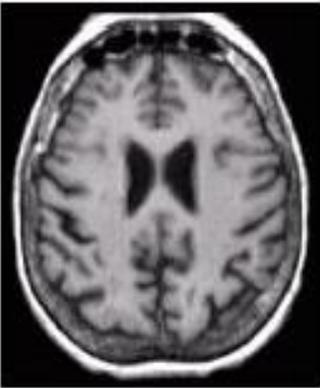
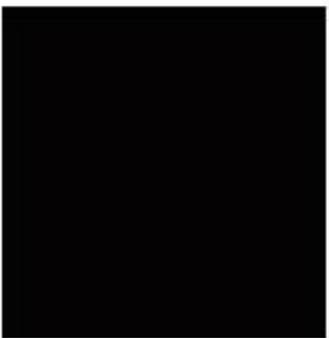


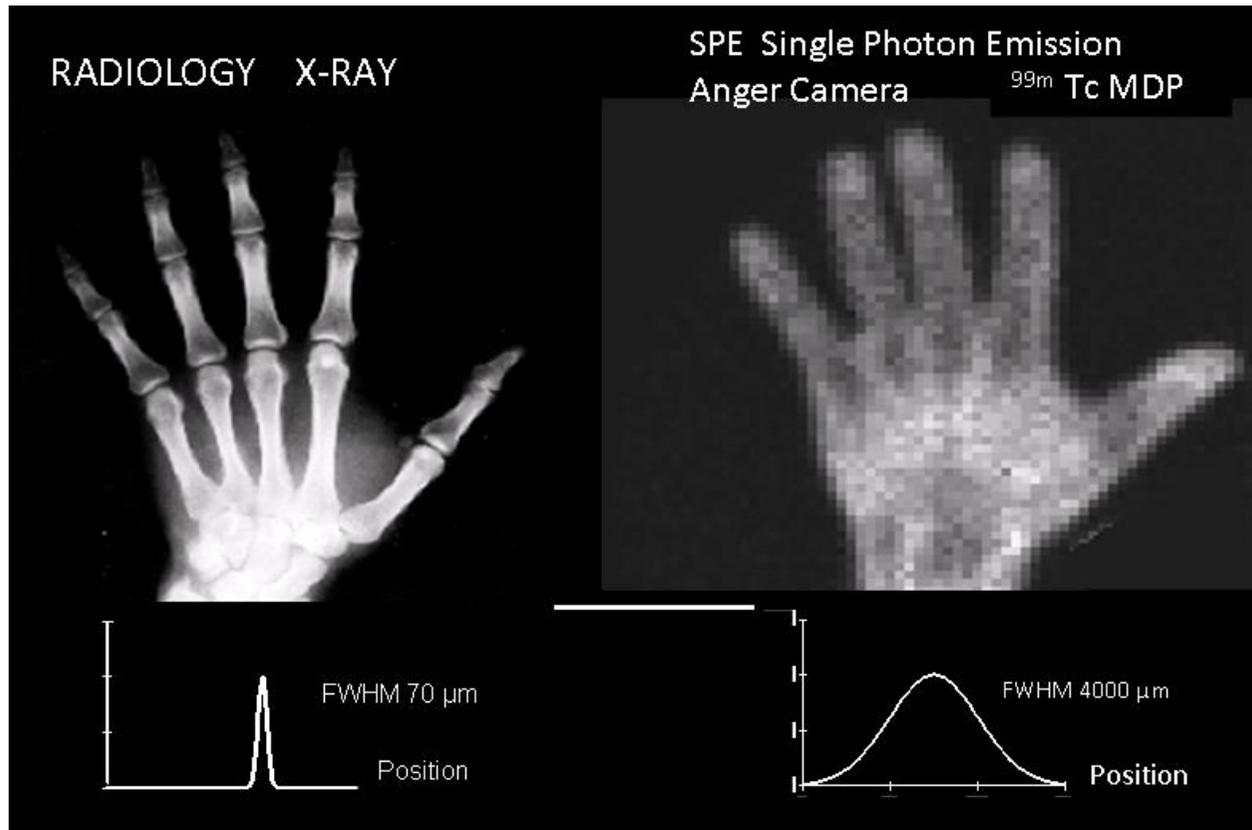
Single Photon Emission Computed Tomography

SPECT

Informazioni funzionali (metabolico)

	Persona Viva	Persona Morta	
MRI scan			informazione anatomica
SPECT scan			informazione funzionale

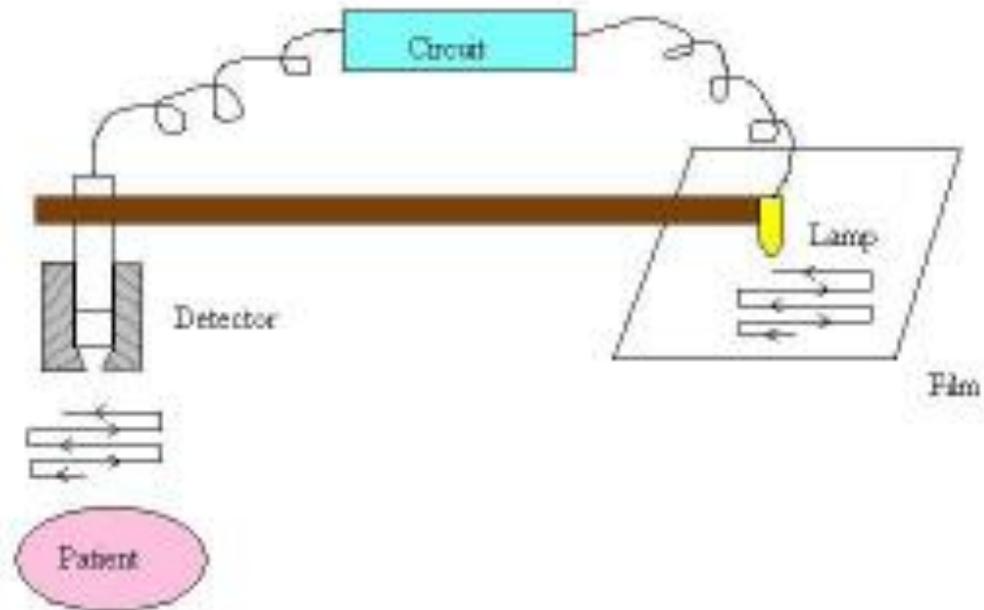
Informazioni meno risolte



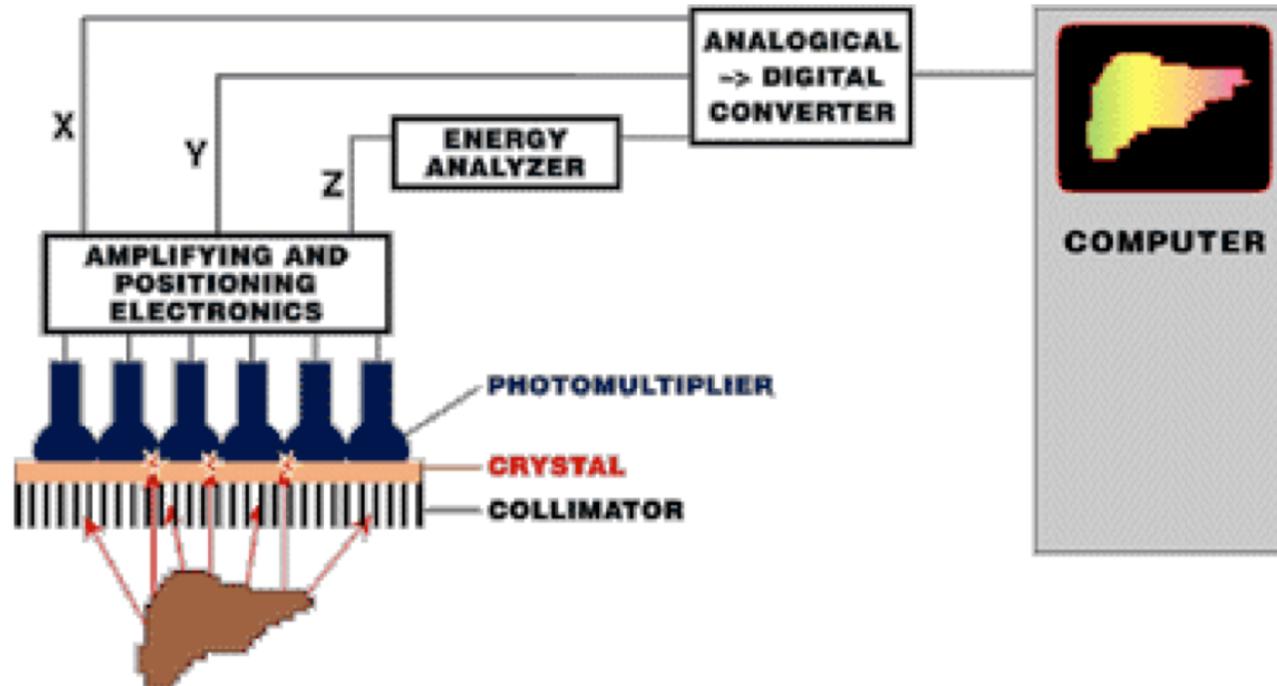
Il numero di fotoni in un indagine SPECT è \ll di quello di un'indagine radiografica

Storia: Rectilinear Scanner

Introdotta nel 1950 da Benedict Cassen

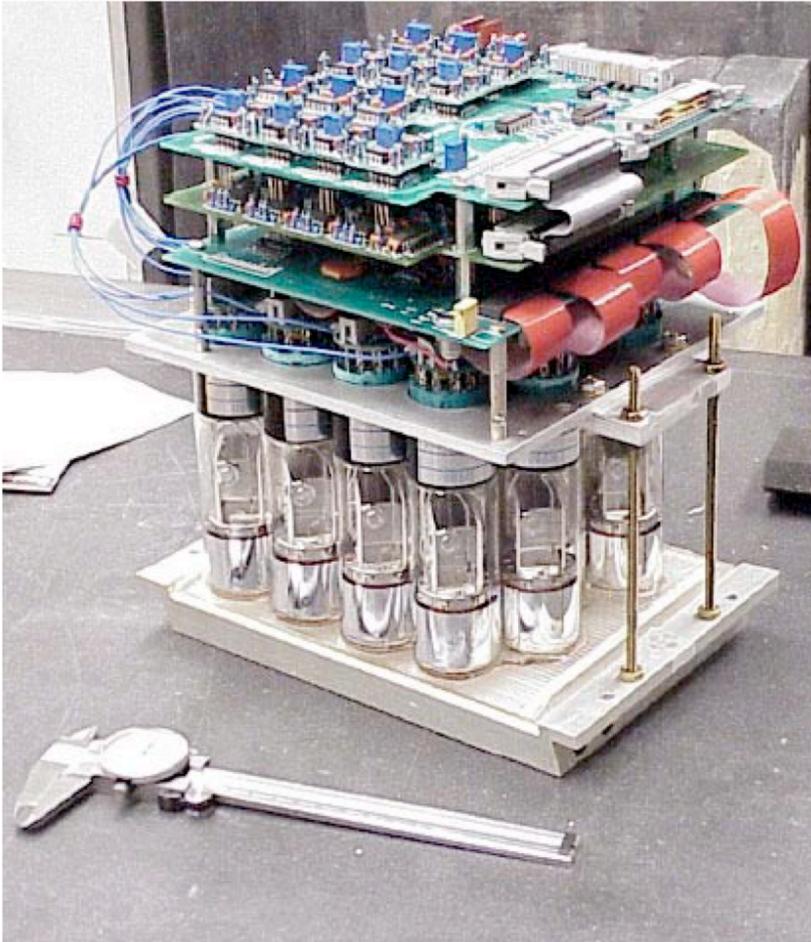


Gamma Camera



Prima Gamma Camera: 1957 da Hal Anger

Dettaglio della struttura



Il detector contiene un cristallo di NaI(Tl) di forma circolare o rettangolare e di spessore di circa 1 mm. Lo scintillatore è accoppiato ad un array di 37, 61 o 91 tubi fotomoltiplicatori.

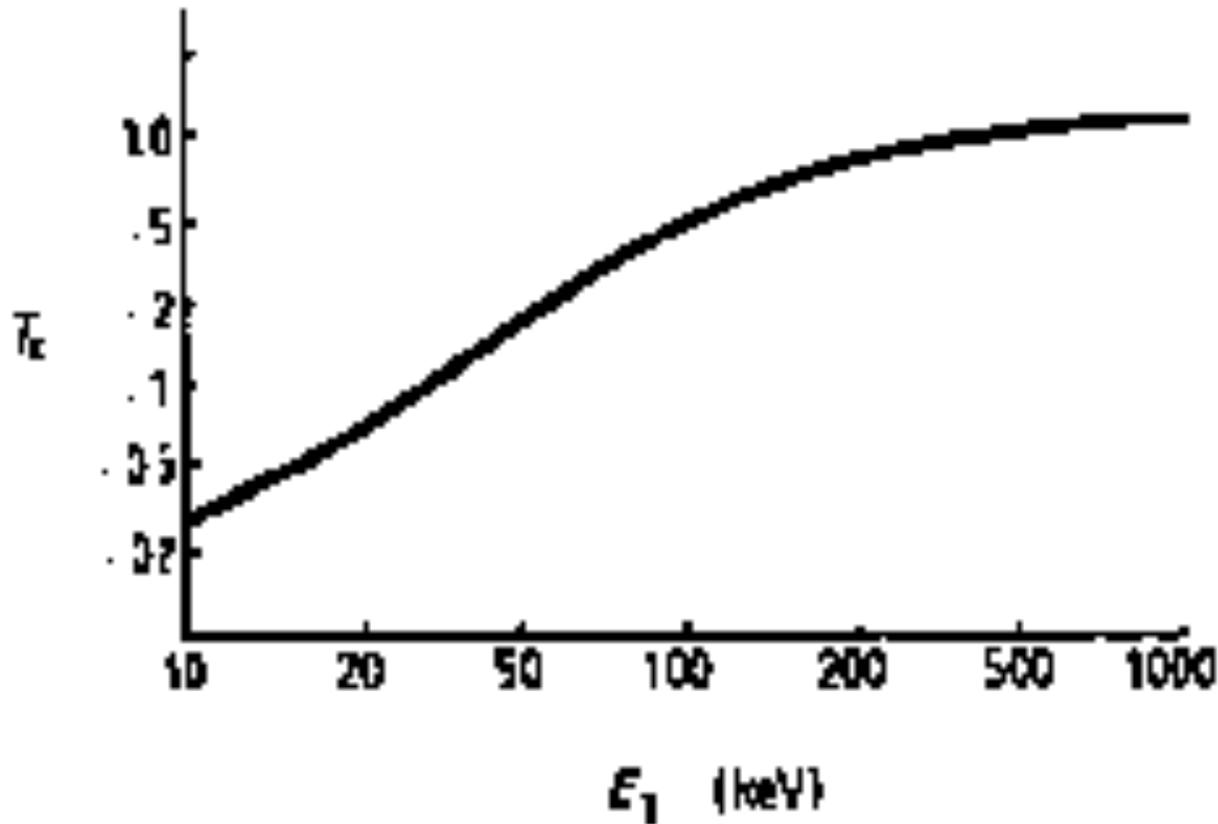
Gamma camera

- GE Healthcare - Millennium MG



Perché il Tecnezio 99?

- $^{99m}\text{Tc} \rightarrow ^{99}\text{Tc} + \gamma$ (fotoni a 140keV, emivita di 6 ore)



Limite superiore della trasmissione del corpo

Perché il Tecnezio 99?

- $^{99m}\text{Tc} \rightarrow ^{99}\text{Tc} + \gamma$ (fotoni a 140keV, emivita di 6 ore)

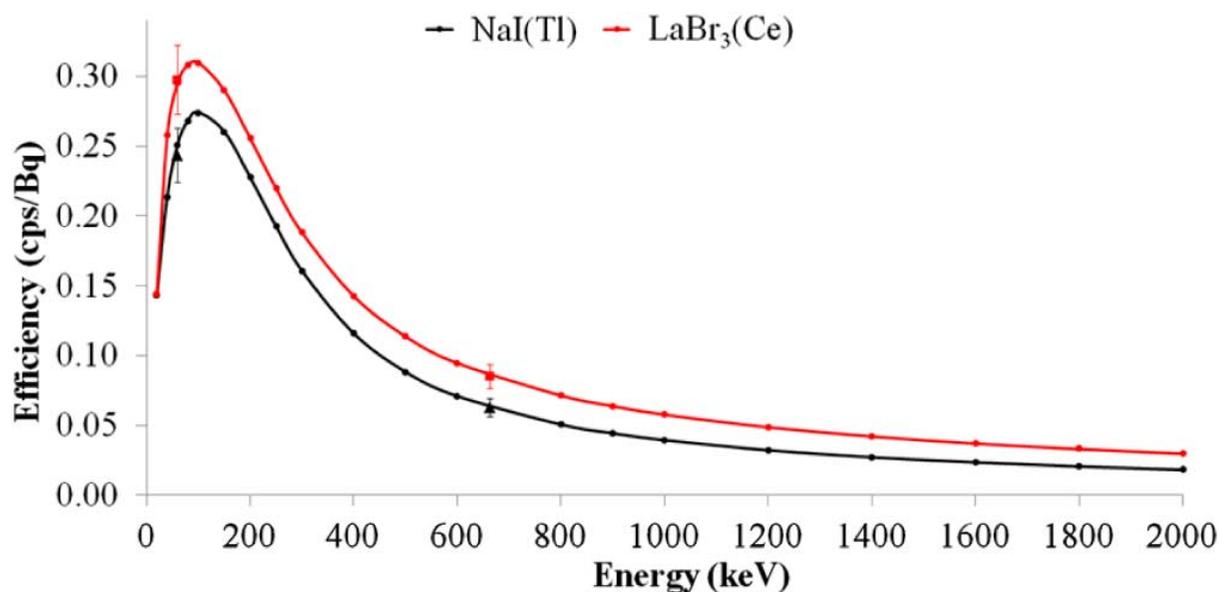


Fig. 5. Efficiency curves for the NaI(Tl) and the LaBr₃(Ce) detectors. The experimental efficiencies are also shown (black triangles and red squares, respectively).

