

# FISICA DELLA MEDICINA NUCLEARE E DELLA RADIOTERAPIA - I

Giovanni Di  
Domenico

# INFORMAZIONI

## ■ Le date delle lezioni:

- 9 Ottobre 15:30 - 18:30 Aula Pauling Mammut
- 16 Ottobre 14:30 - 18:30 Aula 4 Cona
- 23 Ottobre 14:30 - 18:30 Aula 5 Cona
- 30 Ottobre 14:30 - 18:30 Aula 4 Cona
- 6 Novembre 14:30 - 18:30 Aula A ex Pediatria
- 13 Novembre 14:30 - 16:30 Aula Pauling Mammut
- 20 Novembre 15:30 - 18:30 Aula Pauling Mammut

## ■ 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)

# COMUNICAZIONI

- Lucidi delle lezioni:

- Troverete i lucidi delle lezioni partendo da questo indirizzo

- <http://www.unife.it/medicina/radiologiamedica/insegnamenti/>

- selezionate

- [Basi propedeutiche di radioterapia e medicina nucleare](#)

- successivamente

- [modulo di Fisica nella medicina nucleare e nella radioterapia](#)

- infine

- [lucidi](#)

# ESAME

- La prova di esame consiste in una prova scritta costituita da:
  - 13 domande a risposta multipla su argomenti del modulo: ogni risposta corretta vale 2 punti, ogni risposta non data 0 punti, ogni risposta errata -0.5
  - 2 domande a risposta aperte su argomenti del modulo: valutazione da 0 a 3 punti.
- La durata della prova è di 1h30m da svolgere in una delle aule degli istituti biologici indicata al momento della registrazione.

# FISICA IN MEDICINA NUCLEARE

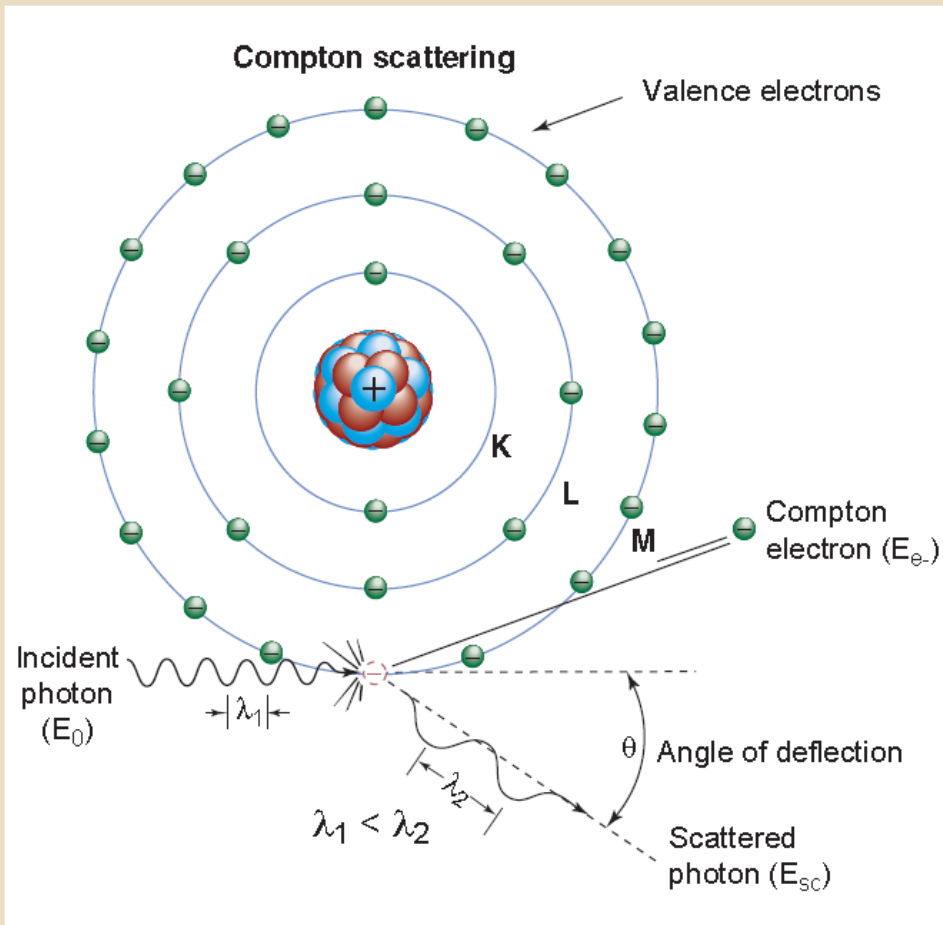
**ARGOMENTI DA SAPERE IN SEDE D'ESAME**  
**oltre a quanto vedremo assieme**  
**(ripassare programma II anno):**

- **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  $^{99}\text{Mo}$ - $^{99\text{m}}\text{Tc}$

# INTERAZIONE COMPTON

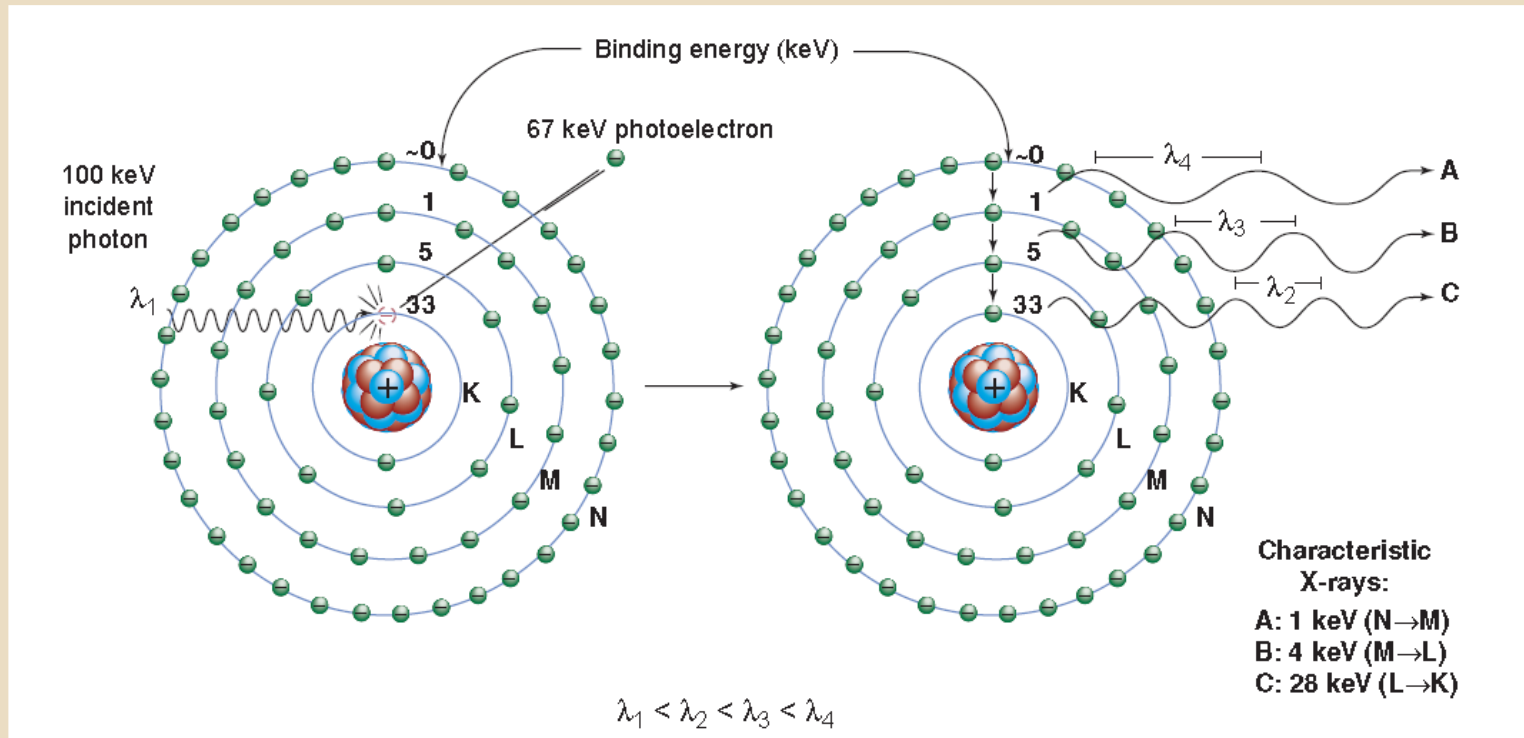


X-/ $\gamma$ -ray interact with an electron,  
Predominant interaction 30 keV – 30 MeV  
 $E_{in} \neq E_{out}$

$$E_{out} = \frac{E_{in}}{1 + \frac{E_{in}}{m_e c^2} (1 - \cos \theta)}$$

$$T_e = E_{in} - E_{out}$$

# INTERAZIONE FOTOELETTRICA



All X-/ $\gamma$ -ray energy is transferred to an electron,  
 If  $h\nu_{in} > E_{binding}$  the electron is ejected from atom  
 Electron vacancy, filled with emission of characteristic x-rays

$$ph \sim \frac{Z^m}{(h\nu)^n}$$

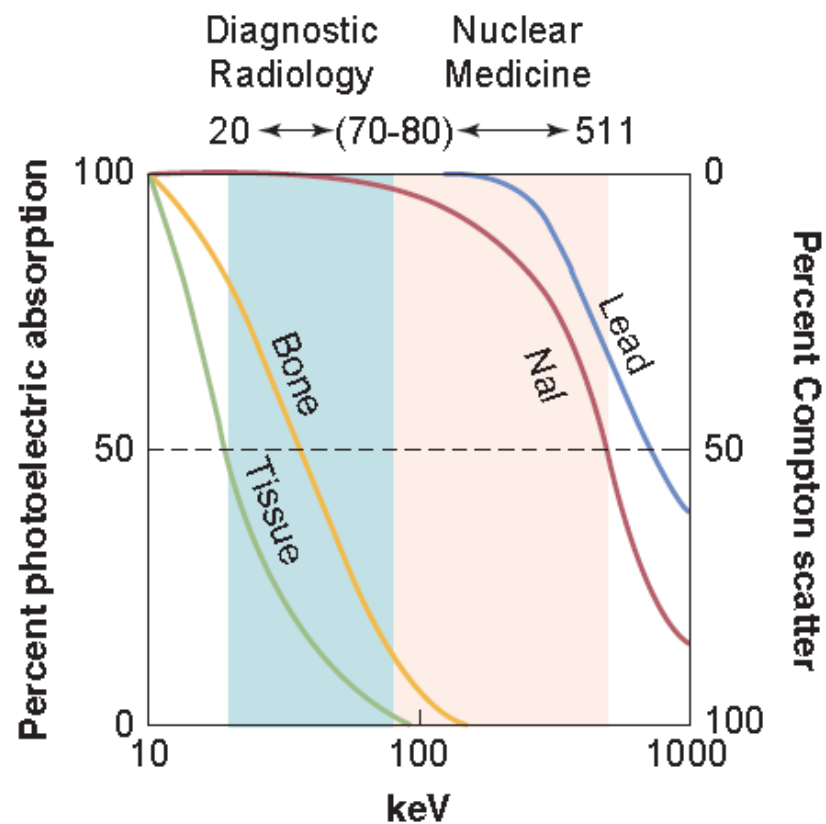
$$m = 3 - 4$$

$$n = 3$$



# PHOTOELECTRIC vs. COMPTON

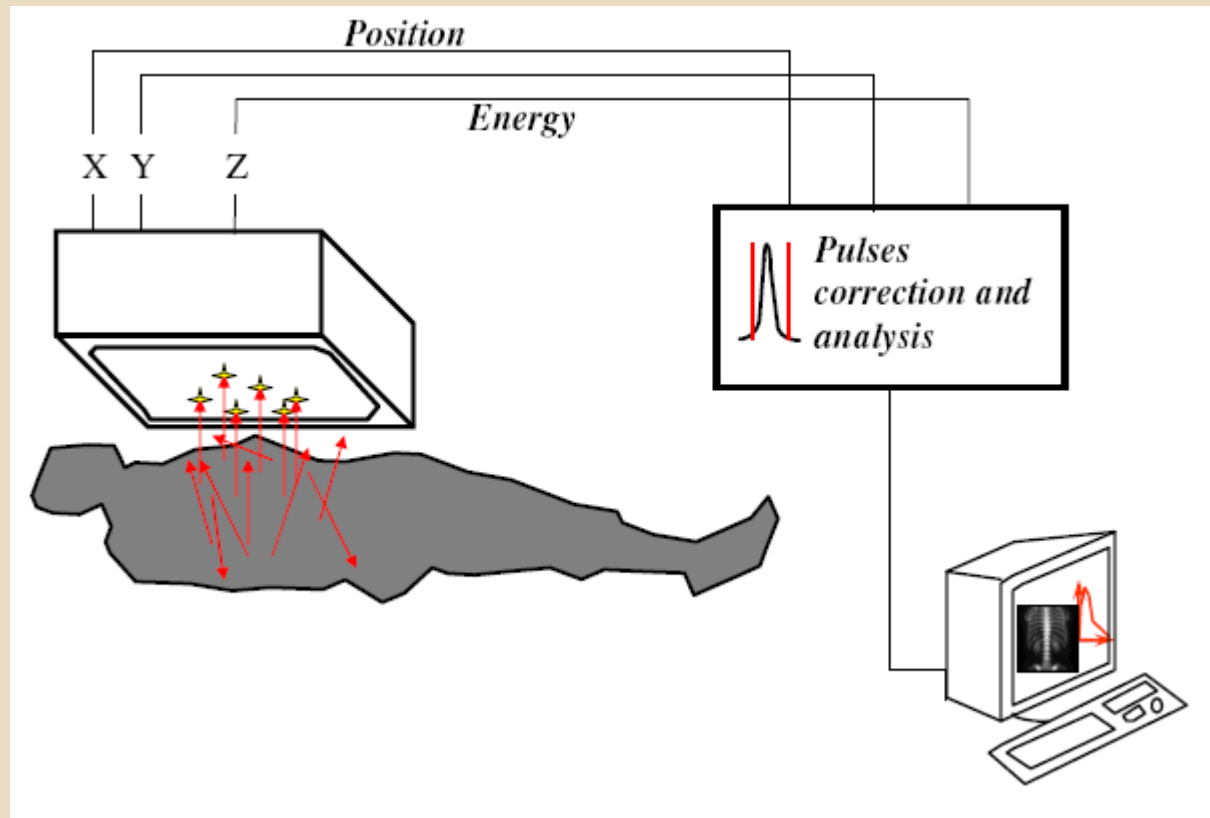
■ **FIGURE 3-11** Graph of the percentage of contribution of photoelectric (left scale) and Compton (right scale) attenuation processes for various materials as a function of energy. When diagnostic energy photons (i.e., diagnostic x-ray effective energy of 20 to 80 keV; nuclear medicine imaging photons of 70 to 511 keV) interact with materials of low atomic number (e.g., soft tissue), the Compton process dominates.



