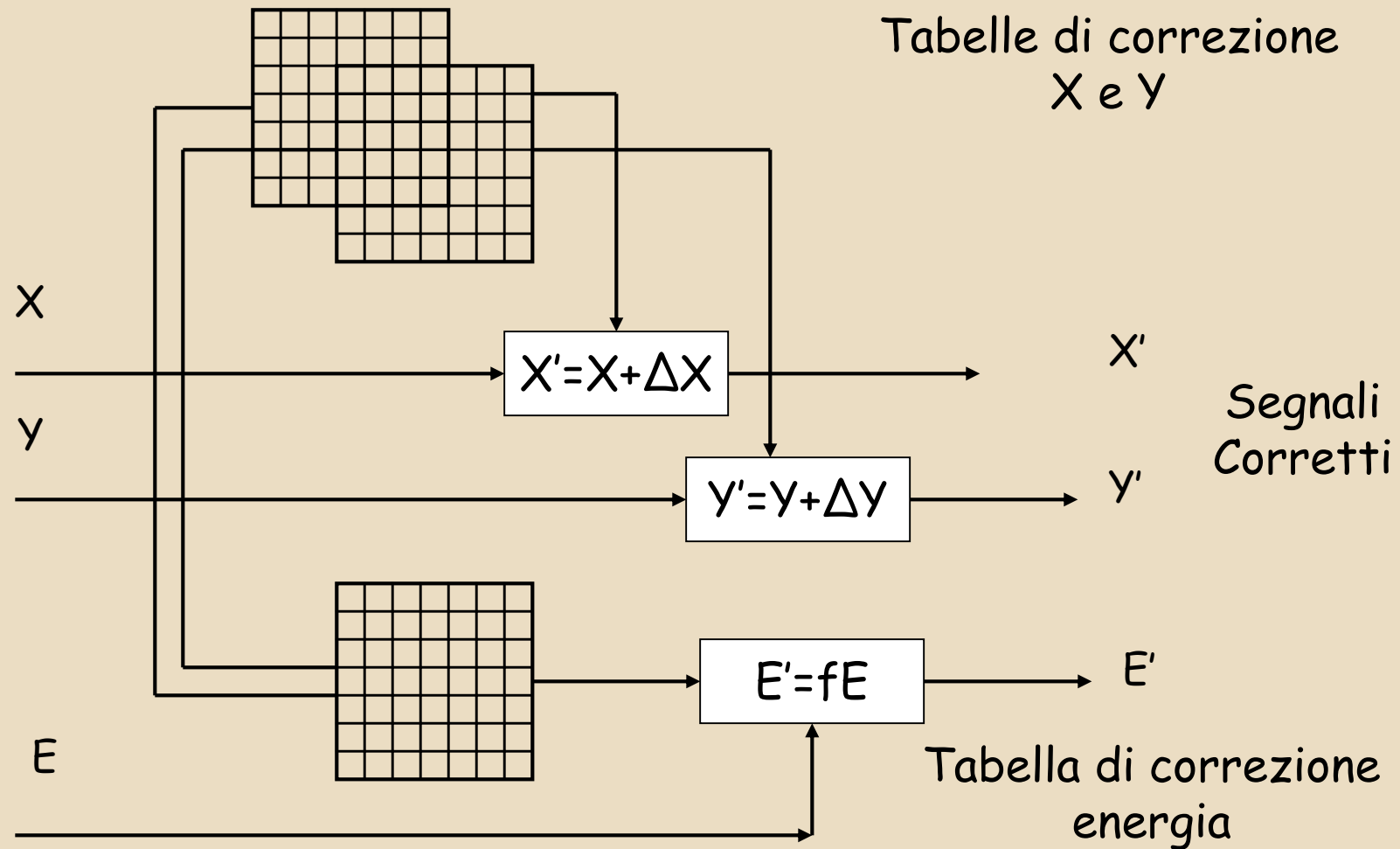
Tempo di raccolta dell'impulso troppo lungo rispetto al tempo di picco dell'impulso in uscita

Una parte delle cariche deve ancora essere raccolta e l'impulso viene malamente troncato

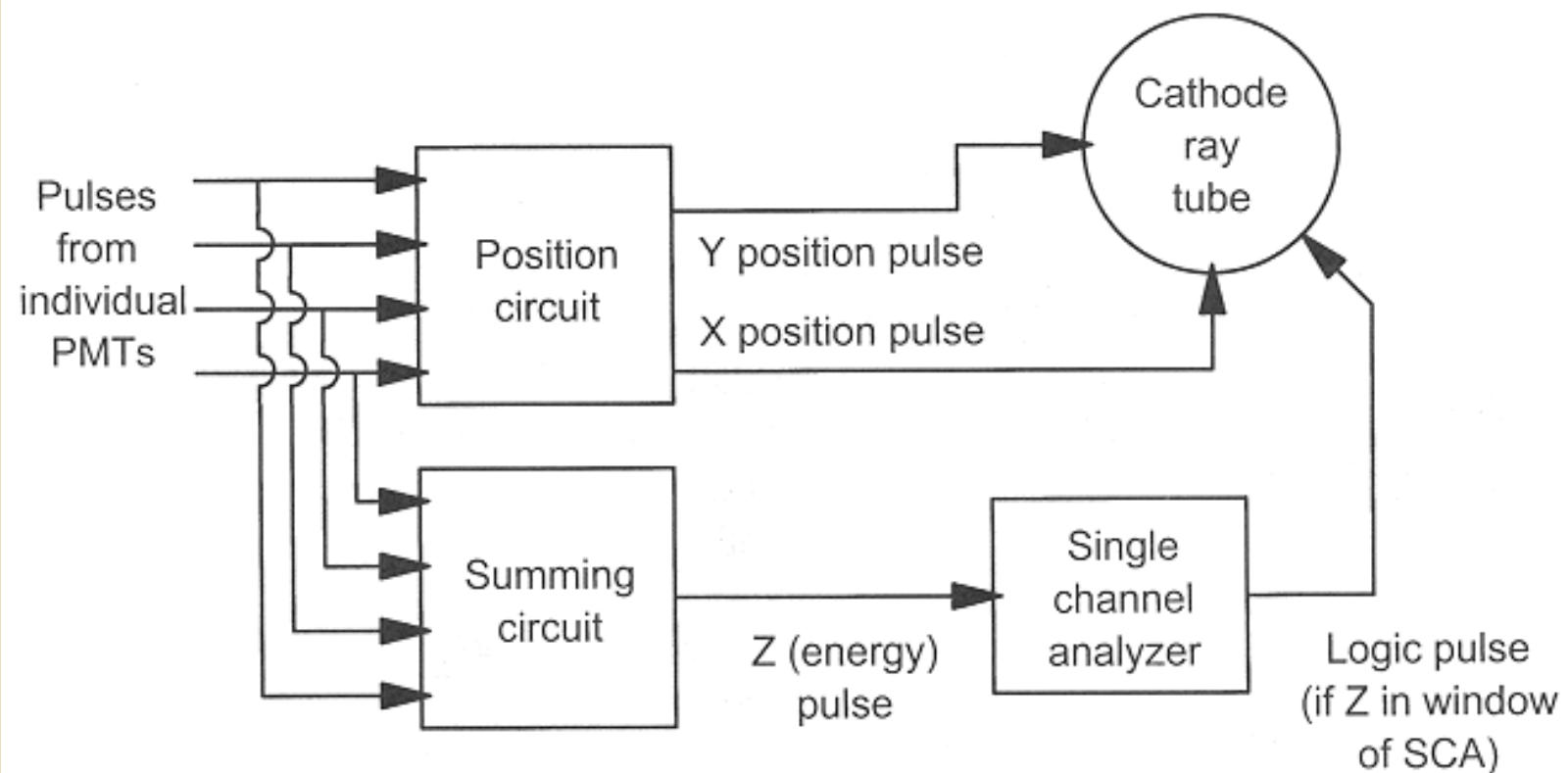




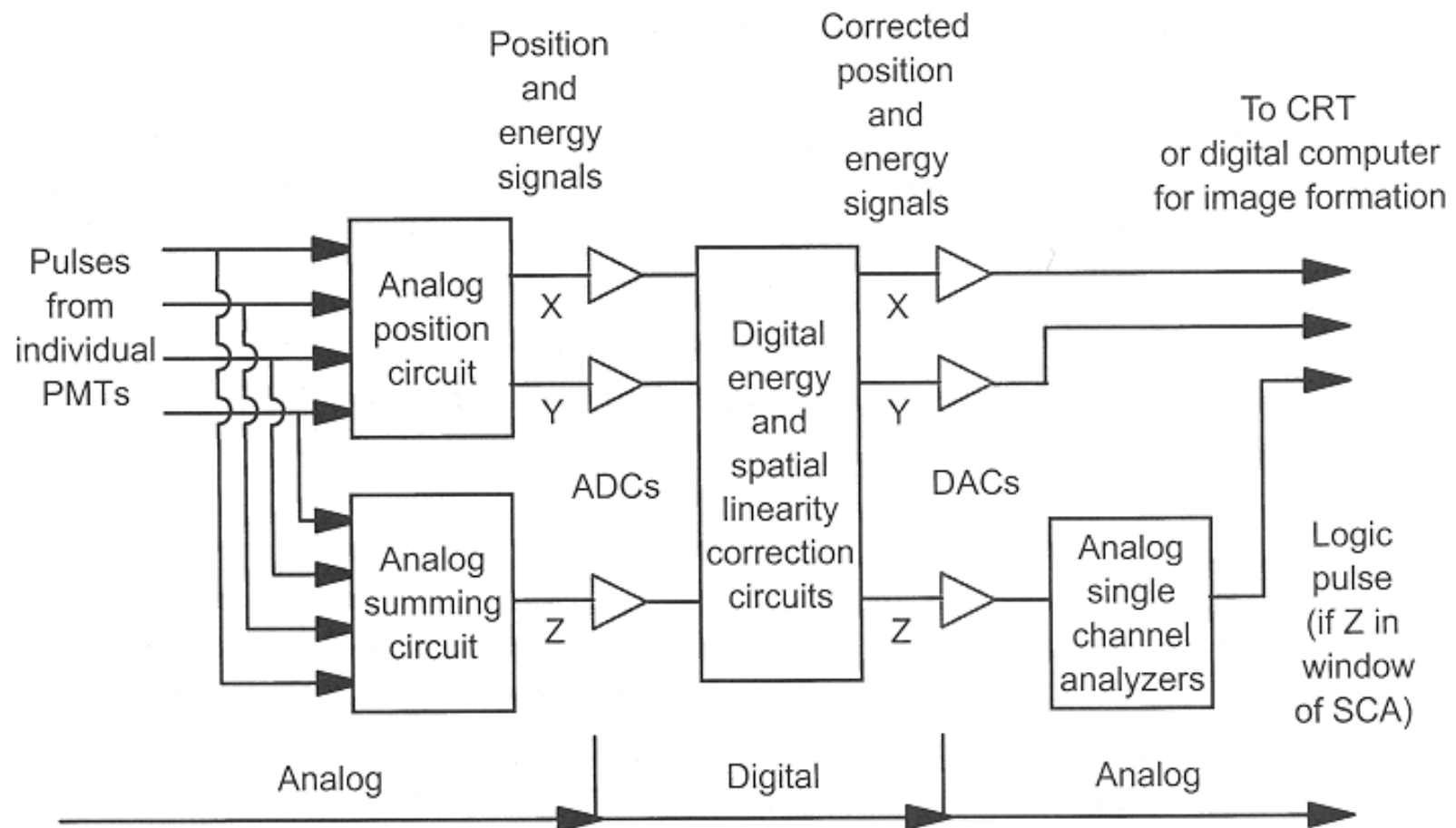
# CIRCUITO DI CORREZIONE LINEARITÀ ED UNIFORMITÀ



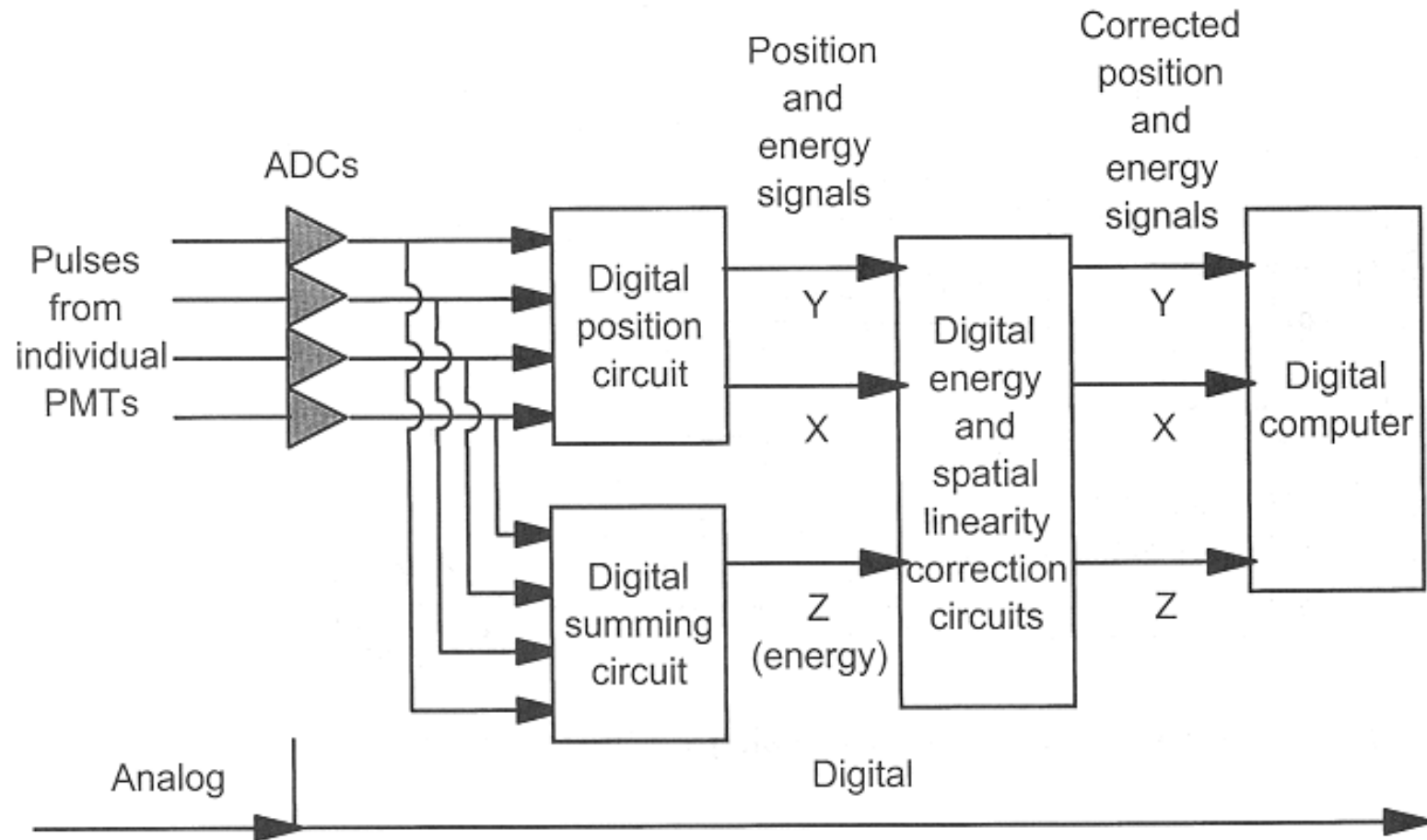
# ANALOG CAMERA



# HYBRID CAMERA



# DIGITAL CAMERA



# CORREZIONI NELLE IMMAGINI

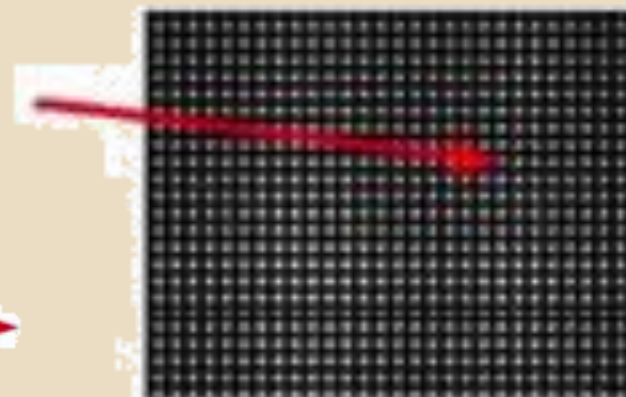
- Energy response: energy window calibration for all pixel
- Distorted position encoding: phantom measurement for linearity correction
- Uniformity (variation of response across surface)

# EFFETTO DELLE CORREZIONI



$$X_c = X_d * C_x$$
$$Y_c = Y_d * C_y$$

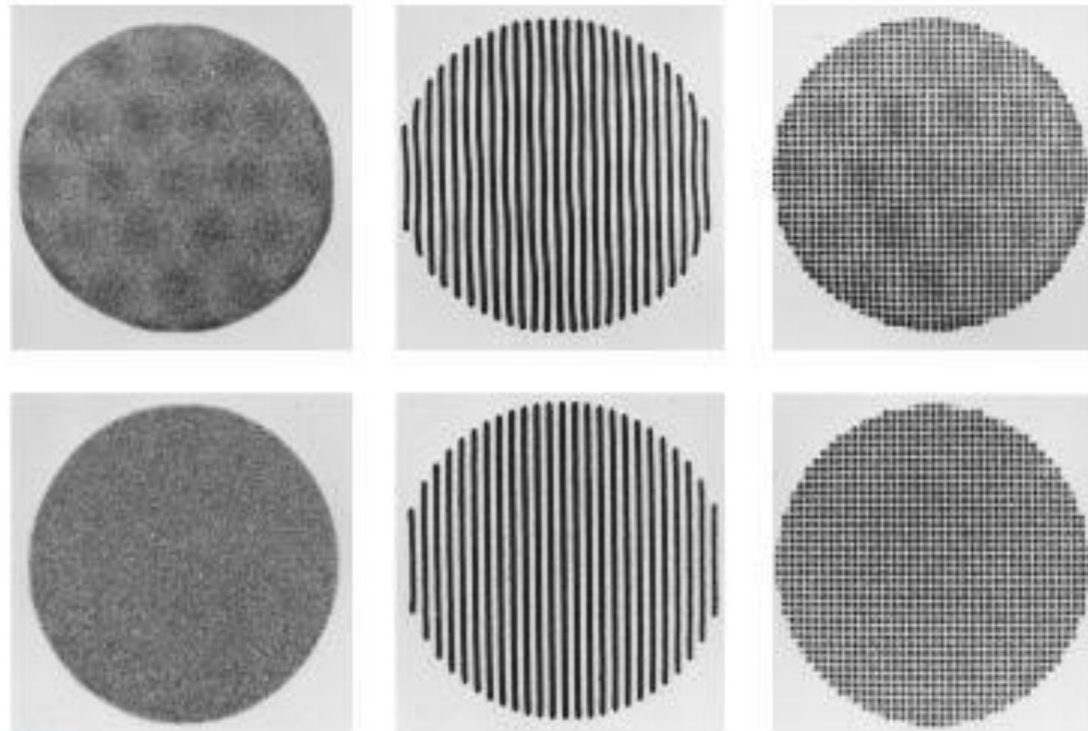
Linearity Correction



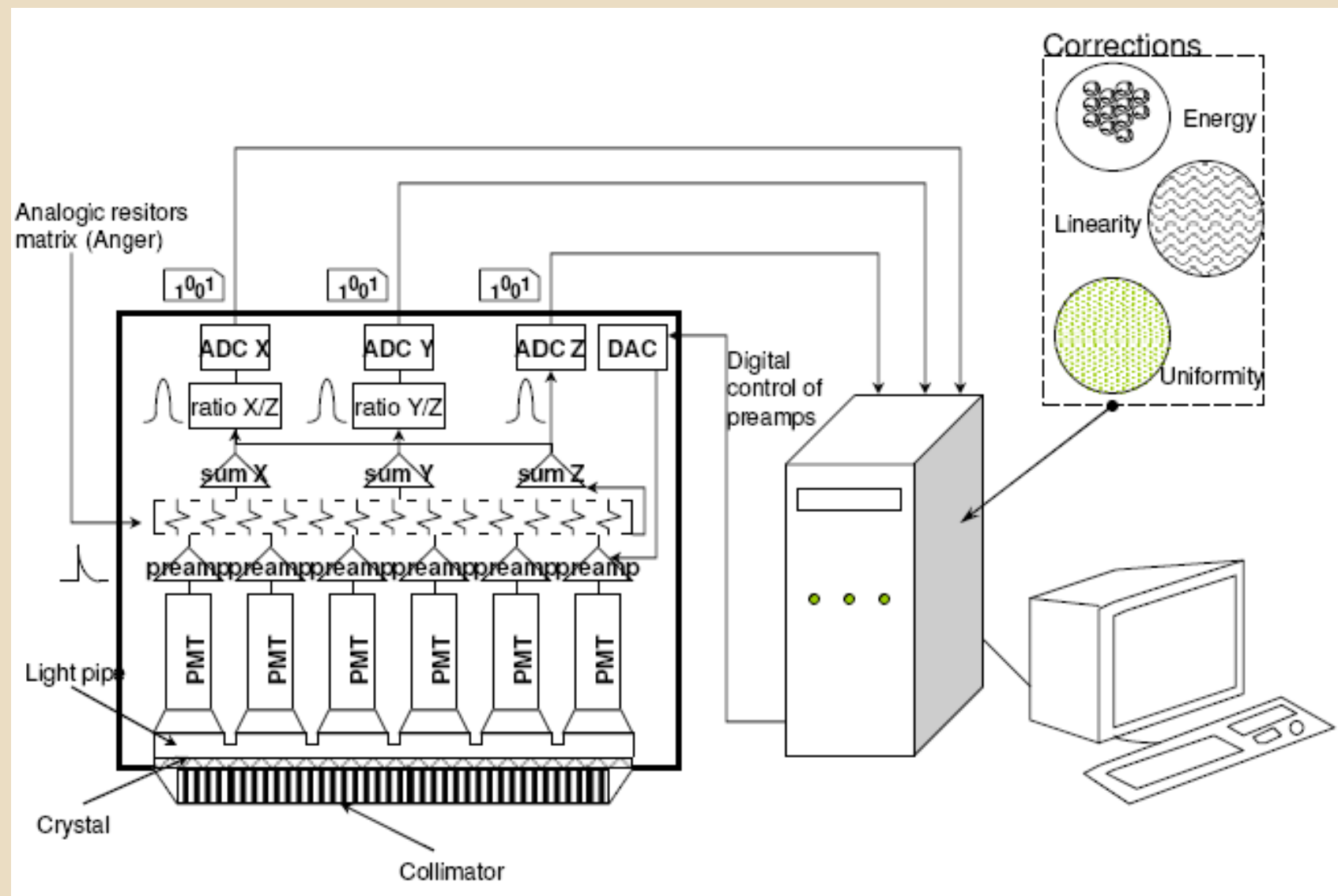
Sensitivity Correction



# EFFETTO DELLE CORREZIONI

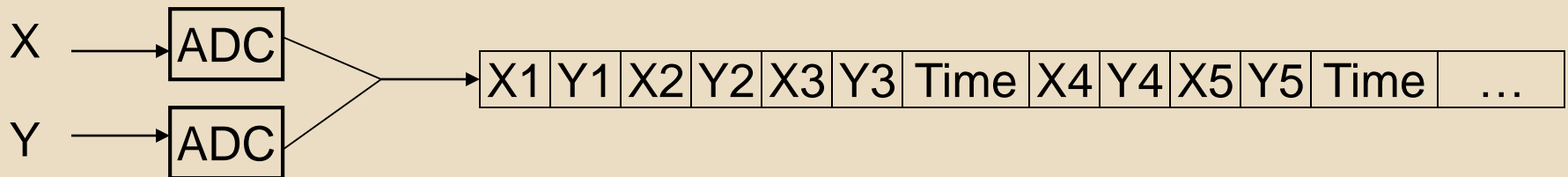


■ **FIGURE 18-12** Pairs of uniformity images, lead slit-mask (lead sheet with thin slits) images, and orthogonal hole phantom (lead sheet with a rectangular array of holes) images, with scintillation camera's digital correction circuitry disabled (**top**) to demonstrate nonuniformities and spatial nonlinearities inherent to a scintillation camera and with correction circuitry functioning (**bottom**), demonstrating effectiveness of linearity and energy (Z) signal correction circuitry. (Photographs courtesy of Everett W. Stoub, Ph.D., formerly of Siemens Gammasonics, Inc.)