Per energie maggiori efficienze minori

Per energie maggiori cristalli più spessi



Costi maggiori

Perdita di definizione

Collimatori

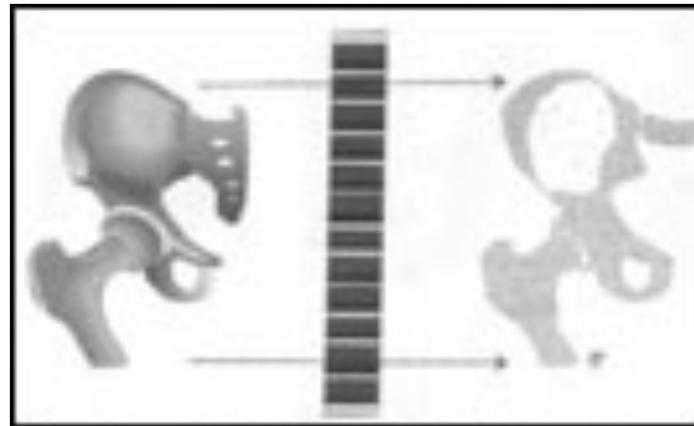
- Lastre (setti) metalliche capaci di individuare la *direzione* dalla quale provengono i γ incidenti sul cristallo di rilevazione
- Materiali ad elevata densità ed elevato numero atomico: piombo, platino, tungsteno
- La *struttura* del collimatore è “*a nido d’ape*”

Parametri caratteristici

- Efficienza di rivelazione (cpm)
 - per aumentare l'efficienza di rivelazione bisogna aumentare il diametro dei fori
 - collimatori con fori più larghi riducono tuttavia il potere risolutivo del sistema di acquisizione.
- Risoluzione spaziale
 - più piccole saranno le dimensioni dei fori e più lunghi saranno i setti, più precisa sarà la selezione dei fotoni γ incidenti sul cristallo, migliore sarà la risoluzione spaziale
 - minor numero di fotoni rilevati (minore efficienza di rivelazione)

Tipologie

- Parallel hole collimator



Parallel-hole Collimator

- *Low Energy All- Purpose (LEAP)*: fori di largo diametro, 500.000 cpm, risoluzione 1 cm (10cm tra sorgente e collimatore)
- *Low Energy High-Resolution (LEHR)*: maggior numero di canali, di lunghezza maggiore e sezione inferiore, 185.000cmp, risoluzione 0.65cm
- *Medium- and High Energy Collimators*: sono utilizzati rispettivamente con fotoni a media ed elevata energia (^{81}Kr , ^{67}Ga , ^{111}In , ^{131}I)

Tipologie

- ***Slanthole collimator:***

- è simile al *parallel hole*, infatti tutti i setti sono paralleli, ma sono inclinati di un certo angolo rispetto alla giacitura del cristallo rilevatore

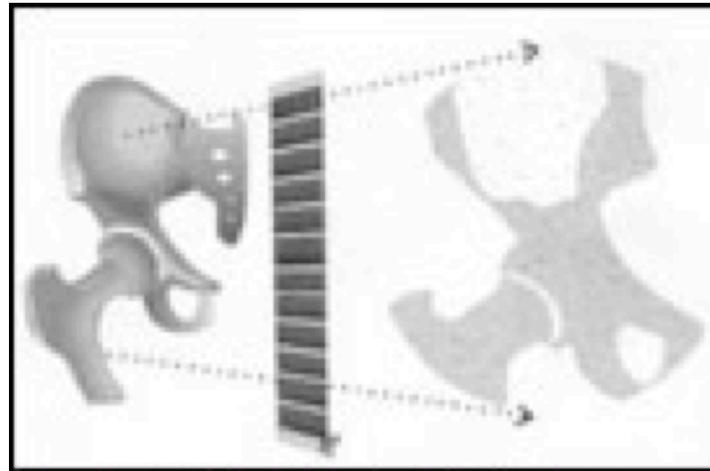


Slanthole Collimator

- permette di visualizzare quegli organi il cui campo di vista sia parzialmente ostruito da altri organi

Tipologie

- ***Converging collimators***



Converging Collimator

utilizzato quando si renda necessario indagare organi di piccole dimensioni

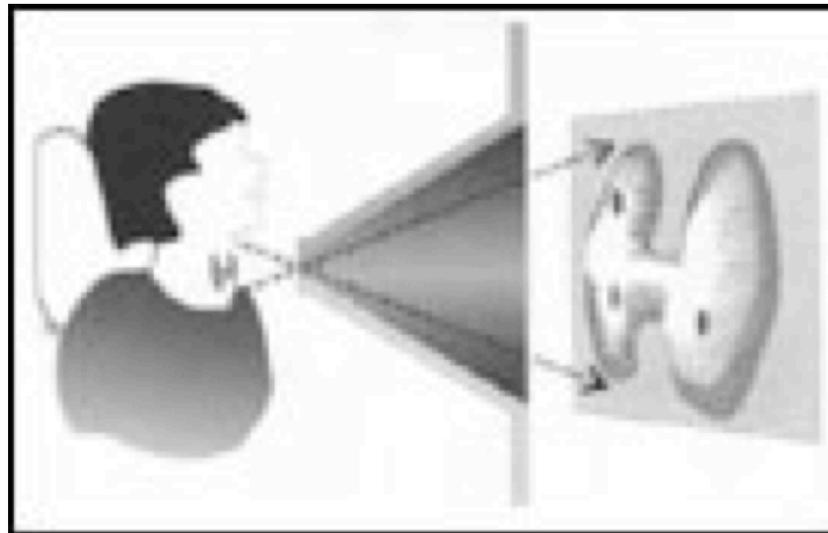
- ***Diverging collimators***

necessità di indagare organi piuttosto grandi e, a causa di limiti tecnologici, il cristallo rivelatore aveva piccole dimensioni. Attualmente, invece, il *diverging* è poco usato dato che i cristalli sono arrivati a dimensioni di circa 50x60cm

distorsione geometrica

Pin-hole collimator

- caso limite del *converging collimator*, nel quale è presente un solo piccolo foro (diametro $2 \div 6$ mm). Il campo di impiego, ovviamente, è limitato ad organi piccoli, quali la tiroide, o a particolari distretti anatomici (es. piccole articolazioni)

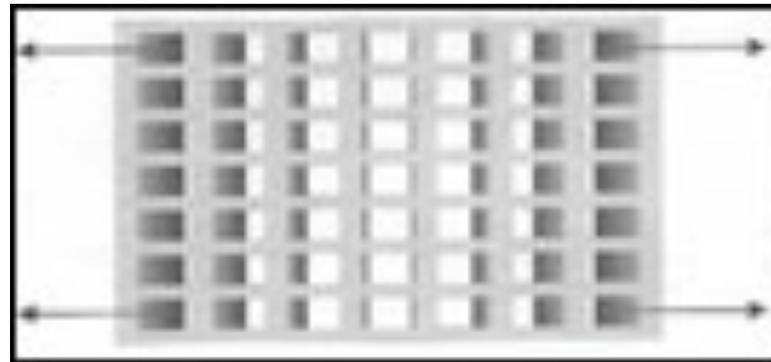


Pinhole Collimator

- Fattore di ingrandimento:
 - S la distanza tra due punti della sorgente A e B; I la distanza tra i punti immagine A' e B'
 - d la distanza tra sorgente e foro d'entrata; h la distanza tra foro d'entrata e cristallo;

$$I : S = h : d$$

Fan beam collimator

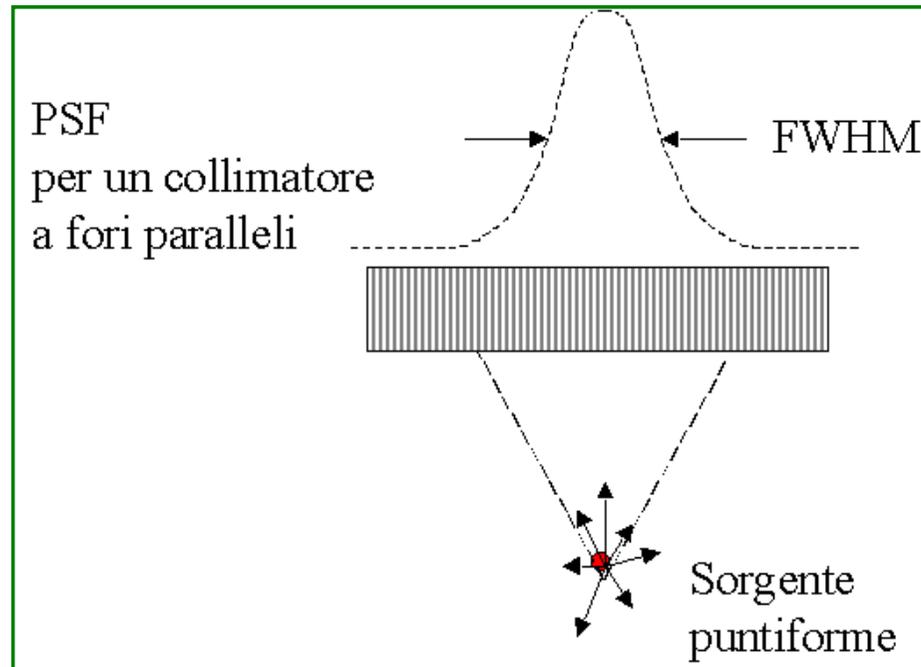


Fanbeam Collimator

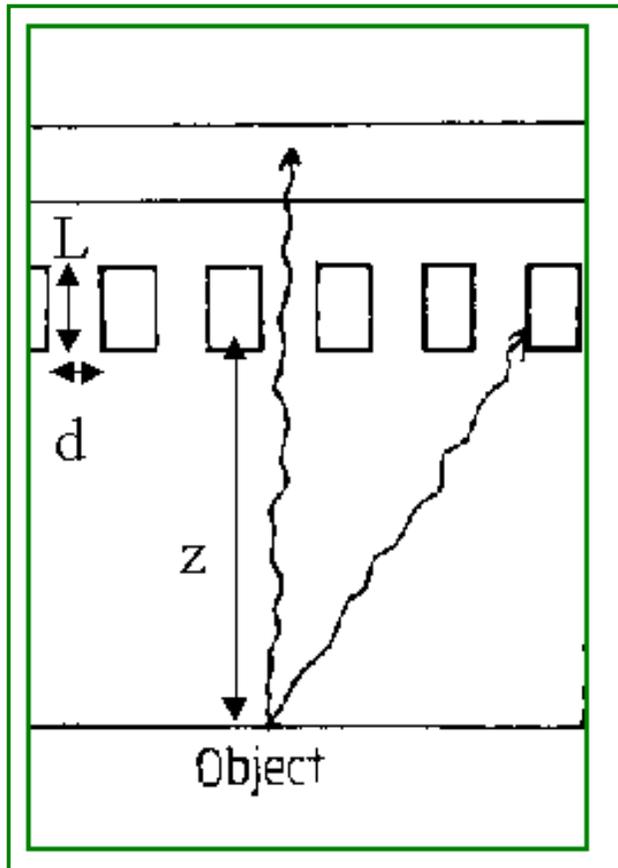
Essi sono stati progettati per effettuare scansioni su organi relativamente piccoli, quali ad esempio cuore e cervello. Sono compatibili con Gamma Camere aventi testata rettangolare. I fori sono paralleli se visti lungo una certa direzione, mentre appaiono convergenti se visti lungo un' altra direzione

Risoluzione spaziale geometrica

- R_c è definita come la FWHM (full width at half maximum) del profilo di radiazione proveniente da una sorgente puntiforme proiettata attraverso il collimatore nel detector. Questo profilo è chiamato PSF (point spread function)



Risoluzione spaziale geometrica



$$R_c:(L + z) = d : L$$

$$R_c = d (L + z)/L$$

L =lunghezza dei fori

d =diametro dei fori

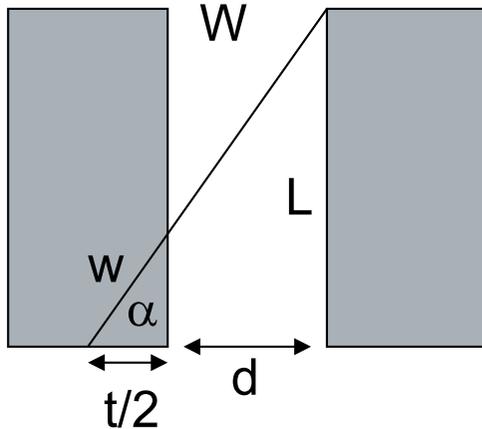
Z =distanza sorgente-collimatore

R_c migliora:

- all' aumentare della lunghezza dei fori
- all' aumentare del numero dei fori per unità di superficie (mantenendo adeguato lo spessore dei setti)
- al diminuire della distanza sorgente - collimatore.

Risoluzione spaziale geometrica

Considerando lo spessore dei setti (e volendo attenuare i raggi che incidono a metà spessore):



$$t/2 : (t/2 + d) = w : W$$

con
$$W = \frac{L}{\sin \alpha}$$

si ha
$$t = \frac{2dw \sin \alpha}{L - w \sin \alpha}$$

$$I = I_0 e^{-\mu w}$$

Con coefficiente di penetrazione
pari al 5%

↓
$$3 = \mu w$$



$$R_c = \frac{t(\mu z + \mu L)}{6 \sin \alpha}$$

$$R_c : (L + z) = (t/2 + d) : L$$

Scintillatori

Ciascuna particella γ incidente cede energia agli elettroni delle molecole dello scintillatore, per mezzo di successive interazioni; questi elettroni entrano in uno stato di eccitazione e restituiscono l'energia appena acquistata ritornando al loro livello energetico ovvero rilasciano un fotone con lunghezza d'onda nel campo del visibile.

Il tempo τ necessario a questa transizione può variare dai nanosecondi (e allora si parla di fluorescenza, 10^{-8} s), alle ore (fosforescenza).

L'evoluzione temporale del processo di scintillazione può essere definita da:

$$N = (N_0 / \tau_d) * \exp(-t / \tau_d)$$

dove è:

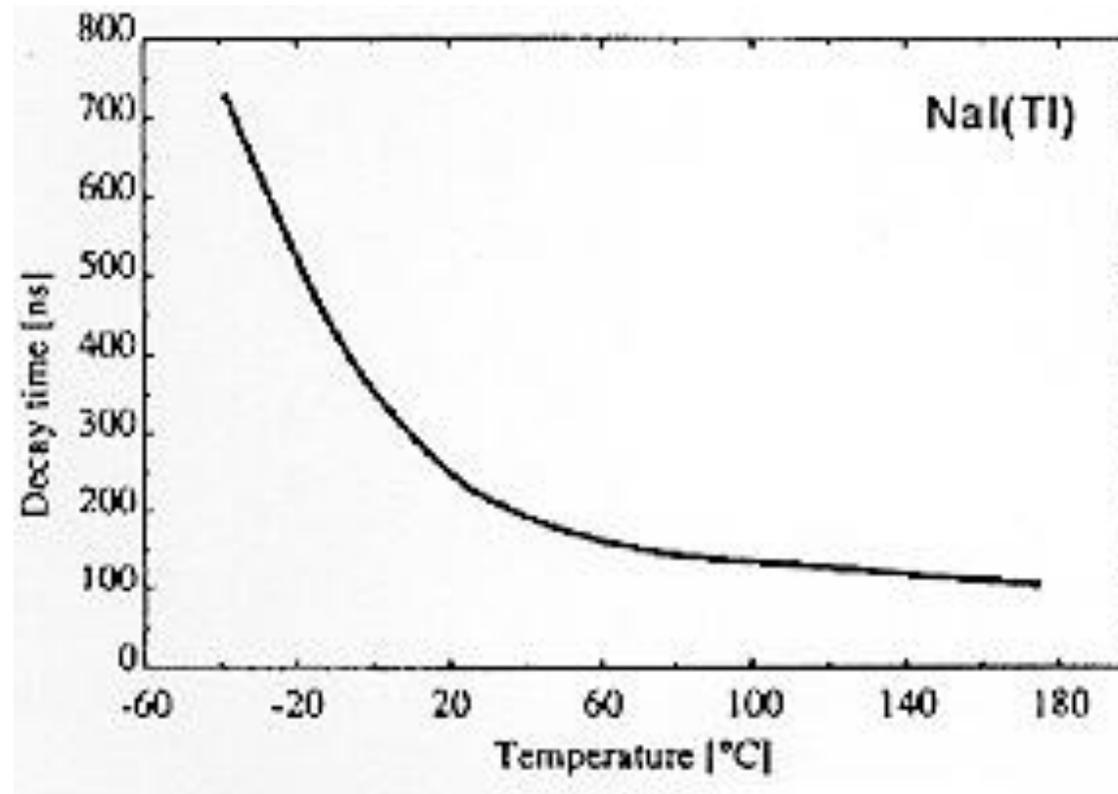
- N : numero di fotoni emessi al tempo t
- N_0 : numero totale di fotoni emessi
- τ_d : tempo di decadimento

In genere però sono presenti entrambe le componenti: quella legata alla scintillazione vera e propria (componente rapida, τ_f) e quella legata alla fosforescenza (componente lenta, τ_s), per cui si ha:

$$N = A \exp(-t / \tau_f) + B \exp(-t / \tau_s)$$

Parametri caratteristici

- Costante di decadimento



Velocità di risposta

Parametri caratteristici

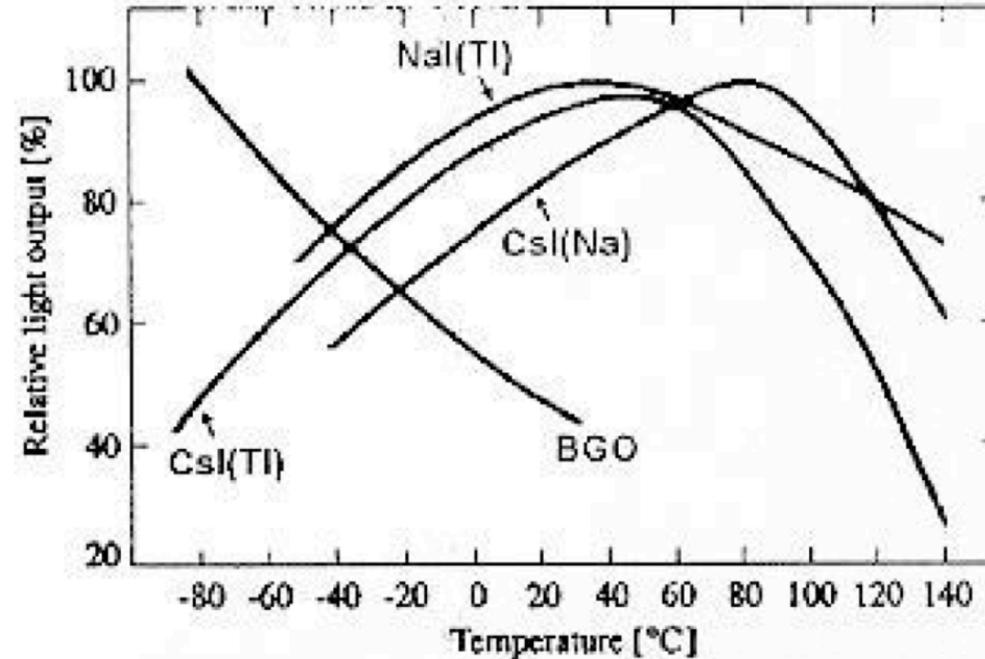
- *Velocità di risposta:*
 - è importante che la risposta del cristallo sia la più possibile rapida; la componente fosforescente, infatti, è percepita come *rumore* nello scintillatore, dal momento che essa può produrre una luce significativa, alla base della quale vi è però un meccanismo di eccitazione termica
 - Ciascuna particella γ interagisce più volte all'interno del reticolo e produce diverse scintillazioni in rapidissima successione. Essa, infatti, in generale, non riesce a rilasciare tutta la sua energia in una unica interazione con il reticolo. Tali *scintillazioni in cascata* saranno rilevate dal fotomoltiplicatore come un unico lampo luminoso, poiché vi giungeranno in un tempo inferiore al tempo di discriminazione del fototubo stesso

Parametri caratteristici

- Efficienza η
 - $\eta = \text{fotoni dello scintillatore trasmessi} / \text{fotoni } \gamma \text{ incidenti}$
 - ΔE energia rilasciata nel cristallo dal fotone γ , L la quantità di luce prodotta
 - $L \propto \Delta E$**
 - se tutta l'energia del fotone viene rilasciata nel cristallo ho massima probabilità di interazione: elevato stopping power (potere frenante)

Parametri caratteristici

- Efficienza funzione della temperatura



Self-absorption

- Fenomeno da evitare: è necessario che il cristallo sia il più possibile *trasparente alla propria luce*

$$L(x) = L_0 \exp(-x / l_{\text{att}})$$

- L l'intensità della luce
- x lo spessore del cristallo
- l_{att} la lunghezza di attenuazione

se l_{att} è minore delle dimensioni dello scintillatore, si avrà una perdita di fotoni.