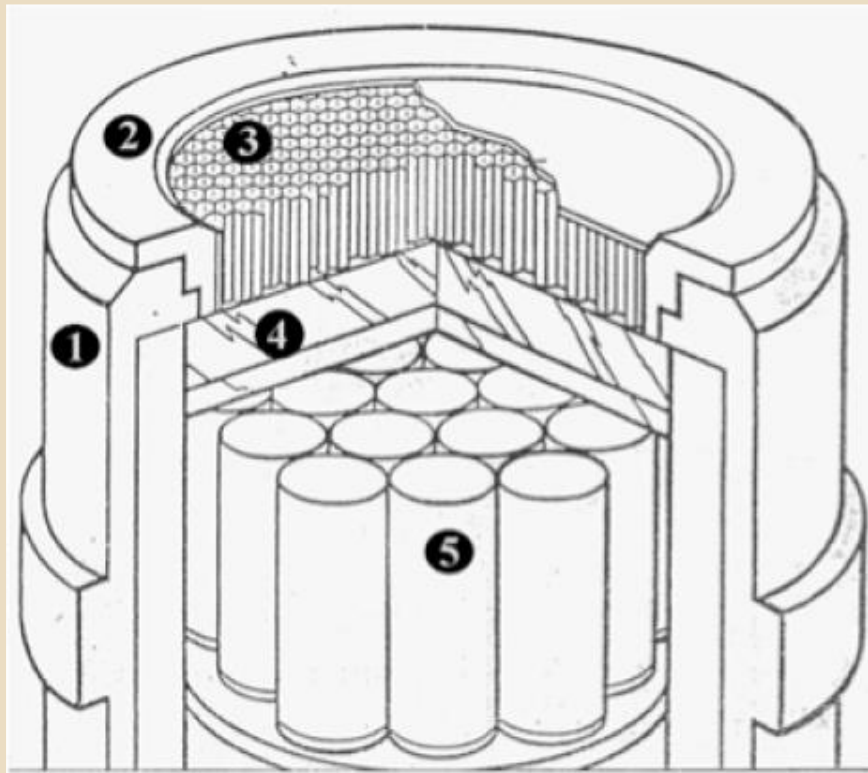
# GAMMA CAMERA



# PRINCIPI FISICI DI BASE GAMMA CAMERA

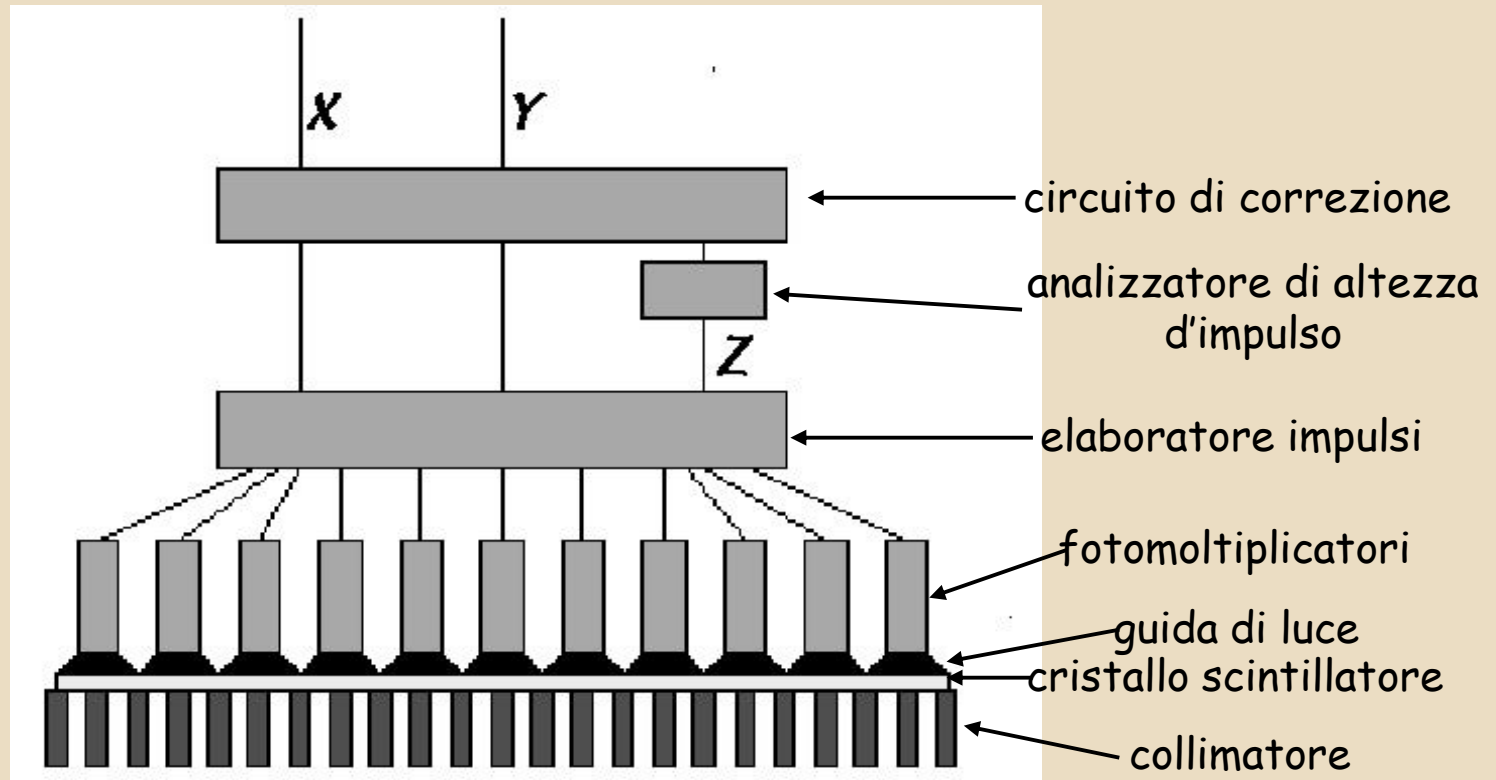


# ANGER CAMERA - SCHEMA COSTRUTTIVO

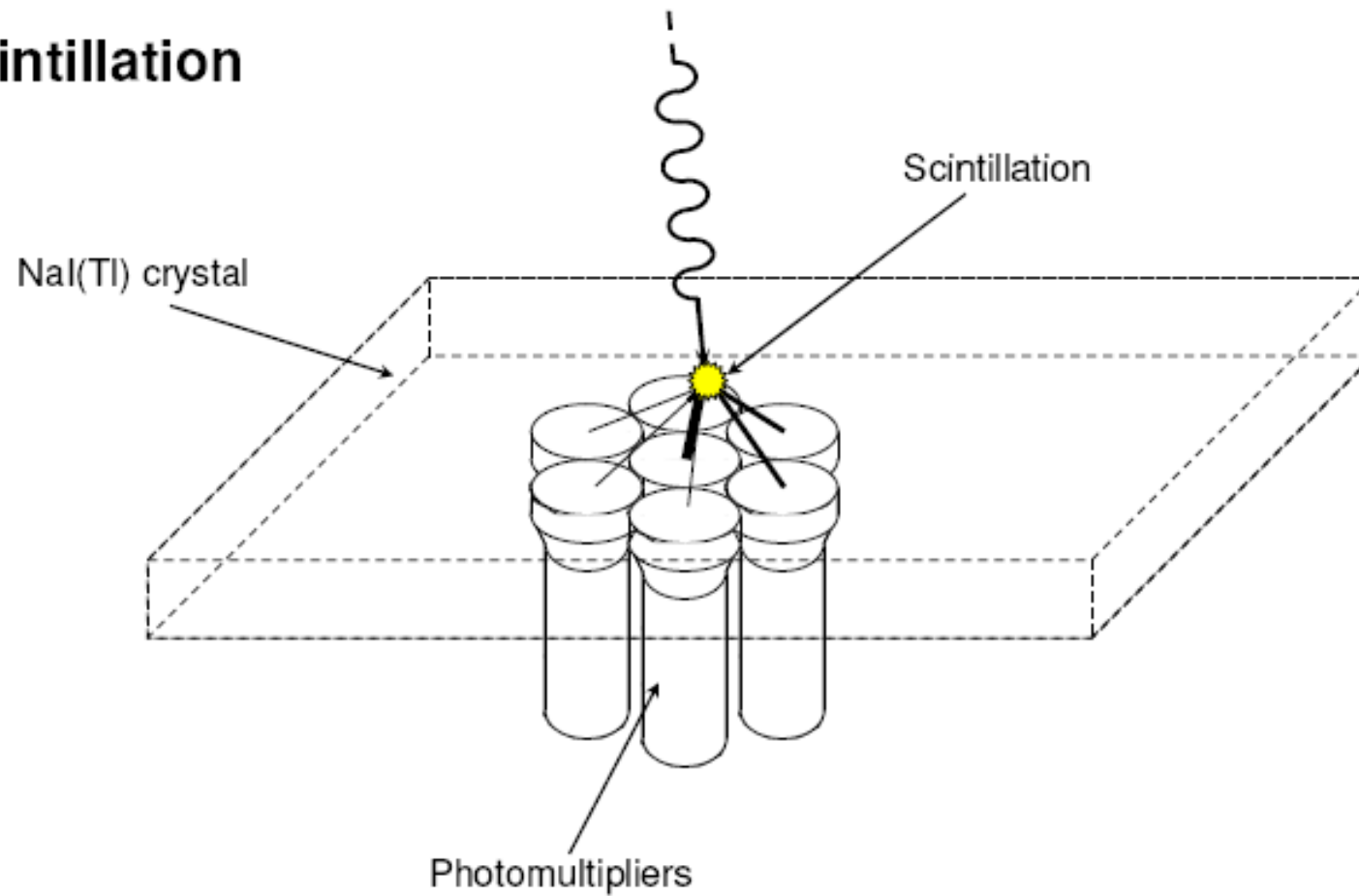


1. Enclosure
2. Shielding
3. Collimator
4. NaI(Tl) Crystal
5. PMT

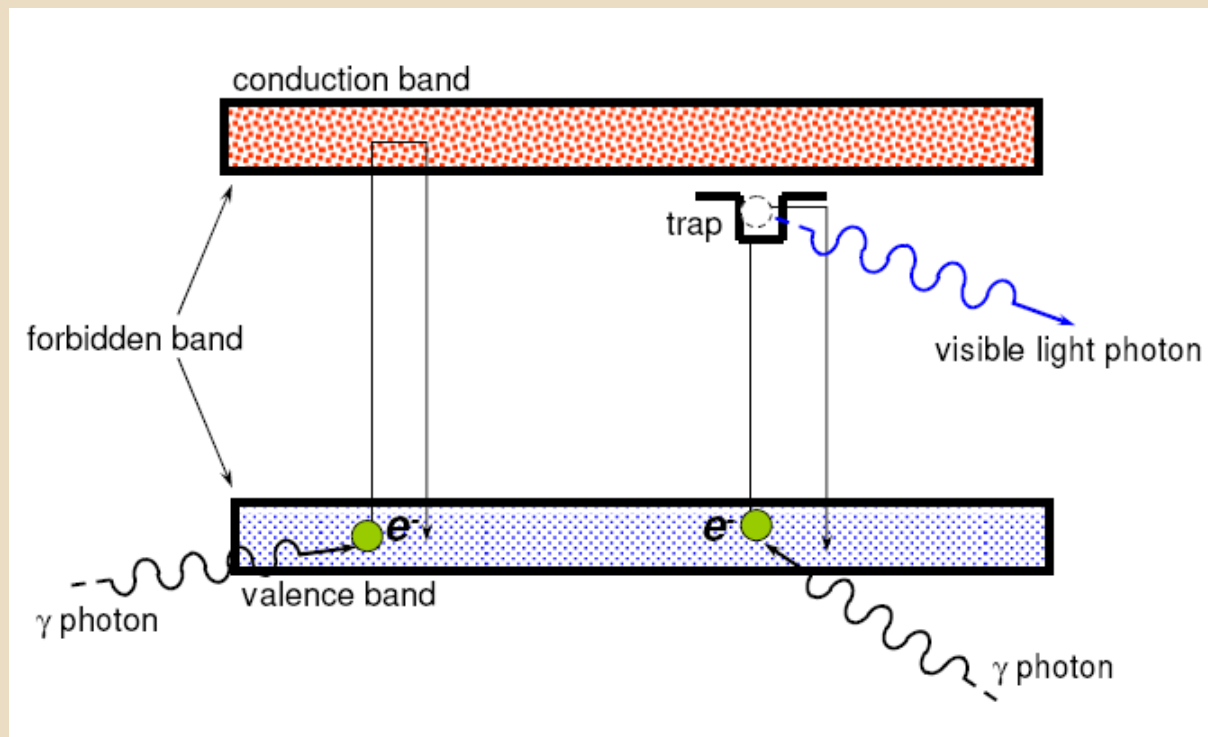
# ANGER CAMERA - SCHEMA FUNZIONALE



## Scintillation



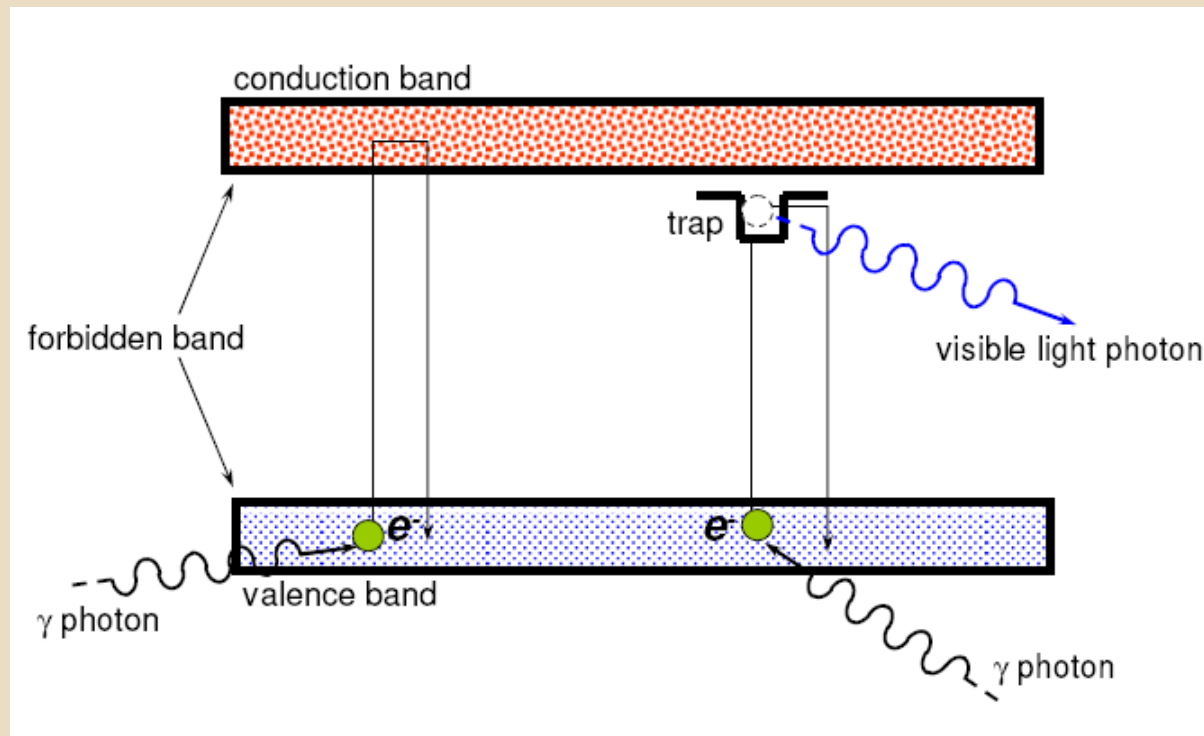
- Rivelatori a scintillazione: si basano sulla proprietà di alcuni materiali di emettere fotoni luminosi quando sono sottoposti ad irraggiamento
- - Emissione PRONTA (Fluorescenza)
- - Emissione IN TEMPI LUNGHI (Fosforescenza)
- Numerosi tipi di scintillatori: cristalli inorganici, cristalli organici,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