# IMAGE ACQUISITION

- Le modalita' di acquisizione delle immagini in MN sono due: modalita' frame o modalita' list-mode.
- La modalita' di acquisizione frame prevede:
  - Acquisizione statica
  - Acquisizione dinamica
  - Acquisizione gated
- La modalita' di acquisizione list-mode



# COLLIMATORE

- Seleziona la direzione dei fotoni  $\gamma$ .
- Si differenziano in base alle seguenti caratteristiche:
  - Energia massima dei fotoni che possono collimare
  - Tipo di collimazione
  - Risoluzione spaziale - sensibilità

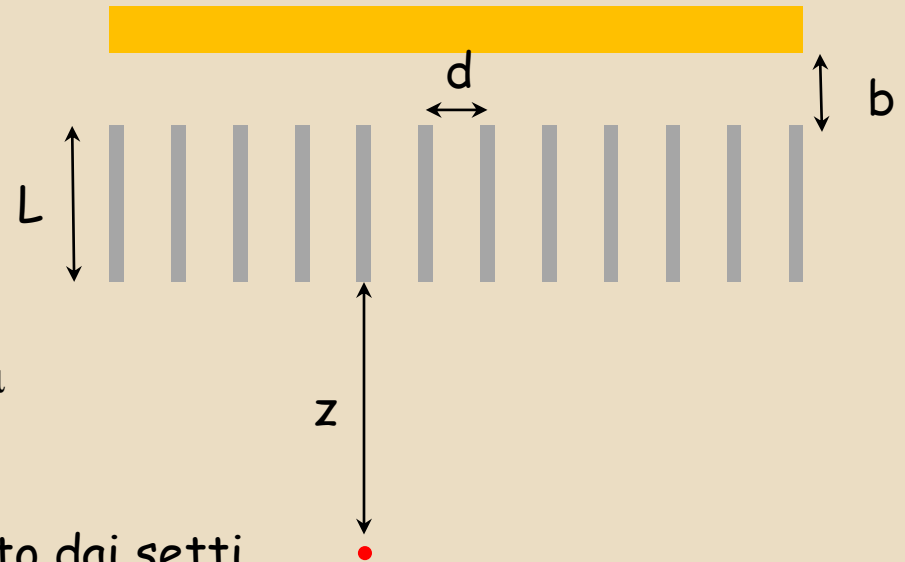
Collimatore parallelo

$$R_c = \frac{d(L + z + b)}{L - 2/\mu} \Rightarrow d\left(1 + \frac{z}{L}\right)$$

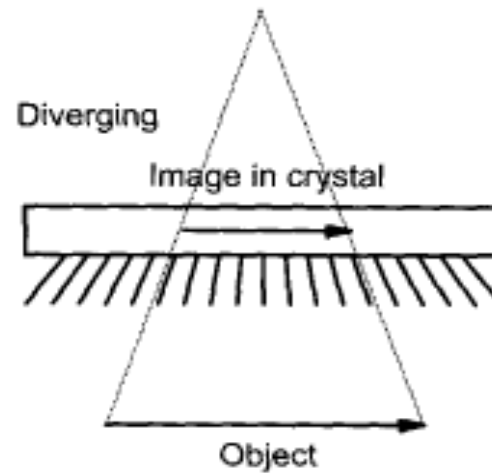
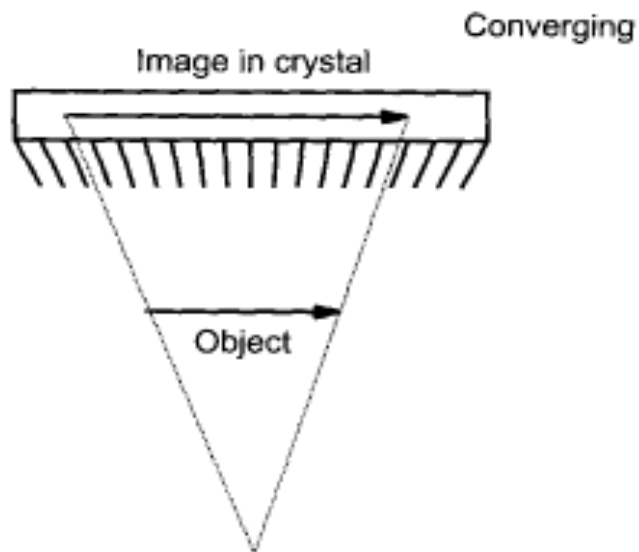
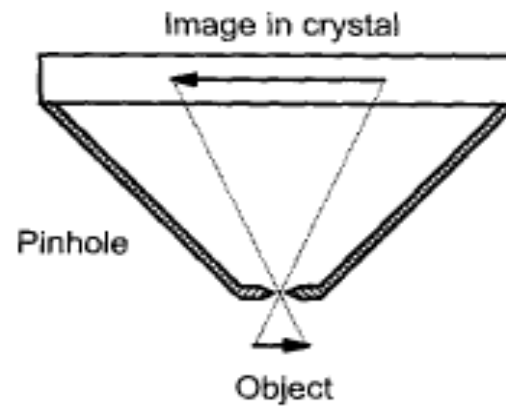
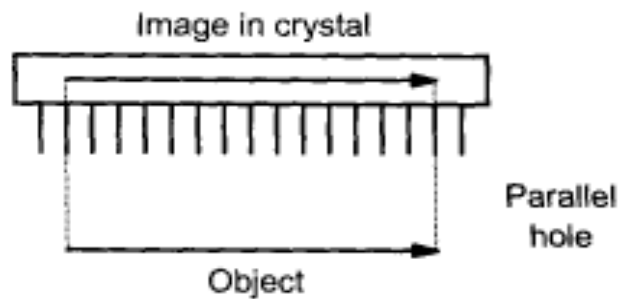
$$G = \frac{A_{\text{open}}}{4\pi L^2} f$$

se  $b=0, L \gg 2/\mu$

$f$  è la frazione dell'area di un foro non bloccato dai setti



# TIPOLOGIE DI COLLIMATORI



# I PARAMETRI DEI COLLIMATORI

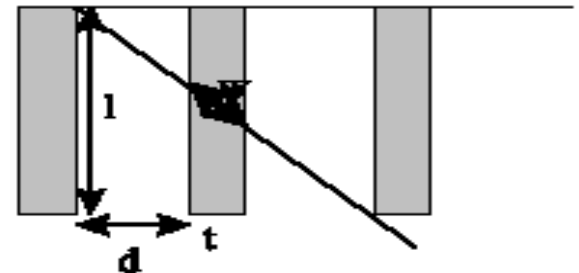
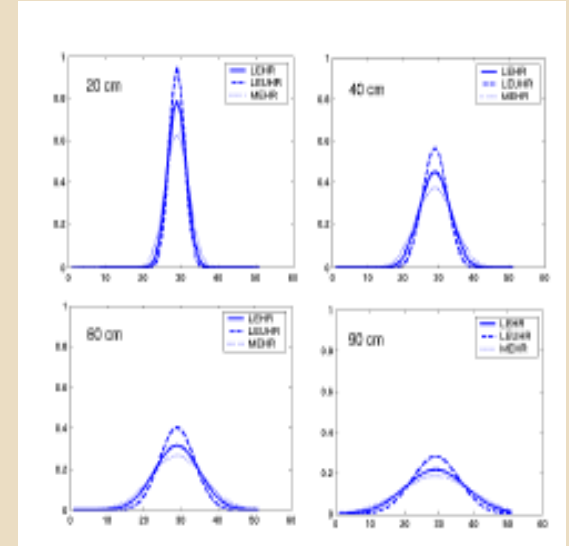
Risoluzione spaziale  $R_c$ : l'immagine di una sorgente puntiforme è una gaussiana sul rivelatore.

La larghezza della gaussiana dipende dalla distanza sorgente collimatore

Efficienza geometrica  $G$ : la frazione di fotoni gamma che raggiungono il rivelatore per ciascuna emissione della sorgente. Ad una distanza fissata  $G \approx R_c^2$  (aumentando la lunghezza del foro diminuisce  $G$ ).

Penetrazione settale/spessore settale: i fori del collimatore non bloccano tutti i fotoni che lo colpiscono: attenuazione esponenziale  $\exp(-\mu w)$ . Imponendo una penetrazione del 5%  $\rightarrow w \approx 3/\mu$

$$\frac{t}{w} = \frac{2d}{l-w}, \text{ or } t \approx \frac{2dw}{l-w}. \text{ Thus, } t \geq \frac{6d}{\mu \left( l - \frac{3}{\mu} \right)}.$$



# I PARAMETRI DEI COLLIMATORI

- I materiali impiegati nella realizzazione dei collimatori sono:

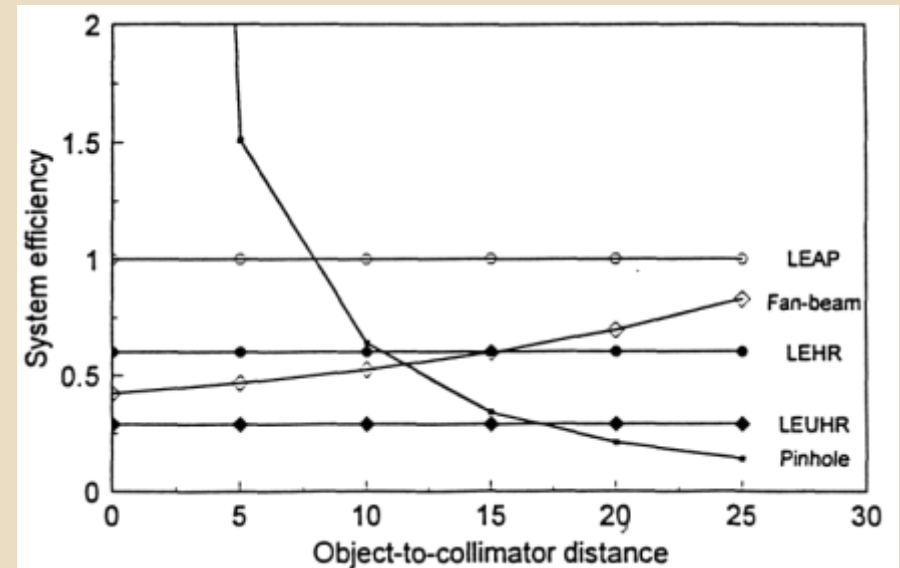
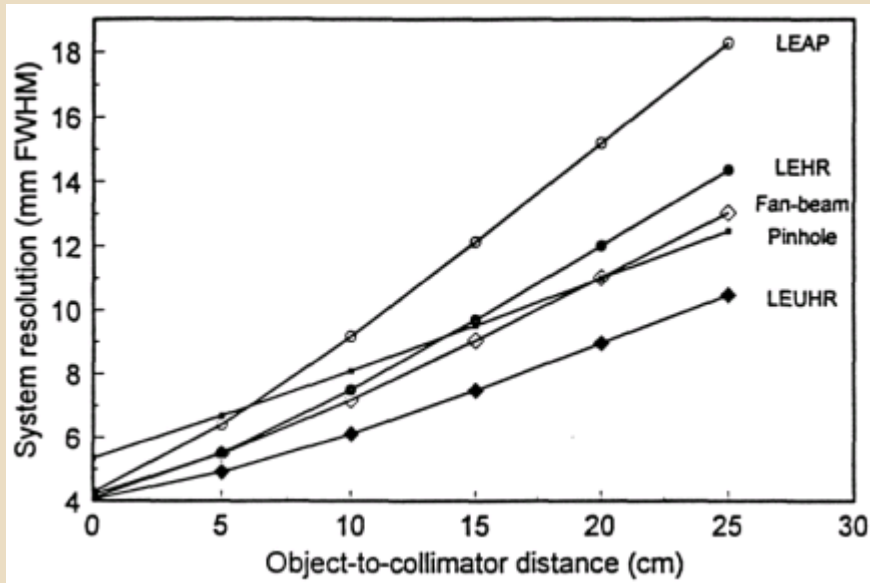
Piombo                       $Z=82$  densità  $11.4 \text{ g/cm}^3$

Tantalio                     $Z=73$  densità  $16.6 \text{ g/cm}^3$

Tungsteno                  $Z=74$  densità  $19.4 \text{ g/cm}^3$

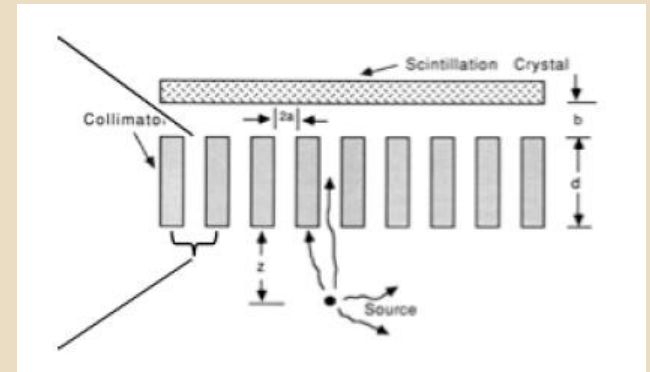
Oro                           $Z=79$  densità  $19.3 \text{ g/cm}^3$

# RISOLUZIONE SPAZIALE ED EFFICIENZA



$$R_s = \sqrt{R_c^2 + R_i^2}$$

$$R_c = \frac{d}{L}(L + b + z) \quad R_i \approx 3 - 4 \text{ mm}$$



# ESEMPI DI COLLIMATORI

## CARATTERISTICHE GENERALI DEI PRINCIPALI TIPI DI COLLIMATORE

Tipo collimatore	Dimensione fori (mm)	Spessore setti (mm)	Lunghezza fori (mm)	Penetrazione (%)	Sensitività (cpm/ $\mu$ Ci)	Risoluzione a 10 cm (mm)
LEHS	1.8 - 2.3	0.2 - 0.3	20 - 25	3.0 - 4.5	600 - 900	11 - 14
LEGP	1.4 - 1.6	0.2 - 0.25	20 - 25	1.5 - 2.0	300 - 450	9 - 10
LEHR	1.4 - 1.5	0.15 - 0.2	25 - 30	1.0 - 1.5	150 - 230	7.5 - 8.5
LEUHRfan	1.4 - 1.5	0.14 - 0.16	30 - 35	1.0 - 1.5	150 - 200	7.0 - 7.5
MEGP	3.0 - 3.5	0.8 - 1.2	45 - 60	3.0 - 3.5	150 - 250	11 - 13
HEGP	3.5 - 4.0	1.5 - 2.0	55 - 60	3.0 - 3.5	150 - 250	11 - 13

LEHS: low energy high sensitivity

LEGP: low energy general purpose (indicati anche come LEAP, low energy all purpose)

LEHR: low energy high resolution

LEUHRfan: low energy ultra high resolution fan beam

MEGP: medium energy general purpose

HEGP: high energy general purpose

# COLLIMATORI-RIASSUNTO

**TABLE 18-3 THE EFFECT OF INCREASING COLLIMATOR-TO-OBJECT DISTANCE ON COLLIMATOR PERFORMANCE PARAMETERS**

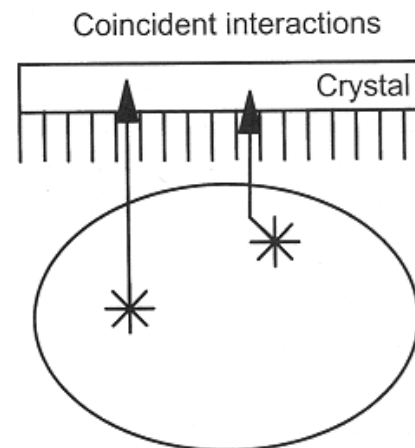
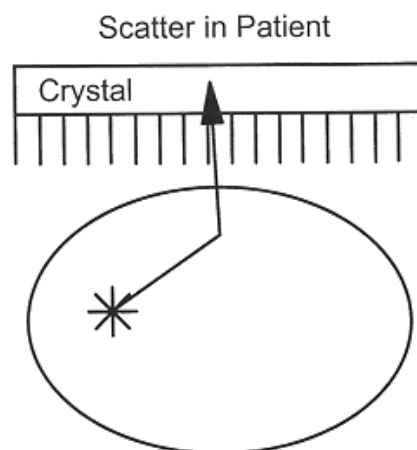
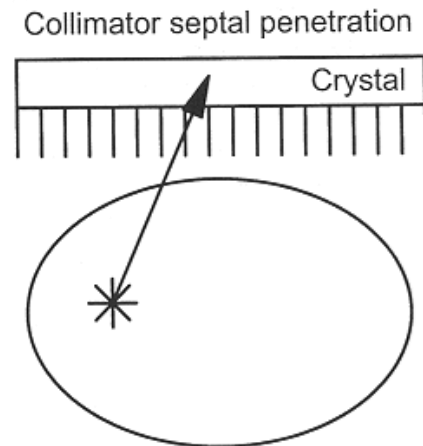
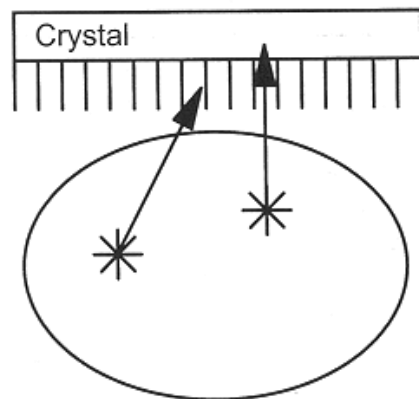
COLLIMATOR	SPATIAL RESOLUTION*	EFFICIENCY	FIELD SIZE	MAGNIFICATION
Parallel hole	Decreases	Approximately constant	Constant	Constant ( $m = 1.0$ )
Converging	Decreases	Increases	Decreases	Increases ( $m > 1$ at collimator surface)
Diverging	Decreases	Decreases	Increases	Decreases ( $m < 1$ at collimator surface)
Pinhole	Decreases	Decreases	Increases	Decreases ( $m$ largest near pinhole)

\*Spatial resolution corrected for magnification.

# IMAGE FORMATION

- I fotoni sono emessi da ciascun punto nel paziente in modo isotropo
- Alcuni fotoni escono dal paziente senza interagire, alcuni interagiscono nel corpo del paziente e vengono diffusi (scatter) prima di uscire, altri vengono assorbiti
- I fotoni che escono dal corpo del paziente non sono tutti rivelati, ma solo quelli emessi nella direzione del rivelatore
- I collimatori assorbono la maggiorparte dei fotoni che raggiungono il rivelatore
- Solo la frazione dei fotoni emessi entro un piccolo angolo rispetto la direzione ortogonale al rivelatore passano attraverso i fori del collimatore
- I fotoni che raggiungono il cristallo sono assorbiti, o scatterati o non interagiscono
- Le probabilità di questi eventi dipende dall'energia del fotone e dallo spessore del cristallo.

# IMAGE FORMATION



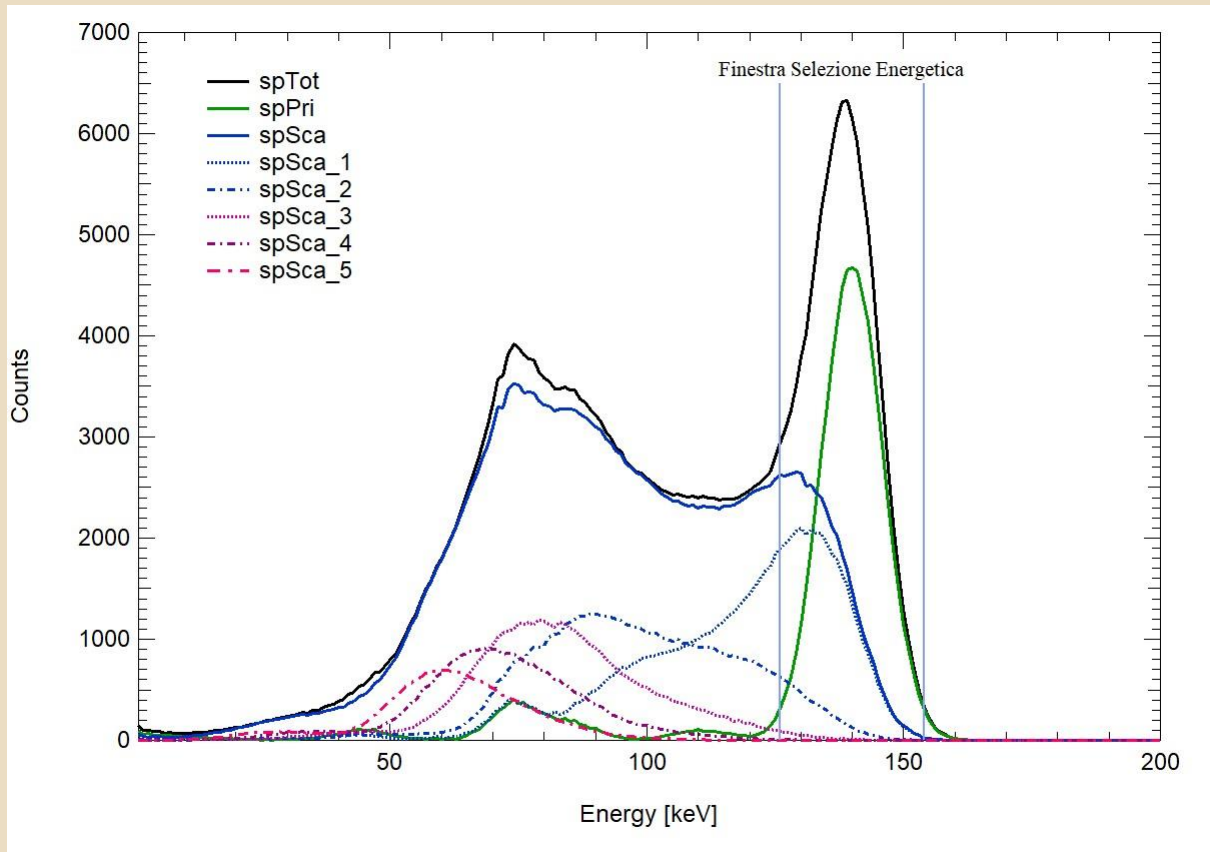
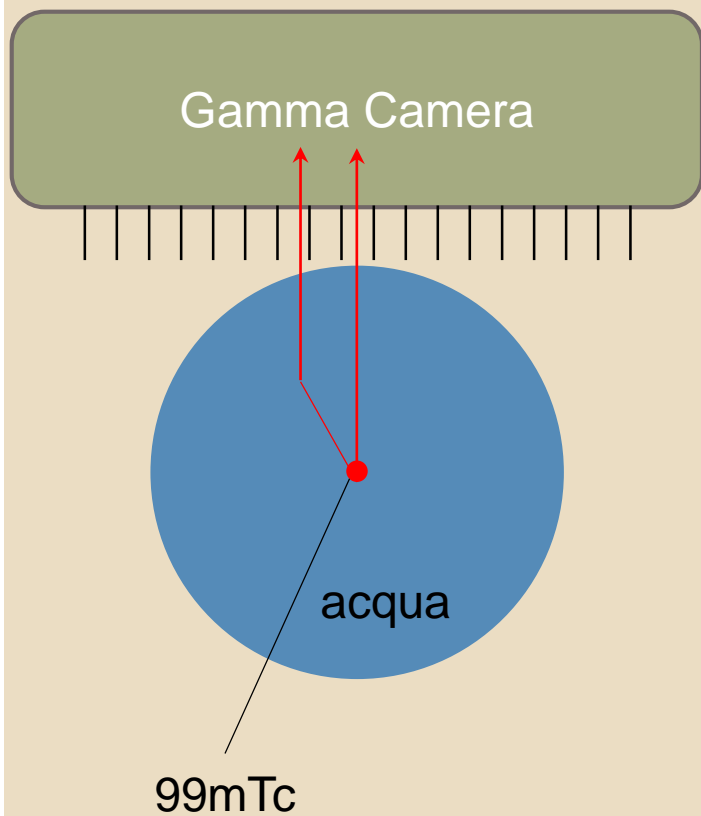
# IMAGE FORMATION