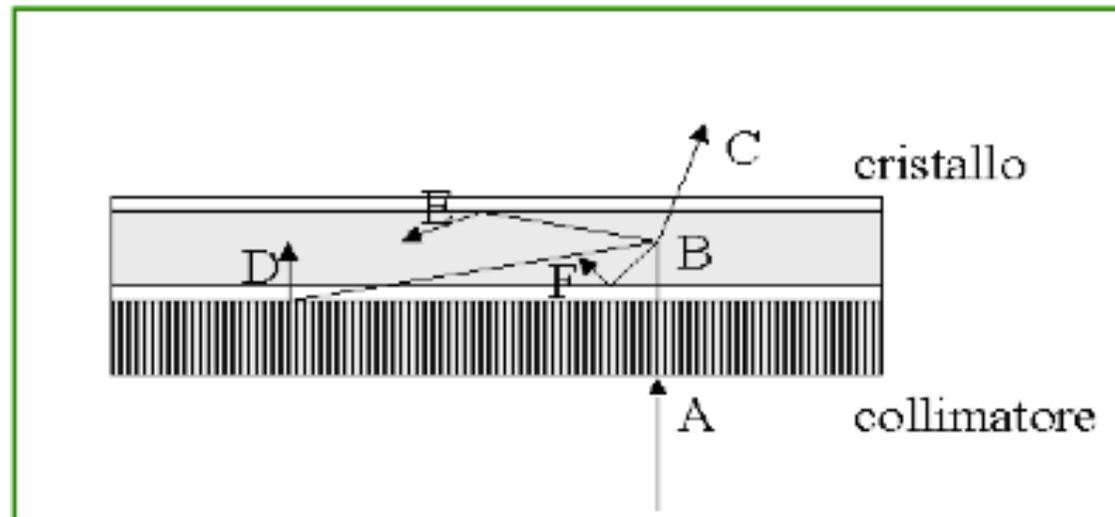
Confronto tra scintillatori

scintillatore	densità (g/cm ³)	indice rifrazione	lunghezza d'onda (nm)	costante di tempo (μs)	scintillaz. (relativa a NaI(Tl))	note	fotoni/MeV
NaI	3.67	1.78	303	0.06	190		
NaI(Tl)	3.67	1.85	410	0.25	100	a 80 K	4x10 ⁴
CsI	4.51	1.80	310	0.01	6	a 80 K	
CsI(Tl)	4.51	1.80	565	1.0	45	a 80 K	1.1x10 ⁴
⁶ LiI(Eu)	4.06	1.96	470-485	1.4	35	a 80 K	1.4x10 ⁴
BaF ₂	4.88	1.49	190/220 310	0.0006 0.63	5 15		6.5x10 ³ 2x10 ³
Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂	7.13	2.15	480	0.30	10		2.8x10 ³
PbWO ₄	8.28	1.82	440,530		0.1		100
LAr	1.4	1.29	120-170	0.005/0.860		a 170 nm	
LKr	2.41	1.40	120-170	0.002/0.085		a 170 nm	
LXe	3.06	1.60	120-170	0.003/0.022		a 170 nm	4x10 ⁴

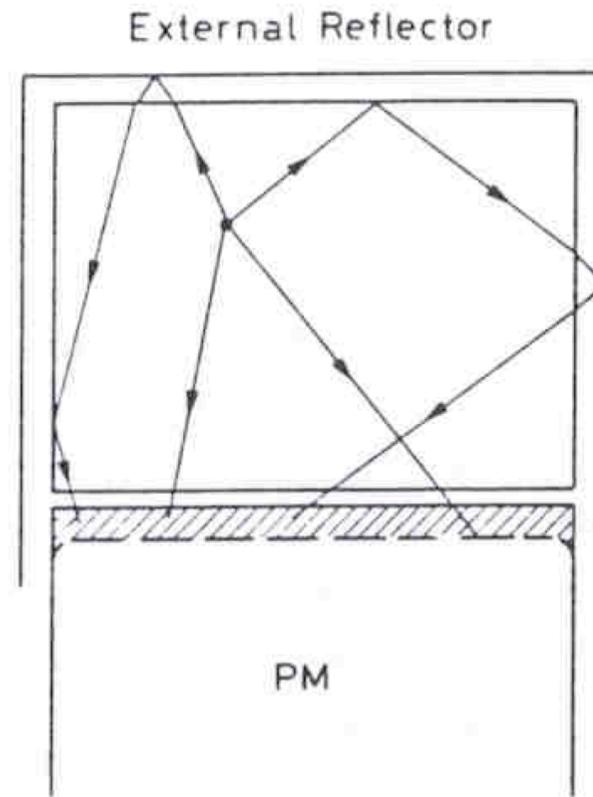
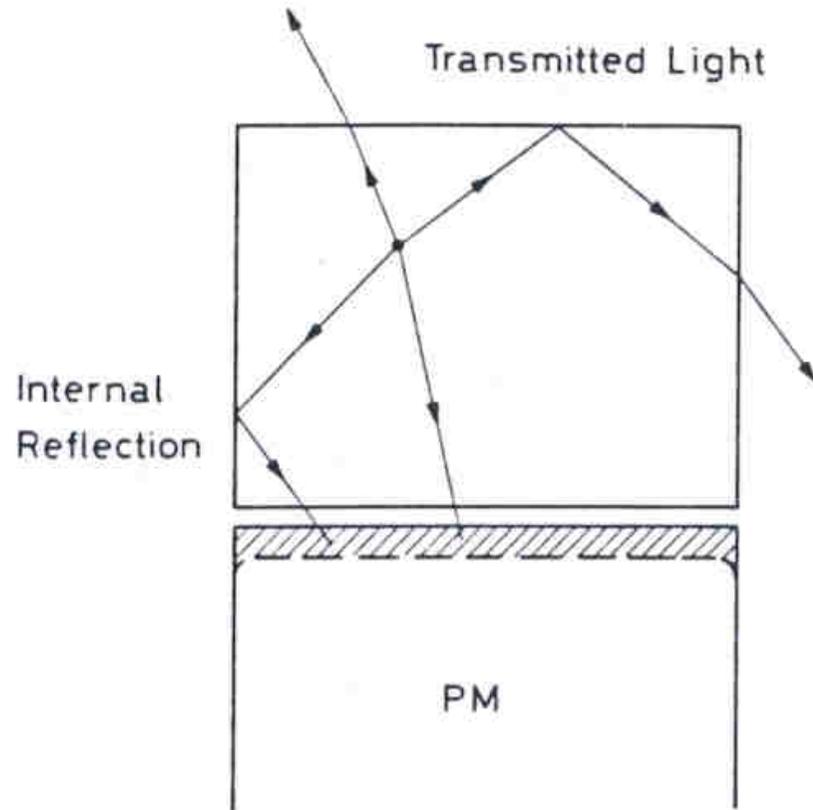
Alta efficienza  elevato rapporto segnale rumore
 Minor la dose di radiazione da somministrare al paziente

Processo totale

- Un fotone che entra attraverso il collimatore (A) produce un grande numero di fotoni di scintillazione in un punto del cristallo (B). Questi si diffondono uniformemente in tutte le direzioni:
- attraversano il cristallo e raggiungono il fototubo (C)
- sono riflessi dalla superficie della finestra di ingresso (D)
- sono riflessi dall' interfaccia cristallo-vetro in uscita (E) o dall' interfaccia con il riflettore in ingresso (F)

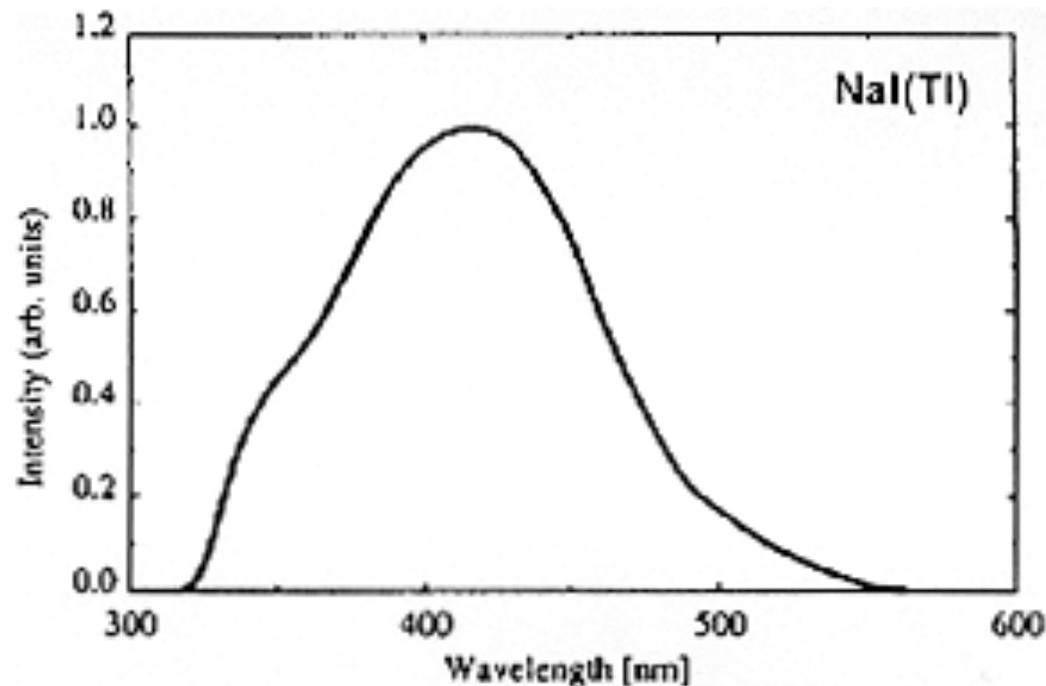


Riflessioni



Accoppiamento scintillatore-fotomoltiplicatore

- L'indice di rifrazione dello scintillatore deve essere il più possibile vicino a quello del vetro (~ 1.5) per permettere una efficiente trasmissione della luce di scintillazione al fotocatodo
- Lo spettro di emissione dello scintillatore deve essere ben rivelato dallo spettro di assorbimento del fotocatodo



Accoppiamento scintillatore-fotomoltiplicatore

- Il cristallo è connesso al tubo fotomoltiplicatore tramite una guida di luce in PMMA (polimetilmetacrilato) e del grasso ottico, per ottenere un miglior accoppiamento ottico.
- Alcune realizzazioni hanno i fotomoltiplicatori direttamente incollati alla finestra di vetro del cristallo.

Fotomoltiplicatori

Il Fotomoltiplicatore



(Philips
Photonic)



Fotomoltiplicatore

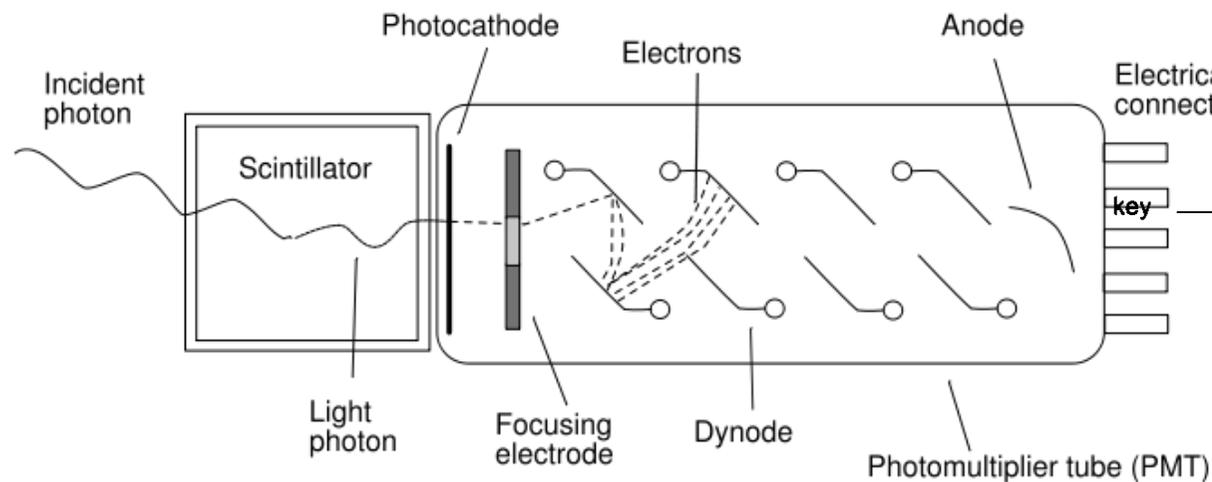
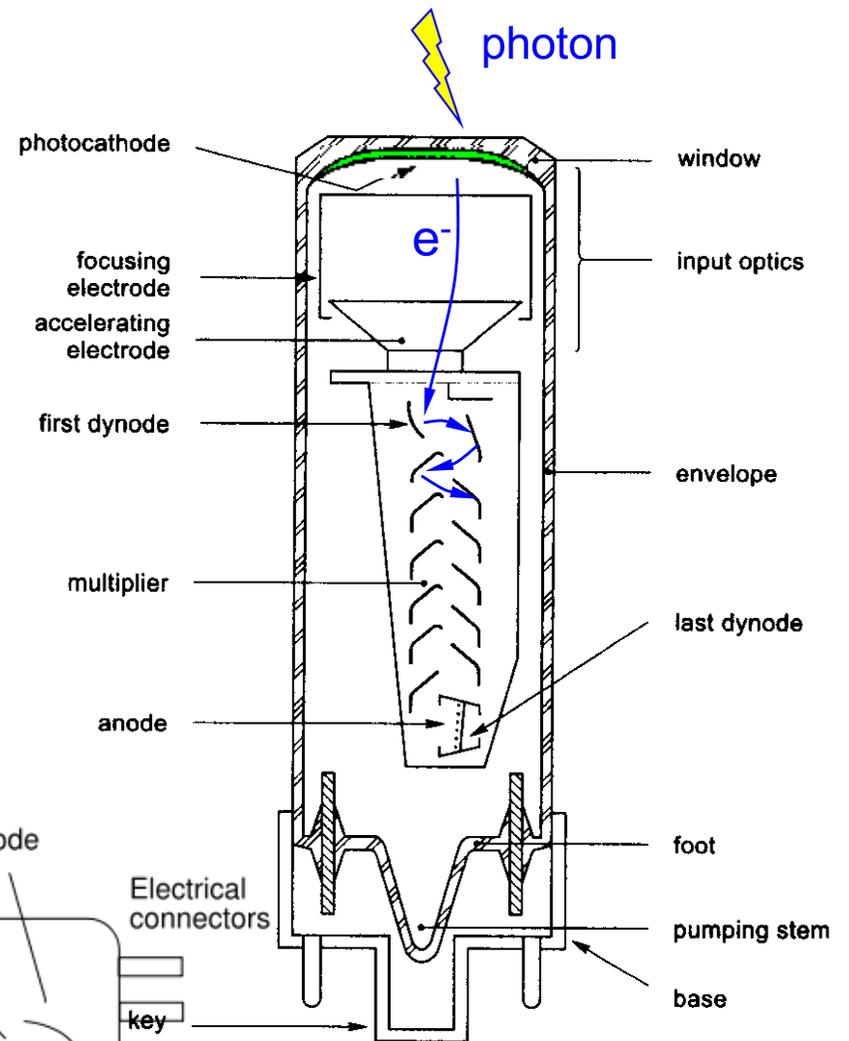
Il **fotomoltiplicatore (PM)** consiste in un **catodo** di materiale **fotosensibile** seguito da un sistema di **raccolta degli elettroni**, una sezione di **moltiplicazione degli elettroni (dinodi)** ed infine da un **anodo** dal quale si preleva il **segnale elettrico**. Tutto il sistema sta in un tubo di vetro sotto vuoto.

Quando è in funzione si alimenta con una **tensione negativa** il **catodo** (a massa l'anodo) ed i **dinodi** ad una **tensione degradante** dal valore catodico a quello dell'anodo, come si può ottenere da un partitore di tensione.