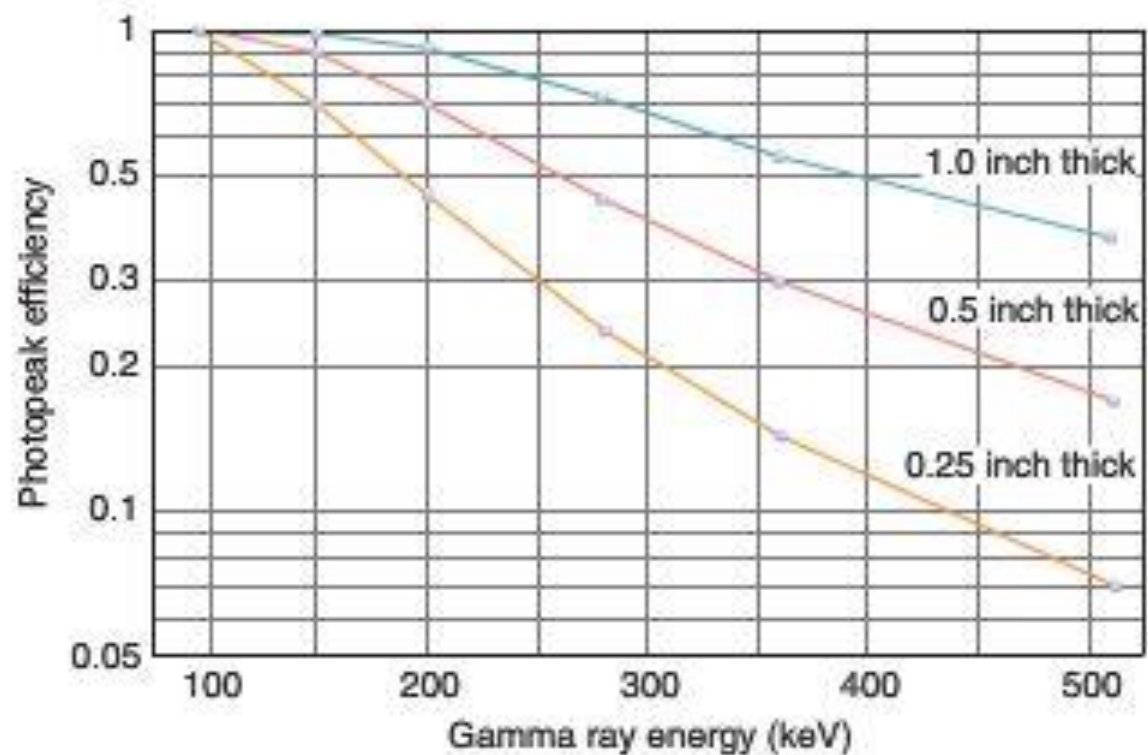


**L'Attivatore come il Tallio, nei cristalli di Na (Tl) ha quindi la funzione di rendere il materiale più trasparente nei confronti della propria luce di scintillazione!**

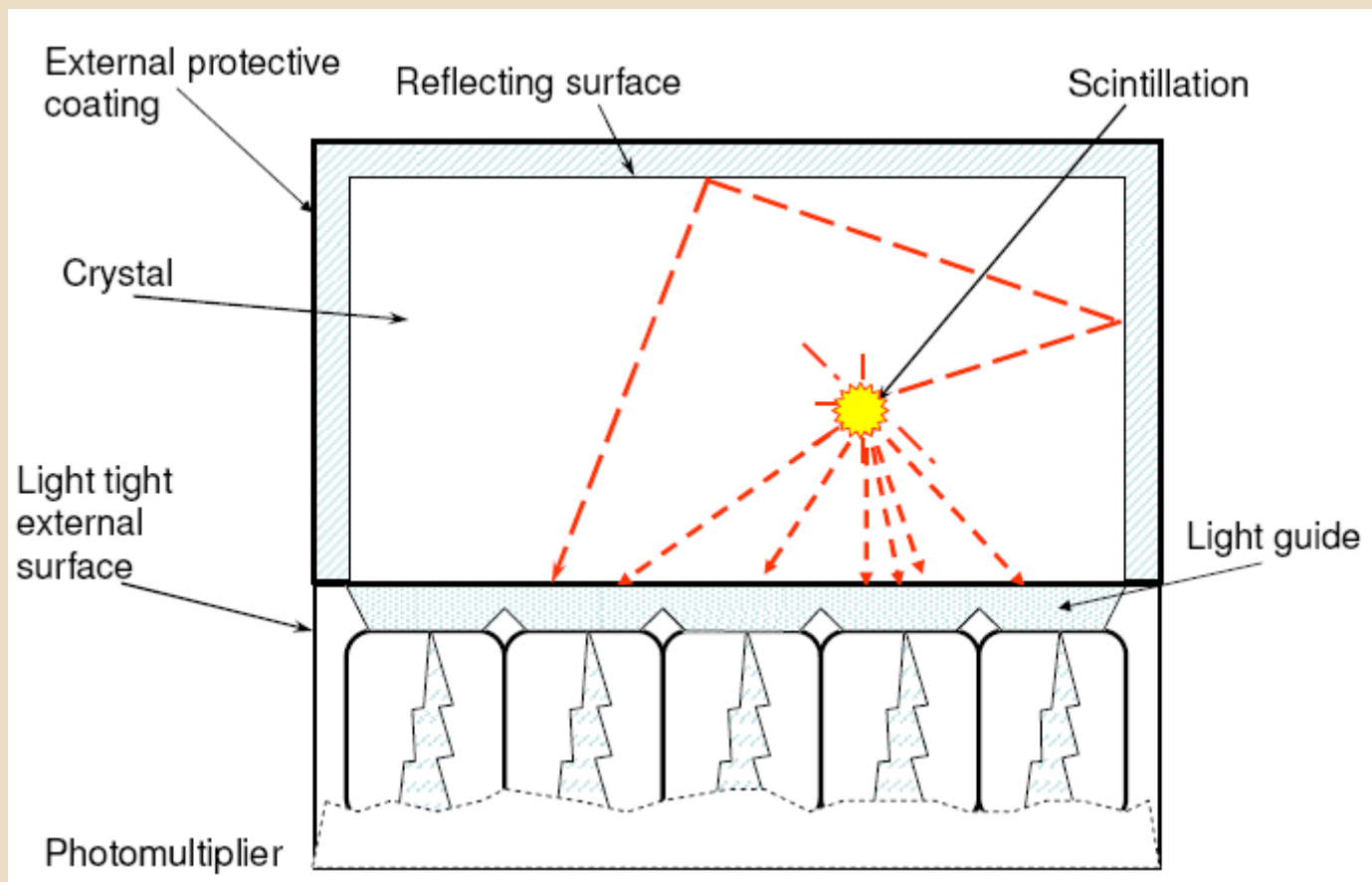
### Gamma camera crystal shape and dimensions

- 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 ( $1'' = 2.539 \text{ cm}$ )  
low energy :  $3/8'' = 9.5 \text{ mm}$   
medium & high energy:  $1/2'' - 5/8''$

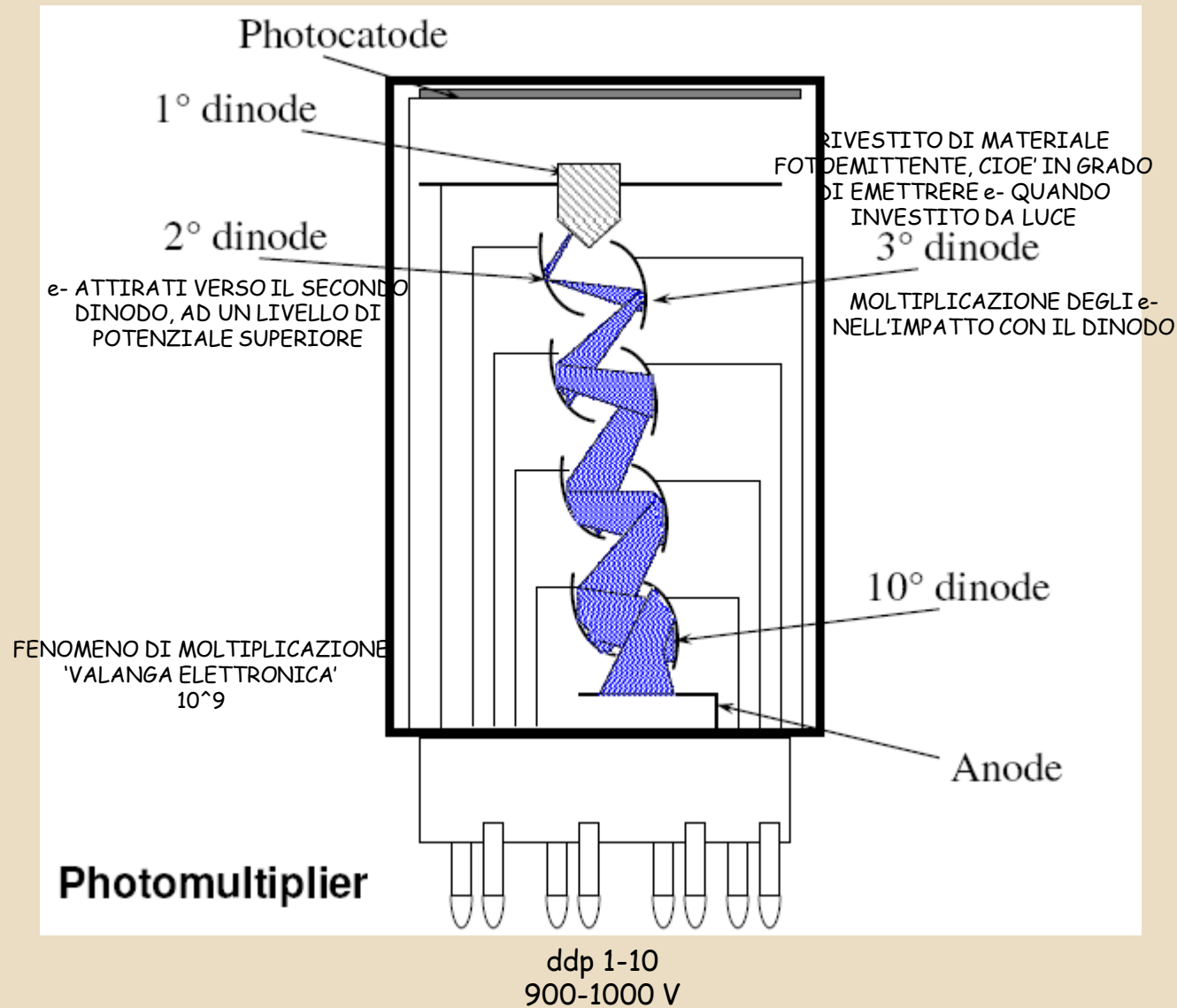
■ **FIGURE 18-9** Calculated photopeak efficiency as a function of x- or gamma-ray energy for NaI(Tl) crystals. (Data from Anger HO, Davis DH. Gamma-ray detection efficiency and image resolution in sodium iodide. *Rev Sci Instr* 1964;35:693.)



# 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  $\gamma$  nello scintillatore con deposito di energia  $E_{\text{dep}}$
- 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  $\rightarrow$  20000 fotoni di scintillazione  $\rightarrow$  15000 fotoni al fotocatodo  $\rightarrow$  3000 fotoni al primo dinodo  $\rightarrow$   $3 * 10^9$  elettroni all'anodo  $\rightarrow$  2 mA di corrente