- I fotoni assorbiti nel cristallo possono aver subito alcuni interazione fotoelettrica, altri uno o piu' interazioni Compton prima di essere assorbiti per effetto fotoelettrico.
- È possibile che due fotoni interagiscano contemporaneamente nel cristallo:
  - Se l'energia (segnale Z) è all'interno della finestra energetica di accettazione del circuito di discriminazione dell'energia, il risultato sarà un evento malposizionato.
  - La frazione di eventi simultanei cresce all'aumentare del rateo di fotoni interagenti nel rivelatore

# IMAGE FORMATION

- La risoluzione spaziale e il contrasto sono ridotti da:
  - Interazione nel cristallo di fotoni diffusi nel paziente
  - Penetrazione Settale
  - Fotoni che hanno subito più diffusioni nel cristallo
  - Interazioni coincidenti
- La discriminazione energetica riduce questi effetti riducendo il contributo dei fotoni scatterati o le interazioni coincidenti

# ESEMPIO SPETTRO ENERGETICO



# MISURA DELLE PRESTAZIONI

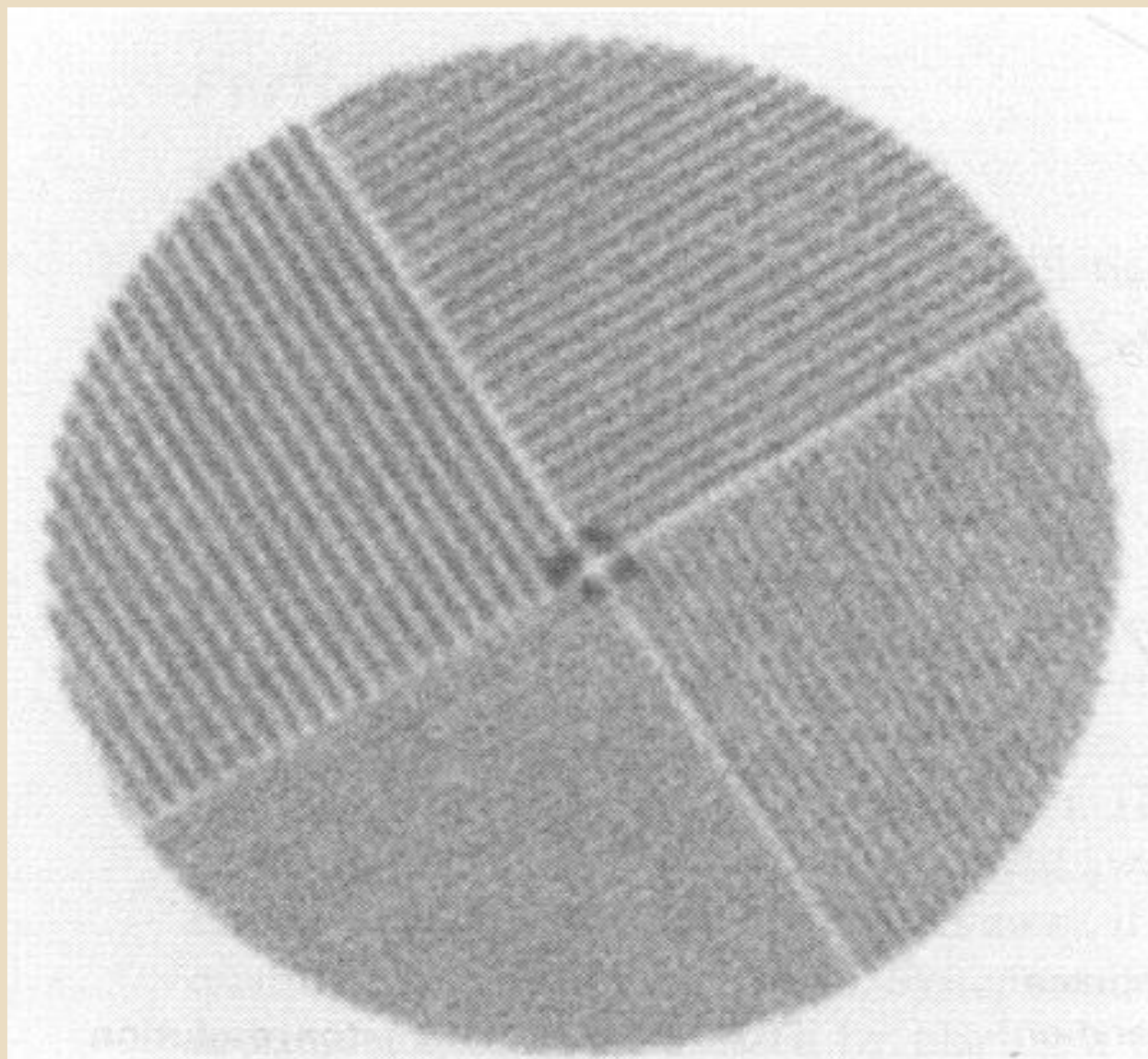
- Con la presenza di collimatori - *sistema o estrinseche*
- Senza collimatore - *intrinseche*
- Le misure di sistema forniscono indicazioni sulle prestazioni cliniche del rivelatore
- Misure intrinseche possono essere impiegate per confronti delle prestazioni di rivelatori differenti isolando la camera dal collimatore

# UNIFORMITÀ

- Misura di risposta della camera ad una sorgente di irradiazione uniforme della superficie del rivelatore
- La risposta ideale è un'immagine perfettamente uniforme
- Uniformità intrinseca si misura utilizzando una sorgente puntiforme posta ad una distanza pari a  $4/5$  volte la dimensione maggiore del cristallo
- Uniformità di sistema si misura utilizzando una sorgente planare uniforme posta di fronte alla camera

# RISOLUZIONE SPAZIALE

- Misura della capacità della camera di visualizzare la variazione spaziale di attività e di distinguere oggetti radioattivi vicini
- Risoluzione spaziale di sistema è valutata utilizzando una sorgente lineare come un capillare riempito con  $^{99m}\text{Tc}$ 
  - È determinata dalla risoluzione spaziale del collimatore e dalla risoluzione spaziale intrinseca della camera.
- Risoluzione intrinseca è determinata acquisendo un'immagine di un foglio di piombo contenente una slitta posta a contatto con il cristallo ed illuminata da una sorgente puntiforme
- Nella pratica, la risoluzione intrinseca è valutata tramite l'immagine di un fantoccio a barre parallele o a 4 quadranti: la risoluzione spaziale corrisponde alla dimensione delle barre più piccole risolte nell'immagine



# LINEARITÀ SPAZIALE

- Misura della capacità della camera di visualizzare le forme di un oggetto correttamente
- Si determina utilizzando un fantoccio a barre parallele o una sorgente lineare e determinando quanto le linee sono dritte.
- Disuniformità spaziali possono degradare l'uniformità

# EFFICIENZA DEL SISTEMA

- La frazione di raggi-X o raggi- $\gamma$  emessi dalla sorgente e che producono conteggi
- Insieme al tempo di acquisizione determinano il rumore nell'immagine
- È dato dal prodotto dell'efficienza del collimatore ( $E_c \approx 10^{-4}$ ), dell'efficienza intrinseca del cristallo ( $E_i \approx 90\%$ ), e dalla frazione di fotoni accettati dal circuito di discriminazione energetico.

$$E_s = E_c \times E_i \times f \quad (\text{Efficienza di sistema})$$

$$E_p = E_i \times f \quad (\text{Efficienza di fotopicco})$$

- L'efficienza del collimatore è la frazione di fotoni emessi dalla sorgente e che penetrano i fori del collimatore
  - Dipende dalla distanza sorgente - collimatore e dal tipo di collimatore
  - Efficienza intrinseca è la frazione dei fotoni che penetrano il collimatore e interagiscono nel cristallo

# RISOLUZIONE ENERGETICA

- Misura la capacità di distinguere tra interazioni che depositano differente energia nel cristallo
- Una camera con una risoluzione energetica superiore ha la capacità di eliminare una maggior frazione di fotoni che hanno subito diffusione nel paziente o che sono stati rivelati in coincidenza. Questo produce immagini con miglior contrasto
- Si calcola come la larghezza a metà altezza del fotopicco diviso l'energia dei fotoni

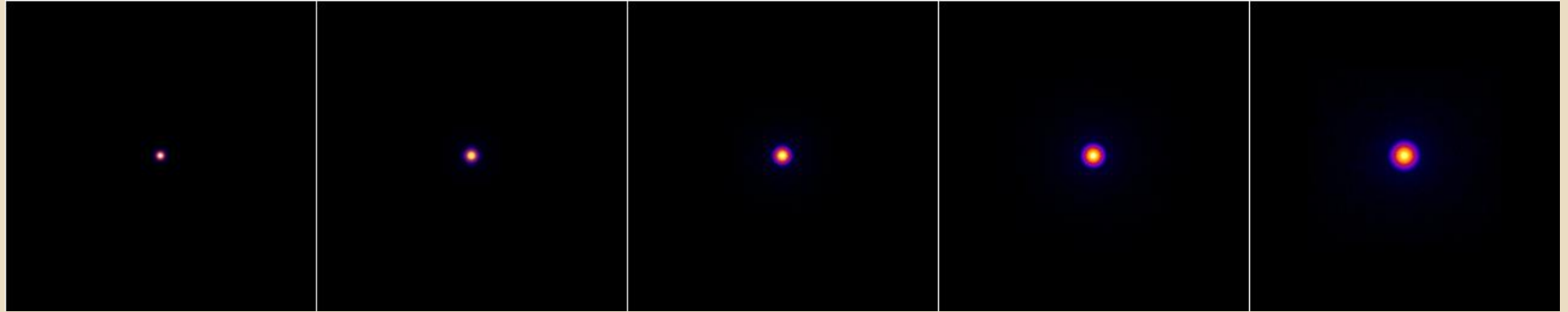
# COUNT RATE PERFORMANCE

- Usualmente specificato come:
  - Count rate misurato al 20% dei conteggi persi (tipicamente 110,000 to 260,000 counts/sec senza scatter)
  - Il count rate massimo (tipicamente 170,000 to 500,000 counts/sec senza scatter)
- Si riduce in presenza di scatter
- Elevati count rate sono ottenuti in modalità high count-rate che degrada risoluzione spaziale ed energetica.

# PARAMETRI INTRINSECI GAMMA CAMERA

Risoluzione spaziale intrinseca (FWHM di LSF a 140 keV)	2.7 - 4.2 mm
Risoluzione Energetica (FWHM del fotopicco a 140 keV)	9.2% - 11%
Uniformità integrale (max-min)/(max+min)	2% - 5%
Linearità Spaziale assoluta	< 1.5 mm
Count rate (20% di conteggi persi, senza scatter)	110000 - 260000 cps
Max cont rate (senza scatter)	170000 - 500000 cps

# RISOLUZIONE SPAZIALE



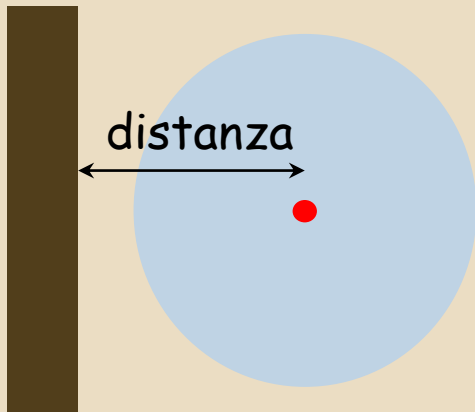
5 cm

10 cm

15 cm

20 cm

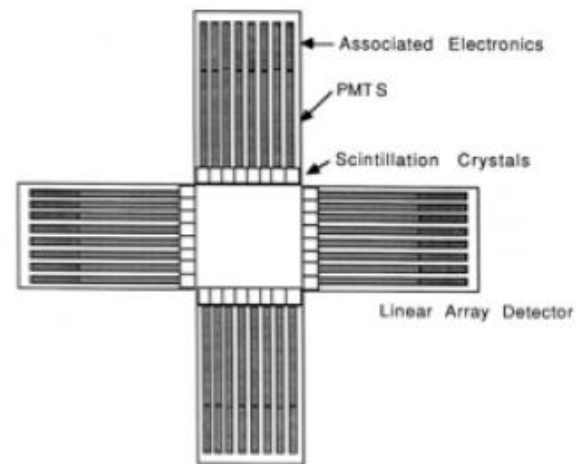
25 cm



Distanza [cm]	FWHM [cm]
5	0.66
10	0.93
15	1.23
20	1.5
25	1.8

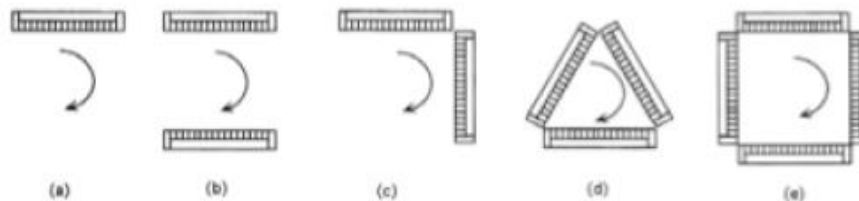
# SINGLE PHOTON EMISSION TOMOGRAPHY

- Single photon counting:
  - Windowing (reduces scatter, background)
  - Counting statistics limited by patient radiation dose
  - ~ 30 min examination w/ camera

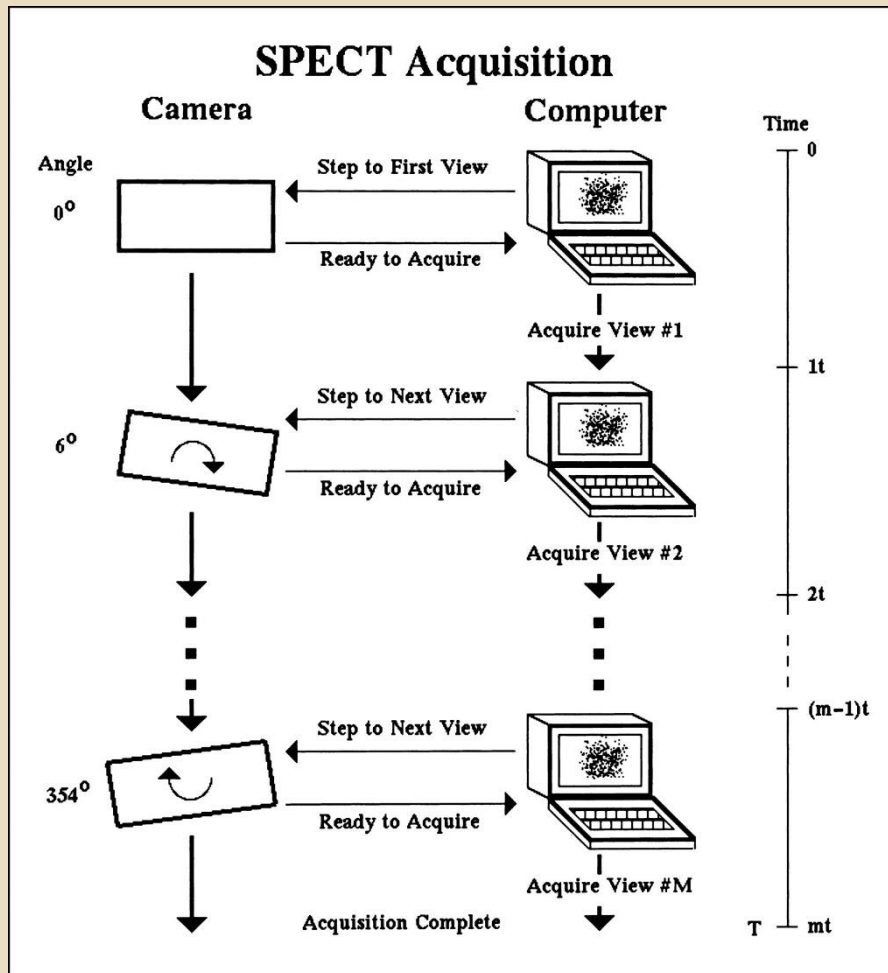


- First SPECT 1963 (Mark IV) used array of detectors
  - Rotation, Translation
  - High count rates
  - Many components
  - Mostly single-slice

- Rotating camera:
  - Multiple slices
  - Multi-camera systems



# SPECT DATA ACQUISITION



## ■ Angolo di rotazione:

- $180^\circ$  - sufficiente in teoria, si usa per le tomografie cardiache
- $360^\circ$  - in pratica le viste opposte non sono equivalenti. La risoluzione dipende dalla distanza camera-oggetto, presenza di radiazione diffusa sotto il fotopicco, attenuazione della radiazione.

## ■ Dimensione matrice:

- $64 \times 64$  o  $128 \times 128$  ? Regola suggerisce pixel  $\approx 1/3 R_{\text{sistema}}$  al centro del FOV
- $D = \text{FOV} / (N \times \text{zoom})$

## ■ Numero di viste: $\approx$ dimensione matrice

# SPECT DATA ACQUISITION

## ■ Esempio:

$R_{\text{sistema}} = 15 \text{ mm FWHM} \rightarrow \text{pixel } 5 \text{ mm}$

$\text{FOV} = 400 \text{ mm}, \text{zoom} = 1.0 \quad D_{64} = 6.25 \text{ mm}, D_{128} = 3.125 \text{ mm}$

$R_{\text{sistema}} = 10 \text{ mm FWHM} \rightarrow \text{pixel } 3.3 \text{ mm}$

$\text{FOV} = 400 \text{ mm}, \text{zoom} = 1.0 \quad D_{64} = 6.25 \text{ mm}, D_{128} = 3.125 \text{ mm}$

↑  
degrada la risoluzione del sistema

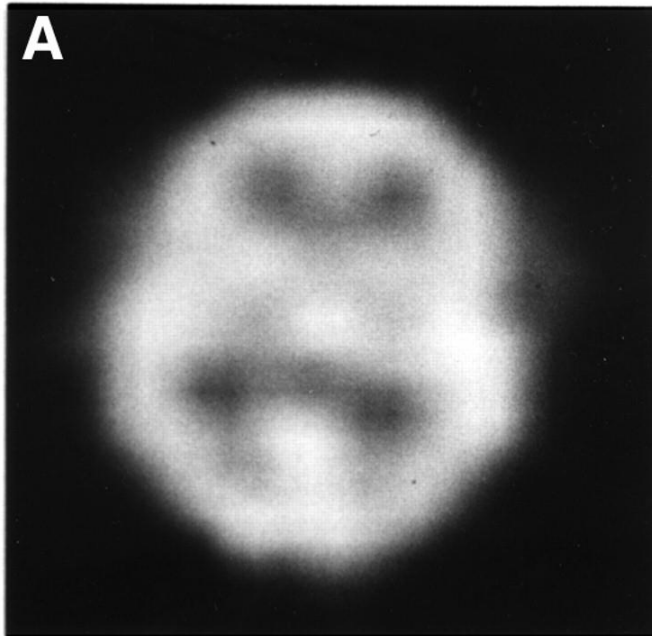
- Il rapporto S/N peggiora al diminuire della dimensione del pixel. Il numero di conteggi si riduce di 1/4 passando da 64x64  $\rightarrow$  128x128
- Formula di Budinger:  
 $V \text{ \# di voxel}, N \text{ \# eventi acquisiti}$