Quando un **fotone** urta il **fotocathodo** viene emesso un **elettrone** per effetto **fotoelettrico**. A causa della d.d.p. applicata viene **focalizzato ed accelerato** sul primo dinodo e, colpendolo, si ha **emissione secondaria di elettroni**.

I nuovi elettroni vengono accelerati dal campo elettrico sul secondo, terzo ... dinodo, producendo un **fascio di elettroni diretti verso l'anodo**.

All'**anodo** questo sciame di elettroni viene **raccolto** e fornisce un **segnale di corrente** che può essere ulteriormente amplificato e analizzato.



Fotomoltiplicatore

I **fotomoltiplicatori** possono funzionare sia in **continua**, ovvero con un' illuminazione costante, sia in **modo pulsato**, come nel caso di PM accoppiati a scintillatori.

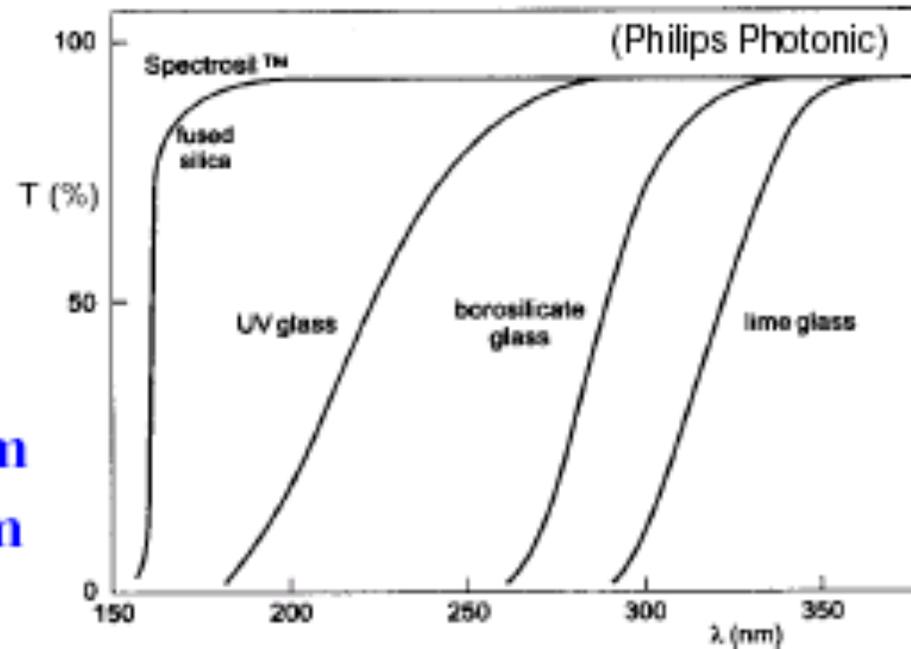
In ogni caso, se il catodo ed il sistema di dinodi sono **lineari** (come è il caso se operati bene), la corrente all' anodo è direttamente proporzionale al numero di fotoni incidenti, a sua volta in generale **proporzionale all' energia rilasciata nello scintillatore**.

Finestra

Il **fotocatodo** converte la luce incidente in una corrente di elettroni, via effetto fotoelettrico. Per facilitare il passaggio della luce il materiale fotosensibile è depositato su uno strato sottile all'interno della **finestra** del PM in generale fatta di **vetro** o di **quarzo**.

Transmission of various PM windows

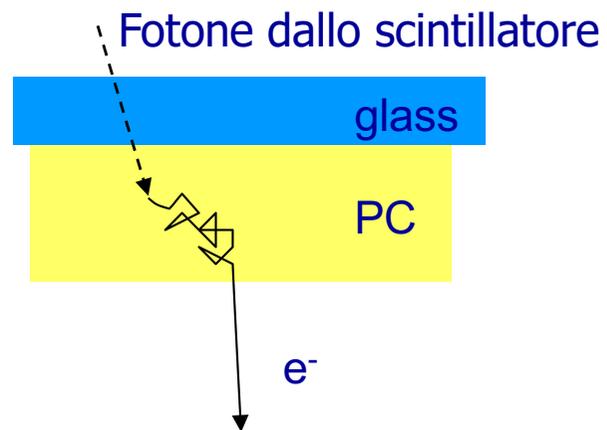
not shown:
MgF₂: cut @115 nm
LiF: cut @105 nm



Fotocatodo

Il fotocatodo

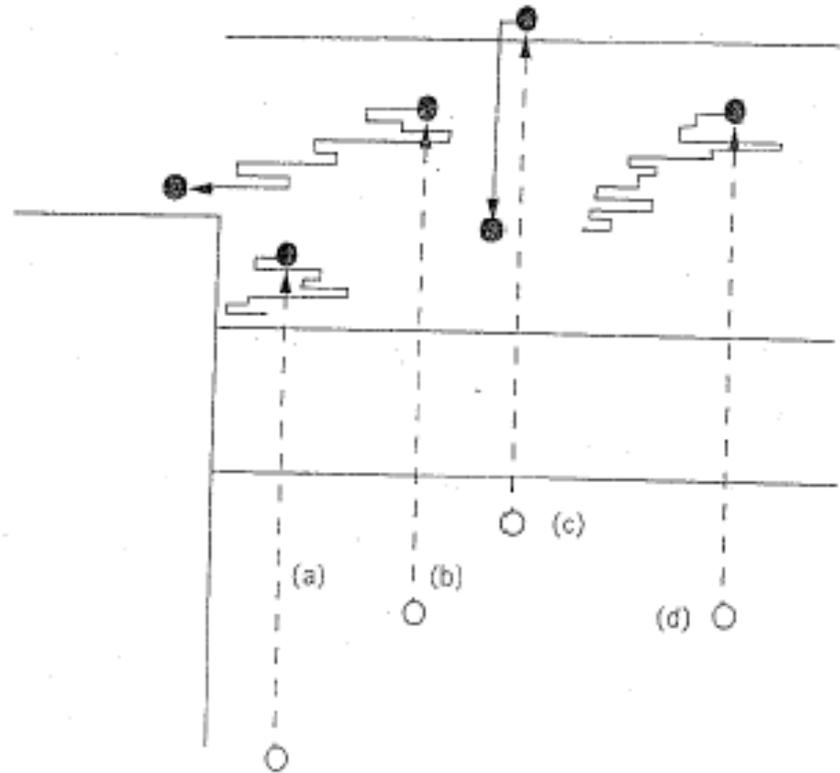
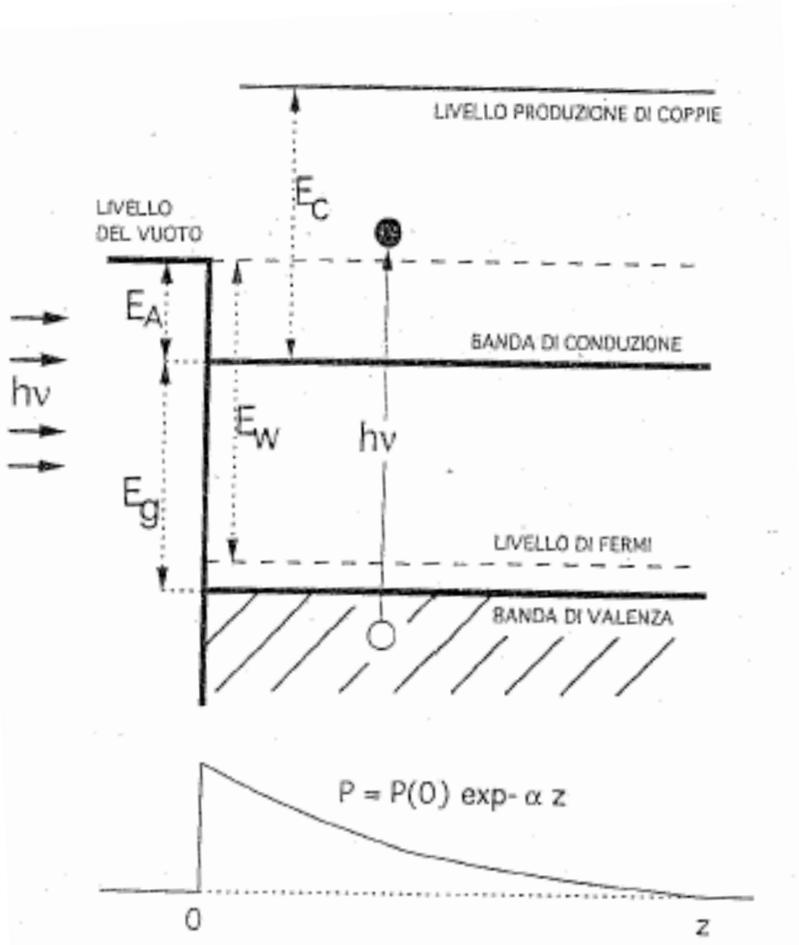
Fotocatodo semitransparente



Fotocatodo

Processo a 3 fasi:

- foto-ionizzazione della molecola
- propagazione degli elettroni nel catodo
- fuga degli elettroni nel vuoto



Fotocatodo

L' energia cinetica degli elettroni emessi dal fotocatodo è :

$$T = h\nu - \phi$$

dove ϕ è l' energia per strappare l' elettrone dall' atomo e ν la frequenza della luce incidente.

È quindi chiaro che serve un' energia minima del fotone per poter avere effetto fotoelettrico. Al di sopra di questa soglia tuttavia la probabilità di avere effetto fotoelettrico è ben diversa da 1. Dipende infatti fortemente dalla frequenza della luce incidente e dal materiale del fotocatodo. Questa probabilità è chiamata **efficienza quantica** (Q.E.)

$$\text{Q.E.} = \# \text{ fotoelettroni} / \# \text{ fotoni incidenti } (\lambda)$$

Una quantità equivalente è la sensibilità irraggiante del catodo definita da:

$$sk_e(\lambda) = I_k / P(\lambda)$$

dove I_k è la corrente di elettroni fotoemessi dal catodo e $P(\lambda)$ è la potenza (di fotoni) incidente.

la sensibilità irraggiante è connessa alla Q.E.:

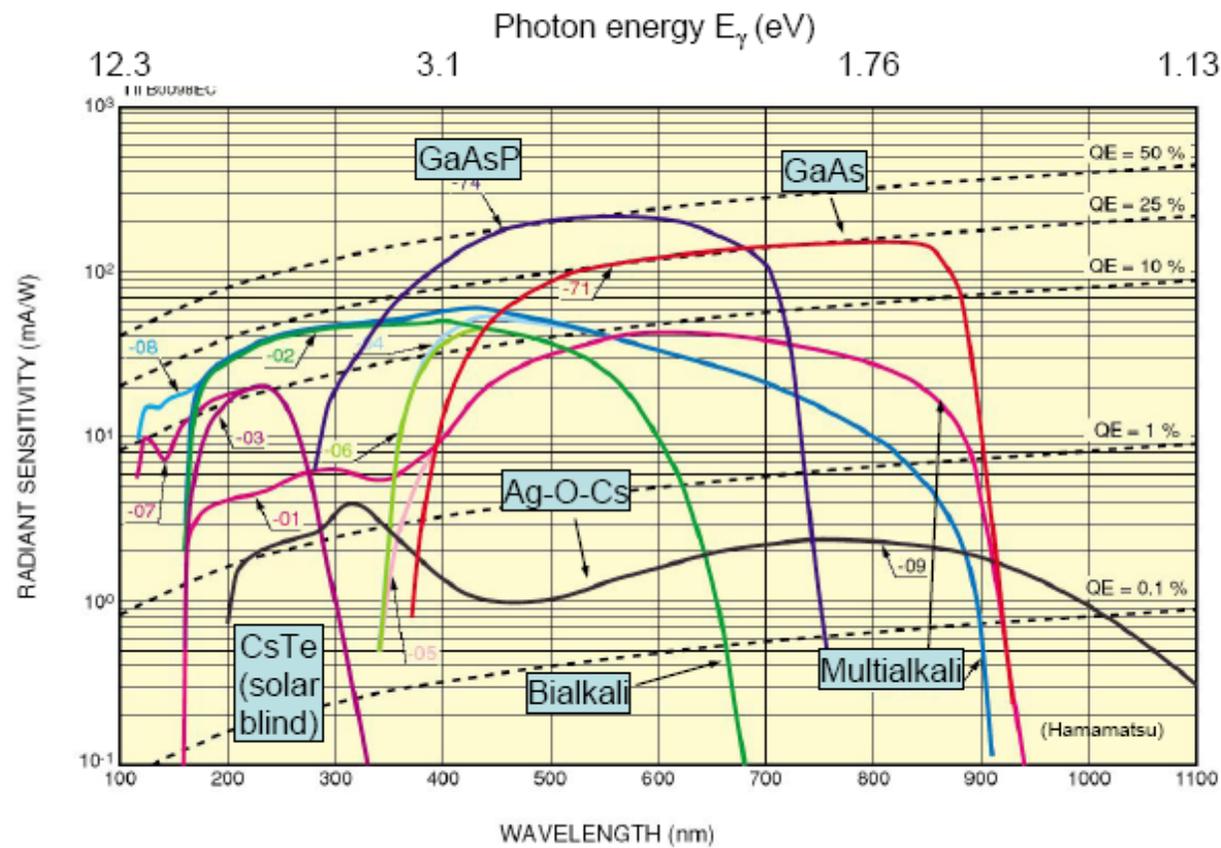
$$sk_e(\lambda) = (\lambda \text{ Q.E.}(\lambda) e) / hc$$

Se $sk_e(\lambda)$ è misurata in A/W e λ in nm si ha:

$$sk_e(\lambda) = (\lambda \text{ Q.E.}(\lambda)) / 1240 \text{ [A/W]}$$

Fotocatodo

QE's of typical photo-cathodes



Bialkali: SbKCs, SbRbCs Multialkali: SbNa₂KCs (alkali metals have low work function)

Dinodi

Dopo l'emissione dal fotocatodo, gli elettroni devono essere focalizzati verso la sezione di moltiplicazione (dinodi).

I dinodi sono di materiale tipo BeO oppure Mg-O-Cs, per assicurare un'alta emissione secondaria. Sono infatti necessarie:

- ❖ Alta emissione secondaria g per ogni dinodo. Per energie degli elettroni da 100 a 200 eV (tipici voltaggi di accelerazione fra i vari dinodi) si hanno dai 3 ai 5 elettroni secondari emessi, per ogni elettrone primario.
- ❖ Stabilità dell'emissione secondaria anche con alte correnti.
- ❖ Basso rumore (bassa emissione termoionica)

Fotocalizzazione sul primo dinodo

La raccolta degli elettroni e la focalizzazione avviene tramite dei campi elettrici configurati ad hoc.

qualunque sia il modo di focalizzazione 2 punti sono importanti:

- ❖ La raccolta degli elettroni sul primo dinodo deve essere il più efficiente possibile ed indipendente dal punto di origine sul fotocatodo
- ❖ Il tempo che un elettrone impiega per raggiungere il primo dinodo deve essere indipendente dal punto di emissione dell'elettrone dal fotocatodo. Questa condizione è particolarmente importante per PM veloci, usati per misure di tempo → risoluzione temporale dell'apparato.

Tempo di transito

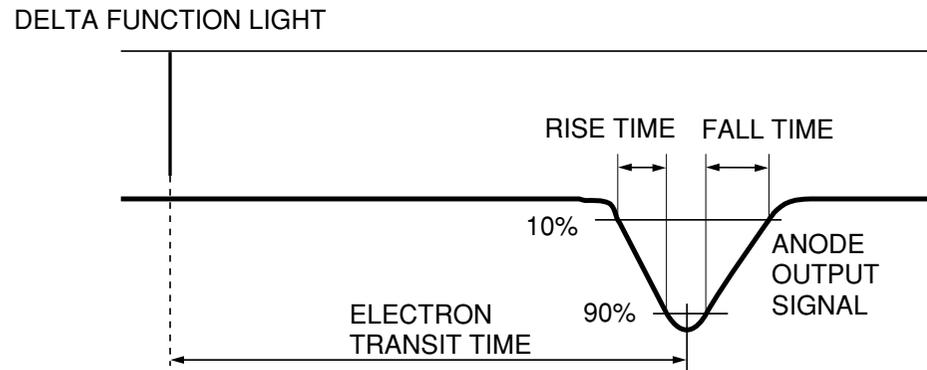
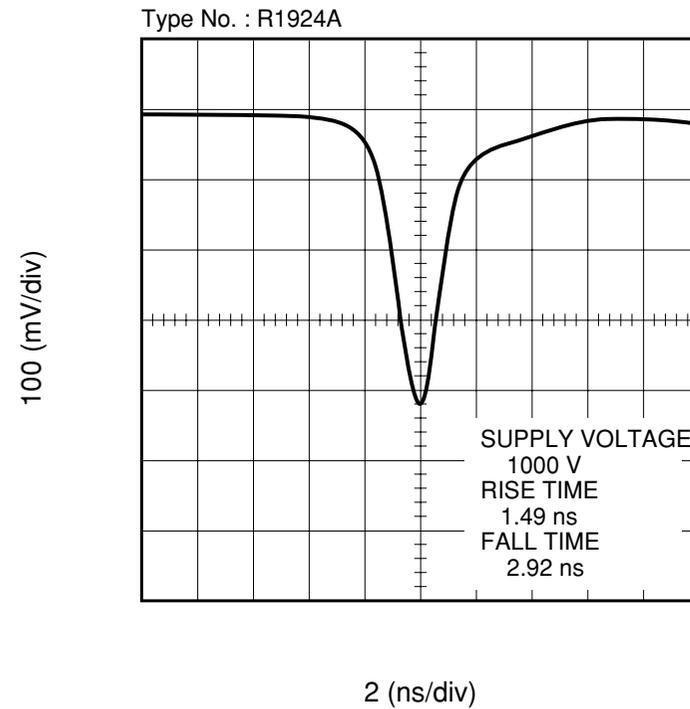


Figure 4-16: Definitions of rise/fall times and electron transit time



THBV3_0417EA

Figure 4-17: Output waveform

Risoluzione temporale

Variazione del tempo di transito degli elettroni nel PM

2 origini principali:

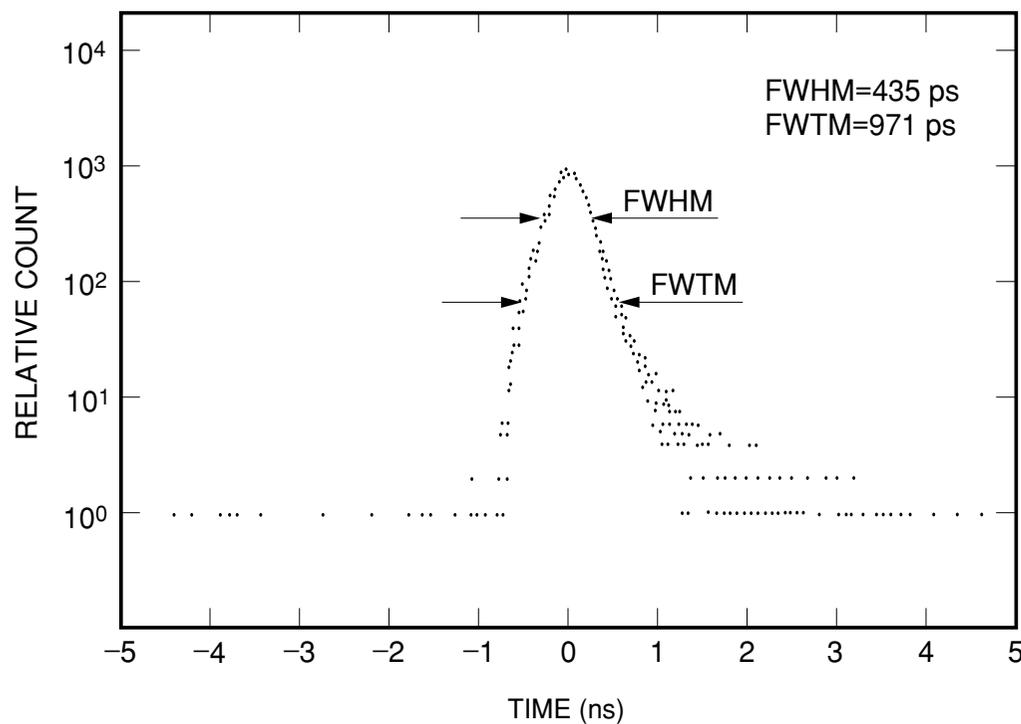
1. puramente geometrica dovuta ai diversi punti di emissione dal fotocatodo e quindi (se il fotocatodo è grande) diversi percorsi geometrici.
2. dipende dalla direzione e dall'energia degli elettroni emessi.
 - a) Elettroni più veloci raggiungeranno il primo dinodo prima di quelli più lenti.
 - b) Elettroni quasi ortogonali al catodo raggiungeranno il primo dinodo prima di quelli emessi // al fotocatodo.