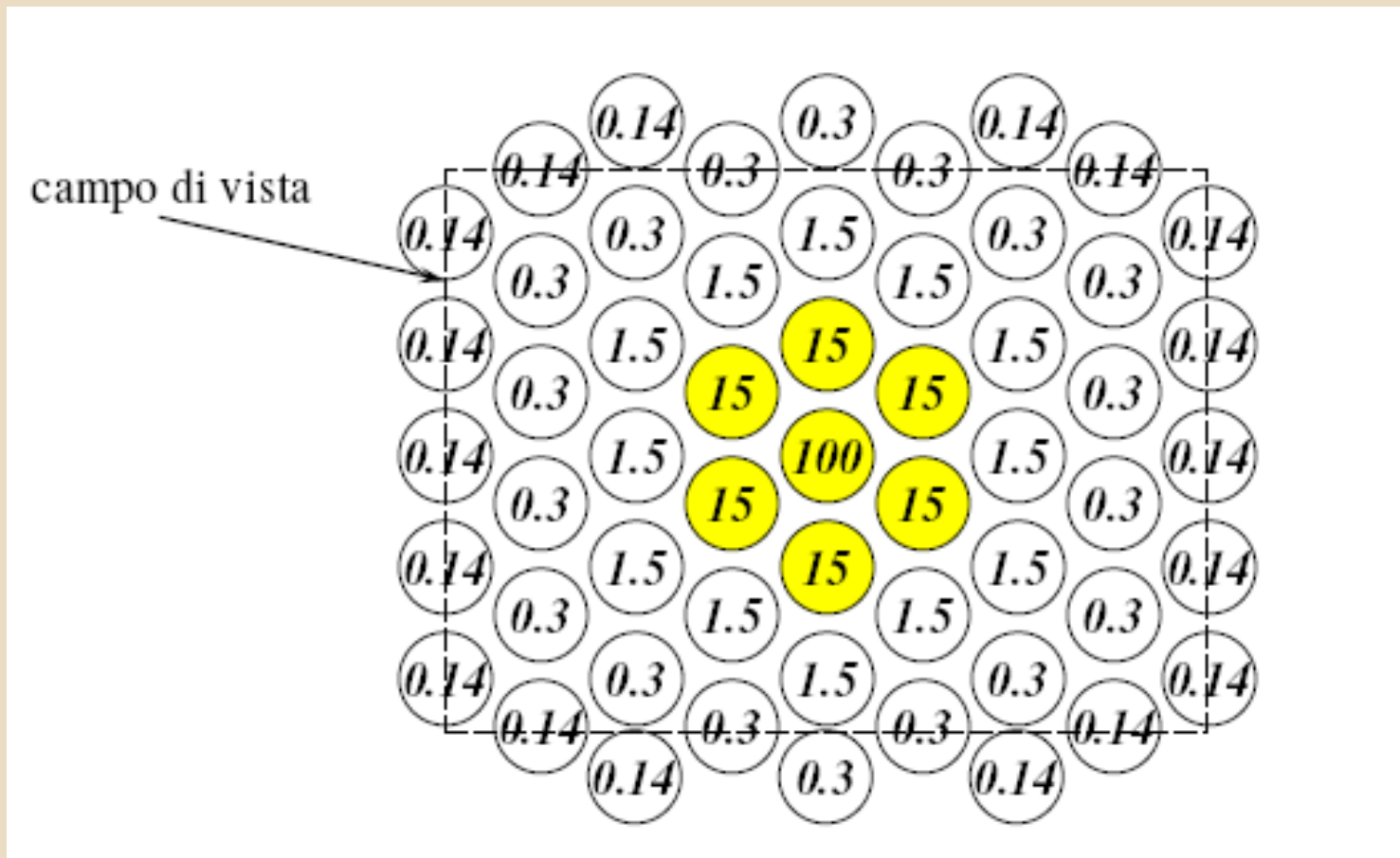


## Monocristalli di Ioduro di Sodio (attivato al Tallio)

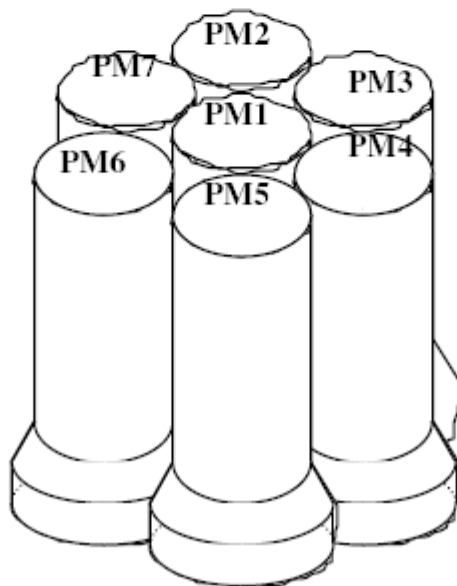
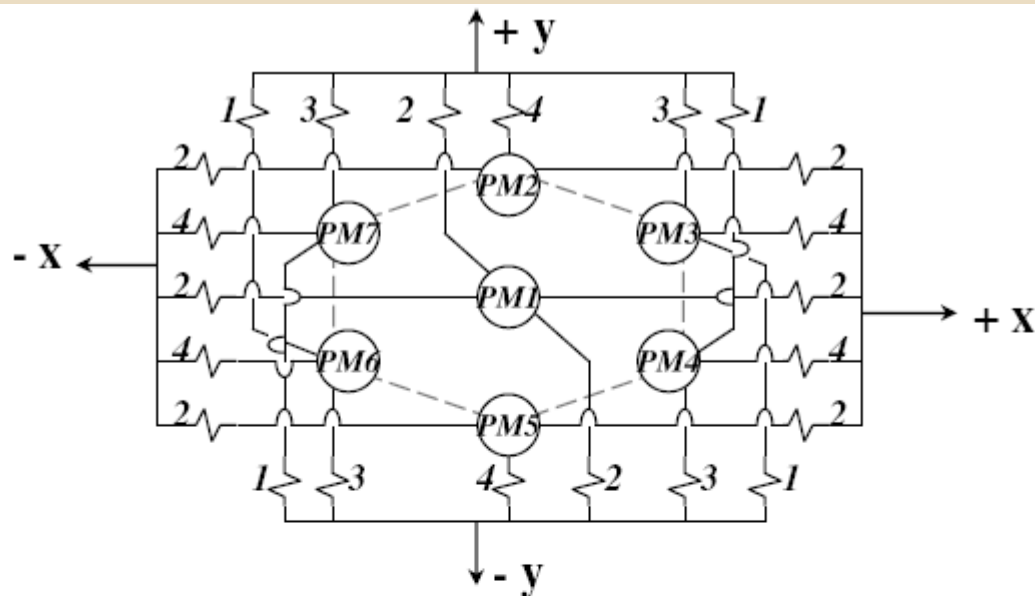
- Caratterizzati dal diametro e dall'altezza o spessore del cristallo (espresso in pollici) standard attuale 3/8" (9,5 mm)
- Il ridotto spessore del cristallo è conseguenza di un compromesso fra l'efficienza del rivelatore e la risoluzione spaziale ottenibile (nella successione Compton perdita della 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)**



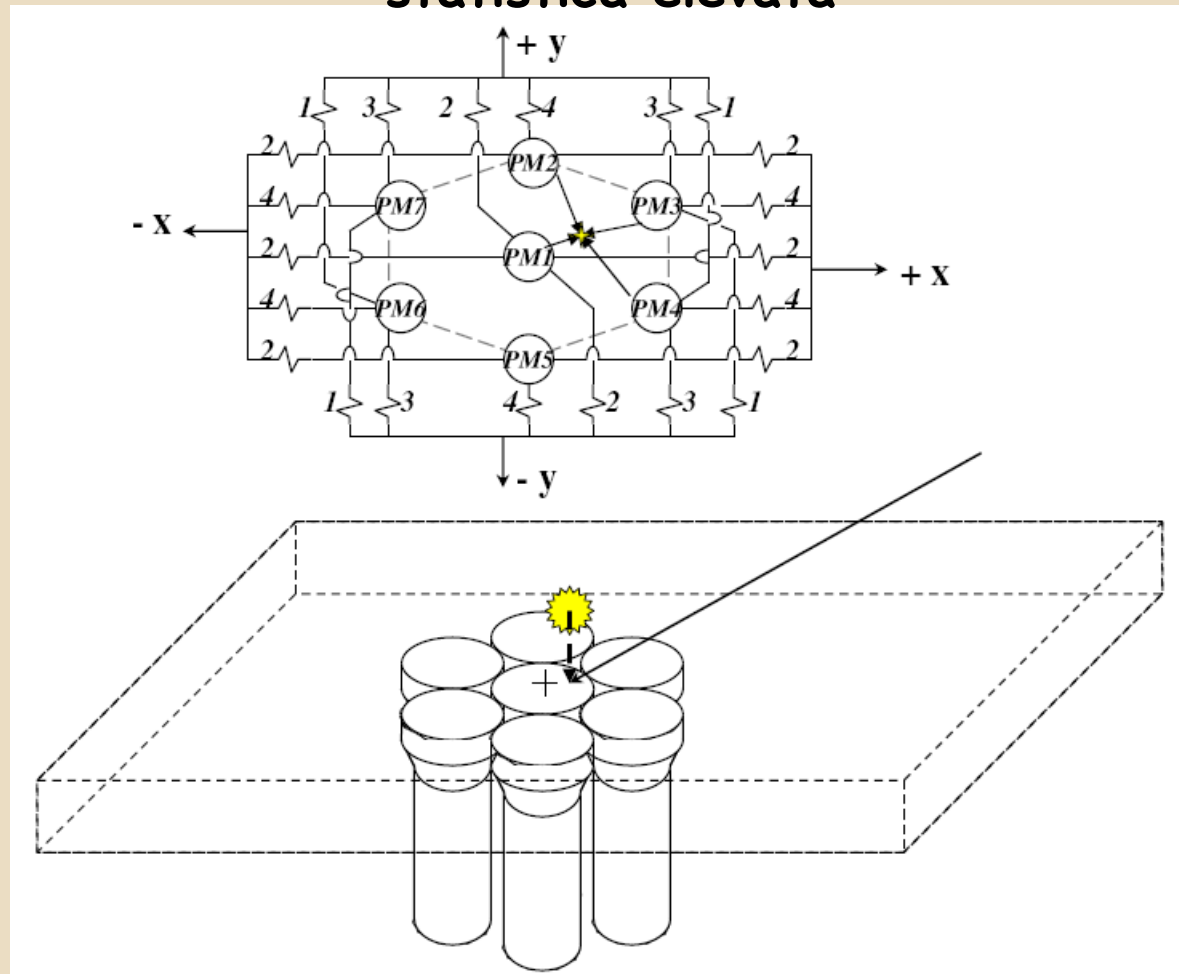
Le coordinate dell'evento di origine stabilite per mezzo di un'operazione di media pesata della quantità di luce raccolta

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  $364/140=2,6$

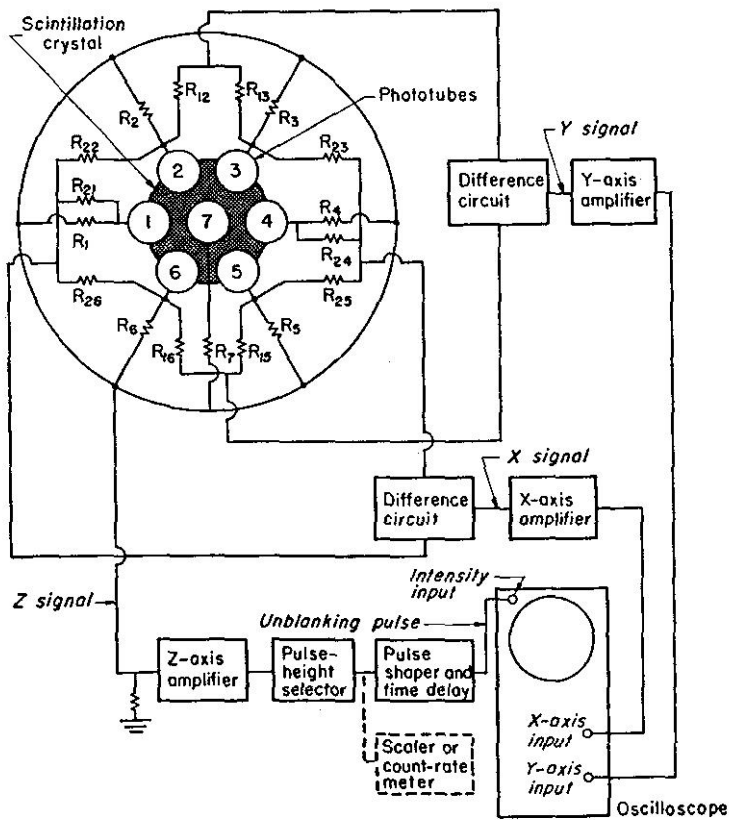
$$X = \frac{(+X) + (-X)}{Z} \qquad Y = \frac{(+Y) + (-Y)}{Z}$$

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

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

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

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

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

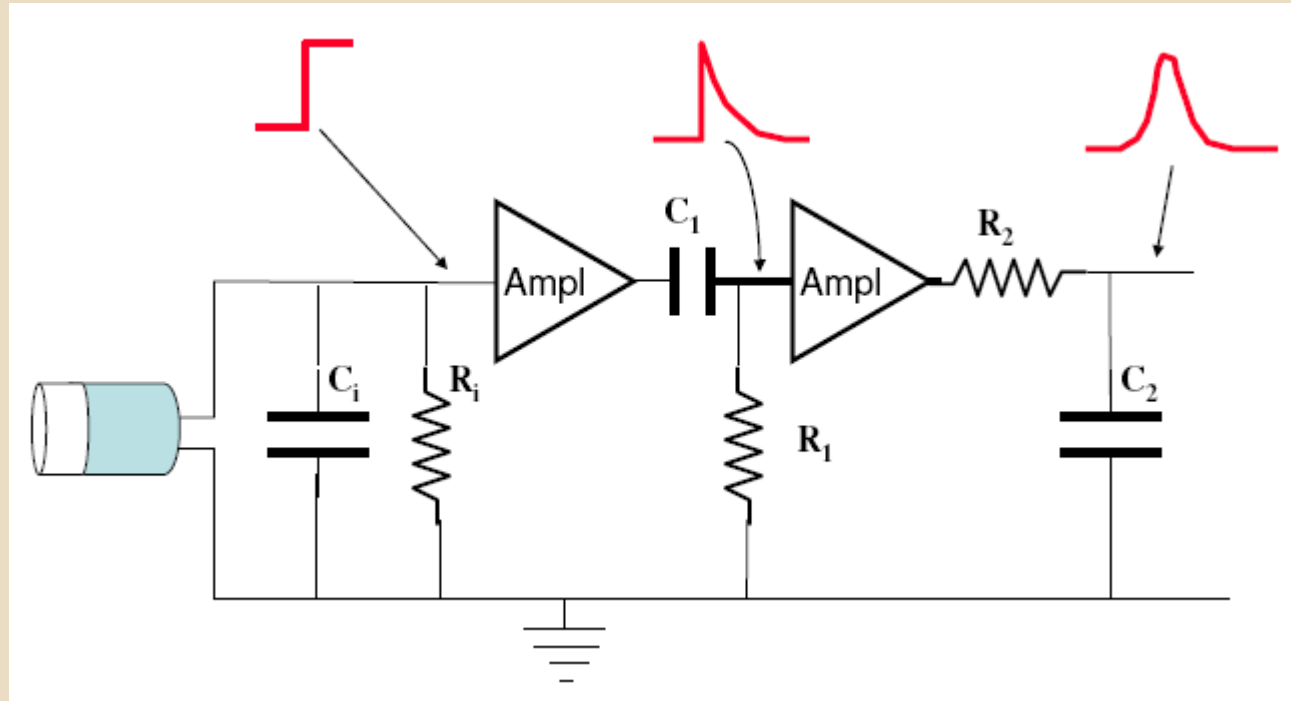
dove:

- (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       $\tau = RC$

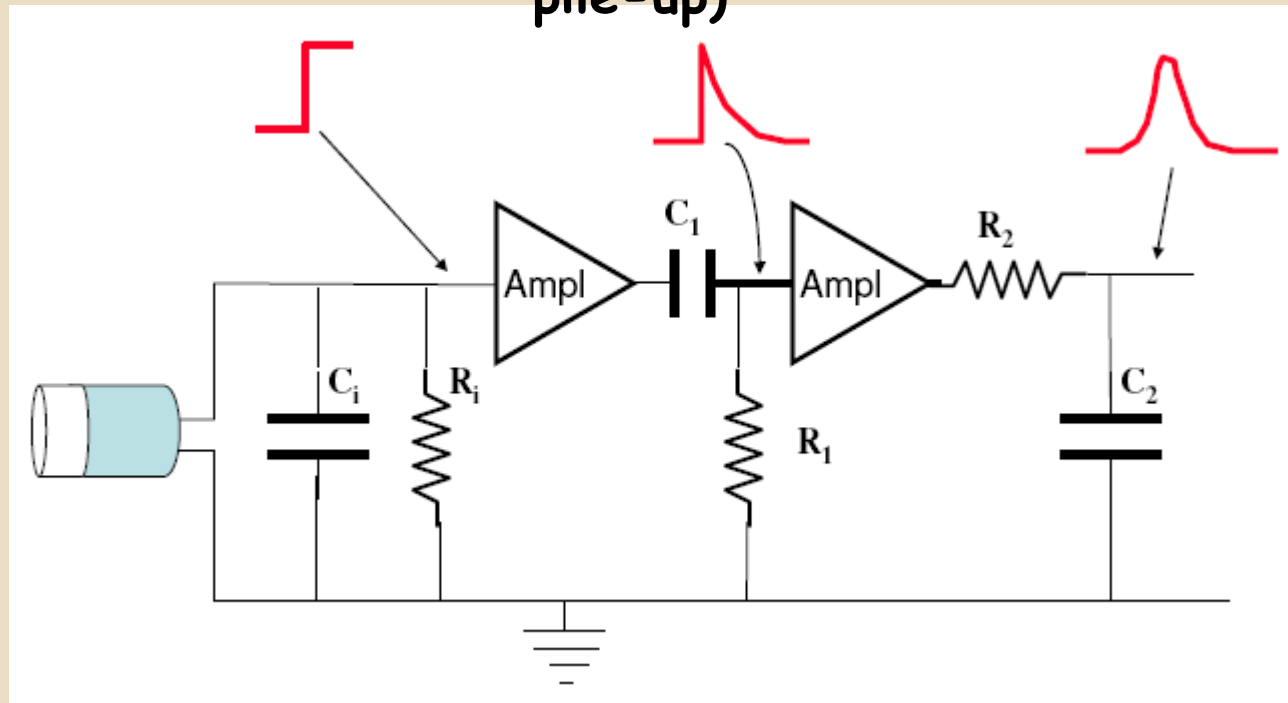
Per rendere max il rapporto segnale rumore l'impedenza  $Z$  della combinazione  $R$  e  $C$  dev'essere la più grande possibile, quindi idealmente  $C$  dev'essere molto piccola e  $R$  molto grande



## 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      $\tau=RC$

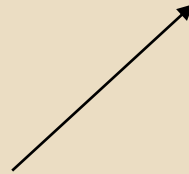
Gli impulsi devono quindi essere accorciati (operazione di clipping)

## ELETTRONICA del Sistema DI RIVELAZIONE

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

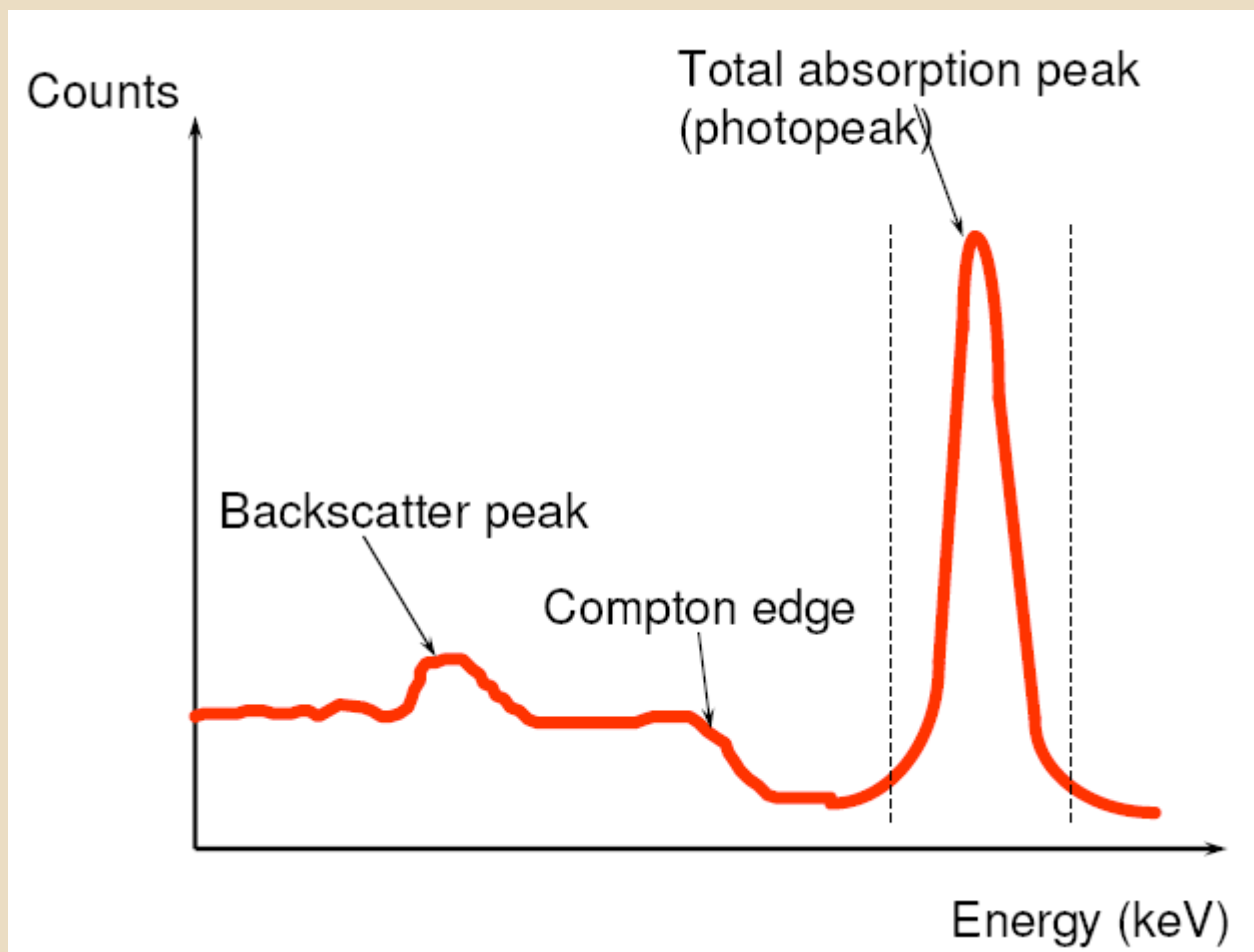
SHAPING TIME: costante di tempo di formazione degli impulsi

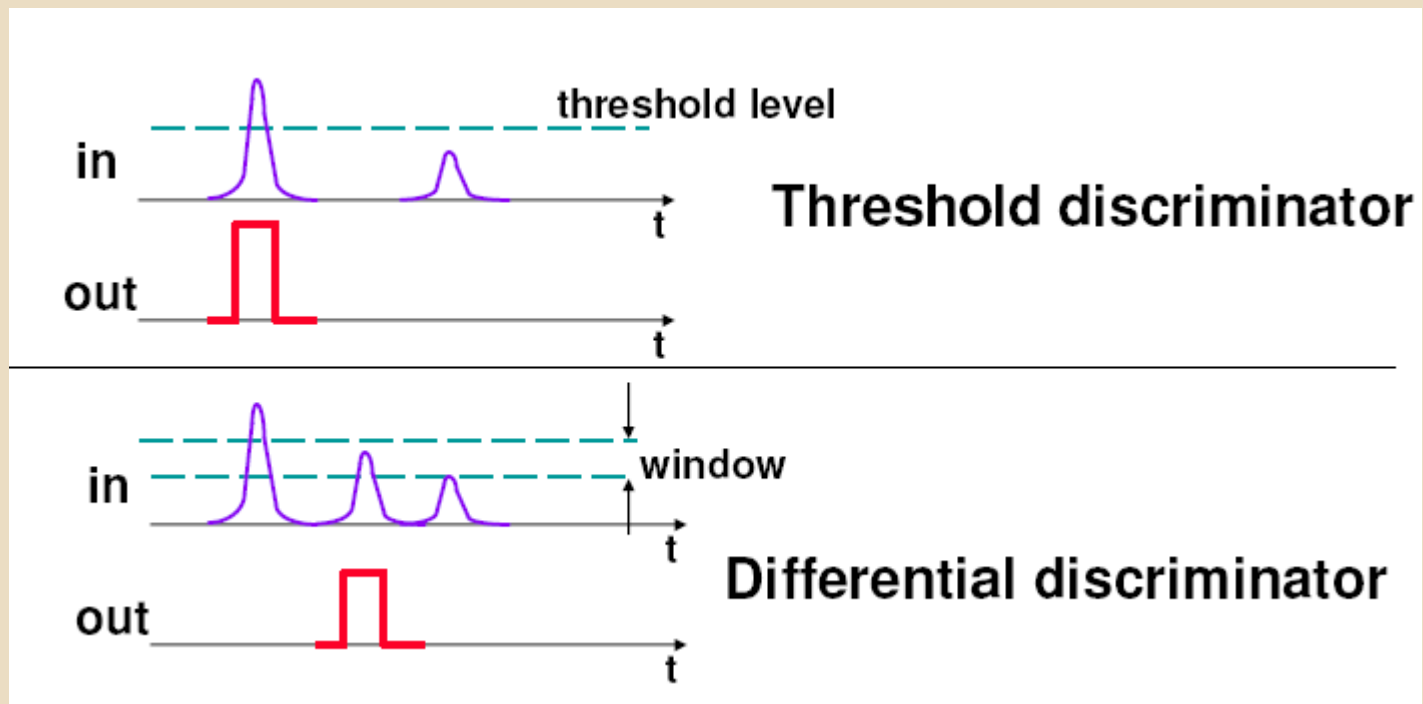
Deve essere scelta per ogni rivelatore tenendo conto della frequenza di conteggio attesa, in modo da ridurre i problemi di 'PILE UP' degli impulsi e di 'DEFICIT BALISTICO'



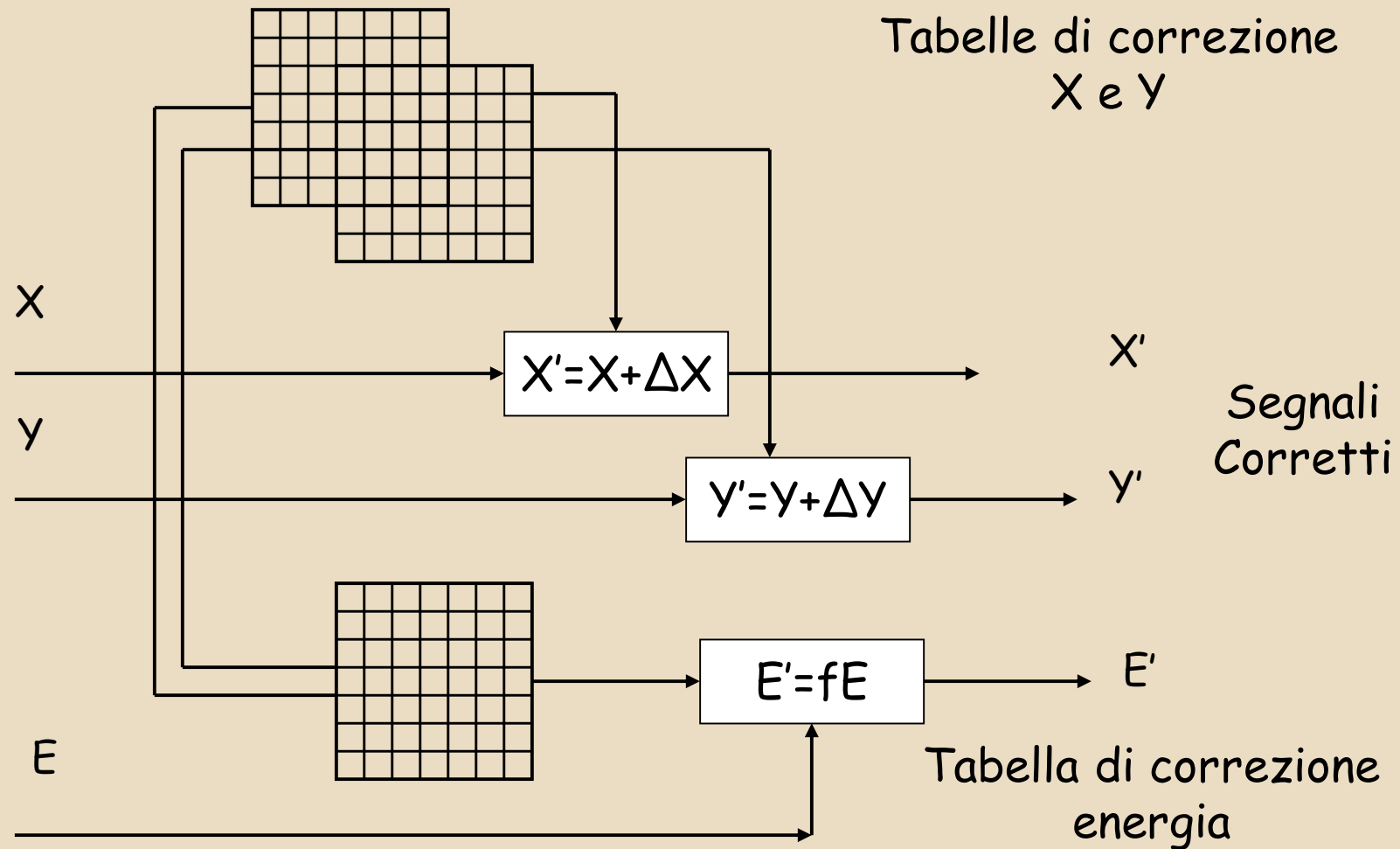
Tempo di raccolta dell'impulso troppo lungo rispetto al tempo di picco dell'impulso in uscita