$$\%rms \text{ noise} = \frac{120x(V)^{3/4}}{(N)^{1/2}}$$

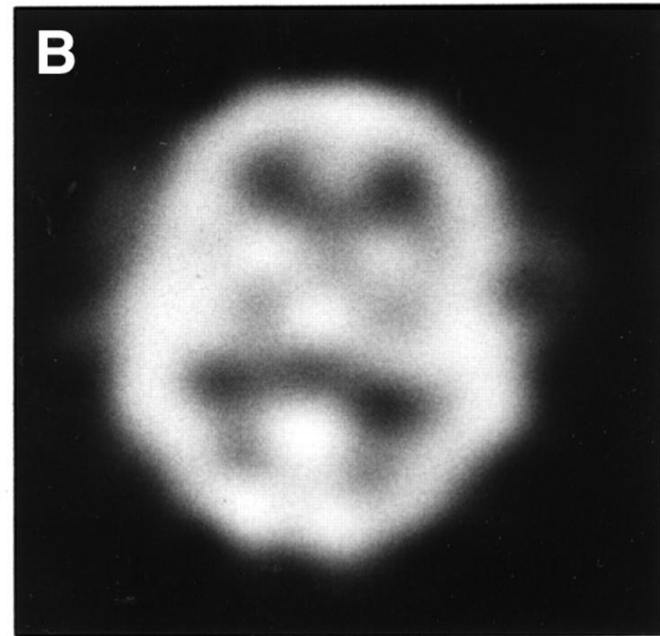
# 64X64 VS 128X128

## Tc-99m HMPAO Brain Transverse Slice

**64 x 64 Image Matrix**  
**(6.4 mm/pixel, 6.4 mm slice thickness)**



**128 x 128 Image Matrix**  
**(3.2 mm/pixel, 3.2 mm slice thickness)**

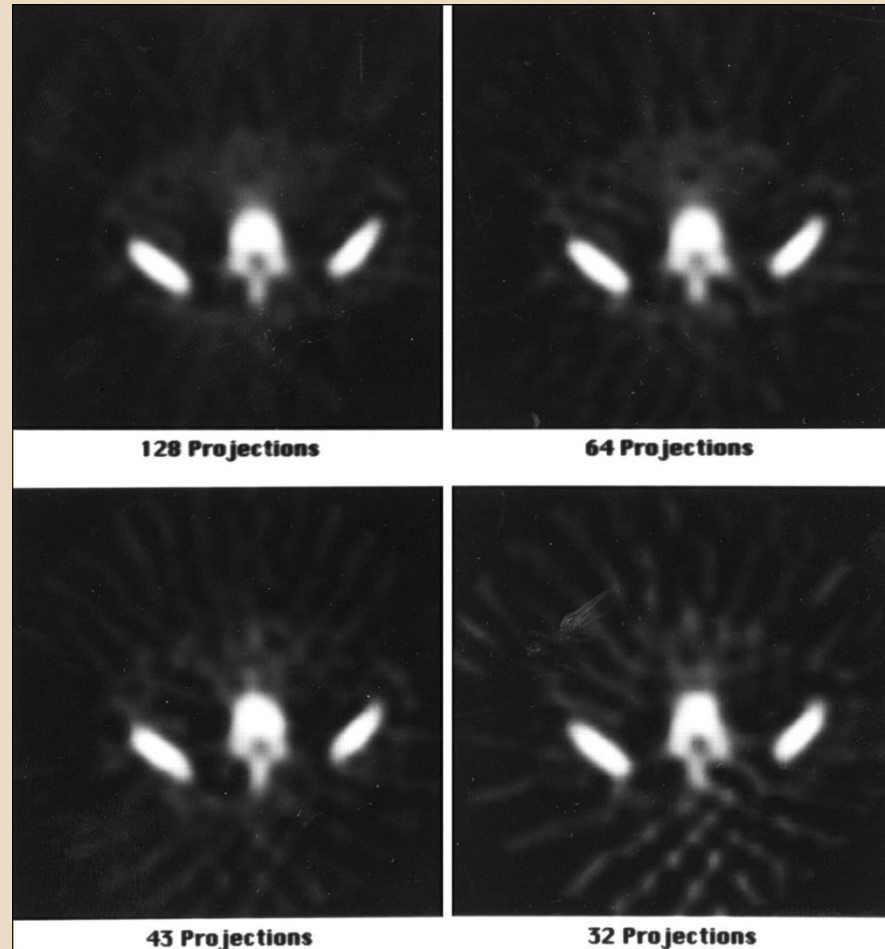


# EFFETTO DEL NUMERO DI VISTE

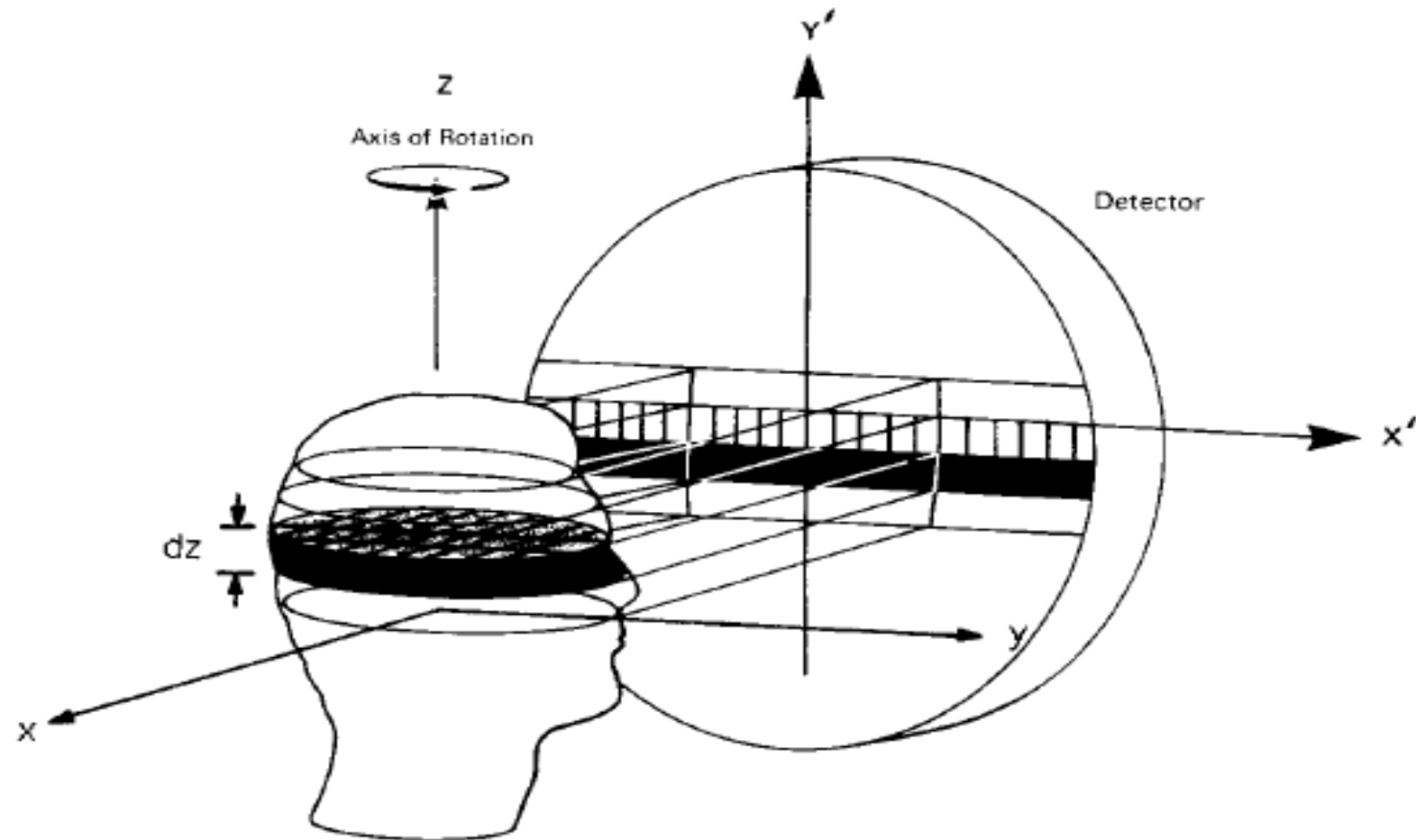
- Dati acquisiti con matrice 64x64, 128 viste e ricostruiti con un numero di viste differenti, ma con lo stesso filtro e taglio in frequenza

$$R \cdot \Delta\theta \approx \Delta x$$

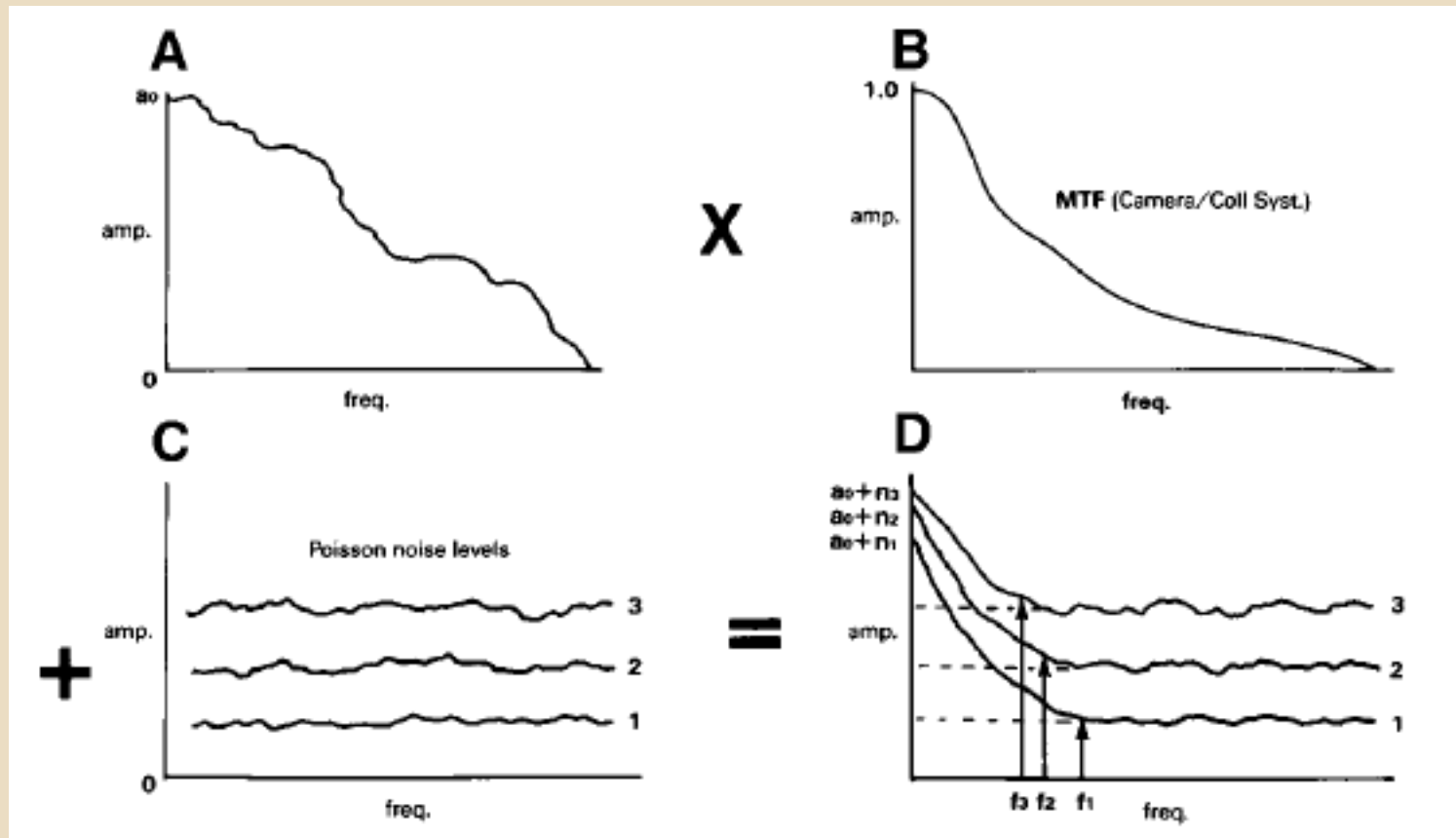
$$NViste = \frac{\pi \cdot R}{\Delta x}$$



# SPECT PROJECTION



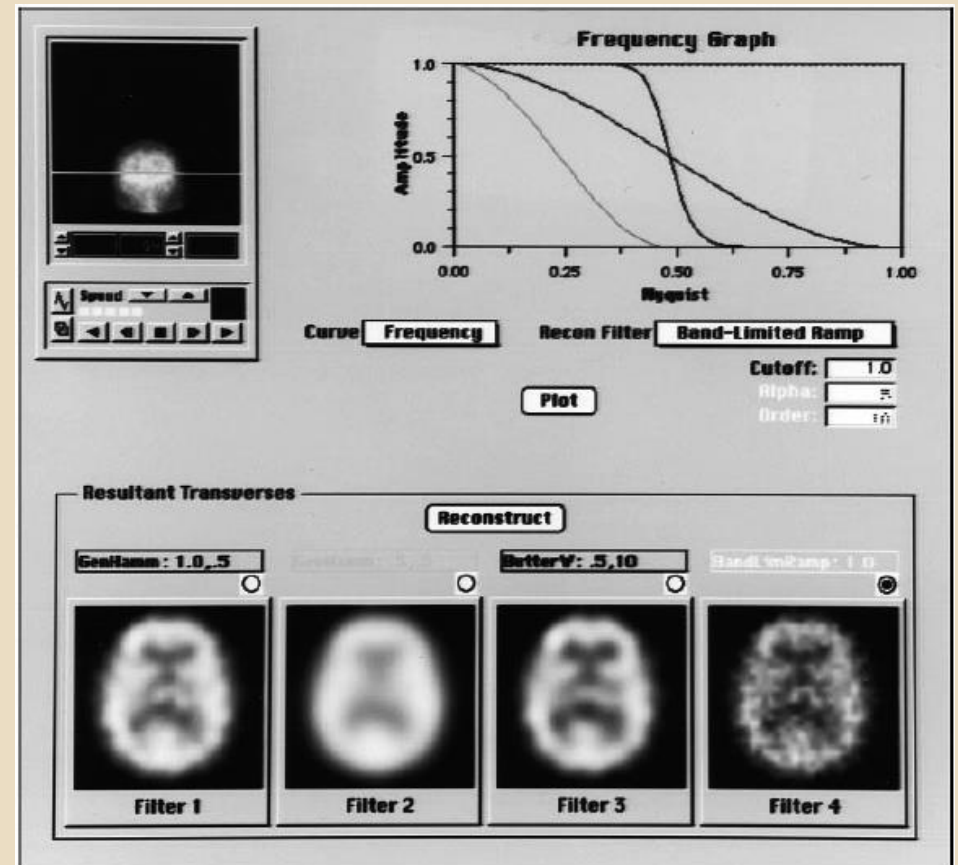
# PROFILO SPECT



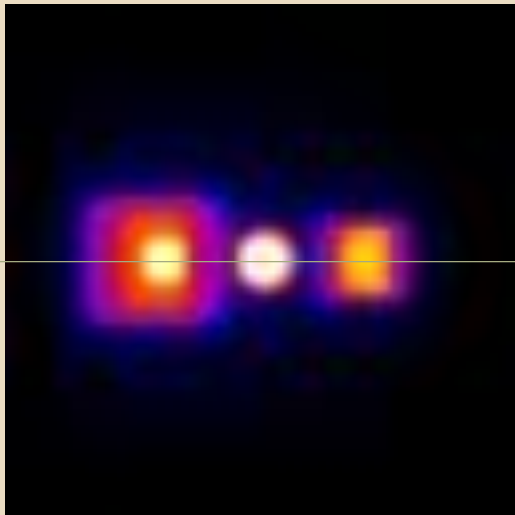
# FILTRO DI RICOSTRUZIONE

**TABLE 2**  
**Standard SPECT Reconstruction Window**  
**Filter Functions**

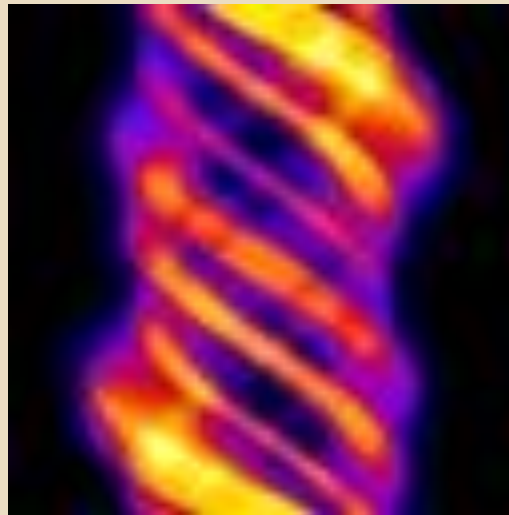
Filter	Filter variables
Band-limited ramp	Cut-off frequency
Shepp-Logan	Cut-off frequency
Shepp-Logan-Hanning	Cut-off frequency
Generalized Hamming	Cut-off frequency, a weighting coefficient
Low-pass cosine	Cut-off frequency
Butterworth	Cut-off frequency, order
Parzen	Cut-off frequency



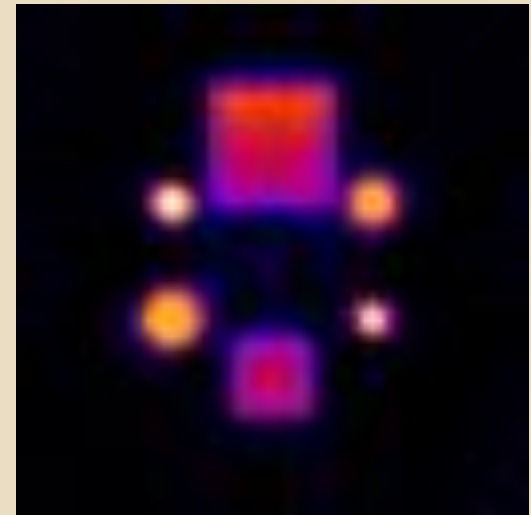
# ESEMPIO: FANTOCCIO JASZACK



proiezione

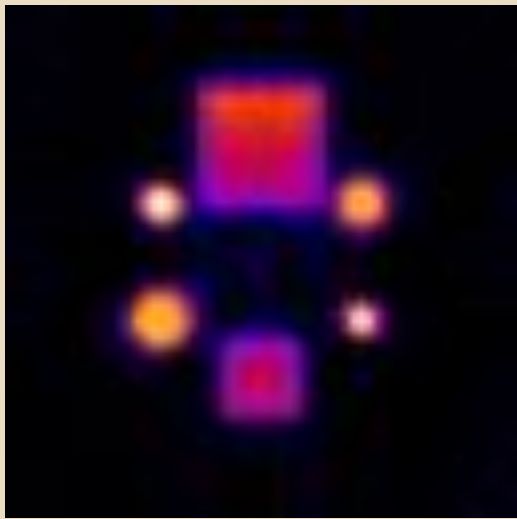


sinogramma

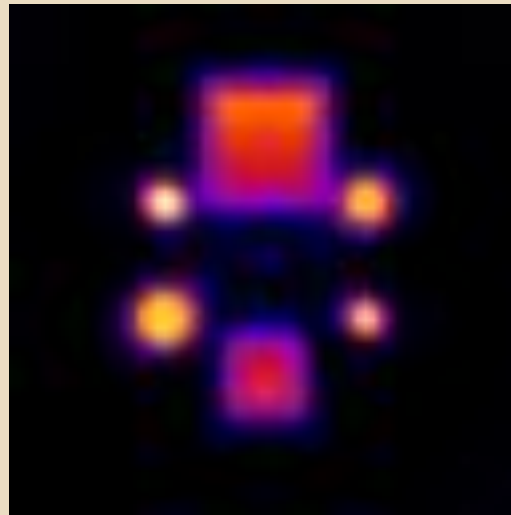


Sezione ricostruita

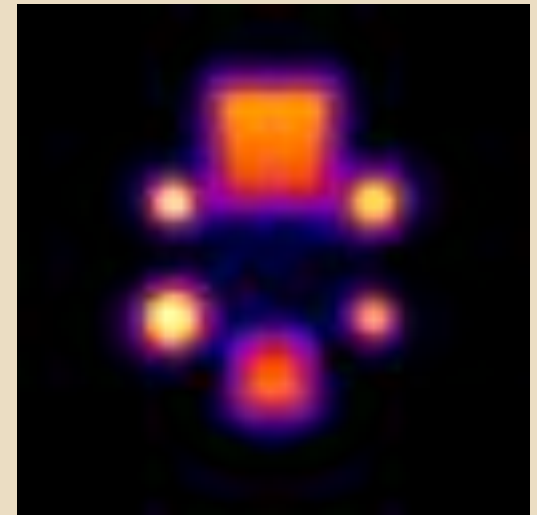
# ESEMPI DI FILTRI



Ramp filter: cutoff=0.5

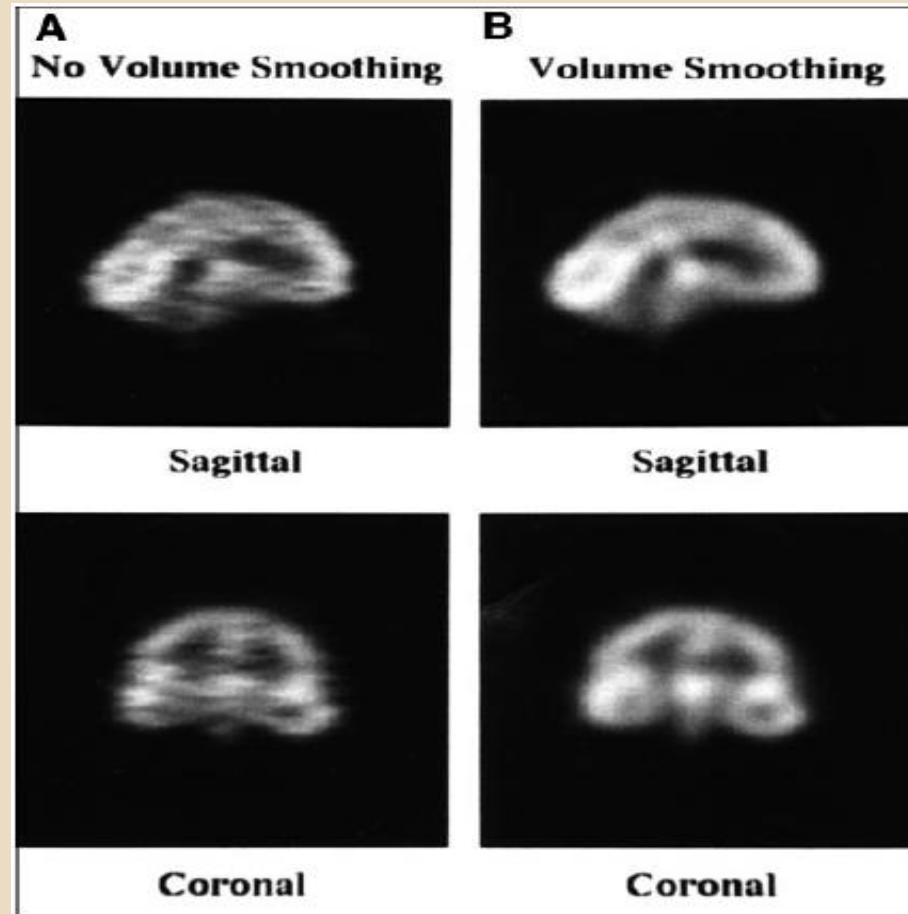


Hann filter: cutoff=0.5

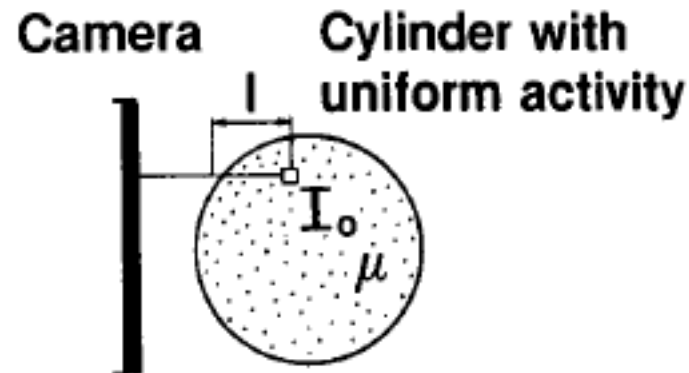
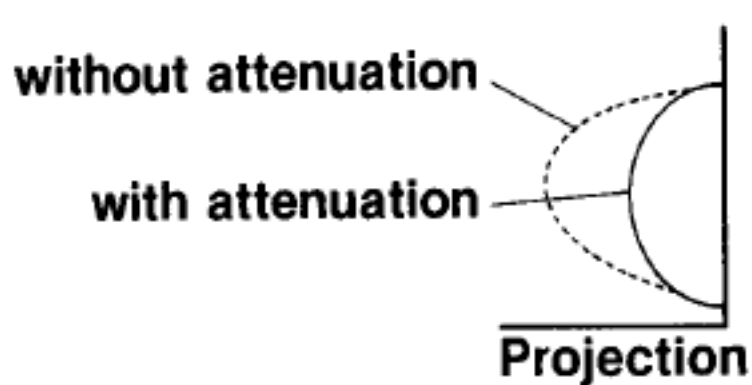


