

Apparecchiature di medicina nucleare

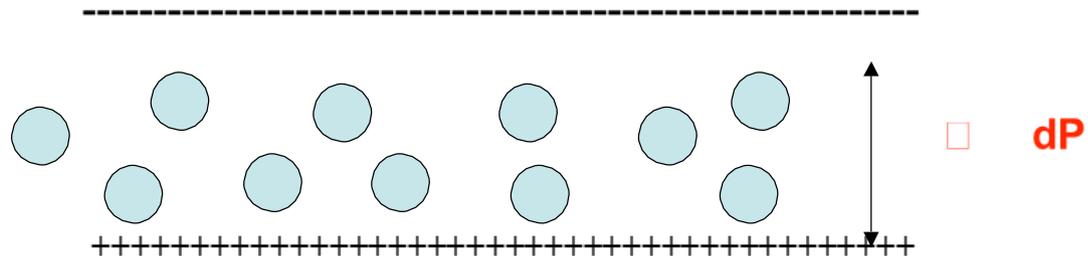
Rivelatori a gas

Misurazione della attività di un nuclide ?

L'utilizzo della scintillazione di un cristallo di ioduro di sodio attivato al tallio può essere utilizzato anche nelle metodiche in vitro.

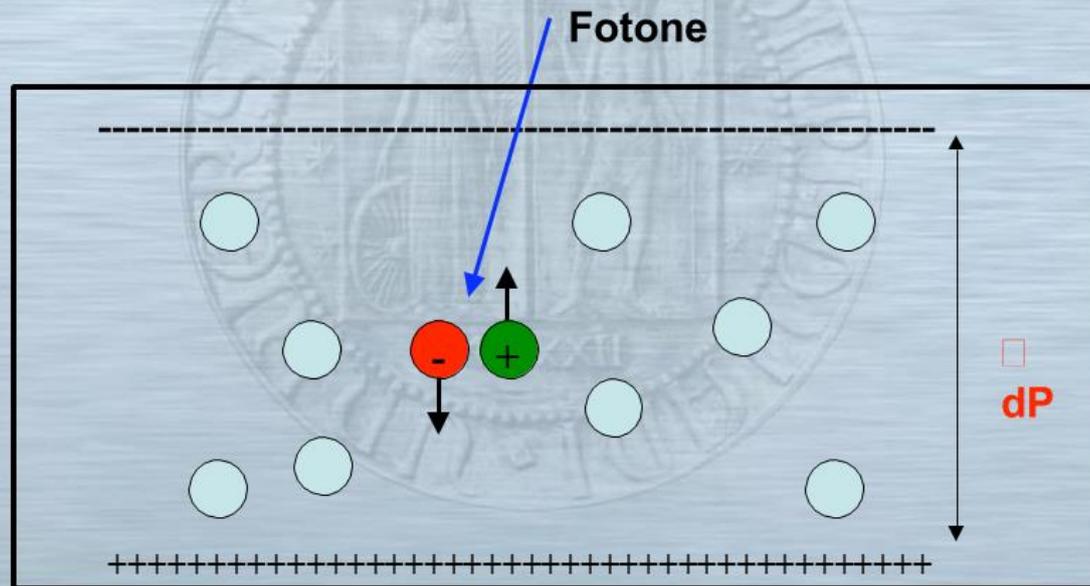
Il principio utilizzato dalla gamma-camera, nelle metodiche "in vivo", tuttavia non è il solo metodo per rilevare la attività di un radionuclide.

Si possono anche utilizzare rivelatori a gas che si basano sul concetto del condensatore.



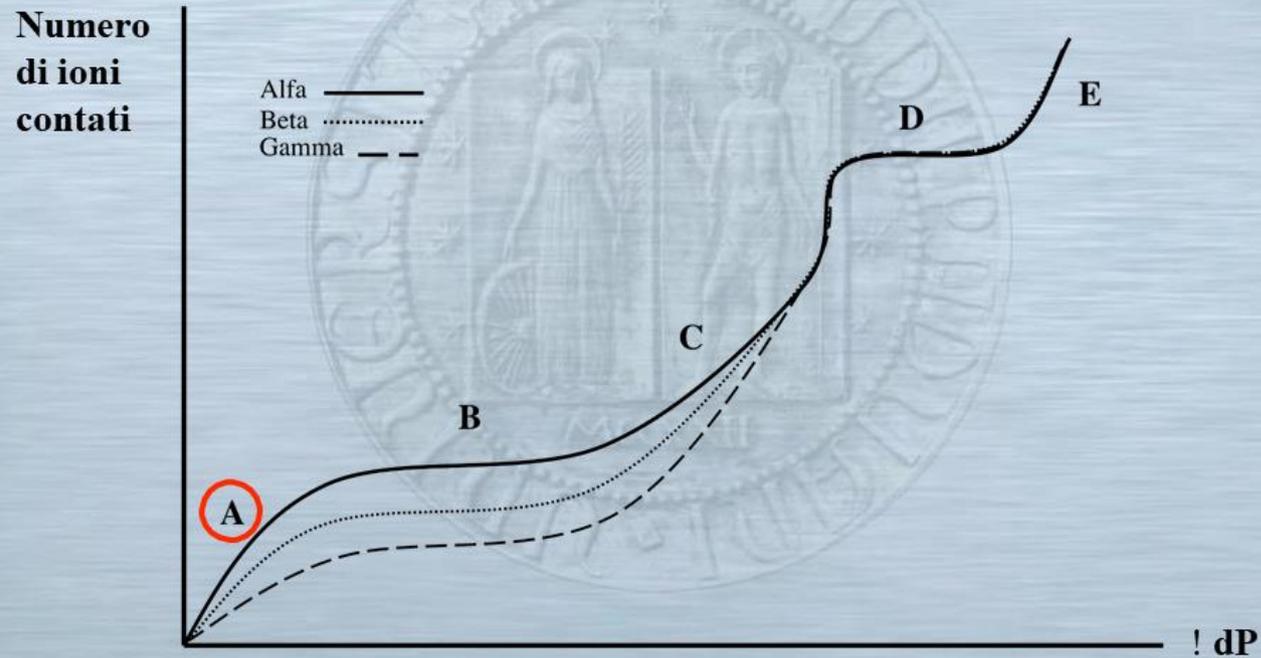
Misurazione della attività di un nuclide ?