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

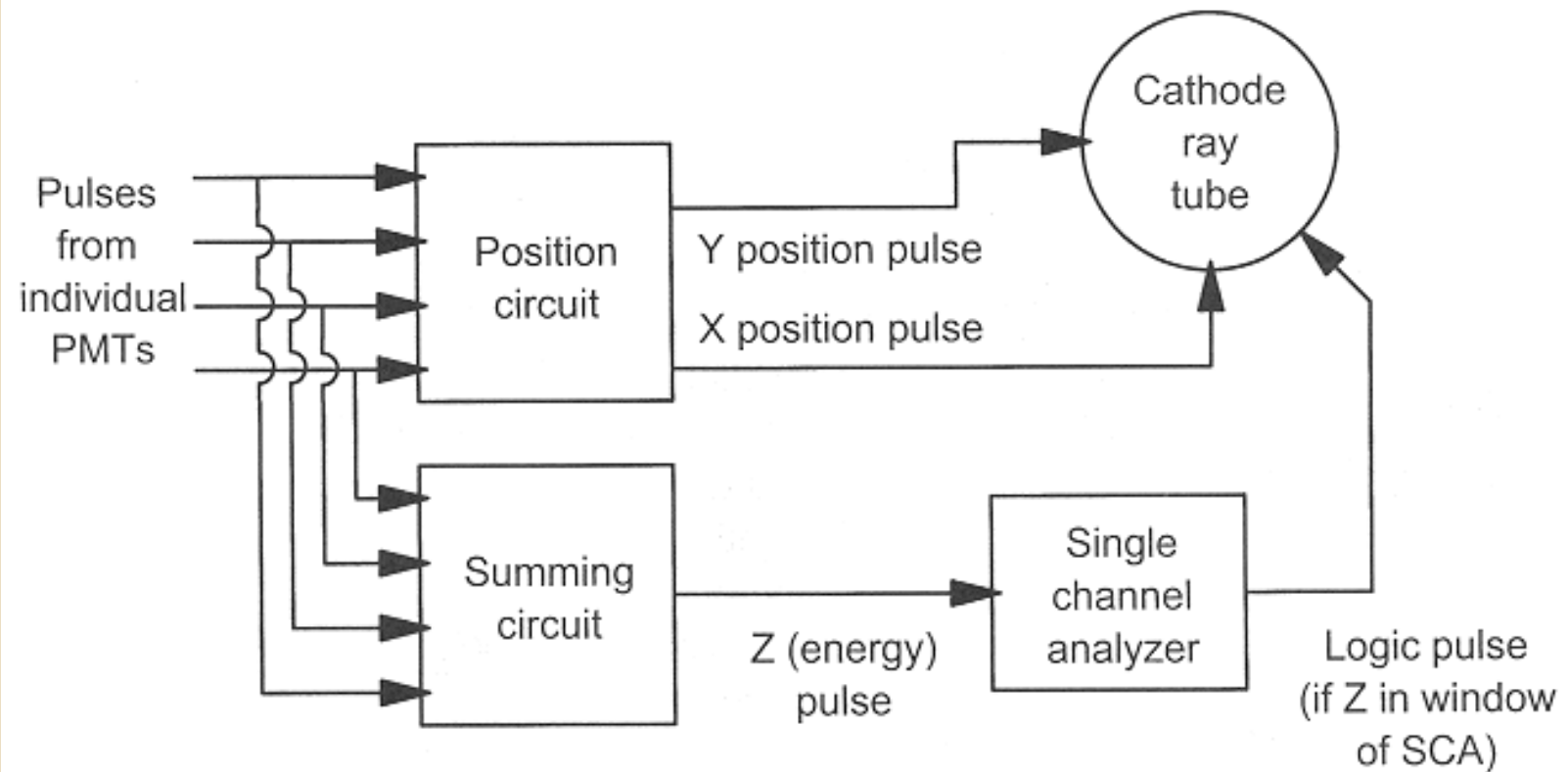




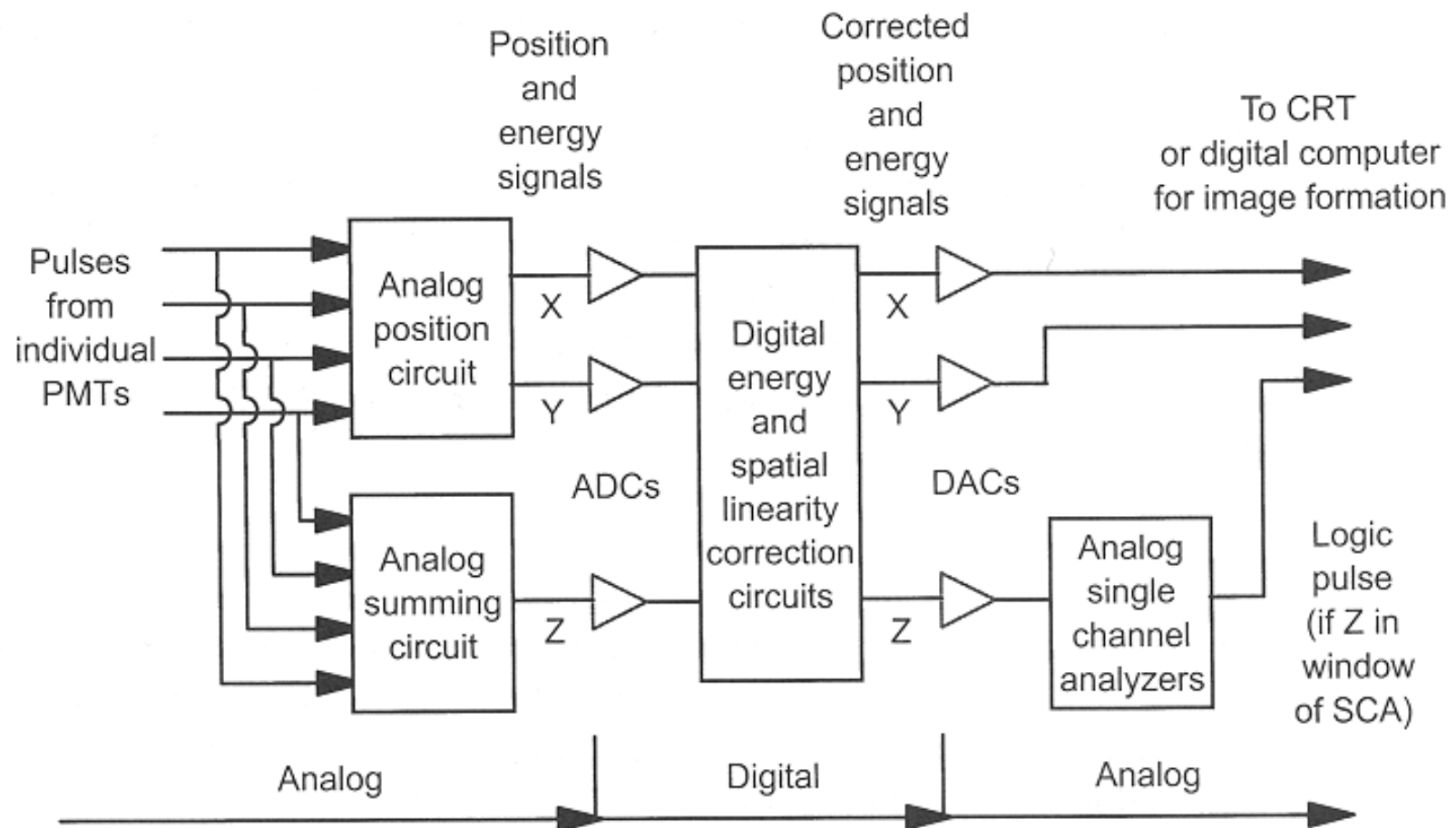
# CIRCUITO DI CORREZIONE LINEARITÀ ED UNIFORMITÀ



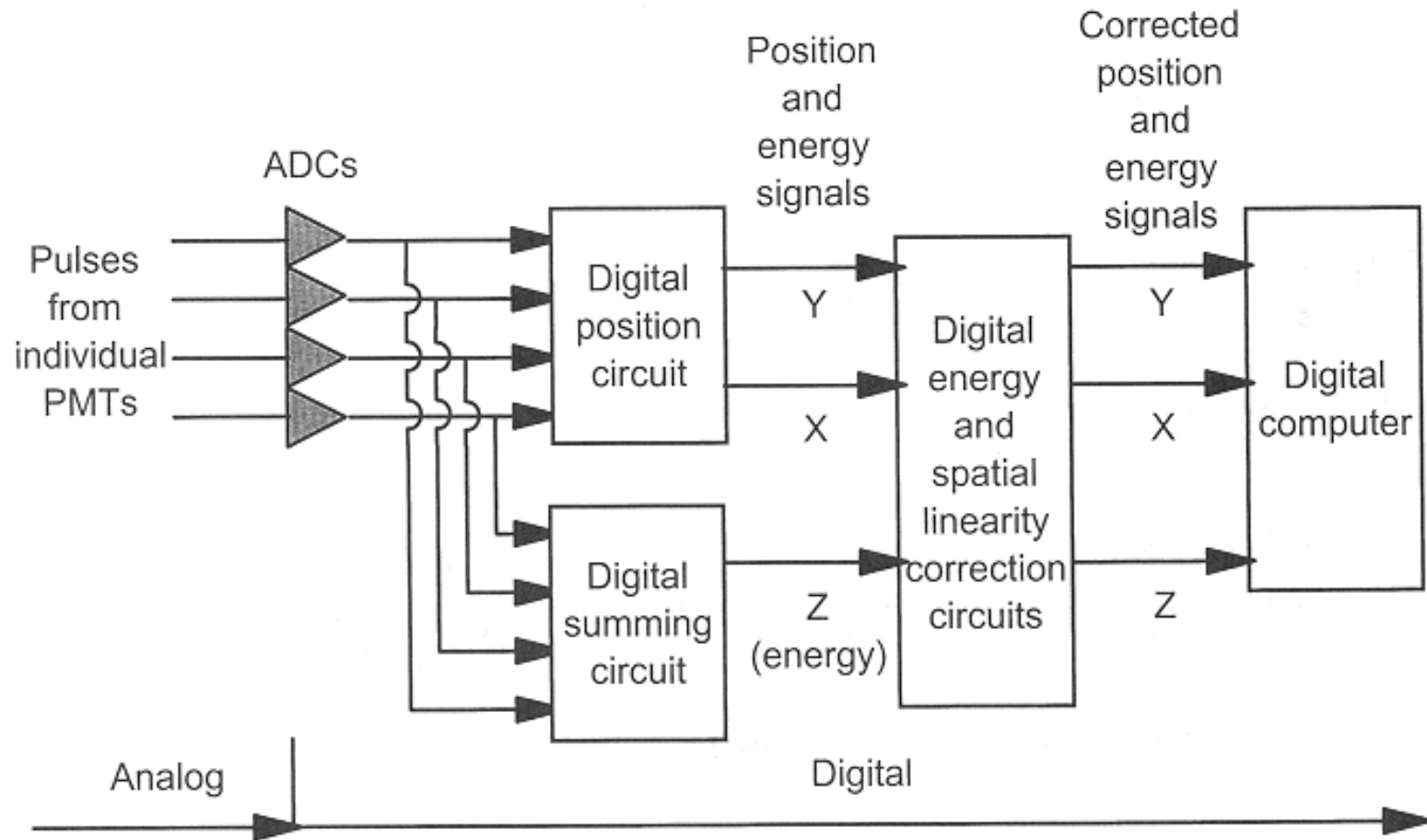
# ANALOG CAMERA



# HYBRID CAMERA



# DIGITAL CAMERA





# CORREZIONI NELLE IMMAGINI

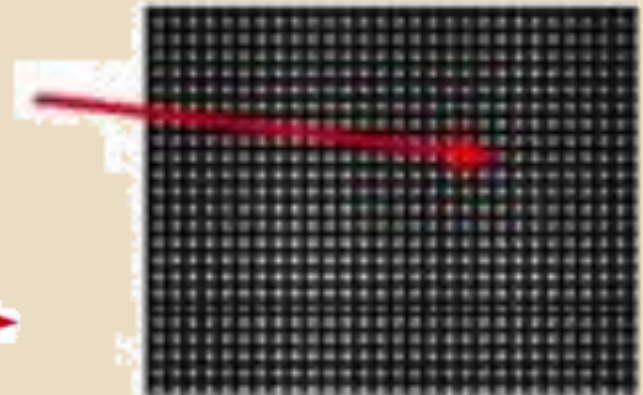
- Energy response: energy window calibration for all pixel
- Distorted position encoding: phantom measurement for linearity correction
- Uniformity (variation of response across surface)