Hamming filter: cutoff=0.3

# ALTRI TIPI DI FILTRO



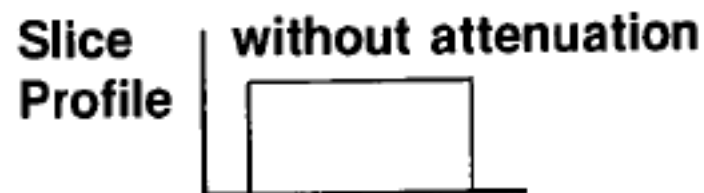
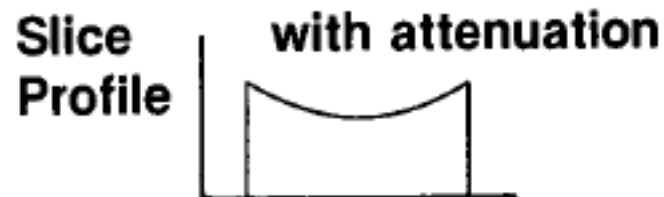
# CORREZIONE PER ATTENUAZIONE



$$I = I_0 \exp(-\mu I)$$

$$\mu = 0.15 \text{ cm}^{-1} (\text{H}_2\text{O}, 140 \text{ keV})$$

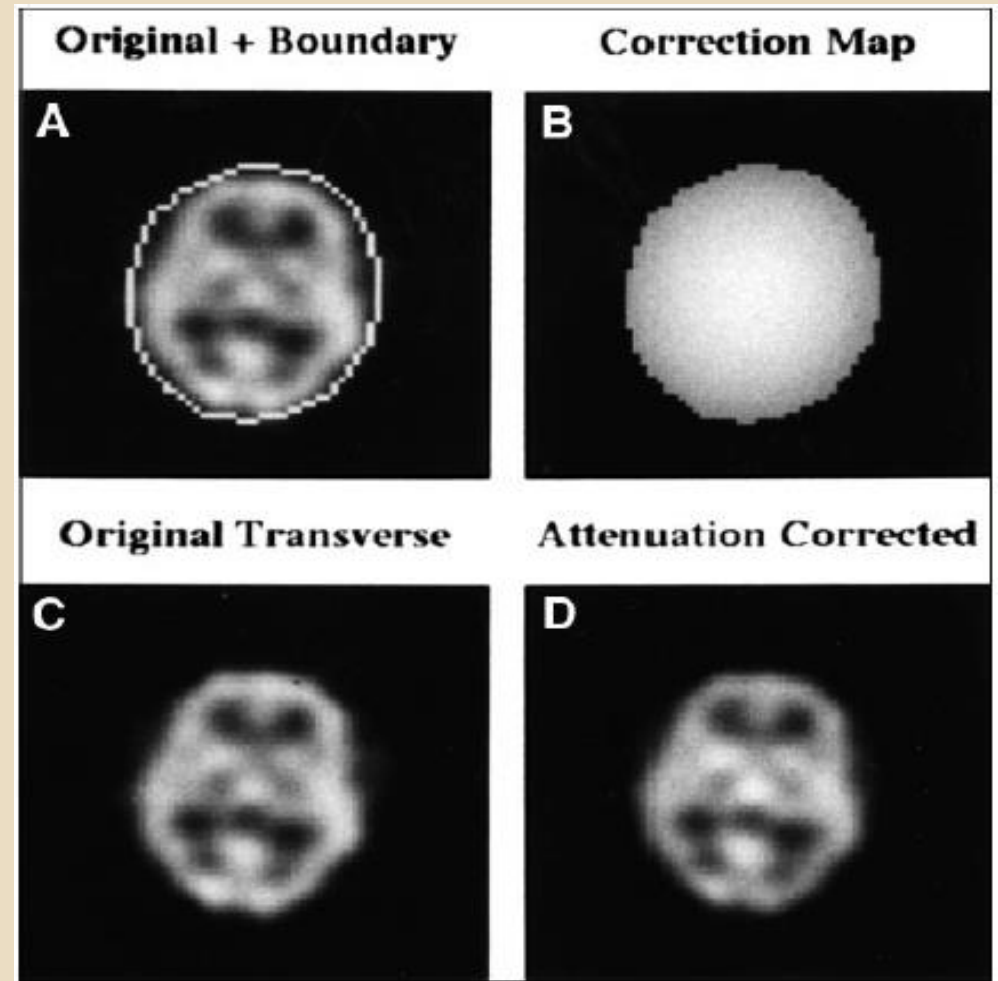
Attenuation Coefficient



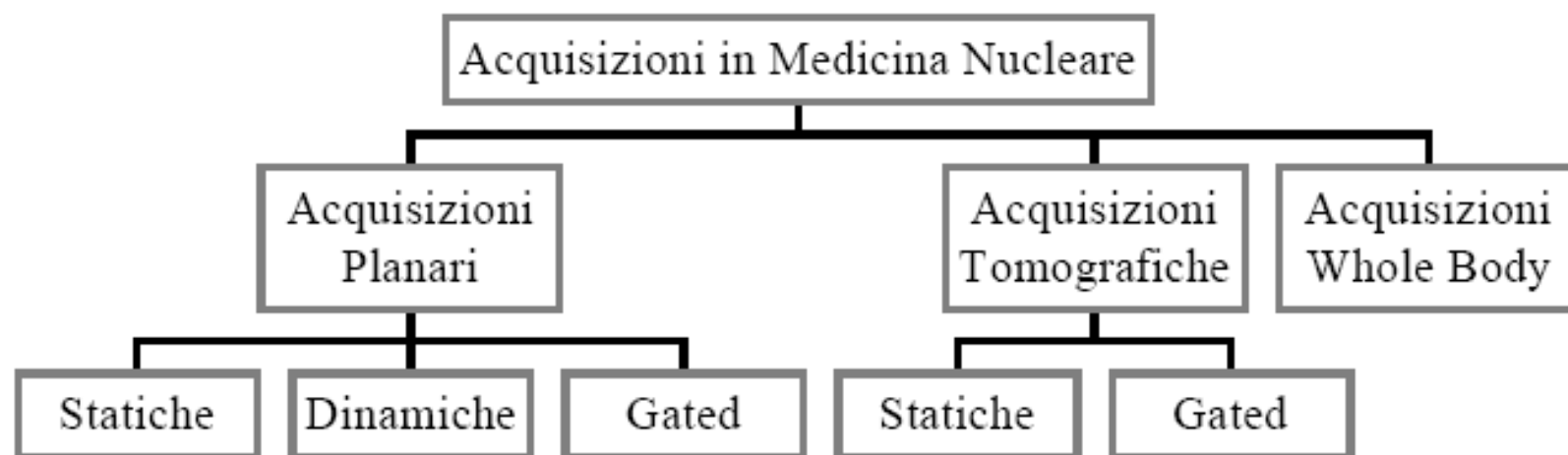
# CORREZIONE PER ATTENUAZIONE

**metodo di Chang:** si applica quando il coefficiente di attenuazione  $\mu$  si può considerare approssimativamente costante per i tessuti presenti nell'immagine (cervello ed addome)

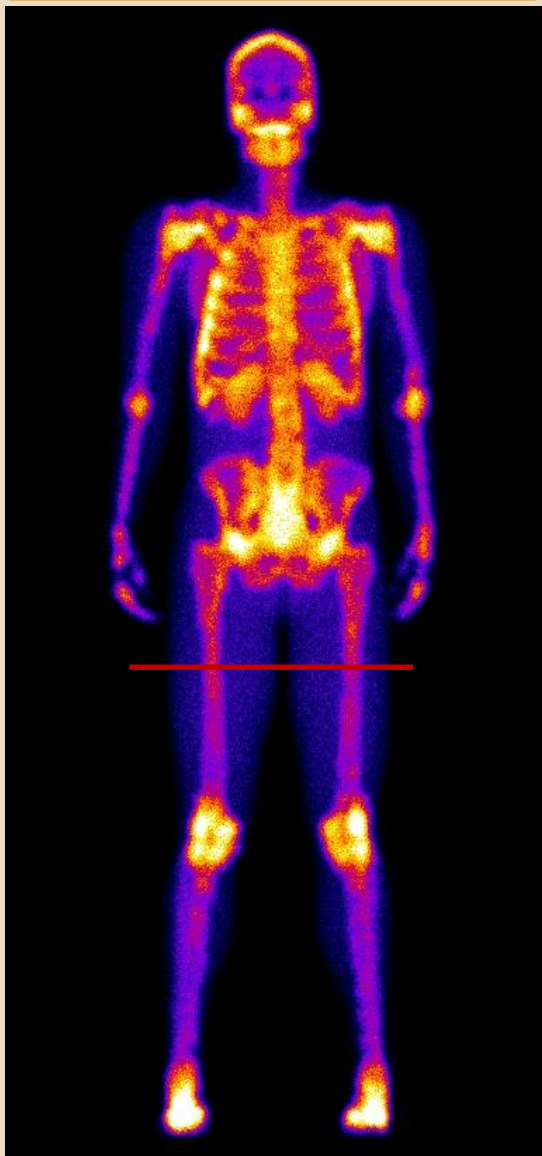
**misura di  $\mu$ :** utilizzando una sorgente radioattiva esterna ed eseguendo un'acquisizione tomografica in trasmissione (cuore)



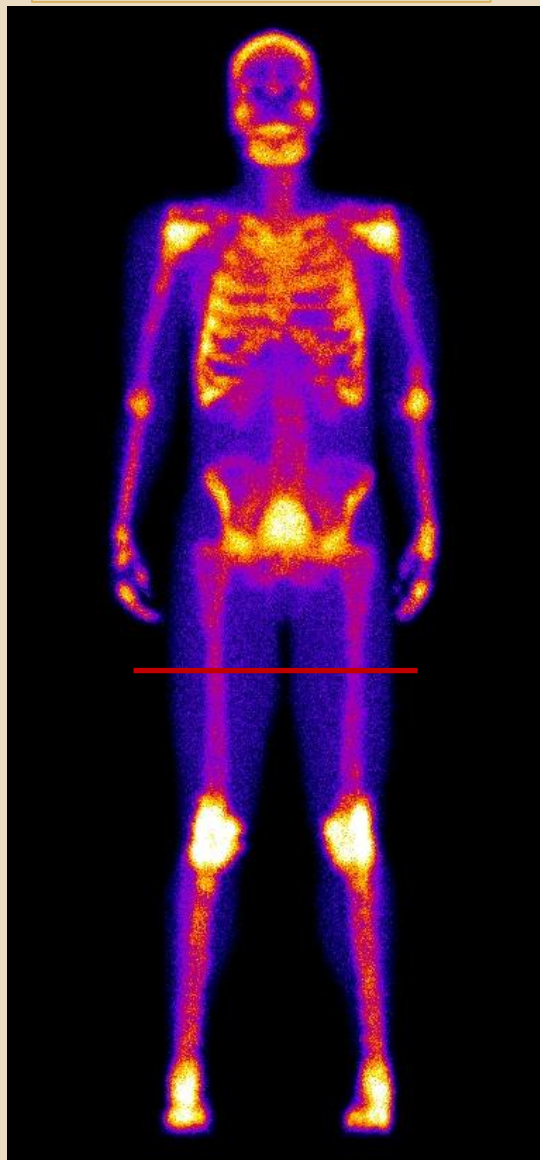
## TIPI DI ACQUISIZIONI IN MEDICINA NUCLEARE



no scatter nel paziente

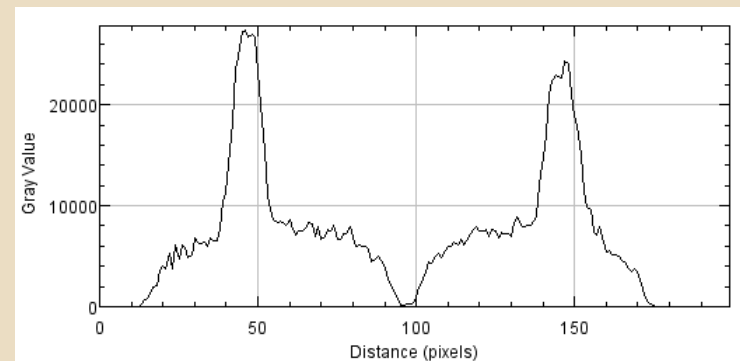


scatter nel paziente

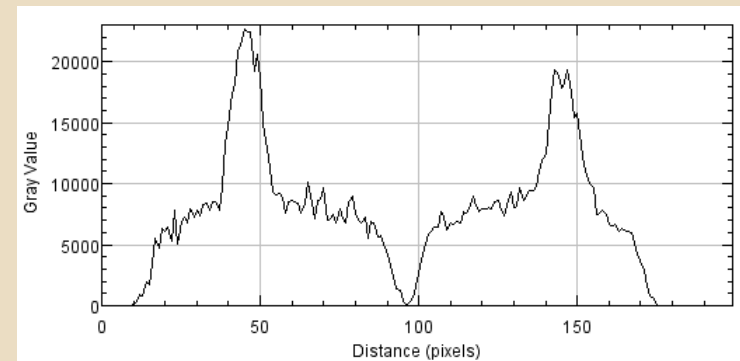


Simulazione total-body

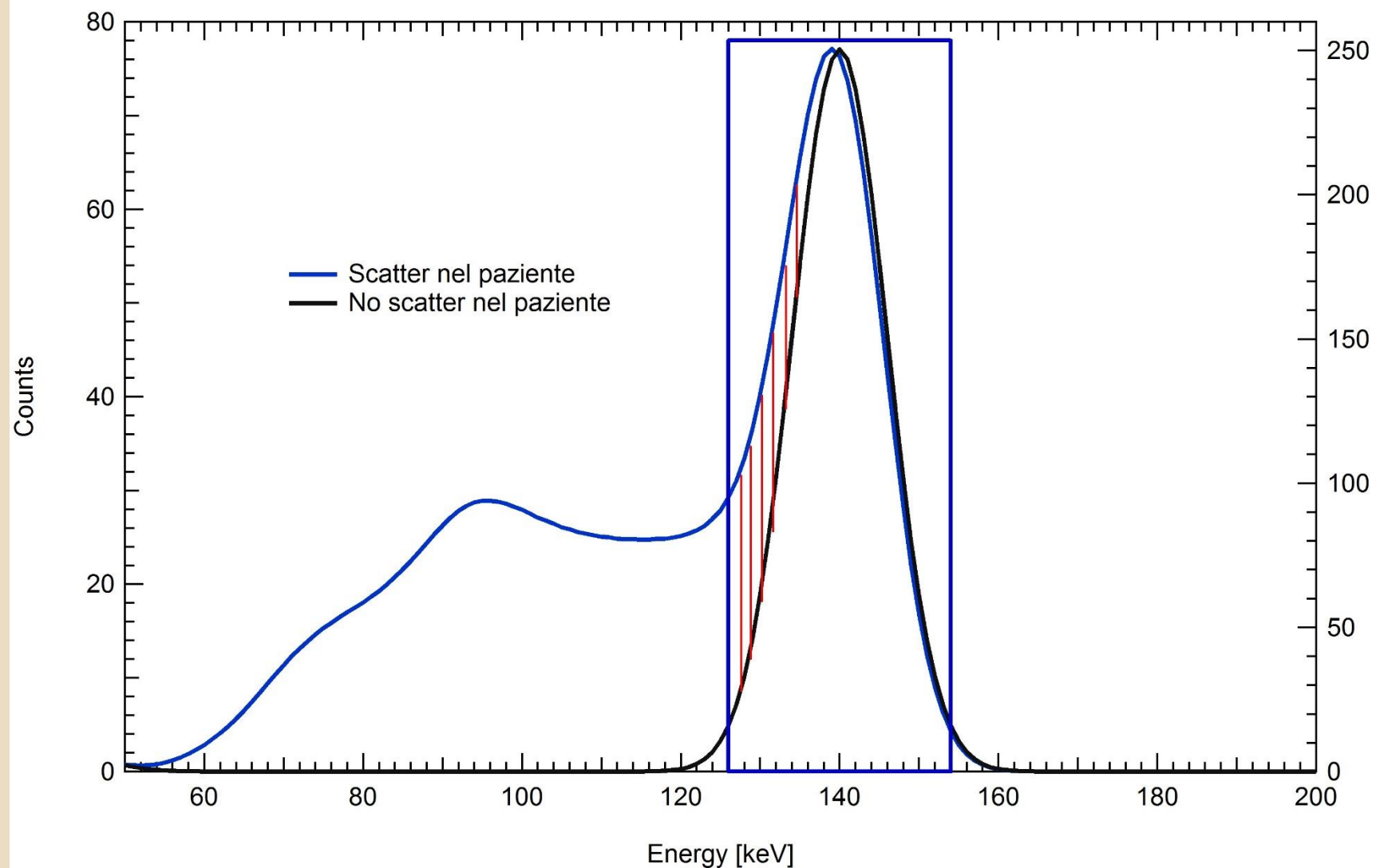
no scatter nel paziente



scatter nel paziente



## Confronto spettro sorgente con scatter e senza scatter



## **TIPI DI ACQUISIZIONI IN MEDICINA NUCLEARE**

- **ACQUISIZIONI PLANARI:** Sono quelle acquisizioni in cui il rivelatore mantiene durante tutto lo studio la stessa posizione rispetto al paziente.
- **ACQUISIZIONI WHOLE BODY:** Sono quelle acquisizioni in cui il rivelatore esegue una scansione longitudinale lungo il corpo del paziente.
- **ACQUISIZIONI TOMOGRAFICHE:** Sono quelle acquisizioni in cui il rivelatore compie una rotazione parziale o completa attorno al corpo del paziente.

## **ACQUISIZIONI STATICHE**

**I conteggi sono accumulati nel tempo e l'immagine bidimensione è data dalla distribuzione di radioattività su più piani sovrapposti.**

**In generale si esegue uno studio statico quando si vuole “fotografare” una distribuzione di attività che non varia nel tempo e quando non è indispensabile esprimere la tridimensionalità della distribuzione.**

**Le immagini statiche vengono acquisite dopo un tempo dalla somministrazione in cui si presume che la distribuzione di attività abbia raggiunto un livello di “equilibrio” che rimarrà invariato per un certo periodo di tempo.**

**Le acquisizioni statiche possono essere impostate a tempo o a conteggi.**

**Tra i vari studi statici ricordiamo per tutti la scintigrafia tiroidea e lo studio dei particolari ossei.**

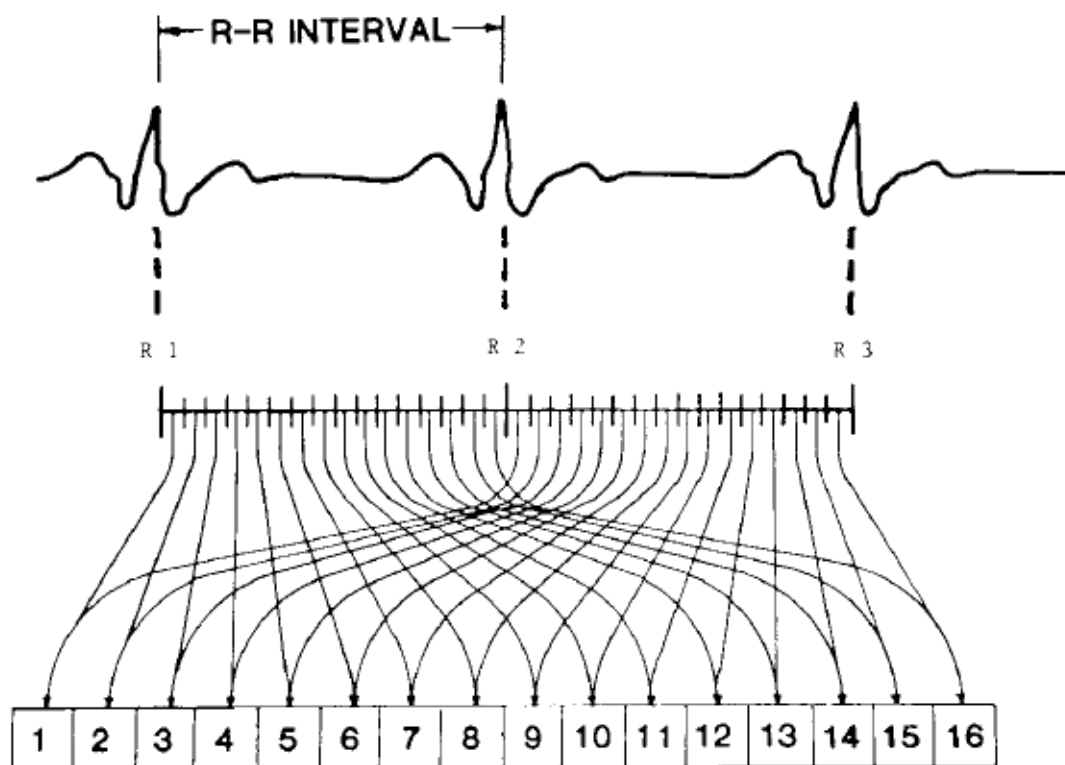
## ACQUISIZIONI DINAMICHE

- Sono quelle acquisizioni in cui si vuole studiare la variazione di distribuzione di attività nel tempo.
- Consentono di studiare la cinetica del tracciante e la funzionalità di alcuni organi.
- La frequenza temporale di campionamento dipende dal tipo di studio che si esegue e dalla cinetica del tracciante.
- Un esame tipico è la scintigrafia renale sequenziale.
- In genere le scintigrafie dinamiche si elaborano al fine di produrre delle curve di distribuzione, dalle quale ricavare parametri funzionali quali il tempo di raggiungimento del massimo ed il rateo di dismissione dall'organo.

## ACQUISIZIONI GATED

- Sono quelle acquisizioni in cui la registrazione dei conteggi è sincronizzata al battito cardiaco.
- Si sincronizza, mediante collegamento con elettrocardiografo, la gammacamera con il battito del paziente.
- Ogni battito viene suddiviso in intervalli (da 8 a 32) e per ciascun intervallo viene formata un'immagine.
- Va indicato il tempo di durata dei battiti accettati, personalizzato per ciascun paziente.
- Il rivelatore viene normalmente posto in proiezione obliqua anteriore sinistra al fine di visualizzare meglio il setto e quindi distinguere bene i due ventricoli.

## ACQUISIZIONI GATED



**Gli studi gated vanno elaborati al fine di ottenere dei parametri funzionali quali:**

- le curve di volume
- la frazione di eiezione
- i tempi di riempimento e svuotamento del ventricolo

## **ACQUISIZIONI TOMOGRAFICHE**

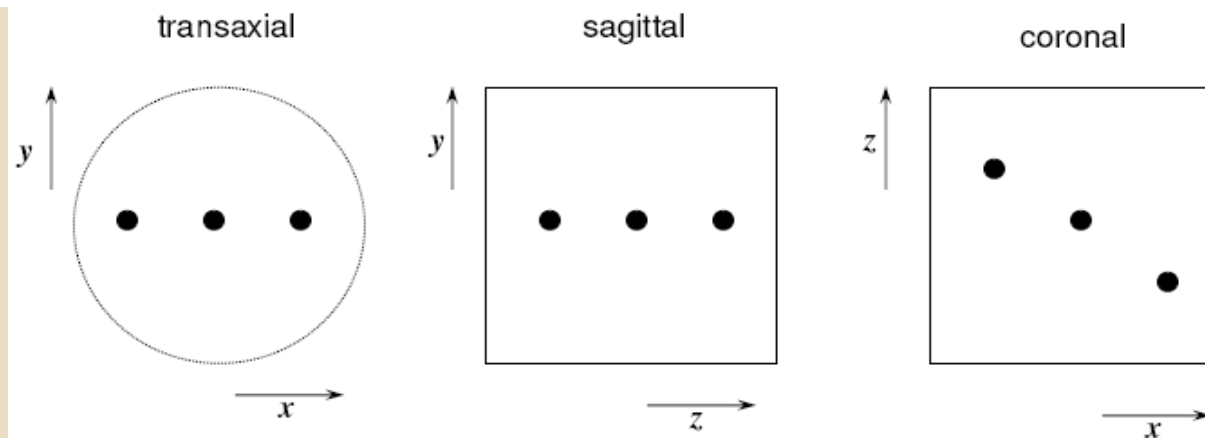
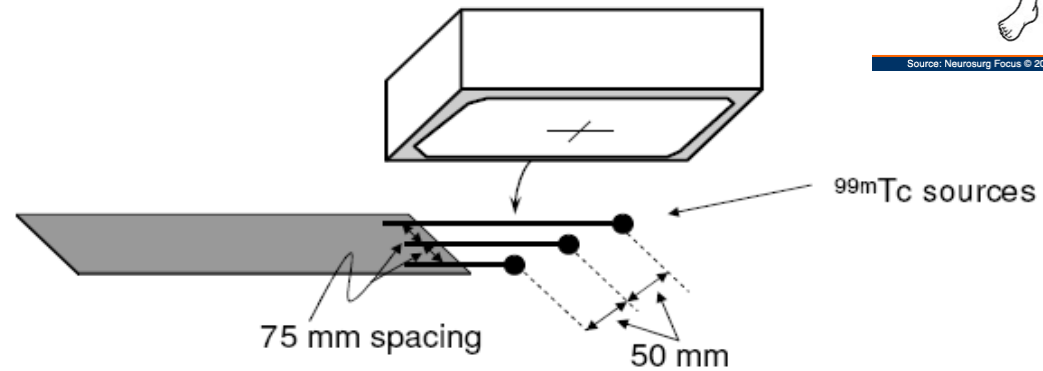
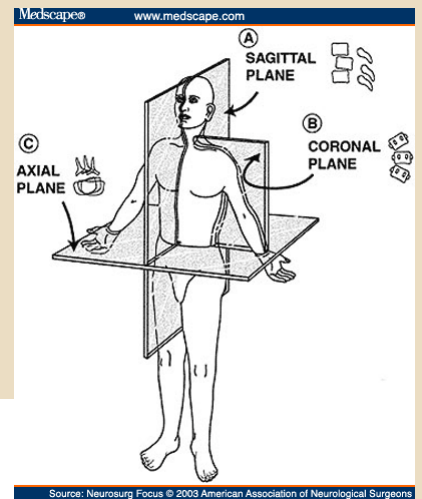
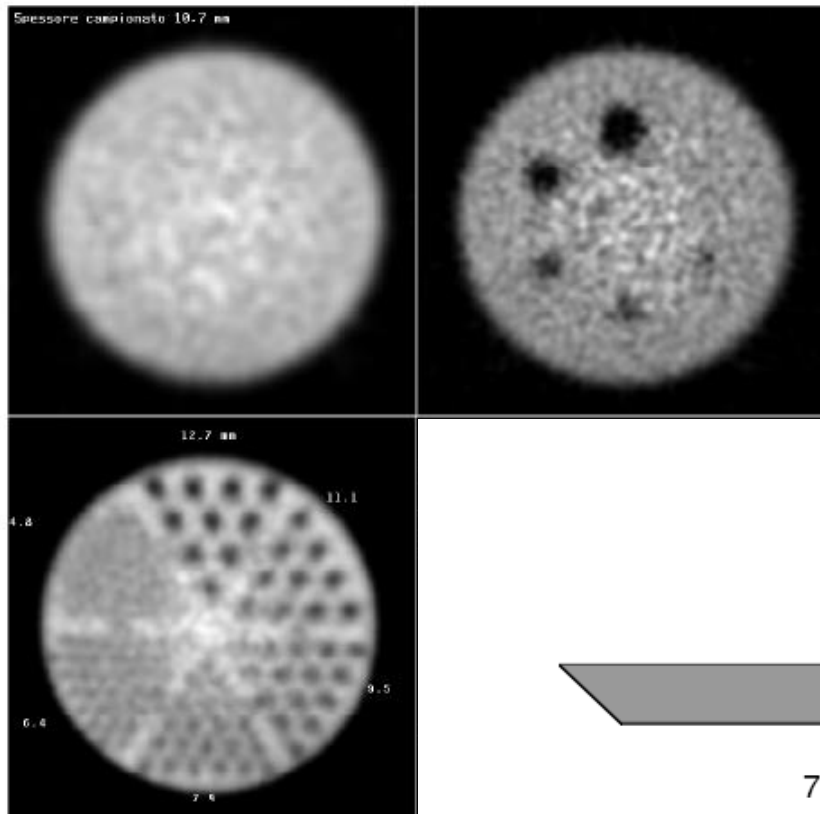
**In Medicina Nucleare la tomografia si indica con la sigla SPECT che sta per Single Photon Emission Computed Tomography.**