La somma dei 2 effetti è dell'ordine di $0.2 \div 0.5$ ns (per fototubi veloci). Può essere ridotta con **catodi sferici** ed aumentando il **campo elettrico**.

Attenzione: non confondere la risoluzione temporale, con il tempo di transito totale

Risoluzione temporale

Variazione del tempo di transito degli elettroni nel PM (Transit Time Spread, TTS)



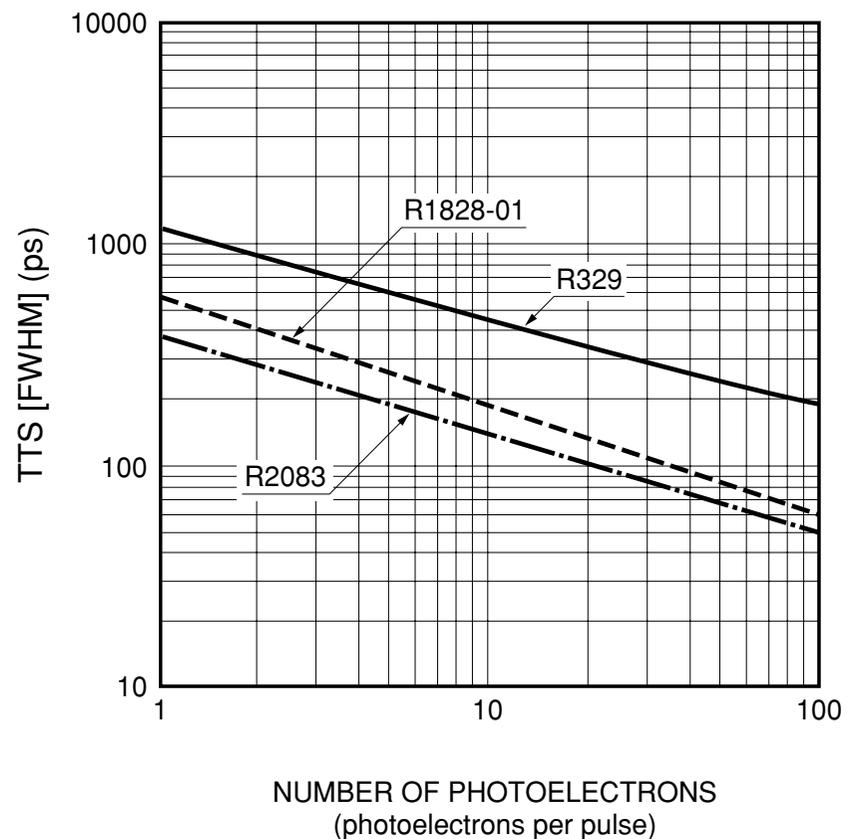
TTS = FWHM

TTS = 2.35σ

se istogramma gaussiano

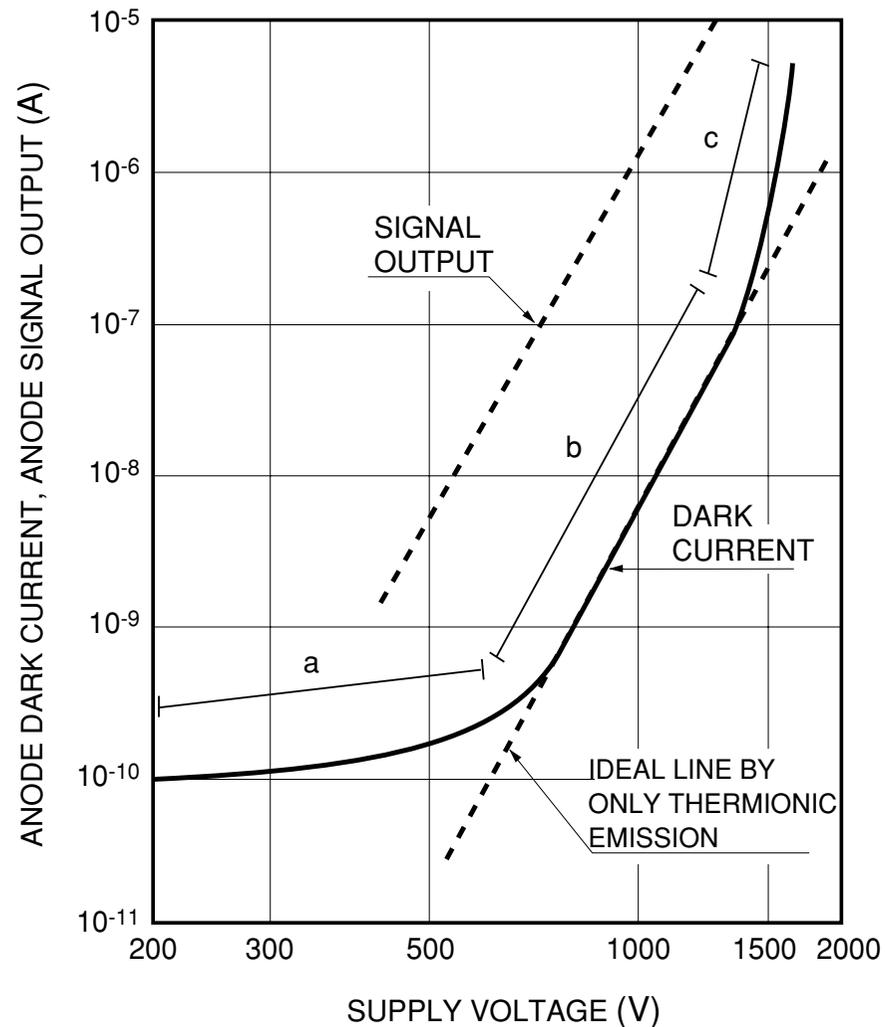
Risoluzione temporale

Variazione del tempo di transito degli elettroni nel PM (Transit Time Spread, TTS)



Corrente dark

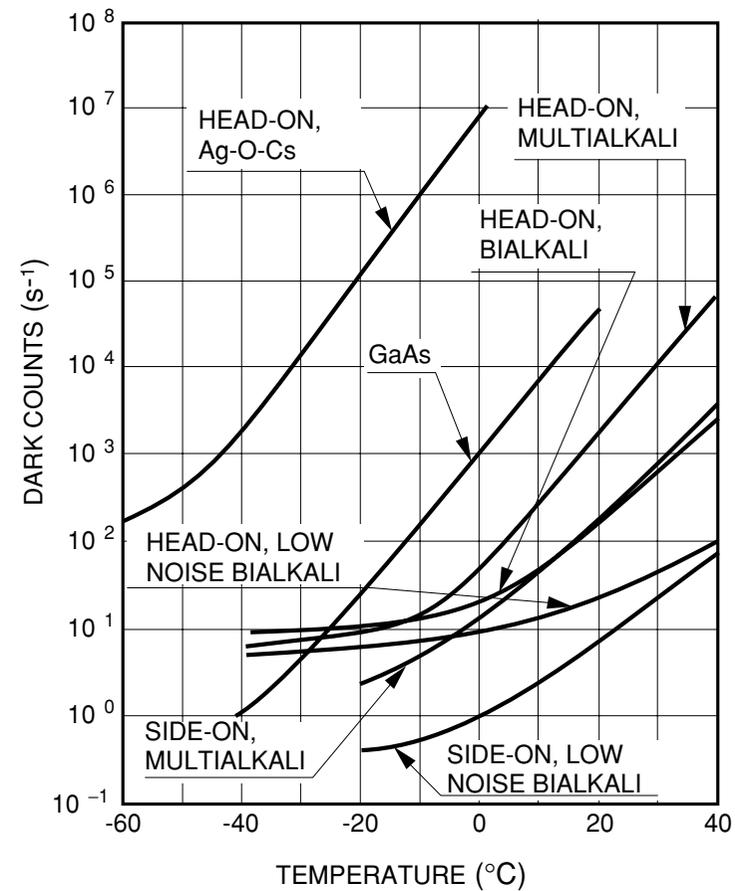
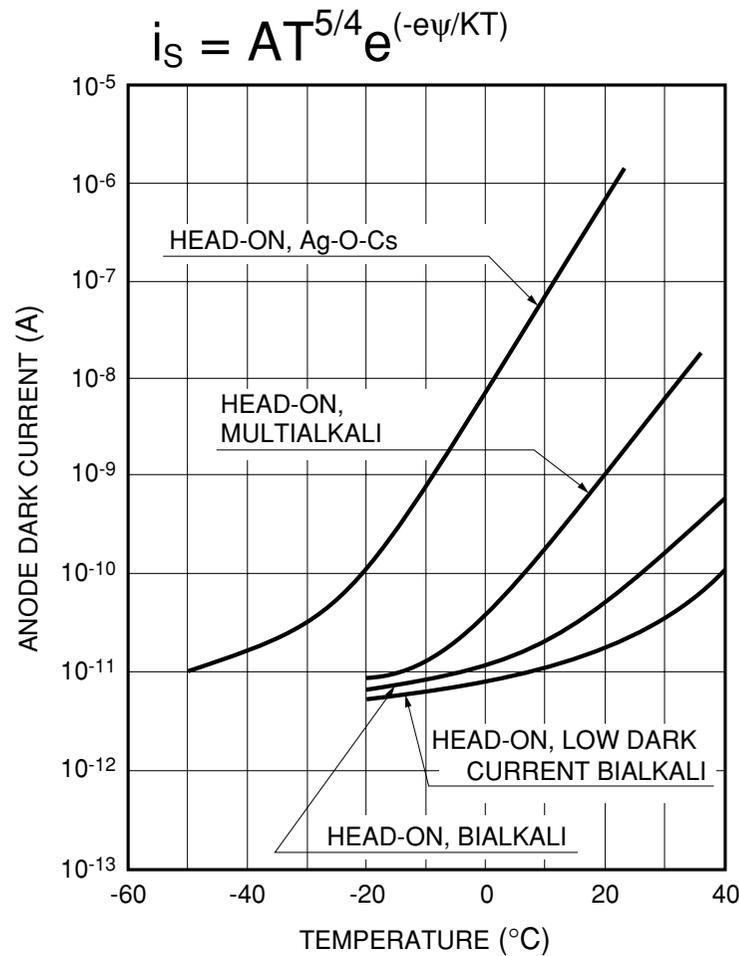
- ✧ Corrente di perdita tra l'anodo ed elettrodi (a)
- ✧ Scintillazione del vetro
- ✧ Corrente di emissione da campo elettrico (c)
- ✧ Ionizzazione dei gas residui
- ✧ Raggi cosmici e raggi gamma dell'ambiente
- ✧ Emissione termoionica (b)



Corrente dark

✧ Corrente di emissione termoionica dal fotocatodo e dai dinodi

✧



Rumore associato a I_{da} $i_{da} = \sqrt{2qI_{da}B} = \sqrt{2qI_{da}\mu B}$

$ENI = \sqrt{2qI_{da}\mu B} / S_p$

Rumore

Dipende dalla natura statistica dell'effetto fotoelettrico e del processo di emissione secondaria

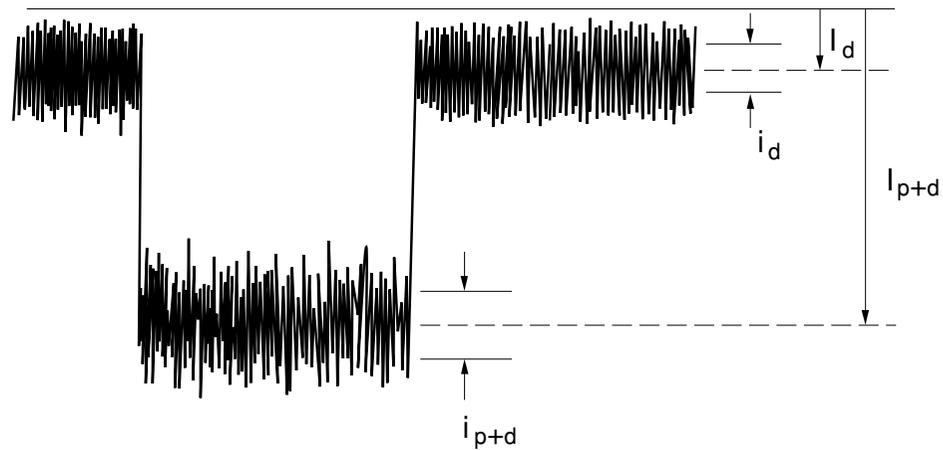


Figure 4-42: Example of signal-to-noise ratio

Mean value of noise component	: I_d
AC component of noise	: i_d (r.m.s.)
Mean value of signal (noise component included)	: I_{p+d}
AC component of signal (noise component included)	: i_{p+d} (r.m.s.)

Rumore

Fotocatodo: statistica di Poisson

$$SNR = \frac{M \cdot T}{(M \cdot T)^{1/2}}$$

M guadagno del fotocatodo
T tempo di misura

Dinodi: guadagno δ

$$F = 1 + \frac{1}{\delta_1} + \frac{1}{\delta_1 \delta_2} + \dots + \frac{1}{\delta_1 \delta_2 \dots \delta_n} \quad \delta_1 = \delta_2 = \dots = \delta_n \quad F \approx \frac{\delta}{\delta - 1}$$

I_k corrente del catodo, α efficienza di collezione, μ il guadagno del sistema

$$i_p = \mu(2qI_k\alpha BF)^{1/2}$$

$$I_p = \mu I_k \alpha$$

$$SNR = \frac{I_k \alpha}{(2qI_k \alpha BF)^{1/2}} = \frac{I_k \alpha}{(2qI_k \alpha B \delta / (\delta - 1))^{1/2}} = \left(\frac{I_k \alpha}{2qB \delta / (\delta - 1)} \right)^{1/2}$$

$$\alpha \cong 1, \delta = 6, \frac{\delta}{\delta - 1} = 1.2 \approx 1 \quad SNR = \left(\frac{I_k}{2qB} \right)^{1/2}$$

Rumore e corrente dark

$$SNR = \frac{I_k \alpha}{(2qI_k \alpha BF)^{1/2}} = \frac{I_k}{(2qI_k BF)^{1/2}}$$