# EFFETTO DELLE CORREZIONI

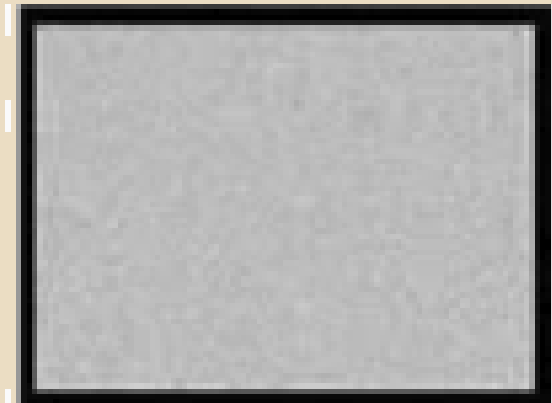


$$X_c = X_d * C_x$$
$$Y_c = Y_d * C_y$$

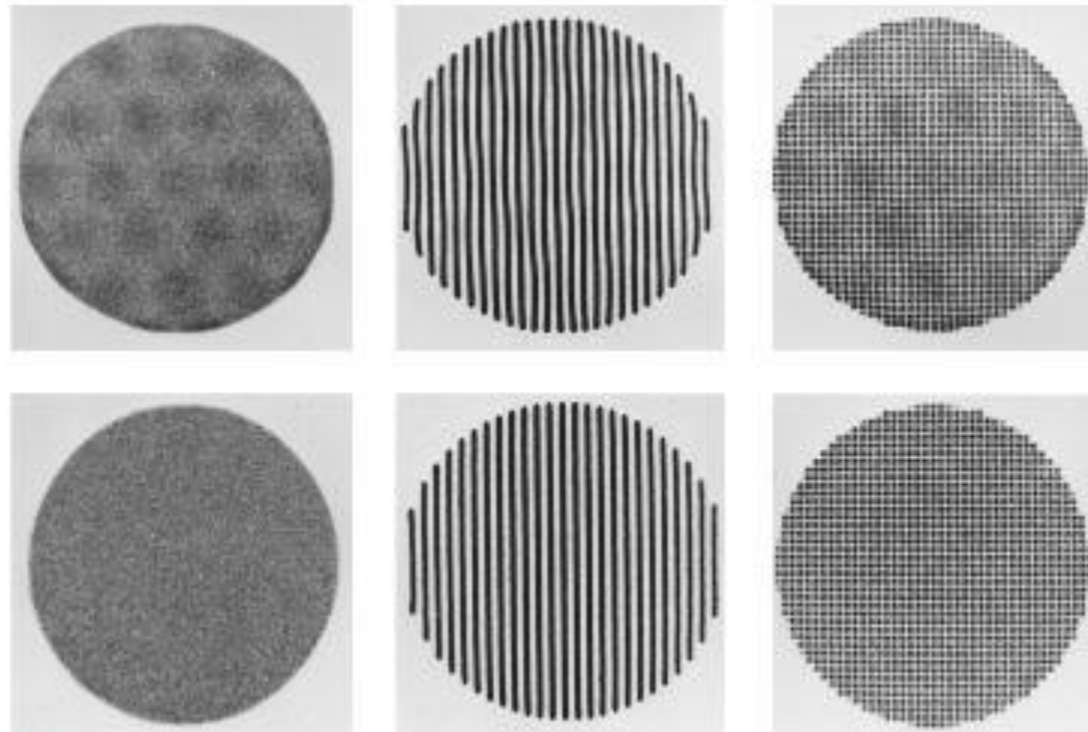
Linearity Correction



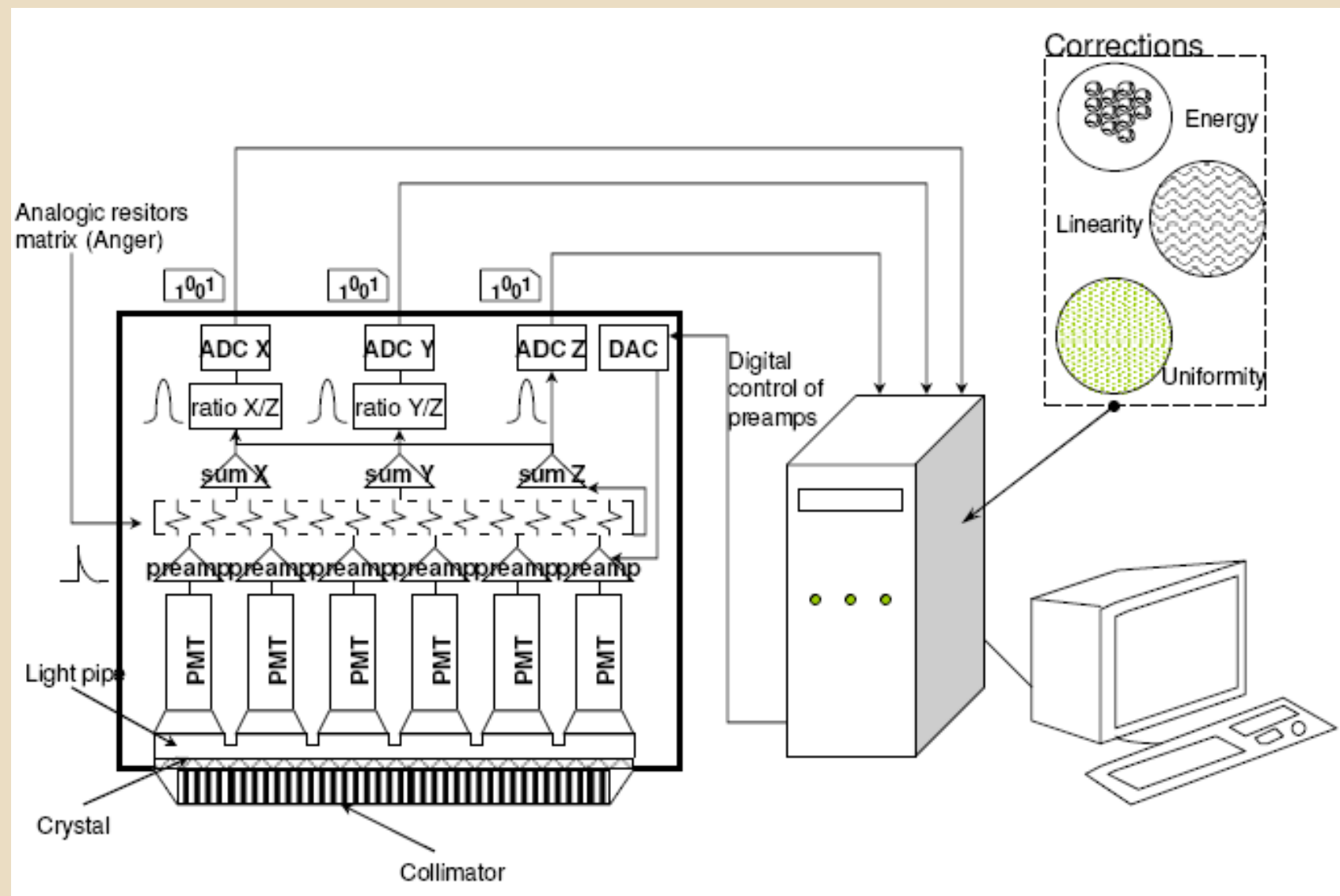
Sensitivity Correction



# EFFETTO DELLE CORREZIONI

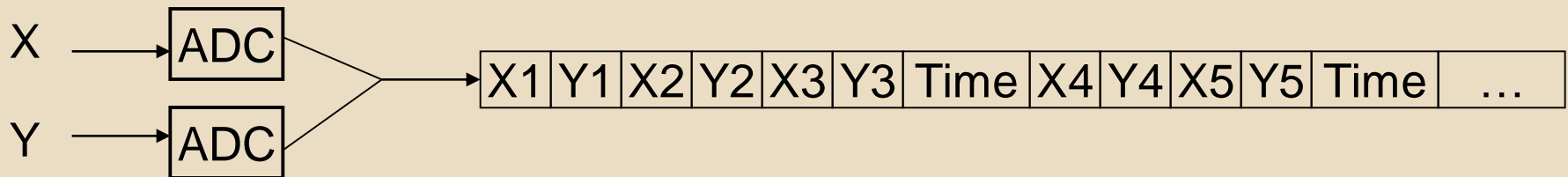


■ **FIGURE 18-12** Pairs of uniformity images, lead slit-mask (lead sheet with thin slits) images, and orthogonal hole phantom (lead sheet with a rectangular array of holes) images, with scintillation camera's digital correction circuitry disabled (**top**) to demonstrate nonuniformities and spatial 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

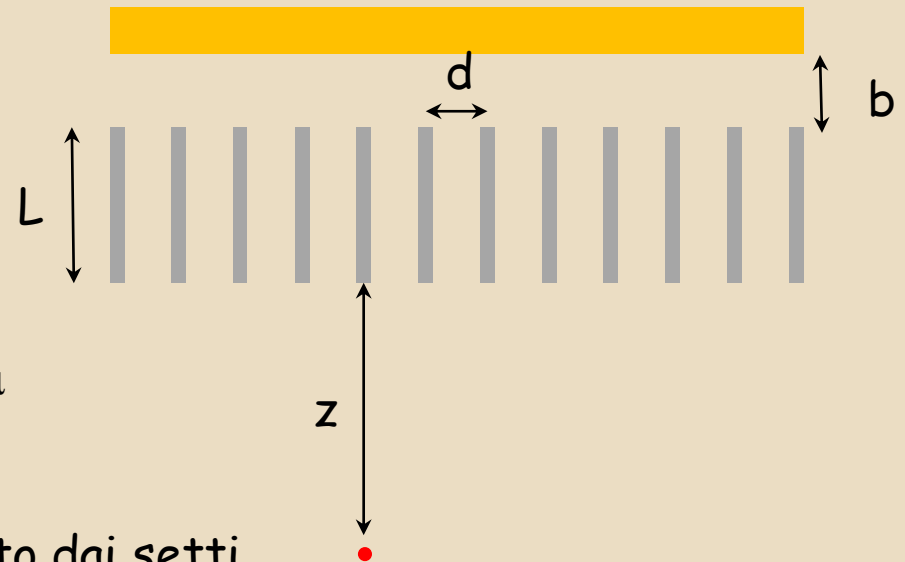
Collimatore parallelo

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

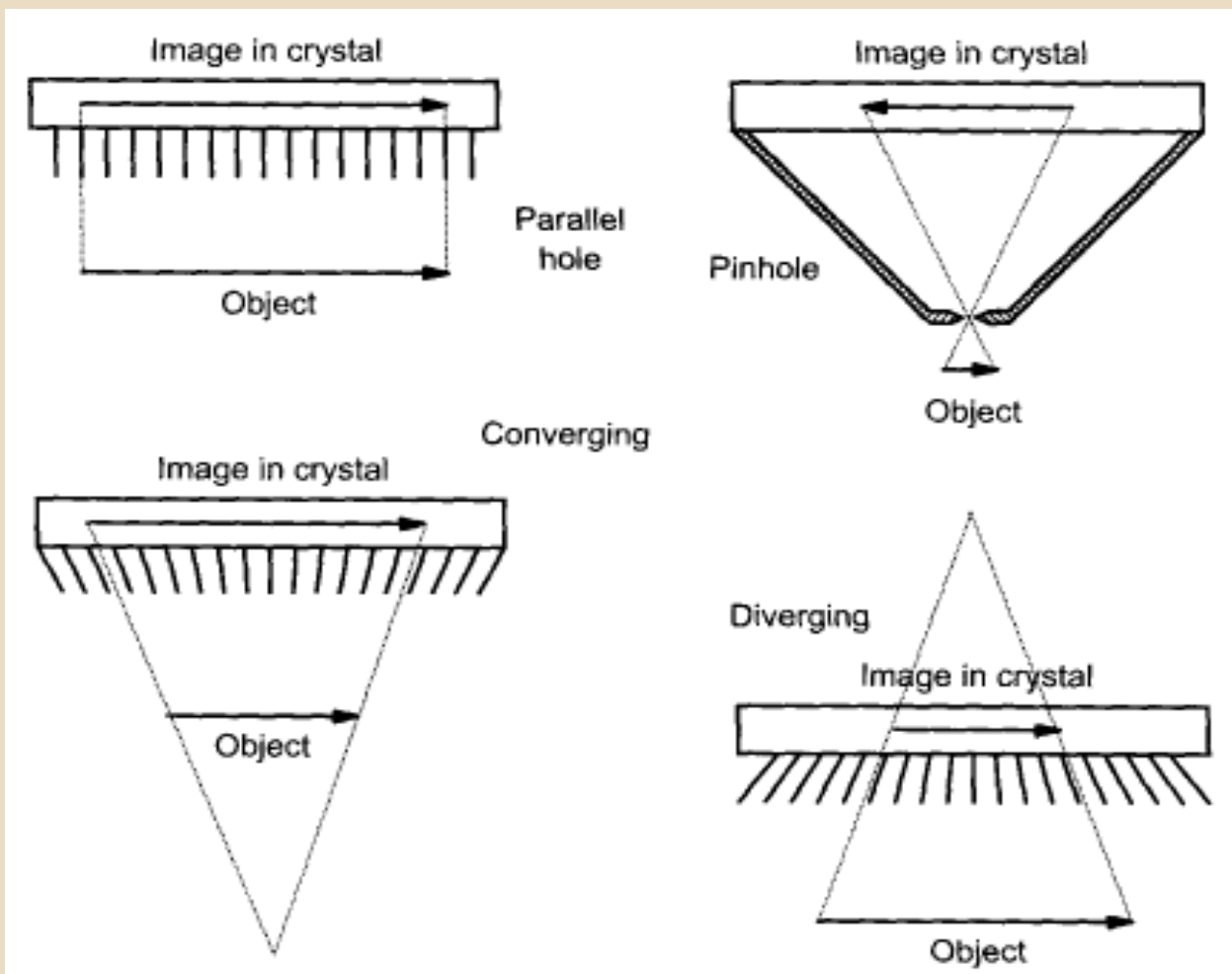
$$G = \frac{A_{open}}{4\pi L^2} f$$

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

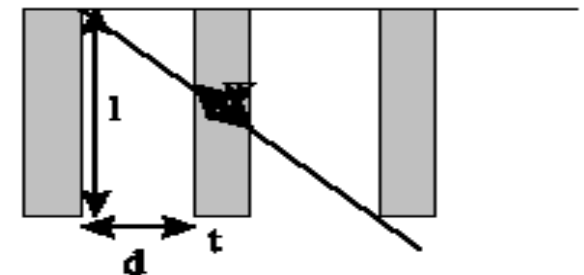
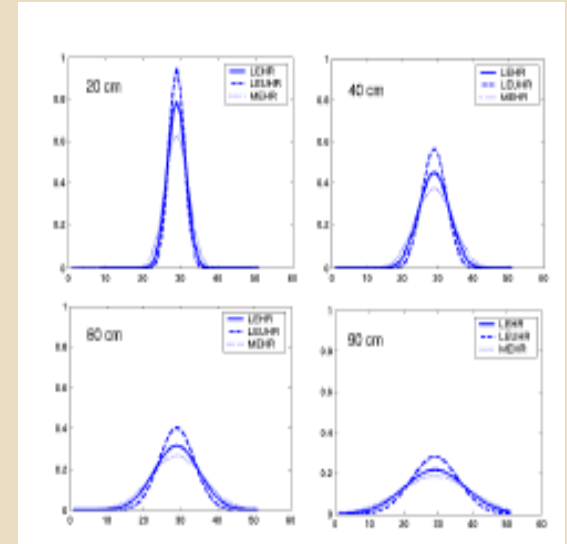
Risoluzione spaziale  $R_c$ : l'immagine di una sorgente puntiforme è una gaussiana sul rivelatore.