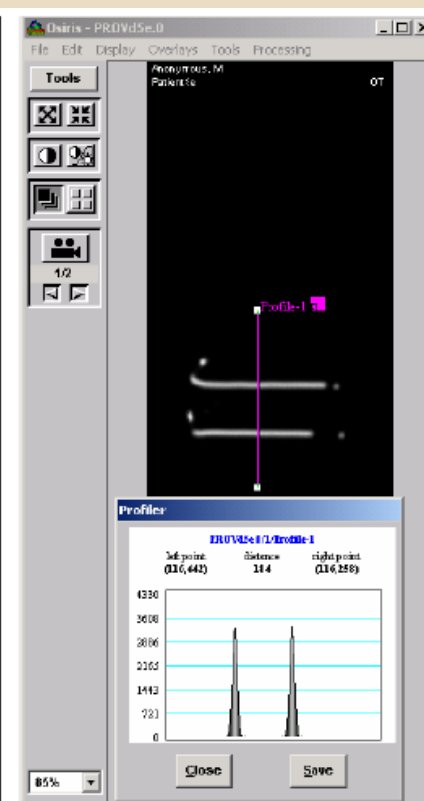
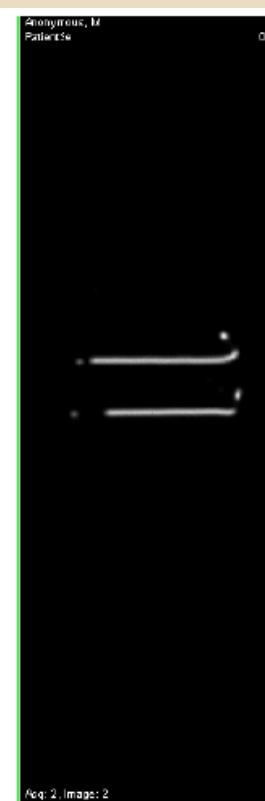
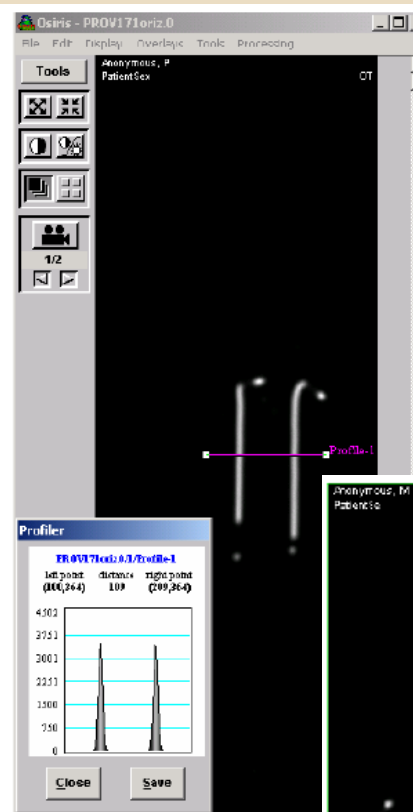
**A partire dalle proiezioni acquisite, mediante uso di particolari algoritmi matematici vengono ricostruite le sezioni ASSIALI, CORONALI e SAGITTALI dell'organo o del distretto corporeo in esame.**

**Le maggiori applicazioni si hanno in cardiologia, oncologia e neurologia.**

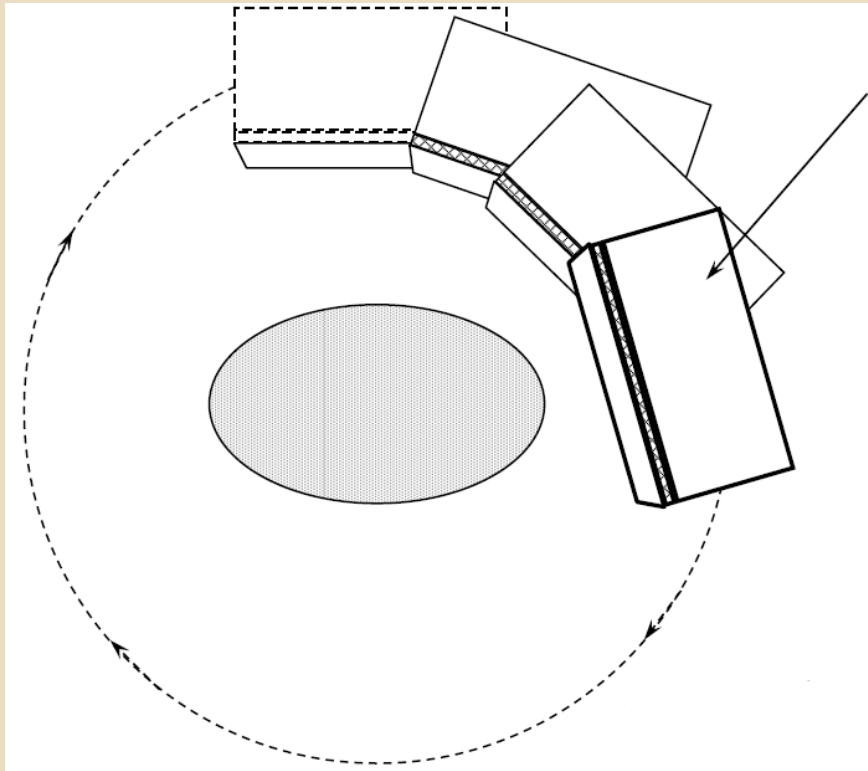
## ACQUISIZIONI WHOLE BODY

- **Nell'eseguire una scansione lungo il corpo del paziente si forma una immagine che comprende il paziente lungo tutta la scansione.**
- **La maggiore applicazione si ha nello studio per la ricerca delle metastasi ossee.**
- **I parametri di impostazione che caratterizzano questo tipo di acquisizione sono la velocità di scansione e la lunghezza di scansione stessa.**
- **In fase di impostazione dello studio il TSRM definisce il profilo di scansione del paziente al fine di ottimizzare la distanza, paziente/rivelatore.**

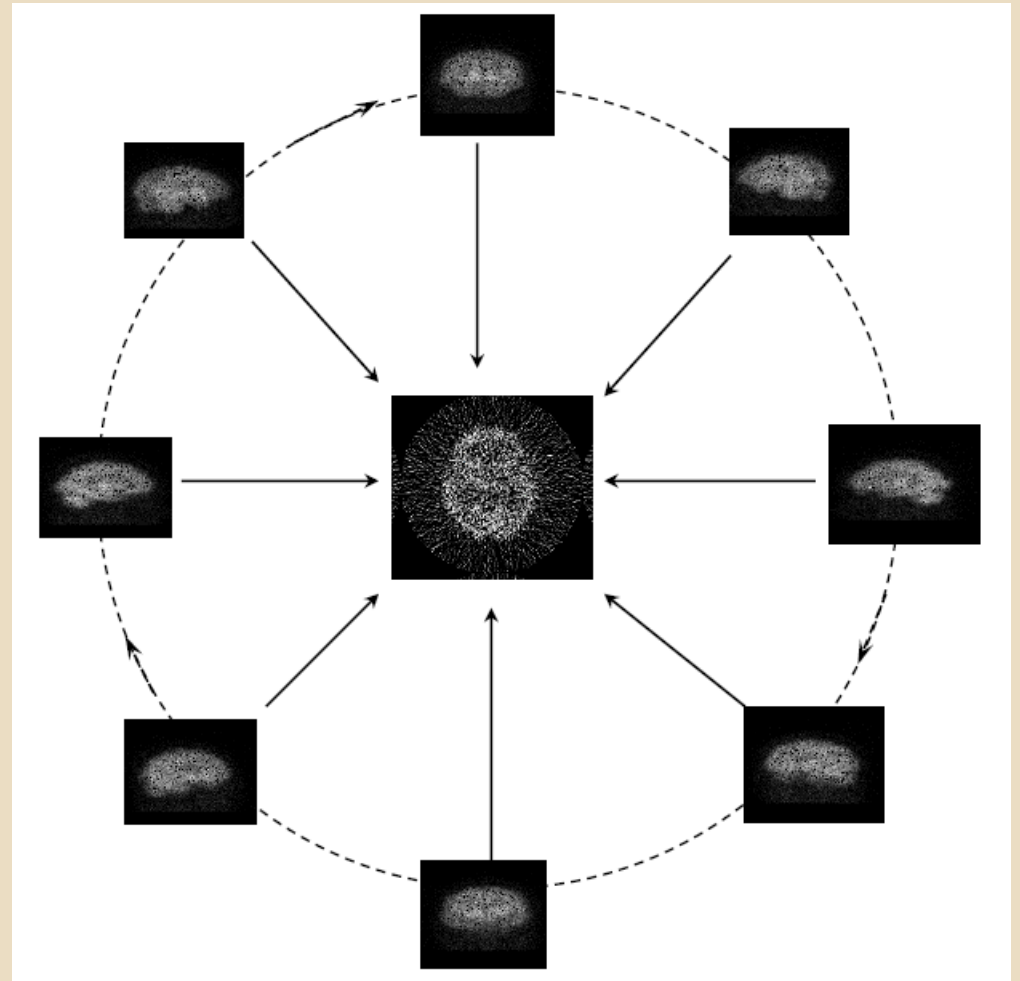




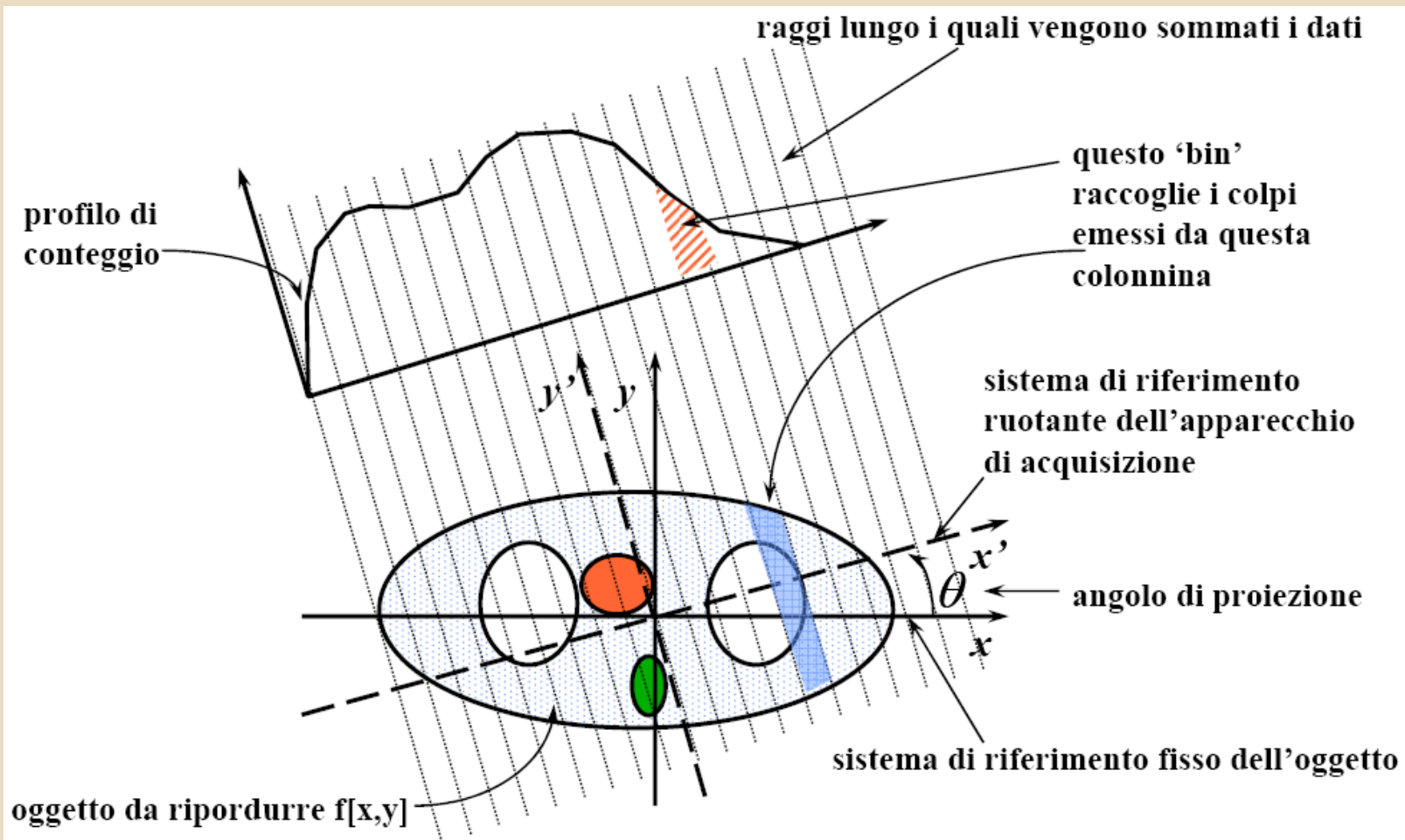
## Testa rotante con collimatori a fori paralleli



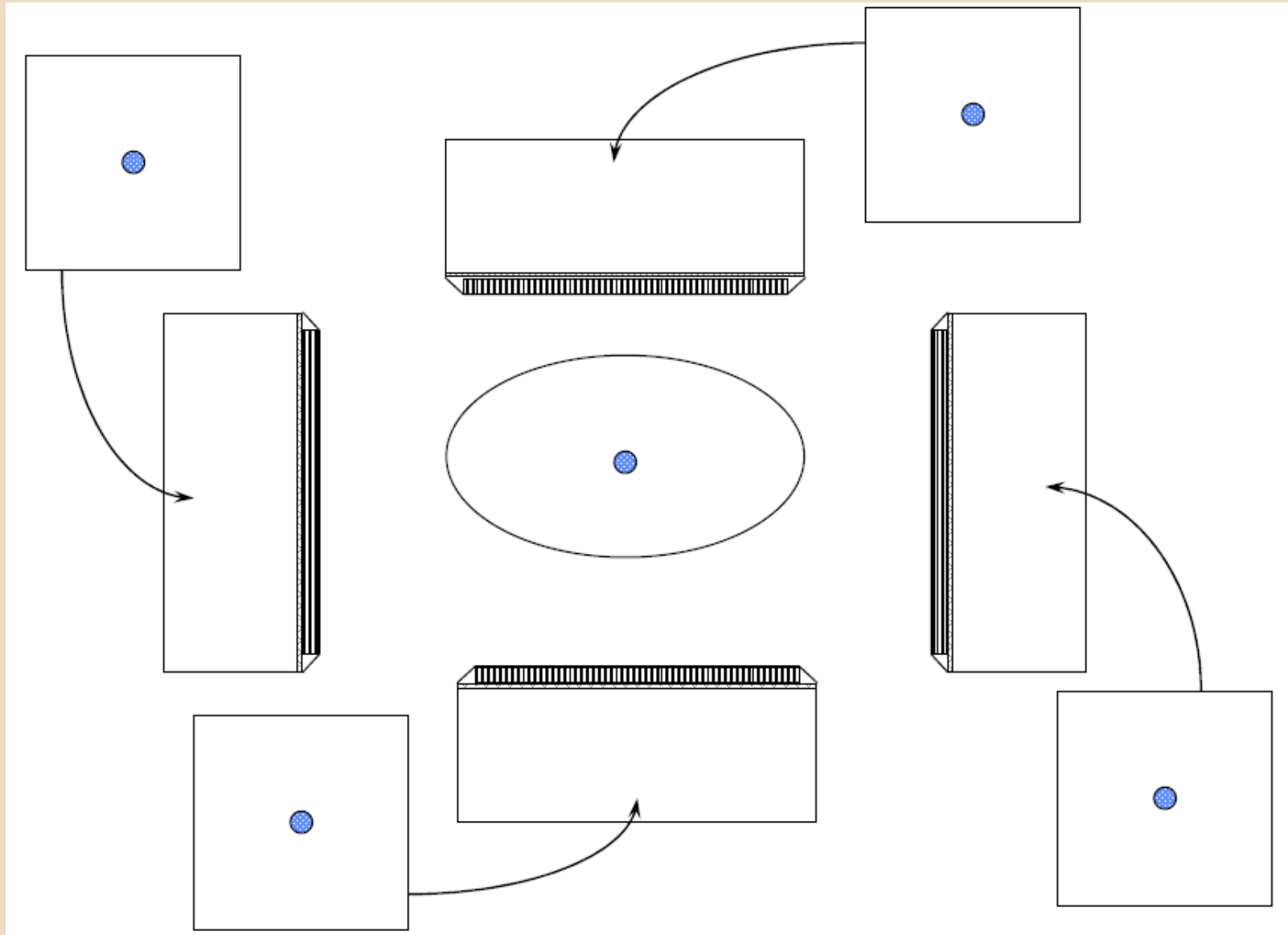
Orbita di rotazione

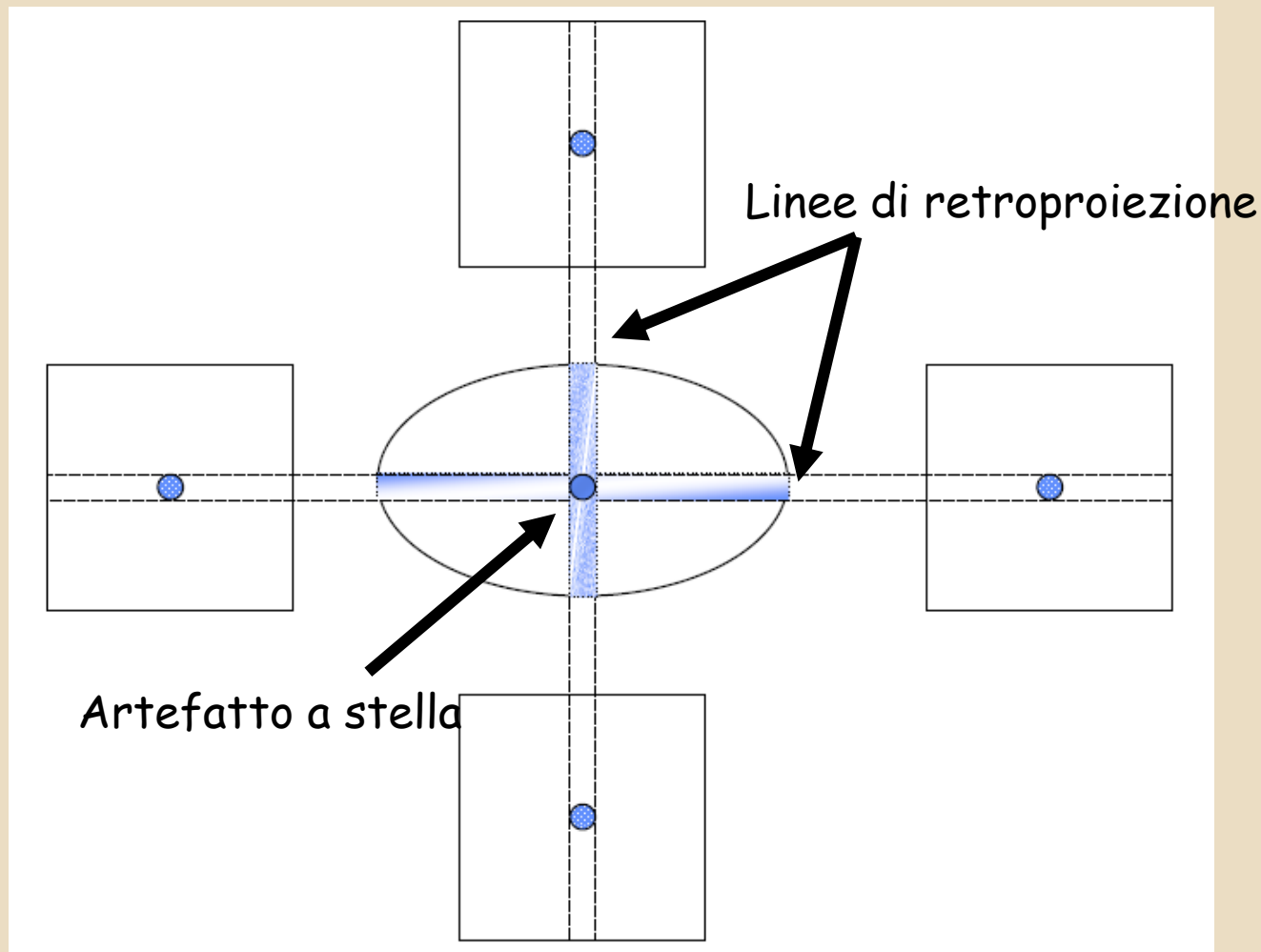


# SCHEMA DEL CAMPIONAMENTO DELLE PROIEZIONI



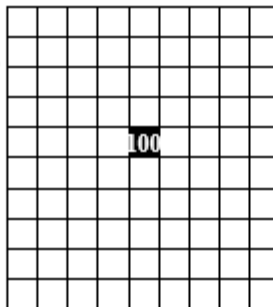
## Esempio: acquisizione di 4 img di sorgente puntiforme



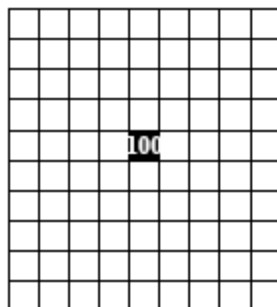


Una singola vista non può fornire informazioni sulla forma della sorgente: la RETROPROIEZIONE fornisce un'immagine stimata che approssima la distribuzione originale.