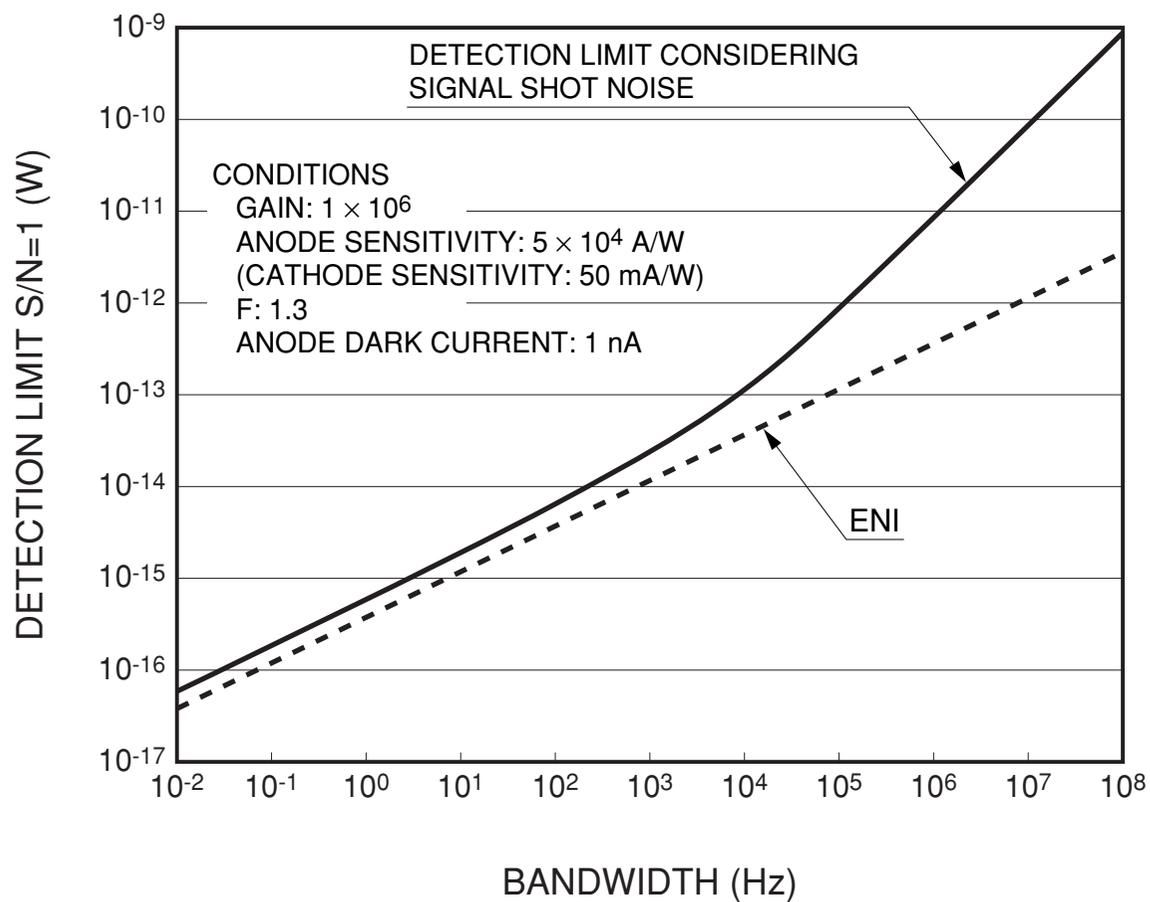
$$SNR = \frac{I_k}{[2q(I_k + I_d)BF]^{1/2}} = \frac{I_k \mu}{[2q(I_k + I_d)BF \mu^2]^{1/2}} = \frac{I_p}{[2q(I_p + I_{da})BF \mu]^{1/2}}$$

$$SNR = \frac{S_p P_i}{[2q(I_p + I_{da})BF \mu]^{1/2}}$$

$$SNR = 1 \quad S_p P_i = [2q(I_p + I_{da})BF \mu]^{1/2} \quad P_i = \frac{q\mu FB}{S_p} + \frac{\sqrt{(q\mu FB)^2 + 2qI_{da}\mu FB}}{S_p}$$

Minimo segnale rivelabile

Minimo segnale rivelabile



Fotomoltiplicatori

Partitore di tensione

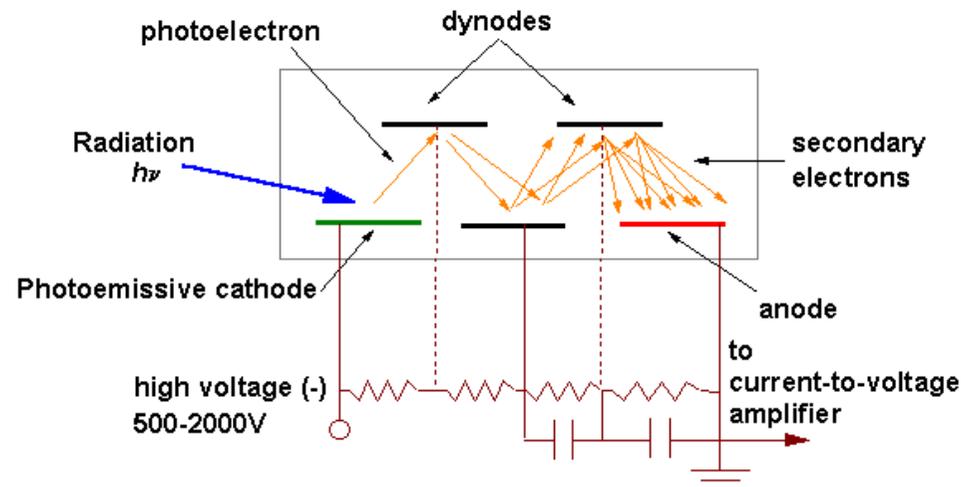
Possono avere resistenze uguali per cui il guadagno per ogni dinodo è uguale, essendo:

$$g_i = KV_i$$

dove V_i è la differenza di potenziale fra due dinodi adiacenti.

Possono anche avere resistenze diverse.

Gli ultimi dinodi sono inoltre connessi a delle capacità, usate per mantenere costante la V_i . Possibile usare degli Zener sugli ultimi dinodi.



Guadagno

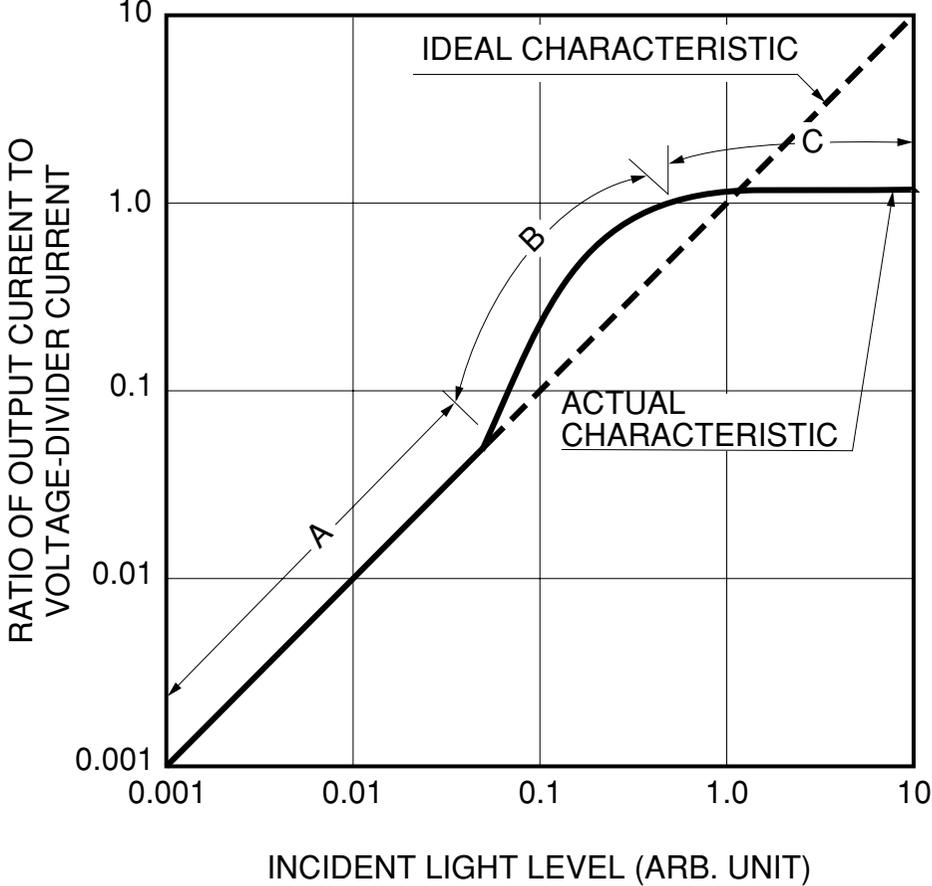
I PM più usuali hanno $10 \div 14$ stadi con guadagni totali fino a $10^6 \div 10^7$.

Se il guadagno di ogni dinodo è g_i in un PM con N dinodi avremo un guadagno totale G pari a:

$$G = \prod_{i=1}^N g_i$$

Esempio: 13 dinodi con guadagno=4 per ogni dinodo. $\rightarrow G=4^{13} \approx 7 \times 10^7$. La carica che arriva all'anodo è $\sim Q=eG=1.1 \times 10^{-11}$ C che, raccolta in 5 ns fornisce una corrente $i=dQ/dt \approx 2.2$ mA. Se l'anodo è terminato su $50 \Omega \rightarrow V=R(dQ/dt) \approx 110$ mV.

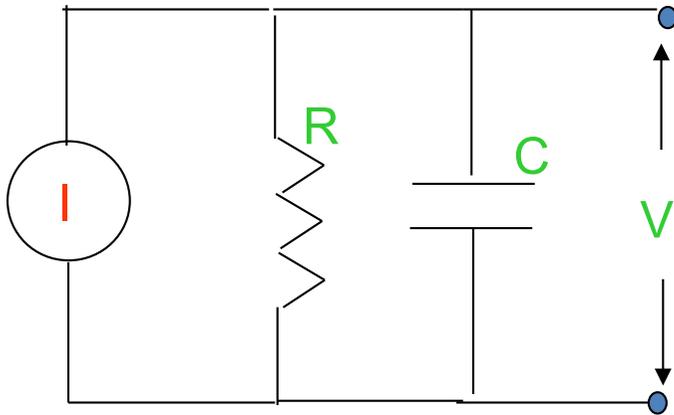
Linearità



Fotomoltiplicatori

Forma dell' impulso e tempo di salita

Il segnale di uscita all' anodo è un segnale in corrente (o carica) proporzionale al numero di elettroni emessi dal catodo → il PM è un generatore di corrente.



La resistenza **R** e la capacità **C**, rappresentano la resistenza e la capacità dell' anodo oltre a quelle di ogni elemento del circuito di uscita (**R di carico sull' anodo, cavi ecc.**)

$$I(t) = \frac{V}{R} + C \cdot \frac{dV}{dt}$$

Fotomoltiplicatori

La corrente all' anodo è, assumendo che l' ingresso è la luce di uno scintillatore, descritta da un decadimento esponenziale :

$$I(t) = \frac{GNe}{\tau_s} \cdot e^{-t/\tau_s}$$

dove **G** è il guadagno totale del PM, **N** il numero di fotoelettroni emessi al catodo, **e** la carica dell' elettrone e τ_s la costante di tempo di decadimento dello scintillatore.



$$V(t) = \begin{cases} -\frac{GNeR}{\tau - \tau_s} \left[e^{-t/\tau_s} - e^{-t/\tau} \right] & \tau \neq \tau_s \\ \frac{GNeR}{\tau_s^2} \cdot t \cdot e^{-t/\tau_s} & \tau = \tau_s \end{cases}$$

dove $\tau = RC$

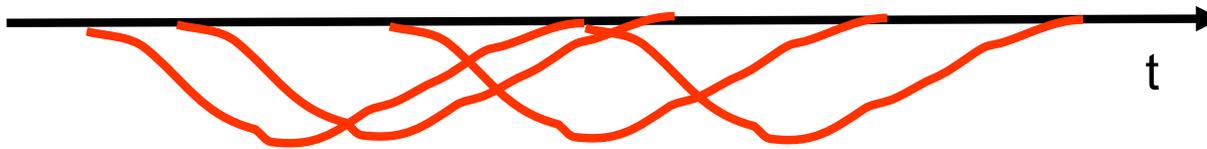
Fotomoltiplicatori

Per $\tau \ll \tau_s$, il segnale $V(t)$ è piccolo, ma riproduce il tempo di decadimento del segnale d'ingresso. Il tempo di salita è rapido ed è $\sim \tau = RC$ del circuito d'uscita \rightarrow **funzionamento in corrente** (la tensione $V(t)$ è data dalla corrente che passa in R, $V(t) = RI(t)$).

Per $\tau \gg \tau_s$ il segnale $V(t)$ è più grande, ma il tempo di decadimento è dominato da $\tau = RC$ del circuito d'uscita. Il tempo di salita del segnale è dato da $\tau_s \rightarrow$ **funzionamento in tensione** (corrente integrata da C, $V(t)$ è dato dalla tensione ai capi del condensatore C.)

Fotomoltiplicatori

Il modo di funzionamento in voltaggio è preferito (segnale più grande e che fluttua poco perché integrato su C), ma rate raggiungibile minore in quanto gli impulsi si possono sovrapporre. Il rate è limitato a $1/\tau$

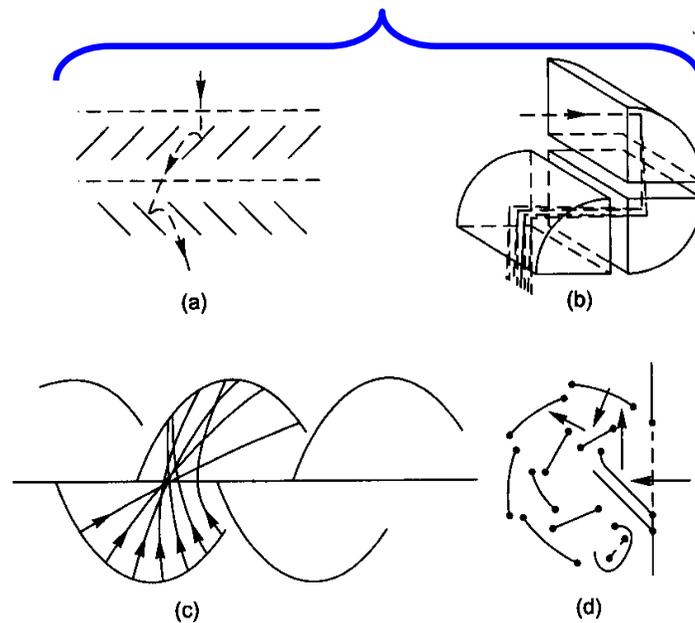


La RC del circuito di uscita deve essere adattata allo scintillatore usato → si modifica la R dell'anodo in modo da ottenere la RC voluta. La capacità C è mantenuta molto bassa (cavi corti) per massimizzare l'ampiezza del segnale.

Fotomoltiplicatori

Configurazione dei dinodi

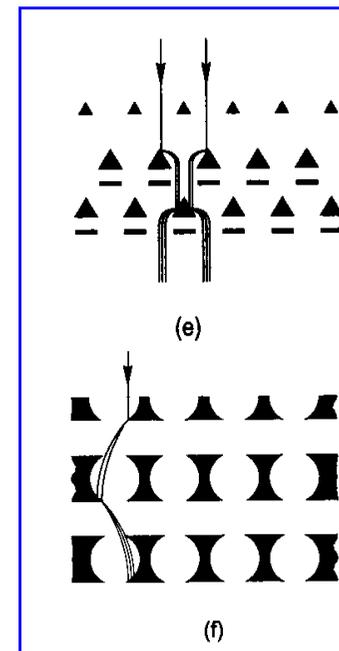
traditional



(Philips Photonics)

Dynode configurations: (a) venetian blind, (b) box, (c) linear focusing, (d) circular cage, (e) mesh and (f) foil

New 'micro-machined' structures

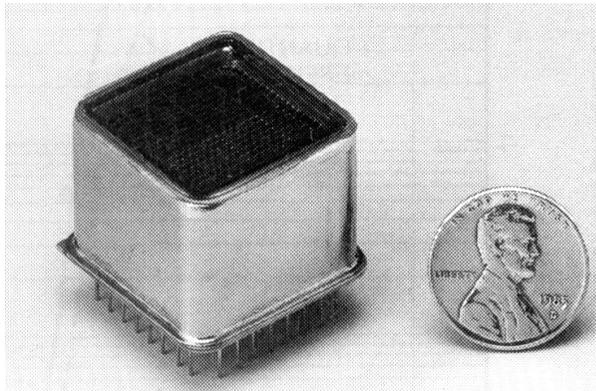


position sensitive PMT's

Fotomoltiplicatori

PM a multi anodi

example: Hamamatsu R5900 series.



Up to 8x8 channels.

Size: 28x28 mm².

Active area 18x18 mm² (41%).

Bialkali PC: Q.E. = 20% at $\lambda_{\max} = 400$ nm.

Gain $\approx 10^6$.

Gain uniformity and cross-talk used to be problematic, but recently much improved.

Fotomoltiplicatori

Microchannel plate

Sono costituiti da tanti tubicini di vetro ($10 \div 50 \mu\text{m}$) lunghi $5 \div 10 \text{ mm}$ rivestiti all'interno da un materiale resistivo.

Si applica una d.d.p. di $\sim 1000 \text{ V}$ al tubicino. Il fotone che arriva è convertito in elettrone da un fotocatodo (davanti ai tubicini). I fotoelettroni sono moltiplicati dai dinodi (dinodo continuo, cioè il rivestimento interno resistivo) \rightarrow percorso più breve \rightarrow fluttuazioni in tempo drasticamente ridotte ($\sim 50 \text{ ps}$). Guadagni $G \sim 10^5 \div 10^6$.

Catodo e anodo molto vicini \rightarrow meno sensibili ai campi magnetici (funzionano anche con $B=0.1 \text{ T}$).