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:

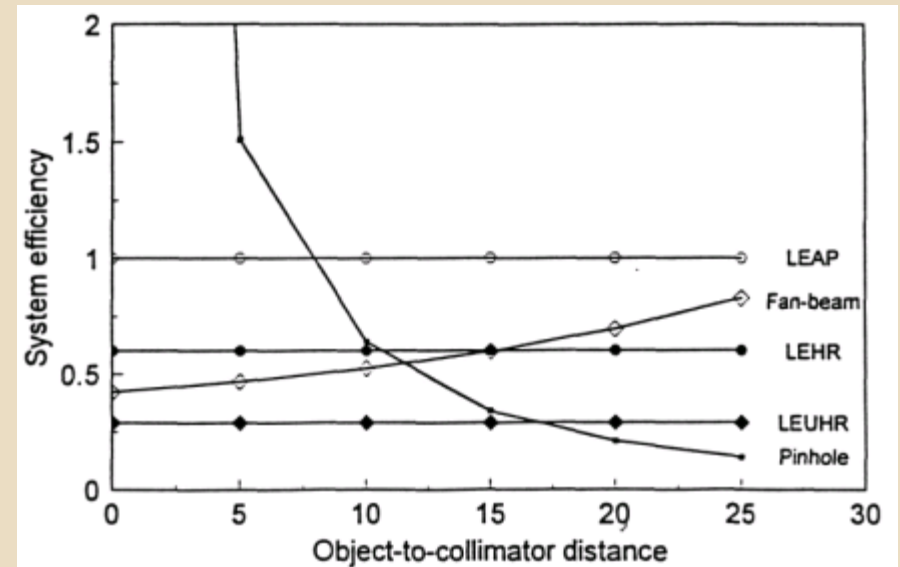
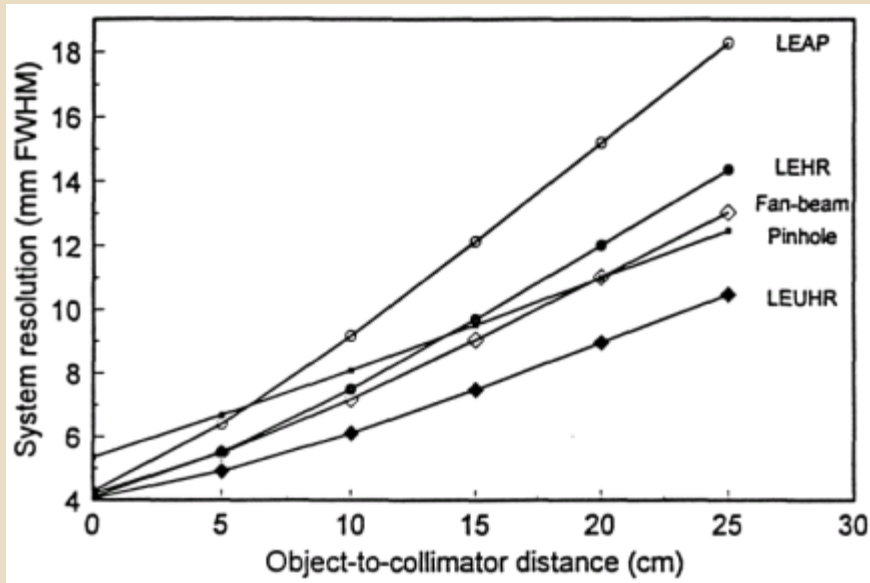
Piombo                       $Z=82$  densità  $11.4 \text{ g/cm}^3$

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

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

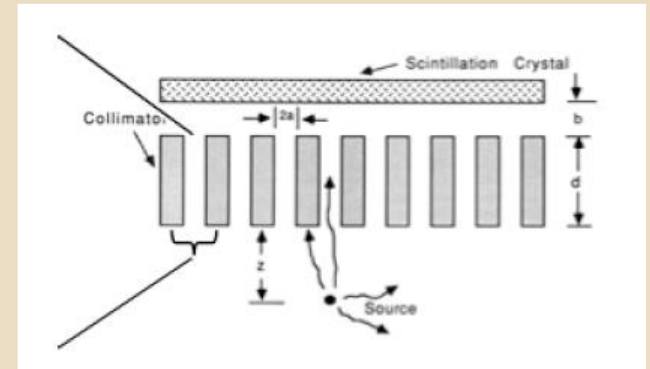
Oro                           $Z=79$  densità  $19.3 \text{ g/cm}^3$

# 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/ $\mu$ Cl)	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**

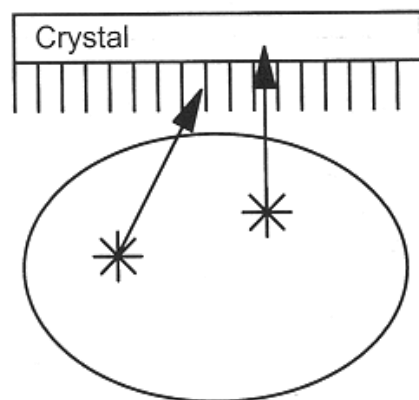
COLLIMATOR	SPATIAL RESOLUTION*	EFFICIENCY	FIELD SIZE	MAGNIFICATION
Parallel hole	Decreases	Approximately constant	Constant	Constant ( $m = 1.0$ )
Converging	Decreases	Increases	Decreases	Increases ( $m > 1$ at collimator surface)
Diverging	Decreases	Decreases	Increases	Decreases ( $m < 1$ at collimator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

\*Spatial resolution corrected for magnification.

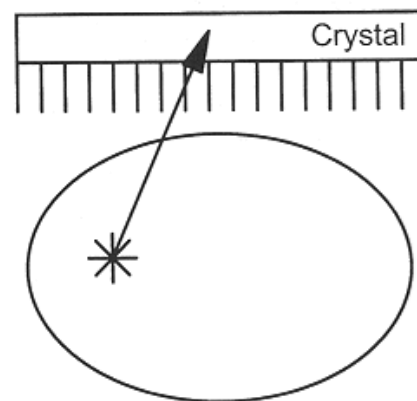
# IMAGE FORMATION

- 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.

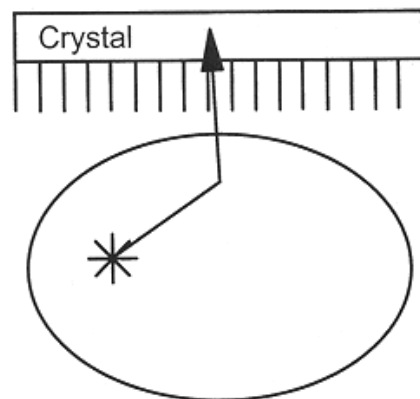
# IMAGE FORMATION



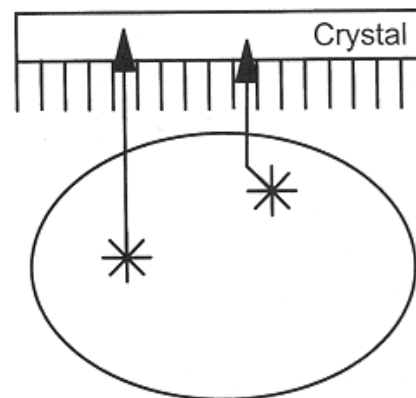
Collimator septal penetration



Scatter in Patient



Coincident interactions



# IMAGE FORMATION

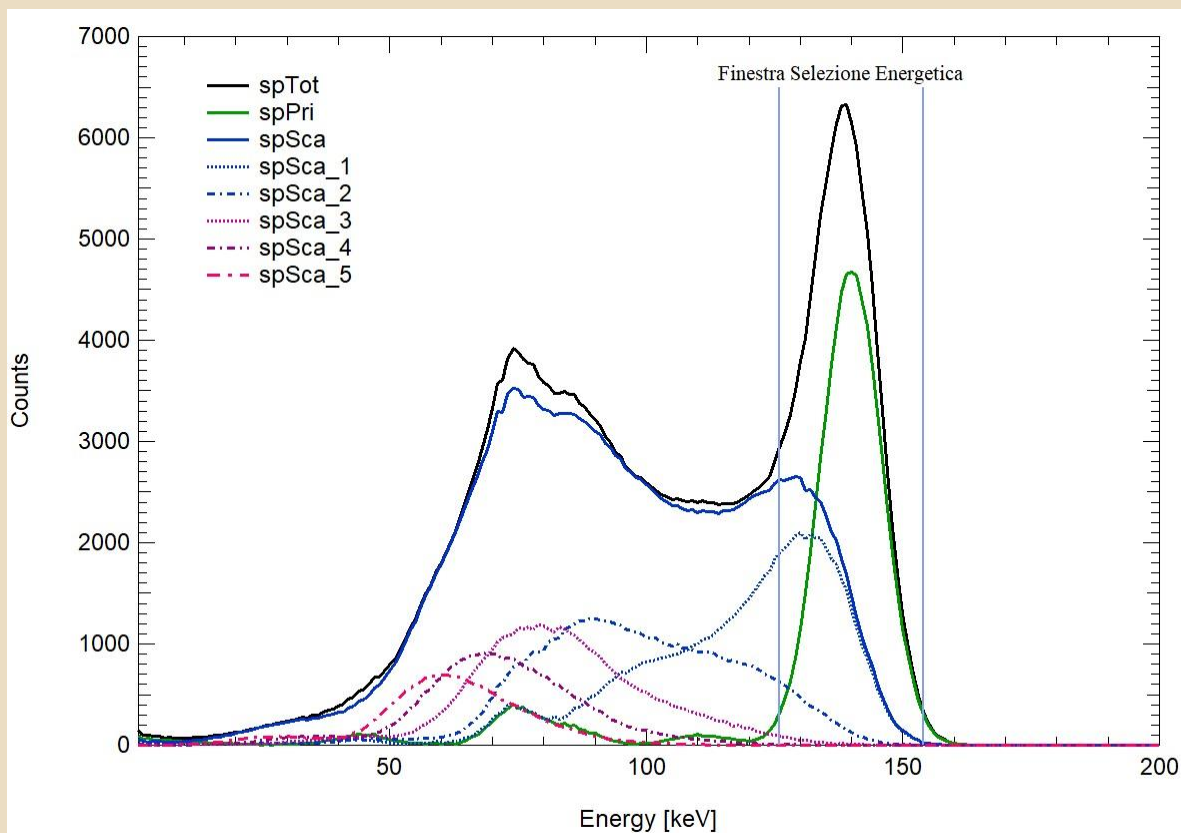
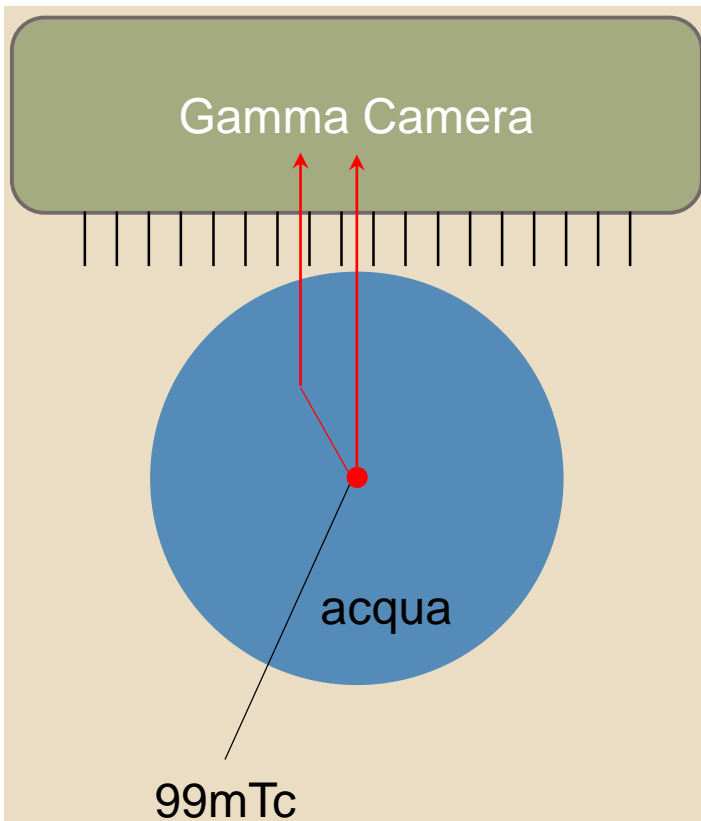
- I fotoni assorbiti nel cristallo possono aver subito alcuni interazione fotoelettrica, altri uno o piu' interazioni Compton prima di essere assorbiti per effetto fotoelettrico.
- È possibile che due fotoni interagiscano contemporaneamente nel cristallo:
  - Se l'energia (segnale Z) è all'interno della 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

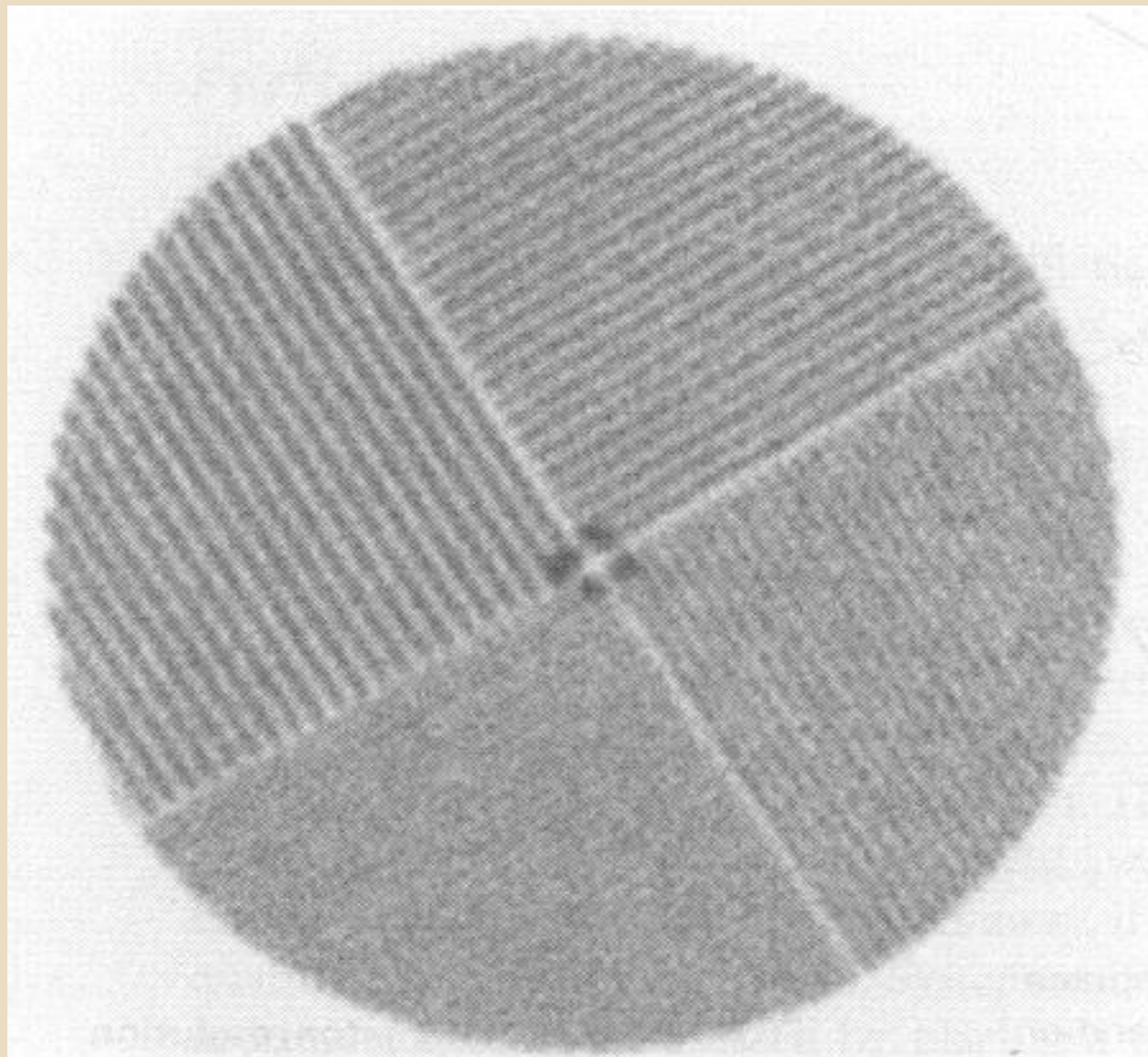
- Con la presenza di collimatori - *sistema o estrinseche*
- Senza collimatore - *intrinseche*
- Le misure di sistema forniscono indicazioni sulle prestazioni cliniche del rivelatore
- Misure intrinseche possono essere impiegate per confronti delle prestazioni di rivelatori differenti isolando la camera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