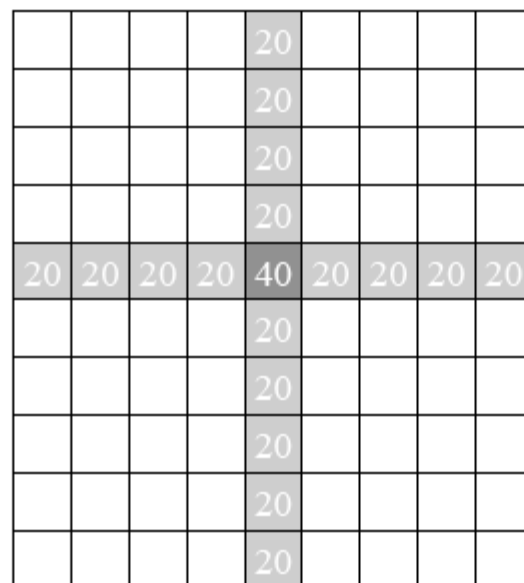
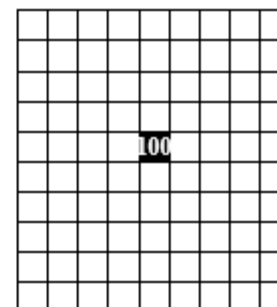
Proiezione a 0°



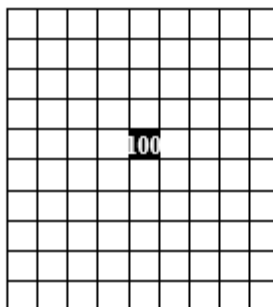
Proiezione a 270°

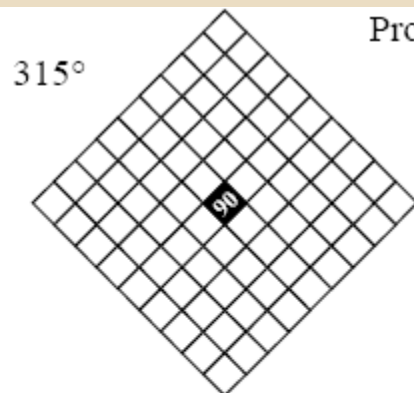


Proiezione a 90°

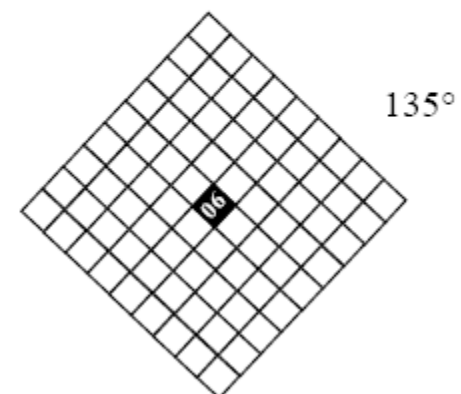
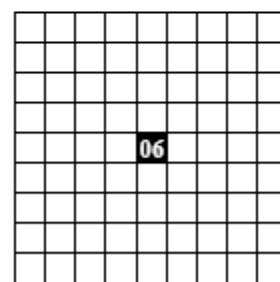
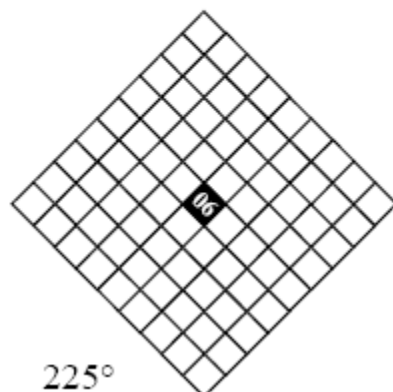
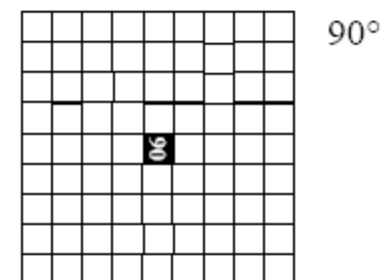
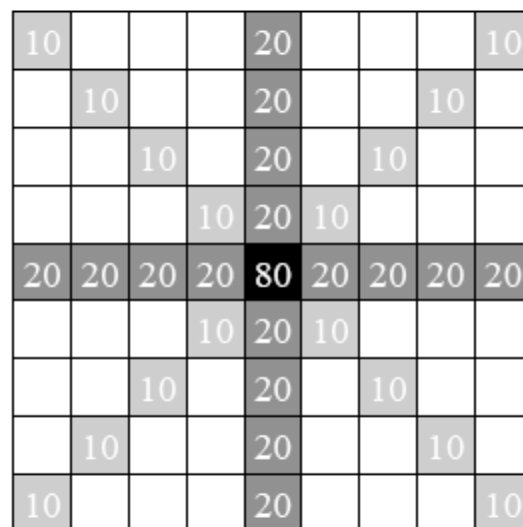
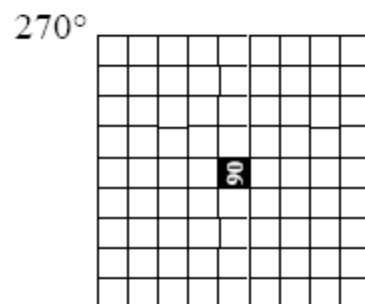
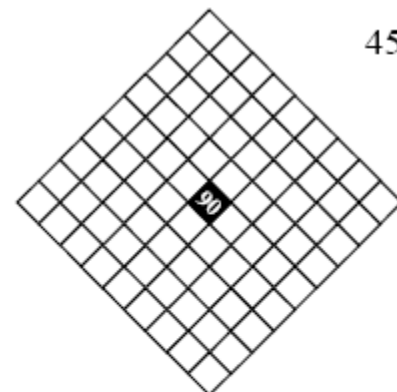
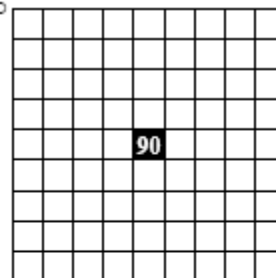


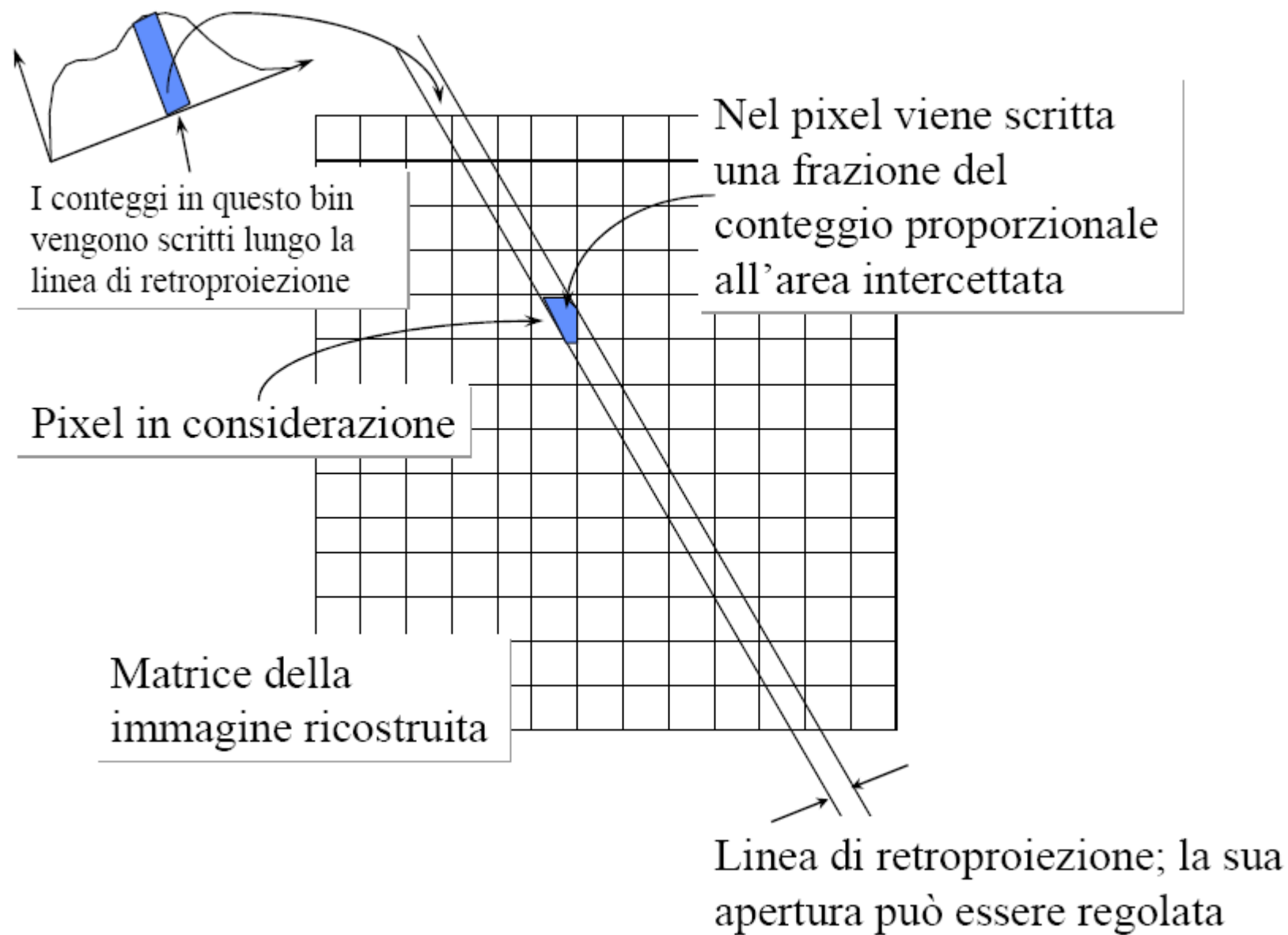
Proiezione a 180°

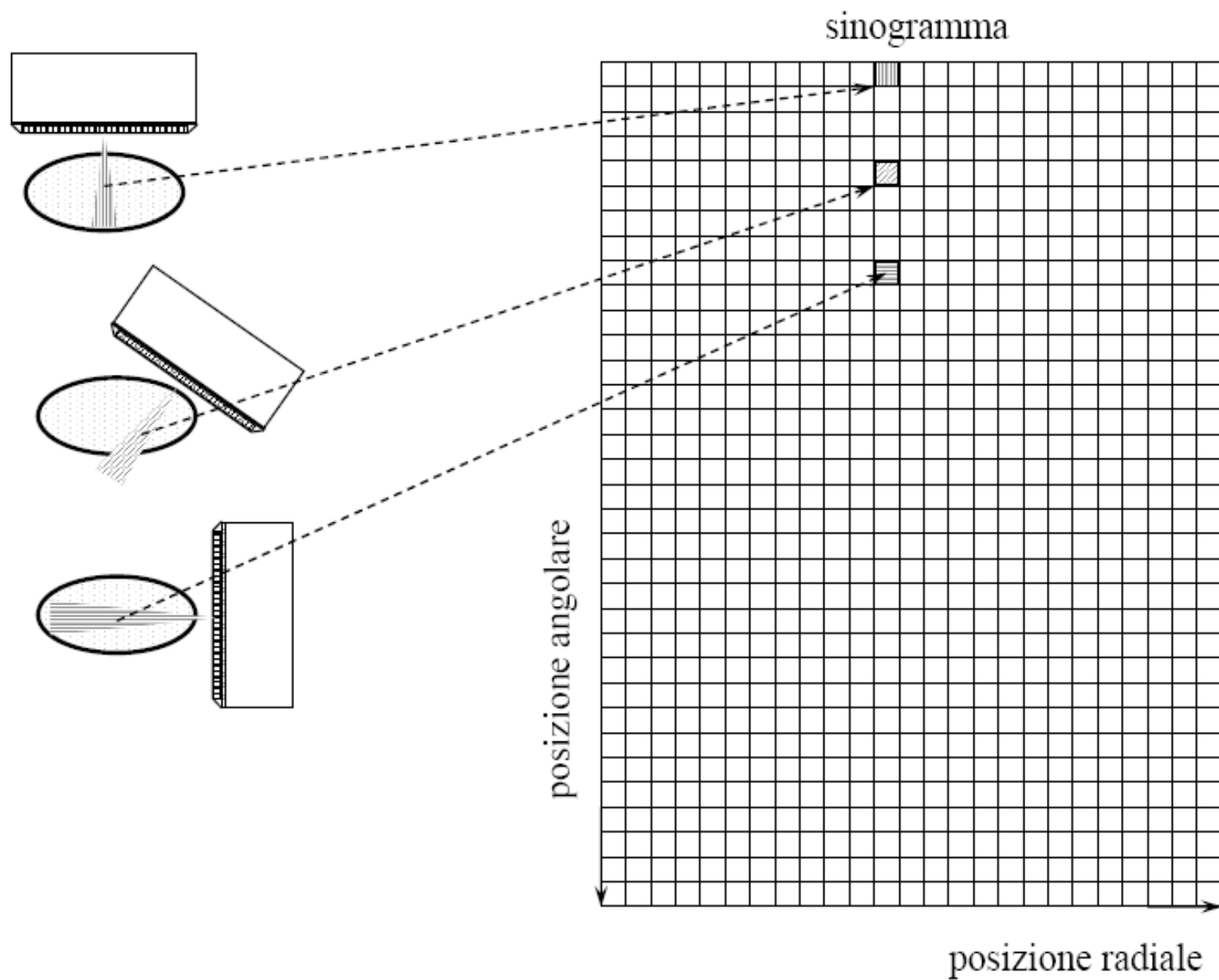


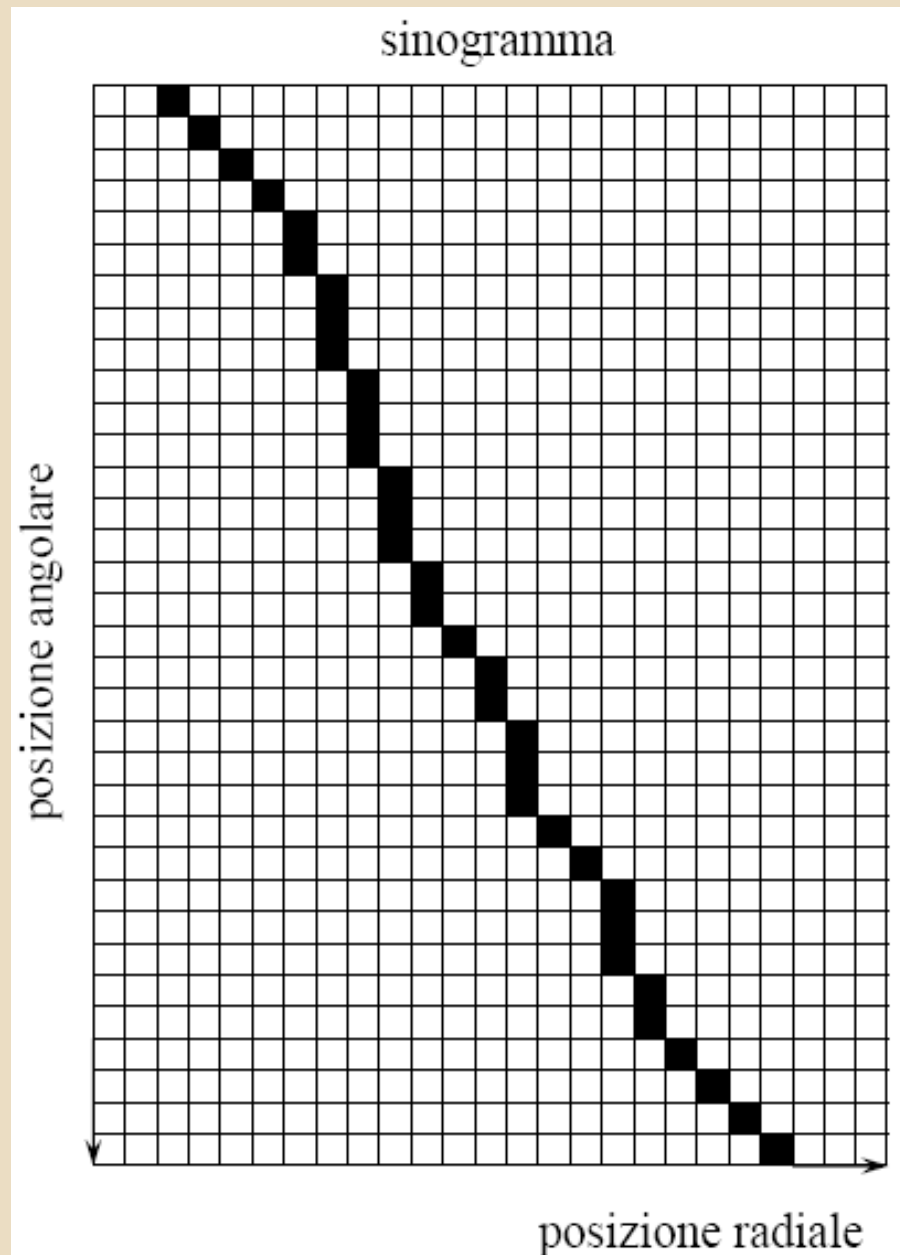


Proiezione a 0°

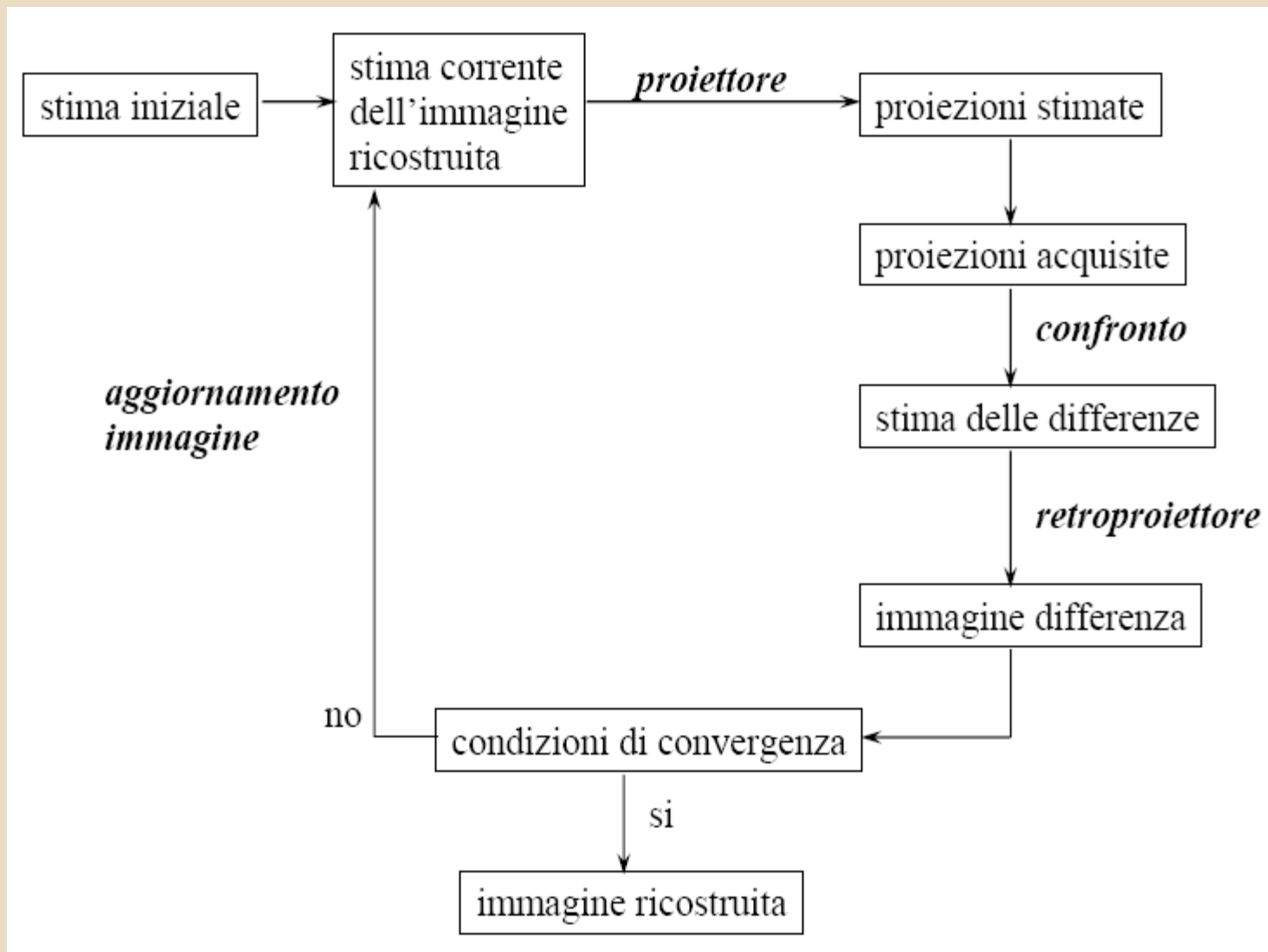


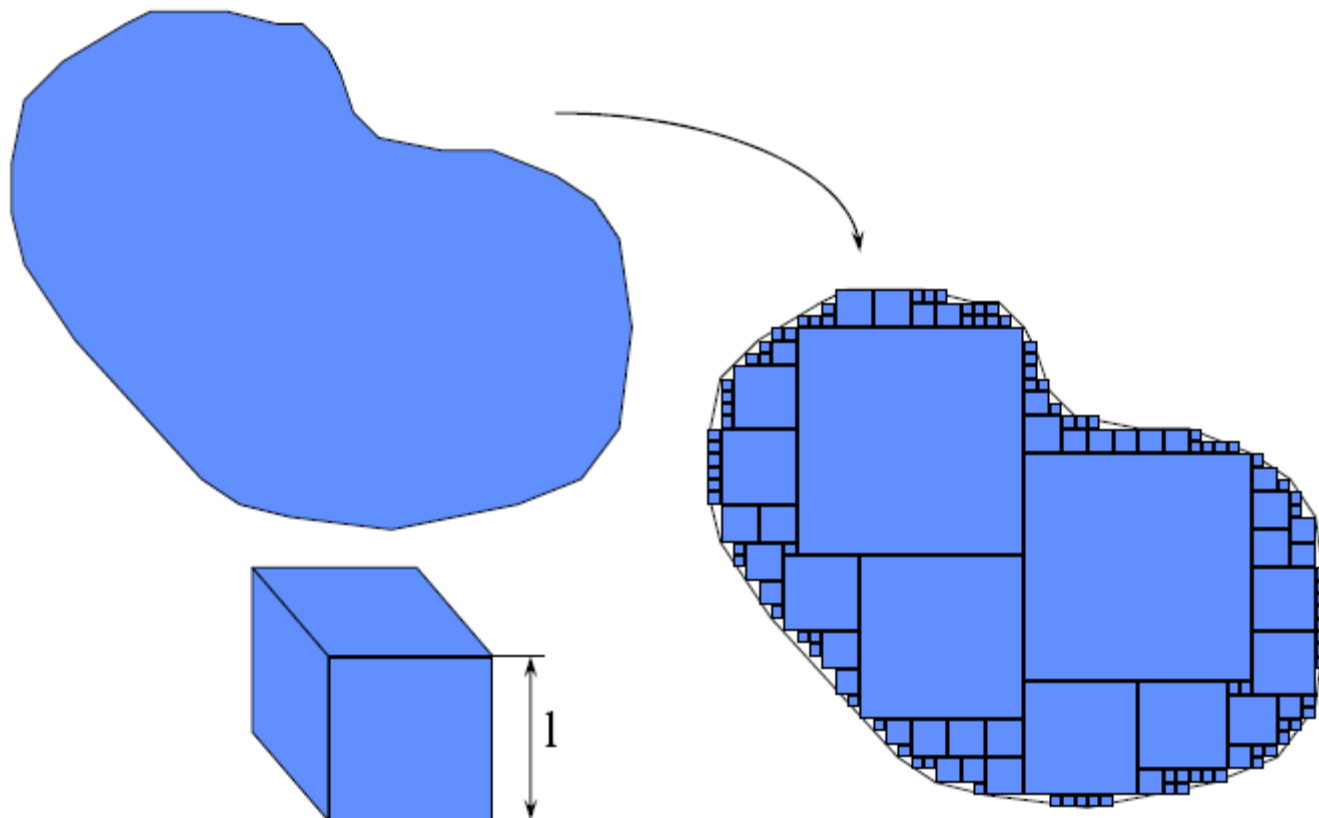




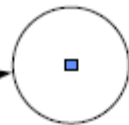
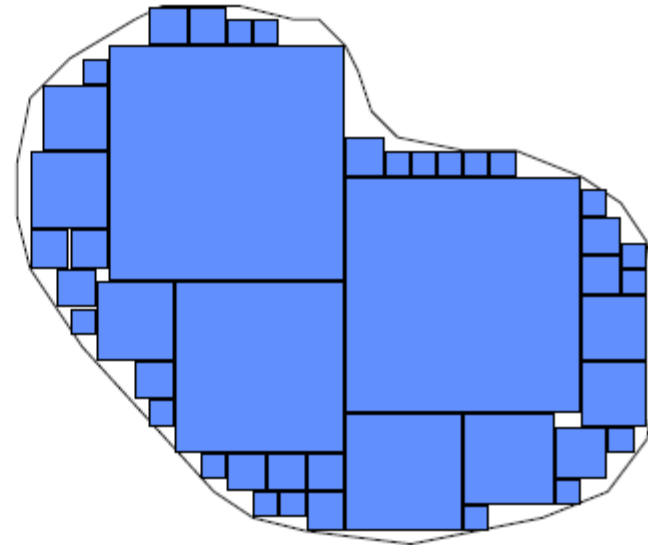
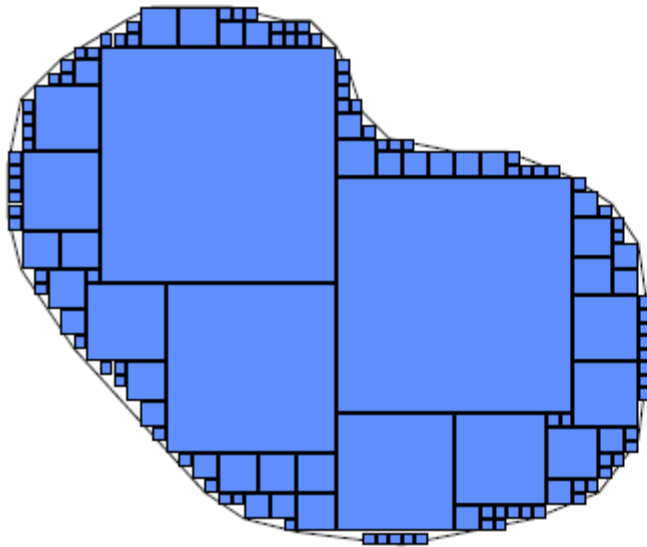