Micro Channel plates

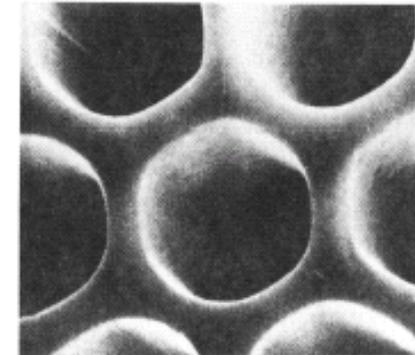
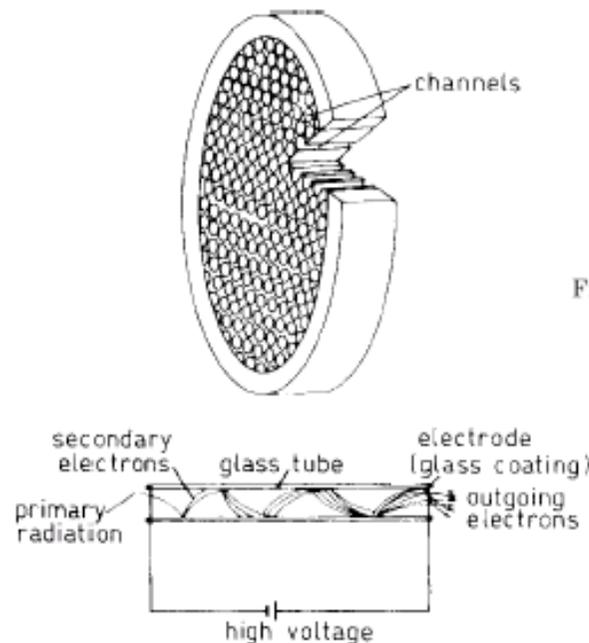
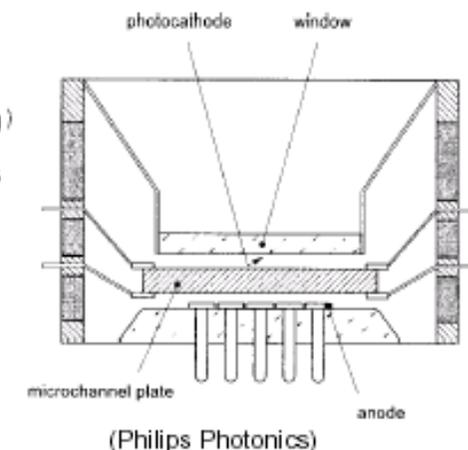


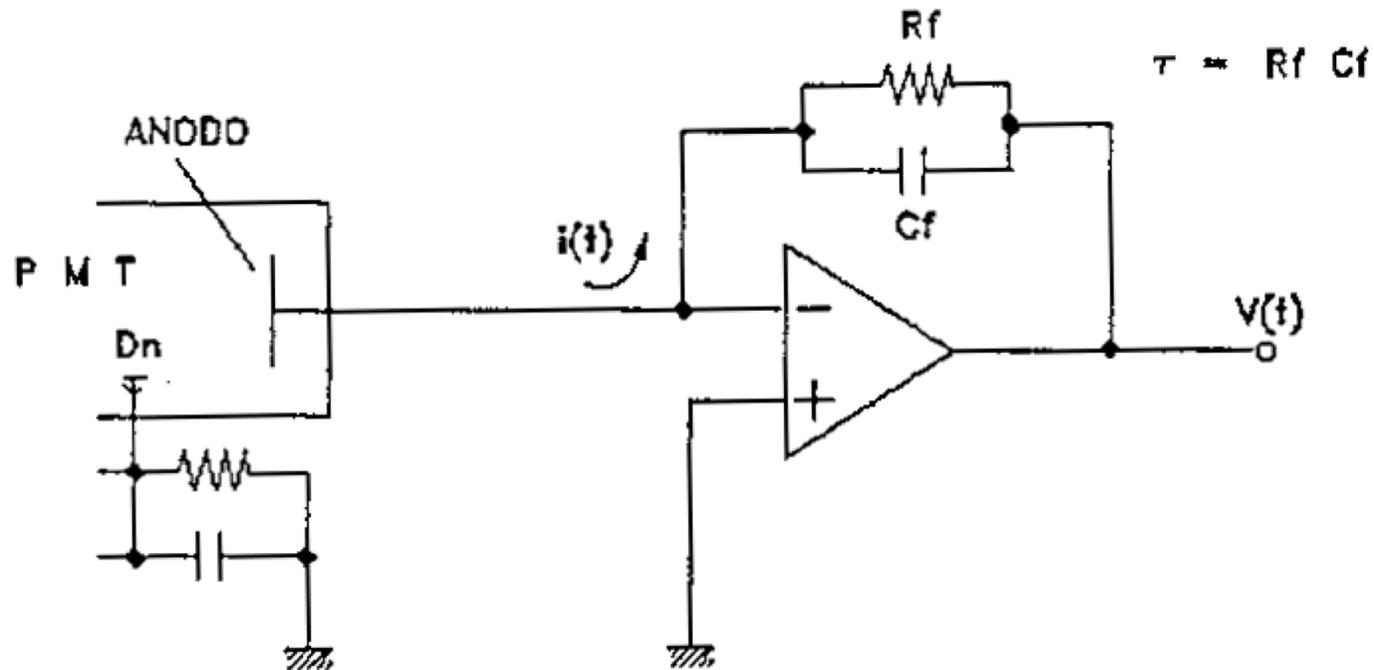
Fig. 5.6. Microphotograph of microchannels [384].



Circuiti di elaborazione

- uno stadio integratore di carica per la conversione del segnale di corrente in segnale di tensione
- un circuito di localizzazione spaziale, per determinare il punto in cui è avvenuta la scintillazione nel cristallo
- un pulse-height analyzer (analizzatore di ampiezza) del segnale, che serve per riconoscere l'energia della radiazione incidente e permette una selezione degli impulsi utili alla formazione dell'immagine

Amplificatore di carica



tempo di transito dell' impulso di elettroni nel fototubo è minore del tempo caratteristico dell' emissione luminosa del cristallo a scintillazione

$$i(t) = i_0 e^{-\lambda t}$$

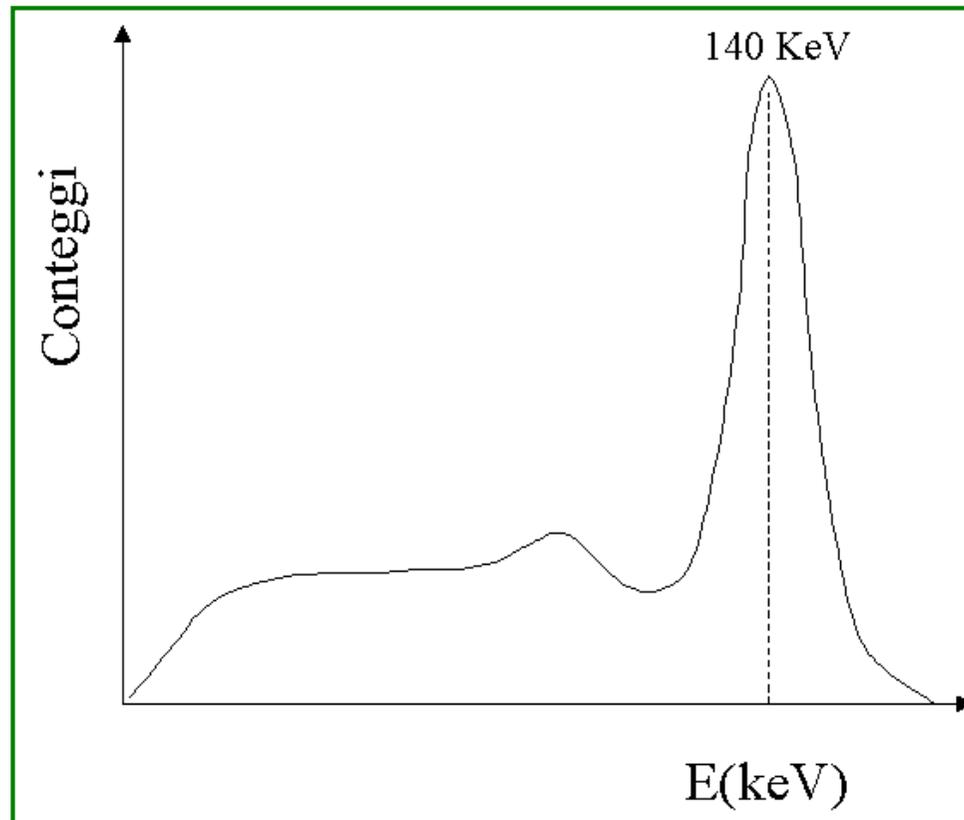
λ inverso della costante di decadimento della luce di scintillazione

Amplificatore di carica

- $\tau_{\text{ampl}} \gg \tau_{\text{scint}}$
 - l'impulso di uscita ha un'ampiezza maggiore ed è quindi meno influenzato dal rumore, dalle caratteristiche termiche del cristallo e dalle variazioni della resistenza di carico
 - la durata dell'impulso aumenta con la costante del circuito τ . Se il rate di ripetizione degli eventi è alto, possono crearsi fenomeni di **sovrapposizione degli impulsi** che pregiudicano il corretto funzionamento del rivelatore
- $\tau_{\text{scint}} \gg \tau_{\text{ampl}}$
 - peggioramento della risoluzione energetica del rivelatore

Circuito discriminatore di ampiezza

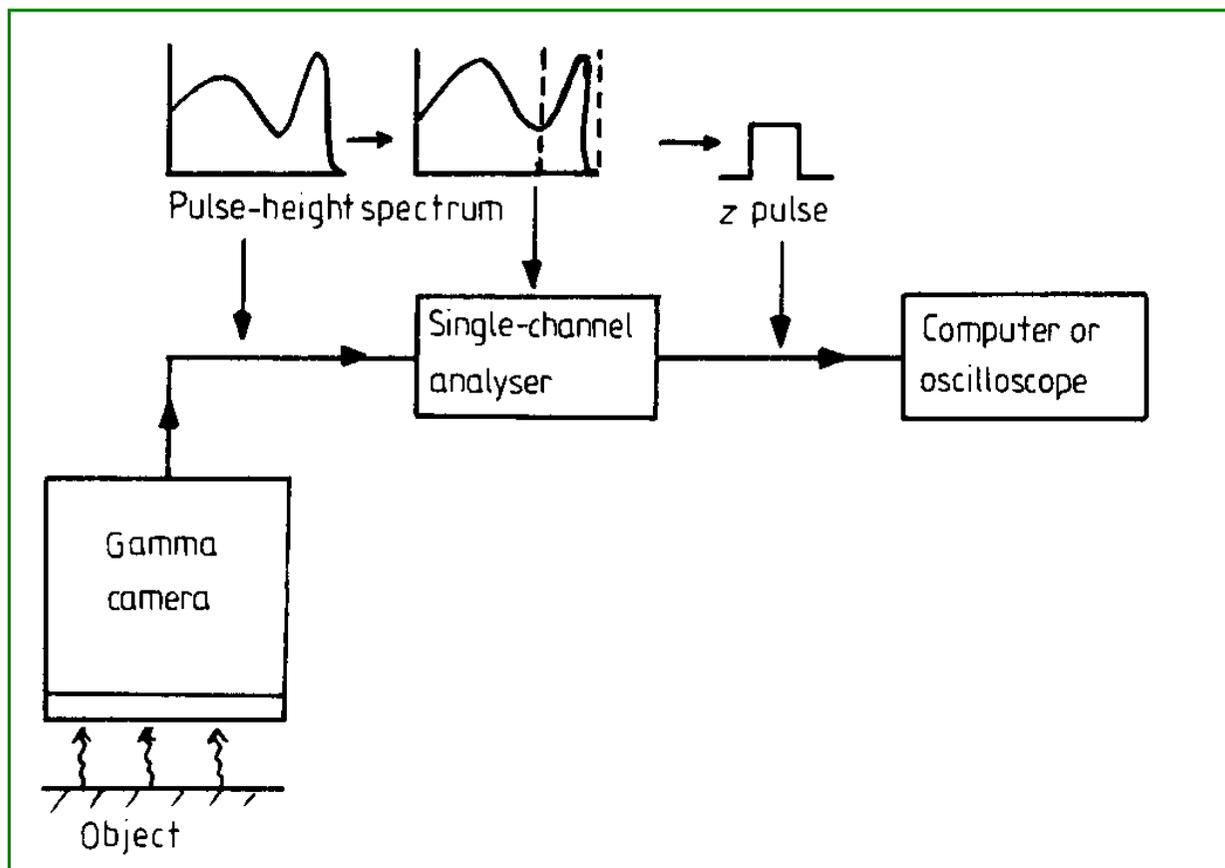
In medicina nucleare il controllo dello spettro energetico è fondamentale per una corretta ricostruzione dell'immagine.



Le radiazioni che raggiungono il sistema di rivelazione presentano uno spettro energetico che, oltre al picco di emissione fotoelettrica, presenta una coda verso le basse energie dovuta alla radiazione Compton.

Circuito discriminatore di ampiezza

Single-channel analyzer



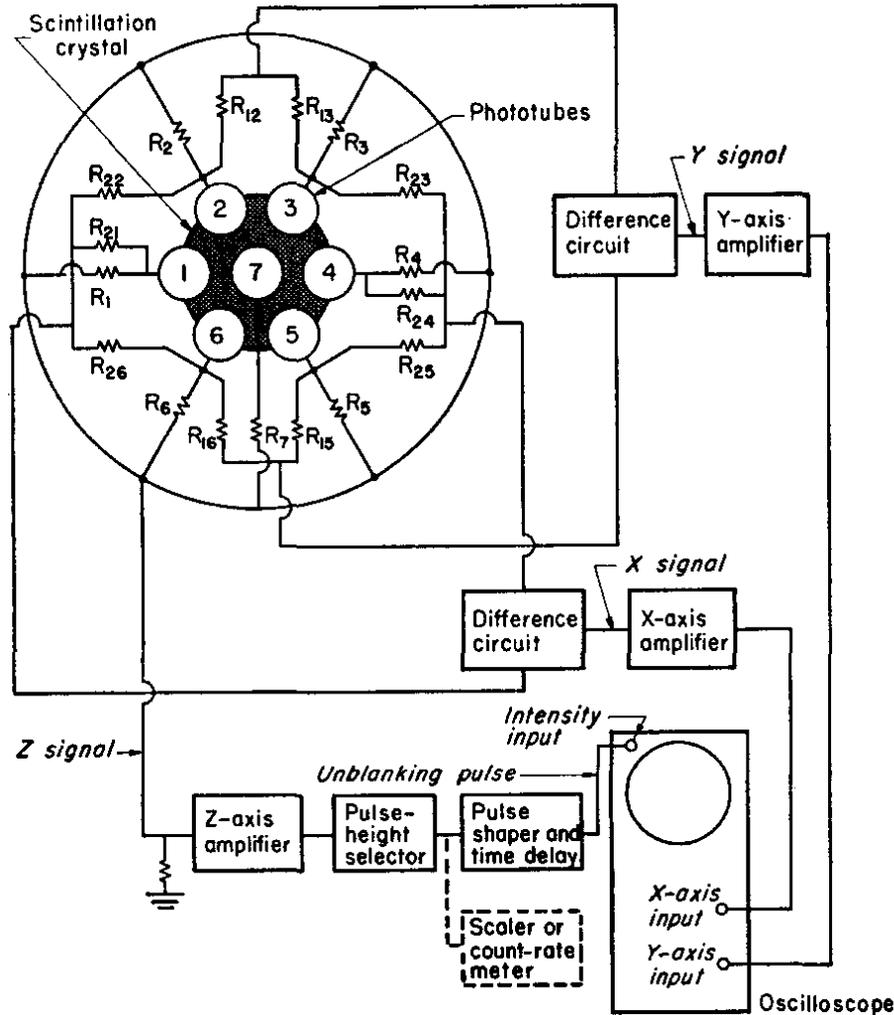
finestra energetica pari a $\pm 10\%$ del fotopicco

Numero di conteggi a quella determinata energia

Circuito discriminatore di ampiezza

- Multi-channel analyzer
 - finestre a differenti energie
 - numero di conteggi alle differenti energie

Circuiti di localizzazione

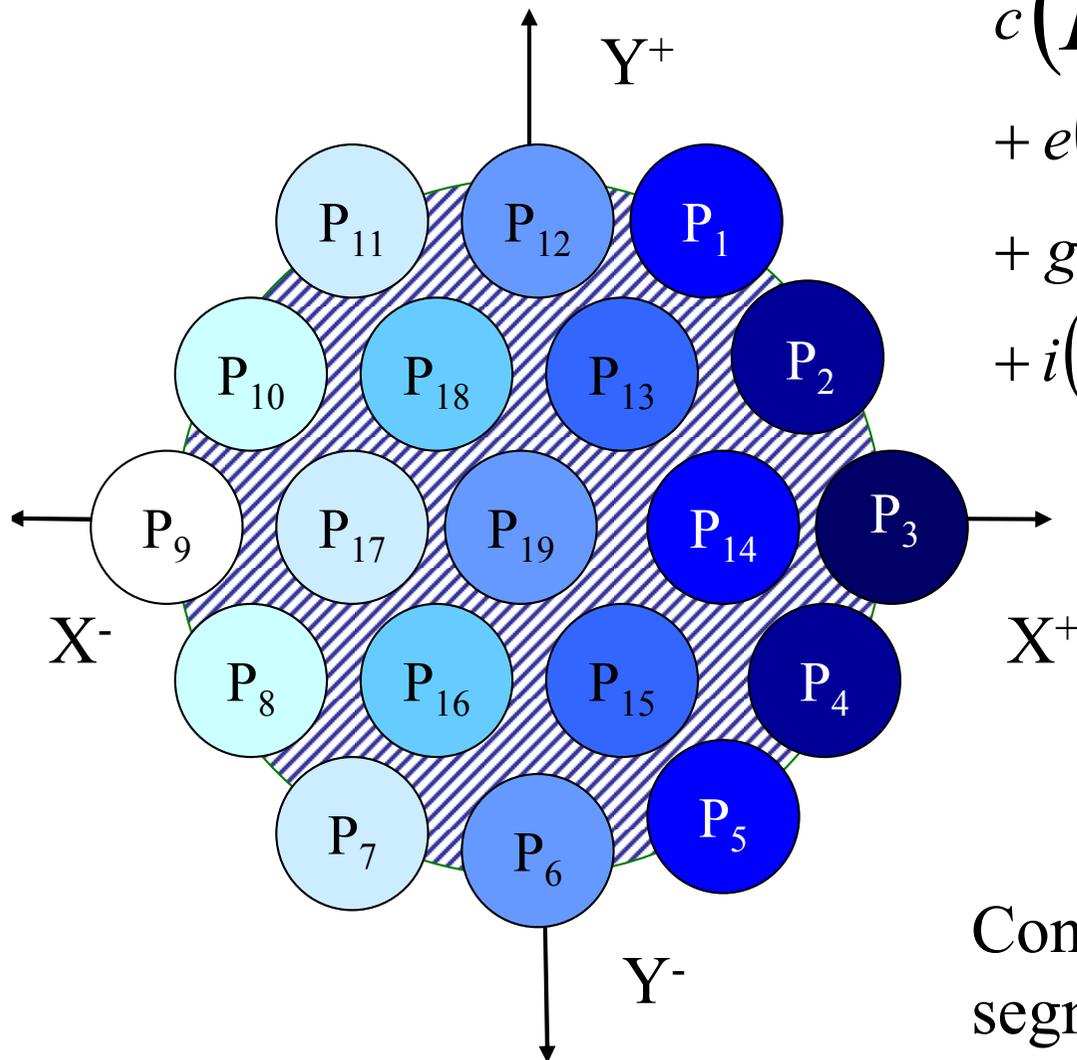


$$X = \frac{X^+ - X^-}{Z} \quad Y = \frac{Y^+ - Y^-}{Z}$$

$$Z = X^+ + X^- + Y^+ + Y^-$$

Catena resistiva usata per elaborare la posizione nel caso specifico di 19 tubi PMT.

$$\begin{aligned}
 x^+ = & a P_3 + b(P_2 + P_4) + \\
 & c(P_1 + P_5 + P_{14}) + d(P_{13} + P_{15}) + \\
 & + e(P_{12} + P_{19} + P_6) + f(P_{18} + P_{16}) + \\
 & + g(P_{11} + P_{17} + P_7) + h(P_{10} + P_8) + \\
 & + i(P_9)
 \end{aligned}$$



I 19 segnali in uscita dai PMT (P_i) sono sommati per mezzo di un fattore che dipende dalla posizione x positiva.

Con la stessa logica si ottengono i segnali x^-, y^+, y^- .

Risoluzione spaziale

- La risoluzione spaziale del sistema R_s è la combinazione di R_i , risoluzione intrinseca, con la risoluzione spaziale geometrica R_c :

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

Risoluzione spaziale intrinseca

- La funzione di dispersione spaziale della luce (*Point Spread Function* – PSF) che rappresenta la distribuzione spaziale della luce di scintillazione, prodotta dall'interazione di un fotone γ nel cristallo.
- Si assume che la risposta del sistema ad un punto sia una gaussiana (tridimensionale), con centroide posto sull'asse normale al cristallo, passante per il punto di interazione del fotone γ ; la gaussiana è simmetrica rispetto a tale asse.
- Dipende dallo spessore dello scintillatore (in cristalli più spessi è maggiore la diffusione della luce di scintillazione), dalla profondità di interazione nel cristallo, dal trattamento delle superfici del cristallo
- Varia con l'energia dei raggi γ (peggiora al diminuire di E_γ perché sono prodotti meno eventi di scintillazione)

$$Ri \approx \frac{FWHM_{PSF}}{\sqrt{N_{ph}}} = 2.35 \frac{\sigma_{PSF}}{\sqrt{N_{ph}}}$$

$$Ri \approx 3 - 4 \text{ mm}$$

Risoluzione: considerazioni

- Immagine sia acquisita con una gamma-camera con un campo di vista di 40x40 cm².
- Ad un pixel corrisponderà rispettivamente una porzione pari a 6.2, 3.1, 1.5, 0.75 mm per matrici di 64x64, 128x128, 256x256 e 512x512 pixel.
- Dimensione ottimale del pixel \approx metà della risoluzione massima ottenibile dal sistema di acquisizione dell'immagine
- Risoluzione spaziale \approx 3-4 mm



512x512 pixel.

Eccezione: immagini del "corpo intero" che, corrispondendo ad un campo di vista lungo 150-200 cm e largo di 40-50 cm, vengono abitualmente registrate in matrici di 2048x512 pixel

Ricostruzione dell'immagine

- Filtered back projection!

Performance Characteristics

The characteristics which define the performance of a gamma camera are specified in a NEMA document (National Electrical Manufacturers Association), and quite often form the basis for quality control procedures

- Intrinsic and extrinsic measurements
- Uniformity
- Spatial resolution
- System, Collimator, Intrinsic Spatial Linearity
- Multi energy spatial registration
- Energy resolution
- Efficiency
- Count rate capability



Intrinsic and extrinsic measurements.

- When measurements are performed on a Gamma Camera **without the collimator in place**, the results are called **intrinsic** measurements.
- When the **collimator is in place**, the results are called **extrinsic**.
- Intrinsic parameters describe how the basic system is performing, and this performance is degraded considerably by the addition of a collimator.

Uniformity.

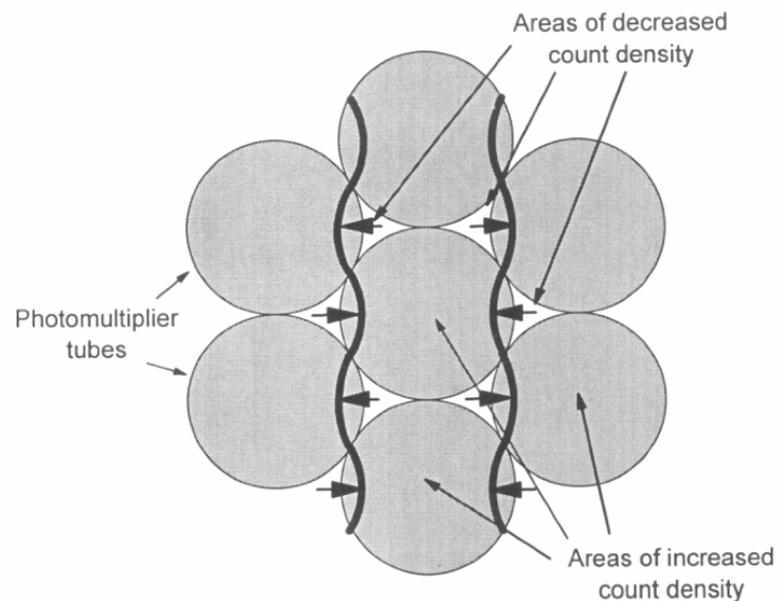
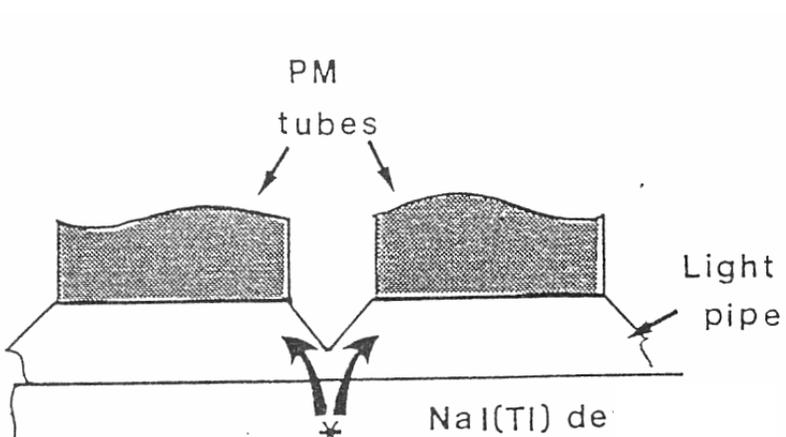
- If a gamma camera crystal is exposed to a uniform flux of radiation, it should ideally produce a uniform image. However, there are several kinds of distortion which are at play in a Gamma Camera.
- It is absolutely essential to provide some kind of correction to the image.
- In the early days, before the problems were fully understood, it was assumed that the non-uniformities were simply due to variable sensitivity over the face of the crystal. One of the early methods to correct the image was known as count skimming.

Uniformità

- Se il sistema è investito da un flusso uniforme, immagine uniforme...
- ..deviazioni...

Uniformità

- Non linearità



Spatial nonlinearities cause nonuniformities. The two vertical wavy lines represent straight lines in the object that have been distorted. The scintillation camera's position circuit causes individual counts to be shifted toward the center of the nearest photomultiplier tube (PMT), causing an enhanced count density toward the center of the PMT and a decreased count density between the PMTs.

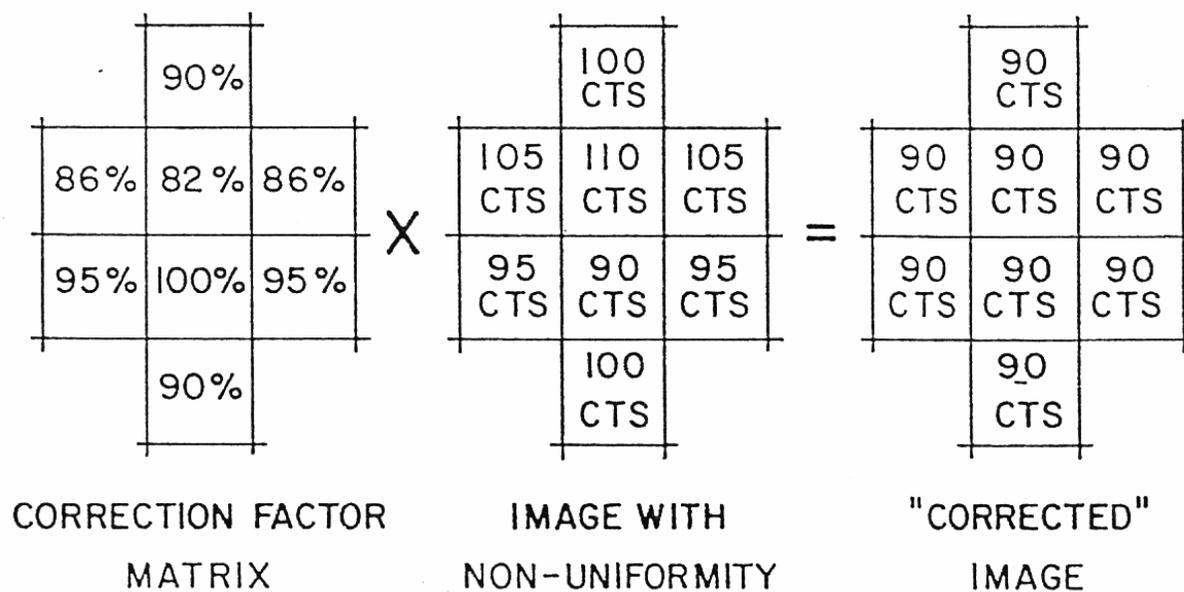
Uniformità

- Variazioni locali del cristallo: assorbimento di raggi γ , generazione di fotoni e trasmissione verso i PMT
- Efficienza di collezione e guadagno dei PMT

Uniformità

- Fattore di calibrazione

COUNT SKIMMING



Efficiency

$$E_{\text{system}} = E_{\text{collimator}} \times E_{\text{intrinsic}} \times f$$

- Collimator efficiency is the fraction of photons emitted by the source that penetrate the collimator holes. A LEAP parallel hole collimator has an efficiency of approximately 2×10^{-4} .
- Intrinsic efficiency is the fraction of photons penetrating the collimator which interact with the crystal. **This is determined by the thickness of the crystal and the energy of the photons.** Most cameras use a 3/8" thick crystal which maximizes the balance between spatial resolution and sensitivity.
- The last term f is the fraction of interactions which occur in the energy window set for the detector.

Parametri delle Gamma Camere

UFOV.

Useful Field Of View. E' la più grande area circolare che è possibile inscrivere all' interno del campo di vista (FOV).

CFOV.

Central Field Of View. E' un' area circolare avente diametro pari al 75% del diametro dell' UFOV.

SENSIBILITA' del sistema.

Detta anche EFFICIENZA PLANARE, rappresenta l' efficienza in un piano di acquisizione di una sorgente posta parallelamente a quel piano.

La sensibilità viene misurata in conteggi al minuto/attività; per sistemi a teste multiple, essa deve differire di un valore inferiore al 10% tra le varie teste

UNIFORMITA' INTRINSECA DI RISPOSTA.

È la caratteristica di prestazione più immediata di una gamma camera. Indica la risposta del sistema, in assenza di collimazione, per uniformare il flusso di radiazione proveniente da una sorgente puntiforme. In altre parole, il suo studio permette di evidenziare e quantificare le variazioni locali di efficienza di conteggio e quindi l' invarianza per la traslazione all' interno del campo di vista.

L' uniformità intrinseca di risposta viene a sua volta espressa come uniformità differenziale ed integrale.

L' **UNIFORMITA' INTEGRALE** caratterizza il grado di variazione dei conteggi sull' intero campo di misura, quando la radiazione su di esso è costituita da un flusso omogeneo.

L' **UNIFORMITA' DIFFERENZIALE** definisce l' entità della variazione dei conteggi per unità di lunghezza (e, dunque, il gradiente dei conteggi) quando il rivelatore è esposto ad un flusso ad un flusso omogeneo di fotoni su tutto il campo utile.

LINEARITA' SPAZIALE.

Esprime la distorsione spaziale introdotta dall' impreciso calcolo delle coordinate spaziali degli eventi. I risultati delle prove, effettuate con fantocci che hanno un insieme regolare di linee o di fori a distanza nota, vengono presentati in termini di **LINEARITA' SPAZIALE INTEGRALE (assoluta)** e di **LINEARITA' SPAZIALE DIFFERENZIALE**. La prima è rappresentata dal massimo scarto nella direzione X ed in quella Y fra i valori posizione misurati e quelli attesi; la seconda è data dalla deviazione standard delle posizioni misurate.

Gamma camera

- GE Healthcare - Millennium MG



Scheda tecnica

Codice CIVAB	GCCGE0MG
Anno di Immissione sul Mercato Nazionale	1997 (rev. 2006)
Caratteristiche del Sistema di Rivelazione	
Geometria del rivelatore	rettangolare
Spessore del rivelatore	8.5mm
Dimensioni del rivelatore	360x510mm
Spessore degli schermi (mm Pb)	23mm
Testata	doppia. 90° e variabile
Numero di fotomoltiplicatori per singola testata	48
Geometria dei fotomoltiplicatori	quadrata
Range di energia degli analizzatori di ampiezza	da 50 a 540keV
Numero di collimatori disponibili	5
Parametri del rivelatore secondo standard NEMA	
Rivelatori	Class standard
Uniformità integrale UFOV	≤ ±3.5%
Uniformità integrale CFOV	≤ ±3.0%
Uniformità differenziale UFOV	≤ ±2.5%
Uniformità differenziale CFOV	≤ ±2.0%
Linearità spaziale integrale UFOV	0.5mm
Linearità spaziale integrale CFOV	0.5mm
Linearità spaziale differenziale UFOV	0.2mm
Linearità spaziale differenziale CFOV	0.2mm
Risoluzione spaziale UFOV FWHM	3.9mm
Risoluzione spaziale CFOV FWHM	3.9mm
Risoluzione spaziale UFOV FWTM	7.6mm
Risoluzione spaziale CFOV FWTM	7.6mm
Risoluzione di energia	9.7%
Sensibilità del sistema	≤ ±3.0%
Riferita al collimatore tipo	non specificato
Programmabilità da parte dell'utente	Sì
Eventuali linguaggi di programmazione disponibili	Microsoft Visual Basic; Aladin
Programmi di elaborazione disponibili	tomo, cardiaco, cerebrale, renale, 3D, multigated, tomo multigated
Memorie di massa	disco ottico 600MB
Monitor visualizzazione immagini	colori a 20''
Acquisizione e gestione delle immagini	
Dimensione delle immagini in acquisizione statica	32x32, 64x64, 128x128, 256x256, 512x512 pixel
Dimensioni delle immagini in acquisizione dinamica	32x32, 64x64, 128x128, 256x256 pixel
Numero di immagini/secondo in acquisizione dinamica	50 immagini/secondo
Numero massimo di livelli di grigio visualizzabili	256
Zoom in acquisizione	step da 1 a 4x
Acquisizione ed elaborazione contemporanee dalla console	sì
Acquisizione total body	sì
Acquisizione doppio isotopo	
SPECT	
Possibilità di acquisizione SPECT	sì
Dimensioni della matrice di acquisizione	64x64, 128x128 pixel
Tempo di ricostruzione per sezione	20sec (64x64x64), 80sec (128x128x128)
Caratteristiche geometriche e pesi	
Escursione in altezza della testata	da 106 a 286mm
Escursione longitudinale della testata in total body	da 0 a 1900mm
Peso del gantry senza collimatore	1639kg
Dimensioni minime della sala d'esame	5.4x3.5m
Requisiti per l'installazione	Temperatura ambiente tra 15 e 27°C, u.r. 20-80%
Accessori in dotazione di serie	Opzionali

Gamma camera

- Philips Sky Light



Scheda tecnica

Codice CIVAB	GCCPHISL
Anno di Immissione sul Mercato Nazionale	2002?
Caratteristiche del Sistema di Rivelazione	
Geometria del rivelatore	rettangolare
Spessore del rivelatore	9,5 mm di base, 19.5 mm in opzione
Dimensioni del rivelatore	470x593 mm
Schermatura del rivelatore	fino a 700keV
Testata	doppia, variabile
Numero di fotomoltiplicatori per singola testata	55
Geometria dei fotomoltiplicatori	circolare, 49 con diametro 3" e 6 con diametro 2"
Range di energia degli analizzatori di ampiezza	da 50 a 920 keV
Numero di collimatori disponibili	11
Parametri del rivelatore secondo standard NEMA	
Uniformità integrale UFOV	±2.5%
Uniformità integrale CFOV	±2.0%
Uniformità differenziale UFOV	±2.0%
Uniformità differenziale CFOV	±1.5%
Linearità spaziale integrale UFOV	≤ 0.5mm
Linearità spaziale integrale CFOV	≤ 0.35mm
Linearità spaziale differenziale UFOV	≤ 0.08mm
Linearità spaziale differenziale CFOV	≤ 0.08mm
Risoluzione spaziale UFOV FWHM	3.3mm
Risoluzione spaziale CFOV FWHM	3.3mm
Risoluzione spaziale UFOV FWTM	6.2 mm
Risoluzione spaziale CFOV FWTM	6.1mm
Risoluzione di energia	≤ 9,5%
Sensibilità del sistema	265cpm/μCi
Programmabilità da parte dell'utente	Sì
Eventuali linguaggi di programmazione disponibili	linguaggio JAVA
Programmi di elaborazione disponibili	software di acquisizione di base, personalizzabile: software per studi cardiaci, polmonari, renali, dell'apparato gastrointestinale, delle paratiroidi, dell'apparato scheletrico, cerebrali, software per studi tomografici; SPECT, GatedSPECT, algebra delle immagini, funzioni di display, regioni di interesse, curve, analisi delle curve, software di revisione giornaliero. Concurrent imaging per acquisizioni temporanee statiche e dinamiche. Maschere total body, fisse (non total-body), Roving.
Memorie di massa	2 Hard Disk da 18 e 20.4GB per acquisizione dati e database; CD-ROM; Floppy Disk.
Monitor visualizzazione immagini	18.1", schermo piatto, touch screen
Acquisizione e gestione delle immagini	
Dimensione delle immagini in acquisizione statica/dinamica	fino a 1024 x 1024
Numero massimo di livelli di grigio visualizzabili	256
Zoom in acquisizione	1.46, 1.85, 2.19X
Acquisizione ed elaborazione contemporanee dalla consolle	sì
Acquisizione total body	sì
Velocità di scansione total body	2-180cm/min
Acquisizione doppio isotopo	sì
SPECT	
Possibilità di acquisizione SPECT	sì
Tempo di ricostruzione per sezione	non specificato
Caratteristiche geometriche e pesi	
Escursione in altezza della testata	da 0 a 190cm circa

Imaging multimodale: sistemi combinati SPECT/TC