Matrice in cui sono raccolti  
tutti i profili di  
attenuazione (proiezioni)  
Ogni proiezione  
corrisponde ad una riga nel  
sinogramma



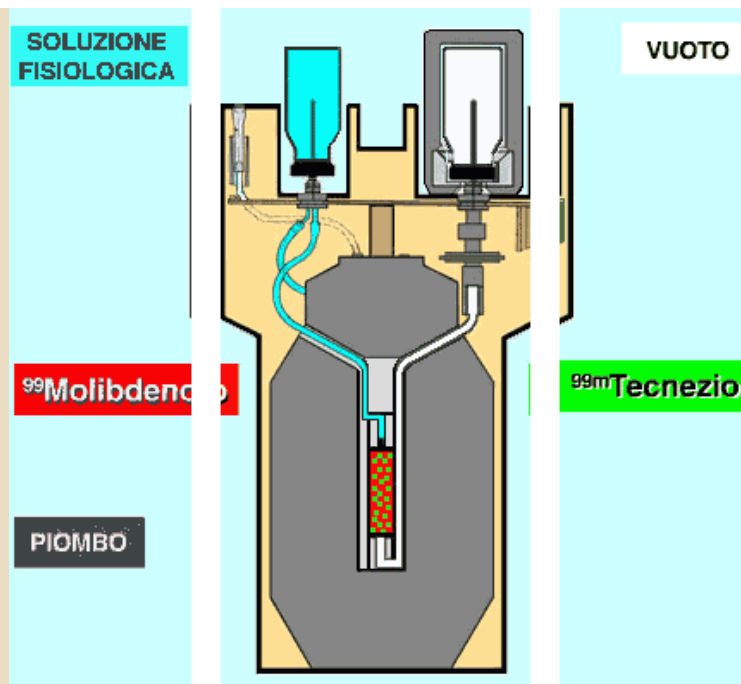
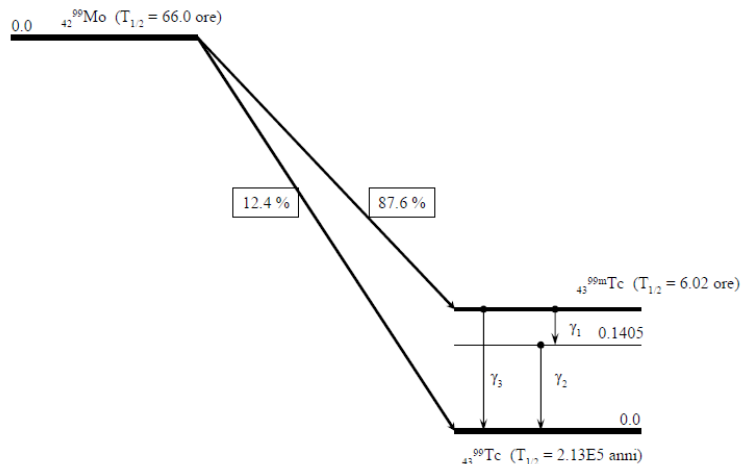


**Un qualsiasi oggetto tridimensionale, può essere immaginato come composto da “mattoncini” cubici di diverso lato. Gli elementi più grossi danno la sagoma grossolana dell’oggetto; quelli via via più piccoli permettono di definire i dettagli.**



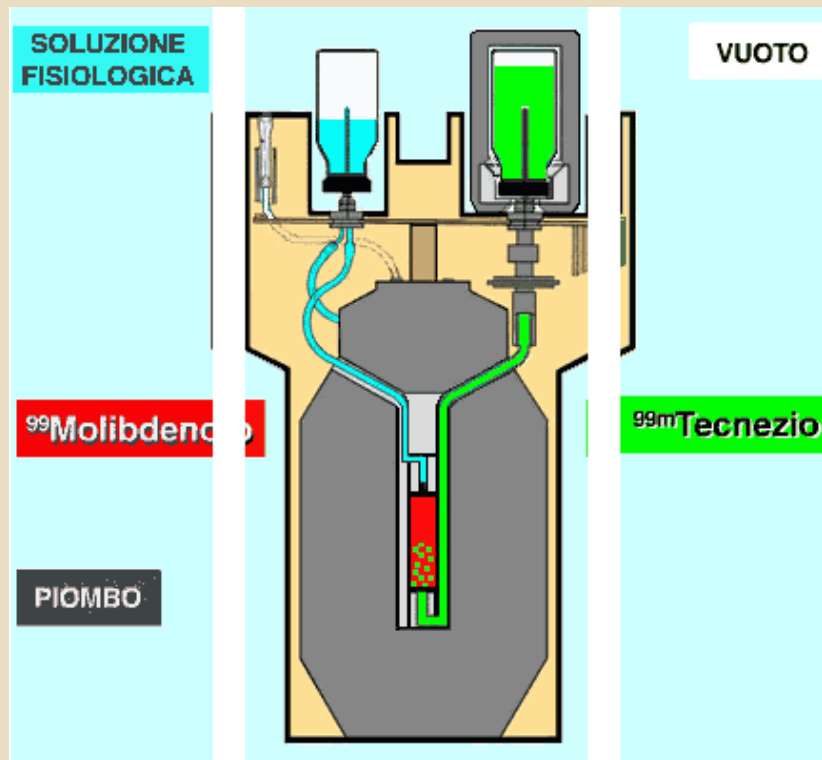
**Se un sistema di acquisizione non è in grado di riprodurre le componenti di alta frequenza spaziale, le immagini di un oggetto risulteranno poco fedeli all'originale.**

### Schema di decadimento della coppia $^{99}\text{Mo}$ / $^{99\text{m}}\text{Tc}$

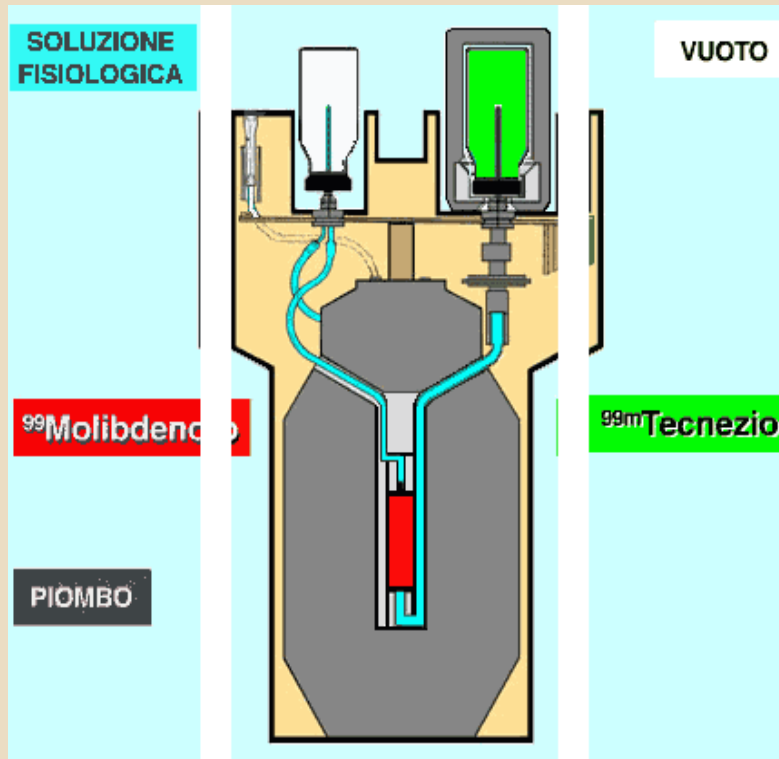


Il meccanismo di funzionamento è relativamente semplice: il Molibdeno (numero atomico 42) e il Tecnezio (numero atomico 43) sono due elementi chimicamente differenti; è quindi possibile scegliere una resina "a scambio ionico" con caratteristiche tali da legare in modo indissolubile il Molibdeno, lasciando invece completamente libero il Tecnezio. Una colonnina sterile di tale resina è il "cuore" del generatore.

essa, dopo che è stato adsorbito il  $^{99}\text{Mo}$ , viene introdotta in un contenitore di piombo (in grigio, al centro del disegno) di spessore adeguato (alcuni cm) per frenare le radiazioni gamma emesse dal  $^{99}\text{Mo}$ , che sono di energia elevata (fino a 1 MeV). Il  $^{99}\text{Mo}$  decade, con una emivita di 67.7 ore, a  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  che a sua volta decade a  $^{99}\text{Tc}$  con un'emivita di 6 ore circa. Sulla colonnina, in mancanza di interventi esterni, sono quindi presenti, in equilibrio fra loro, sia il  $^{99}\text{Mo}$  (in rosso nel disegno) sia il  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (in verde nel disegno).



La colonnina è collegata all'esterno da due tubicini che, partendo dalle due estremità della stessa, finiscono in altrettanti aghi fissati in due cavità poste sulla parte superiore del generatore. Per eluire il  $^{99m}\text{Tc}$  è sufficiente infilare uno dei 2 aghi in un flaconcino in vetro con tappo in gomma perforabile, contenente semplice soluzione fisiologica sterile (in celeste nel disegno); si infila quindi il secondo ago in un altro flaconcino, simile al primo ma "vuoto d'aria" (in bianco nel disegno), a sua volta inserito in un contenitore schermato (piombo o tungsteno). La depressione creata dal vuoto provoca lo svuotamento del flaconcino contenente la soluzione fisiologica che "lava" la colonnina di resina, asportandone il solo  $^{99m}\text{Tc}$  che, al termine dell'eluizione, è tutto contenuto nel secondo flaconcino, pronto per essere utilizzato per marcare i vari radiofarmaci (il  $^{99}\text{Mo}$  rimane intrappolato nella resina).



Subito dopo l'eluizione, la colonnina contiene quindi solo  $^{99}\text{Mo}$ ; tuttavia, il decadimento continua e così inizia subito a formarsi nuovo  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . Il **processo di rigenerazione** procede con andamento esponenziale e, in circa una emivita (6 ore), si rigenera il 50% del  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ , dopo 12 ore il 75% circa e dopo 18 ore il 90% circa. Dopo 4 emivite (24 ore)  $^{99}\text{Mo}$  e  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  raggiungono nuovamente l'equilibrio e il generatore è pronto per essere nuovamente eluito. Ovviamente, poichè nel frattempo il  $^{99}\text{Mo}$  è decaduto, non si otterrà più la stessa quantità di  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  del giorno prima, bensì circa il 70% rispetto ad essa.



**Tabella 1** Fattori di decadimento del  $^{99}\text{Mo}$  in vari momenti dalla data di riferimento del generatore  
(l'emivita del  $^{99}\text{Mo}$  è 66,0 ore)

GMT	Giorni dalla data di riferimento del generatore											
(hrs)	-10	-9	-8	-7	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	1
2,00	13,8123	10,7349	8,3432	6,4844	5,0397	3,9169	3,0442	2,3660	1,8388	1,4291	1,1107	0,8633
4,00	13,5252	10,5118	8,1698	6,3496	4,9349	3,8354	2,9809	2,3168	1,8006	1,3994	1,0876	0,8453
6,00	13,2441	10,2933	8,0000	6,2176	4,8324	3,7557	2,9190	2,2686	1,7632	1,3704	1,0650	0,8278
8,00	12,9688	10,0794	7,8337	6,0884	4,7319	3,6777	2,8583	2,2215	1,7265	1,3419	1,0429	0,8105
10,00	12,6992	9,8699	7,6709	5,9618	4,6336	3,6012	2,7989	2,1753	1,6906	1,3140	1,0212	0,7937
12,00	12,4353	9,6647	7,5114	5,8379	4,5373	3,5264	2,7407	2,1301	1,6555	1,2867	1,0000	0,7772
14,00	12,1768	9,4638	7,3553	5,7166	4,4429	3,4531	2,6837	2,0858	1,6211	1,2599	0,9792	0,7610
16,00	11,9237	9,2671	7,2024	5,5978	4,3506	3,3813	2,6280	2,0425	1,5874	1,2337	0,9589	0,7452
18,00	11,6758	9,0745	7,0527	5,4814	4,2602	3,3110	2,5733	2,0000	1,5544	1,2081	0,9389	0,7297
20,00	11,4332	8,8859	6,9061	5,3675	4,1716	3,2422	2,5198	1,9584	1,5221	1,1830	0,9194	0,7146
22,00	11,1955	8,7012	6,7626	5,2559	4,0849	3,1748	2,4675	1,9177	1,4905	1,1584	0,9003	0,6997
24,00	10,9628	8,5203	6,6220	5,1467	4,0000	3,1088	2,4162	1,8779	1,4595	1,1343	0,8816	0,6852

GMT	Giorni dalla data di riferimento del generatore												
(hrs)	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
2,00	0,6709	0,5215	0,4053	0,3150	0,2448	0,1903	0,1479	0,1149	0,0893	0,0694	0,0540	0,0429	0,0326
4,00	0,6570	0,5106	0,3969	0,3084	0,2397	0,1863	0,1448	0,1125	0,0875	0,0680	0,0528	0,0411	0,0319
6,00	0,6433	0,5000	0,3886	0,3020	0,2347	0,1824	0,1418	0,1102	0,0856	0,0666	0,0517	0,0402	0,0313
8,00	0,6300	0,4896	0,3805	0,2957	0,2299	0,1786	0,1388	0,1079	0,0839	0,0652	0,0507	0,0394	0,0306
10,00	0,6169	0,4794	0,3726	0,2896	0,2251	0,1749	0,1360	0,1057	0,0821	0,0638	0,0496	0,0386	0,0300
12,00	0,6040	0,4695	0,3649	0,2836	0,2204	0,1713	0,1331	0,1035	0,0804	0,0625	0,0486	0,0378	0,0293
14,00	0,5915	0,4597	0,3573	0,2777	0,2158	0,1677	0,1304	0,1013	0,0787	0,0612	0,0476	0,0370	0,0287
16,00	0,5792	0,4502	0,3499	0,2719	0,2113	0,1642	0,1277	0,0992	0,0771	0,0599	0,0466	0,0362	0,0281
18,00	0,5672	0,4408	0,3426	0,2663	0,2069	0,1608	0,1250	0,0972	0,0755	0,0587	0,0456	0,0354	0,0275
20,00	0,5554	0,4316	0,3355	0,2607	0,2026	0,1575	0,1224	0,0951	0,0739	0,0575	0,0447	0,0347	0,0270
22,00	0,5438	0,4227	0,3285	0,2553	0,1984	0,1542	0,1199	0,0932	0,0724	0,0563	0,0437	0,0340	0,0264
24,00	0,5325	0,4139	0,3217	0,2500	0,1943	0,1510	0,1174	0,0912	0,0709	0,0551	0,0428	0,0333	0,0259

**Tabella 2. Fattori di accrescimento del Tc-99m da applicare in tempi successivi alla prima eluizione  
(l'emivita del Tc-99m è di 6,02 ore)**

Ore	Fattore	Ore	Fattore	Ore	Fattore	Ore	Fattore	Ore	Fattore	Ore	Fattore
1	0,094	9	0,579	17	0,788	25	0,879	33	0,918	41	0,935
2	0,179	10	0,615	18	0,804	26	0,884	34	0,921	42	0,937
3	0,256	11	0,648	19	0,818	27	0,892	35	0,924	43	0,938
4	0,324	12	0,678	20	0,831	28	0,898	36	0,926	44	0,940
5	0,386	13	0,705	21	0,843	29	0,903	37	0,929	45	0,941
6	0,442	14	0,729	22	0,853	30	0,907	38	0,930	46	0,941
7	0,492	15	0,751	23	0,863	31	0,911	39	0,932	47	0,941
8	0,538	16	0,771	24	0,871	32	0,915	40	0,934	48	0,942

## QC Calibratori di attività

- accuratezza della calibrazione
- controllo di costanza della risposta
- controllo del fondo
- test della batteria



## Sorgenti per il controllo dei calibratori di attività

Radionuclide	$T_{1/2}$	$E_{\gamma}$ (keV)
$^{137}\text{Cs}$	30 years	662
$^{57}\text{Co}$	271 days	122, 136
$^{60}\text{Co}$	5.27 years	1173, 1332
$^{133}\text{Ba}$	10.5 years	35, 81, 303, 356

E' necessario avere in dotazione almeno una sorgente di  $^{137}\text{Cs}$  e raccomandabile avere una dotazione più ampia; le sorgenti radioattive dovrebbero esser acquisite da fornitori intercalibrati con gli standard primari nazionali, conservate opportunamente e controllate per eventuale contaminazione.

# Esempio di rapporto mensile dei controlli

I dati registrati giorno per giorno (stabilità della risposta a sorgente di  $^{137}\text{Cs}$ , fondo, test batterie) sono registrati su un foglio di lavoro Excel; al termine di ogni mese viene effettuata una valutazione statistica ed un rapporto formale è stampato ed archiviato.



SERVIZIO SANITARIO REGIONALE  
EMILIA-ROMAGNA  
Azienda Ospedaliero - Universitaria di Ferrara



università di ferrara  
DA SEICENTO ANNI GUARDIAMO AVANTI.

## Risultati dei Controlli di Qualità

PROVA DI COSTANZA: AGOSTO 2011

Apparecchiatura: CALIBRATORE DI ATTIVITA'  
Ditta fornitrice: Comecer Modello: Talete

relazione prot. N.86 CF-11  
Comecer CF\_Agostoll

Tipo di controllo: VERIFICA DELL'ACCURATEZZA

Sorgente di taratura: Co-57  
Attività alla taratura (mCi): 5,341  
Data di taratura: 01/04/11  
Data di misura: 18/8/2011  
Attività alla data di misura ( $\mu\text{Ci}$ ): 3742,51  
Geometria di misura: VIAL

Letture media ( $\mu\text{Ci}$ )	Scarto (%)	Valore Limite	Entro Limite
3720,00	-0,60%	$\pm 5\%$	SI

Sorgente di taratura: Cs-137  
Attività alla taratura ( $\mu\text{Ci}$ ): 265,41  
Data di taratura: 15/1/1991  
Data di misura: 18/8/2011  
Attività alla data di misura ( $\mu\text{Ci}$ ): 164,89  
Geometria di misura: VIAL

Letture media ( $\mu\text{Ci}$ )	Scarto (%)	Valore Limite	Entro Limite
162,22	-1,62%	$\pm 5\%$	SI

Tipo di controllo: VERIFICA DELLA STABILITÀ DI RISPOSTA

Sorgente di riferimento: Cs-137  
Geometria di misura: VIAL  
Data di misura: 18/08/11

Posizione selettore isotopi	Attività mis. media ( $\mu\text{Ci}$ )	Var. (*) (%)	Valore limite (%)	Entro limite
Co-57 (K=3050,53)	323,72	-1,8%	$\pm 5\%$	SI
Co-60 (K=464,08)	49,21	-1,6%	$\pm 5\%$	SI
F-18 (K=853,17)	90,46	-1,6%	$\pm 5\%$	SI
Fe-59 (K=955,79)	101,35	-1,8%	$\pm 5\%$	SI
Ga-67 (K=2900,87)	308,08	-1,8%	$\pm 5\%$	SI
I-123 (K=1592,88)	168,76	-1,7%	$\pm 5\%$	SI
I-131 (K=2124,43)	225,20	valore di riferimento (*)		
In-111 (K=1394,45)	147,86	-1,7%	$\pm 5\%$	SI
Mo-99 (K=1865,63)	197,35	-2,0%	$\pm 5\%$	SI
Se-75 (K=1363,23)	144,26	-2,0%	$\pm 5\%$	SI
Tc-99m (K=3437,69)	363,38	-2,1%	$\pm 5\%$	SI
Tl-201 (K=1611,37)	179,93	3,3%	$\pm 5\%$	SI
Y-90 (I) (K=31124,47)	3290	-2,1%	$\pm 5\%$	SI
Y-90 (10) (K=31389,46)	3320	-2,0%	$\pm 5\%$	SI

(\*) Variazioni % rispetto alle letture precedenti (27-07-11).

Sino al 27.07.11 il K di calibrazione dello I131 era K= 2015,67; successivamente alla taratura (cfr relazione prot.70 CF\_11) il K diviene quello riportato in tabella, K= 2124,43. L'attività media misurata diverrà il riferimento per le future prove di costanza.

Sono in fase di raccolta ed elaborazione i dati dei controlli di qualità giornalieri eseguito sul Talete dal TSRM: si segnala una leggera deriva che, allo stato attuale, non oltrepassa il limite soglia.

## Controllo trimestrale linearità

- Eluato integro di un generatore
- Misure ad intervalli di tempo
- Dati corretti per il decadimento
- interpolazione lineare risultati

Tipo di controllo: <b>Verifica della <u>LINEARITA'</u> di risposta</b>					
Isotopo:		Tc-99m			
Tempo di dimezzamento (ore):		6,02			
Volume sorgente:		5 ml			
Contenitore:		Flacone da eluizione			
Geometria di misura:		VIAL			
Attività' attesa (mCi)	Att.misurata media (mCi)	Var. (%)	Valore Limite	Data e ora di misura	Entro Limite
eluato	211,27			12/08/10 10.11	
201,99	210,94	4,43%	±5%	12/08/10 10.35	SI
161,93	162,26	0,20%	±5%	12/08/10 12.30	SI
140,38	139,94	-0,31%	±5%	12/08/10 13.44	SI
120,31	120,65	0,28%	±5%	12/08/10 15.05	SI
12,815	12,644	-1,33%	±5%	13/08/10 10.32	SI
8,141	7,986	-1,90%	±5%	13/08/10 14.29	SI
6,021	5,903	-1,96%	±5%	13/08/10 17.05	SI
0,685	0,662	-3,36%	±5%	14/08/10 11.58	SI
0,004	0,004	0,000%	±5%	16/08/10 9.33	SI