Un fotone incidente nel gas contenuto nel condensatore strappa gli elettroni delle orbite più esterne (ovvero ionizza). Le cariche così generate, iniziano a muoversi verso le piastre del condensatore.

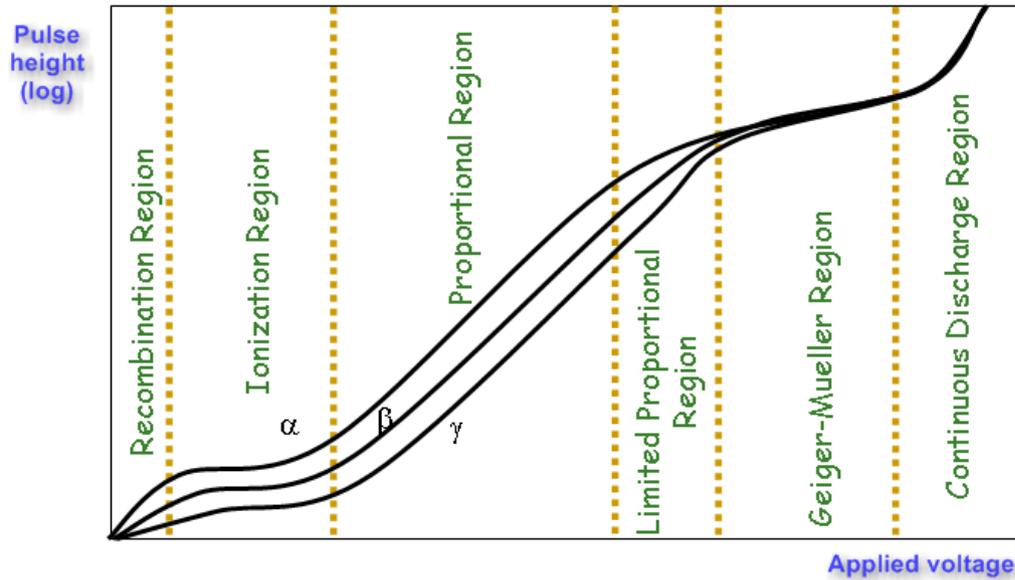


Cosa succede aumentando la ΔdP ?

Aumentando gradatamente la ΔdP fra le piastre si assiste ad una serie di interessanti cambiamenti nel comportamento delle cariche nel condensatore.



A seconda dell'intensità del campo elettrico, il funzionamento dei rivelatori riempiti di gas può essere diviso in tre regioni, come mostrato in Fig.



Regioni operative dei rivelatori riempiti di gas.

Regione proporzionale:

In questa regione di tensione applicata, il contatore è al di sopra della soglia per la moltiplicazione del gas.

La **moltiplicazione è lineare**; la carica raccolta è proporzionale al numero di coppie ioniche create dalla radiazione incidente. L'impulso dipende dal tipo di radiazione, ma, **soprattutto, dipende dall'energia** di radiazione incidente. Pertanto, (a parità di tensione applicata) l'ampiezza dell'impulso misurata (o altezza) è proporzionale all'energia delle particelle incidenti

Regione proporzionale limitata:

L'aumento della tensione applicata si traduce in effetti non lineari. Gli elettroni liberi vengono raccolti rapidamente a causa dell'elevata mobilità mentre gli ioni positivi si muovono lentamente, il che richiede molto tempo. Durante la raccolta degli elettroni si crea una nube (quasi) immobile di ioni positivi che è lenta a disperdersi. Se la concentrazione di ioni positivi è elevata, il campo elettrico viene distorto, il che porta alla distorsione nella moltiplicazione del gas e si osservano non linearità.

La regione di Geiger Müller:

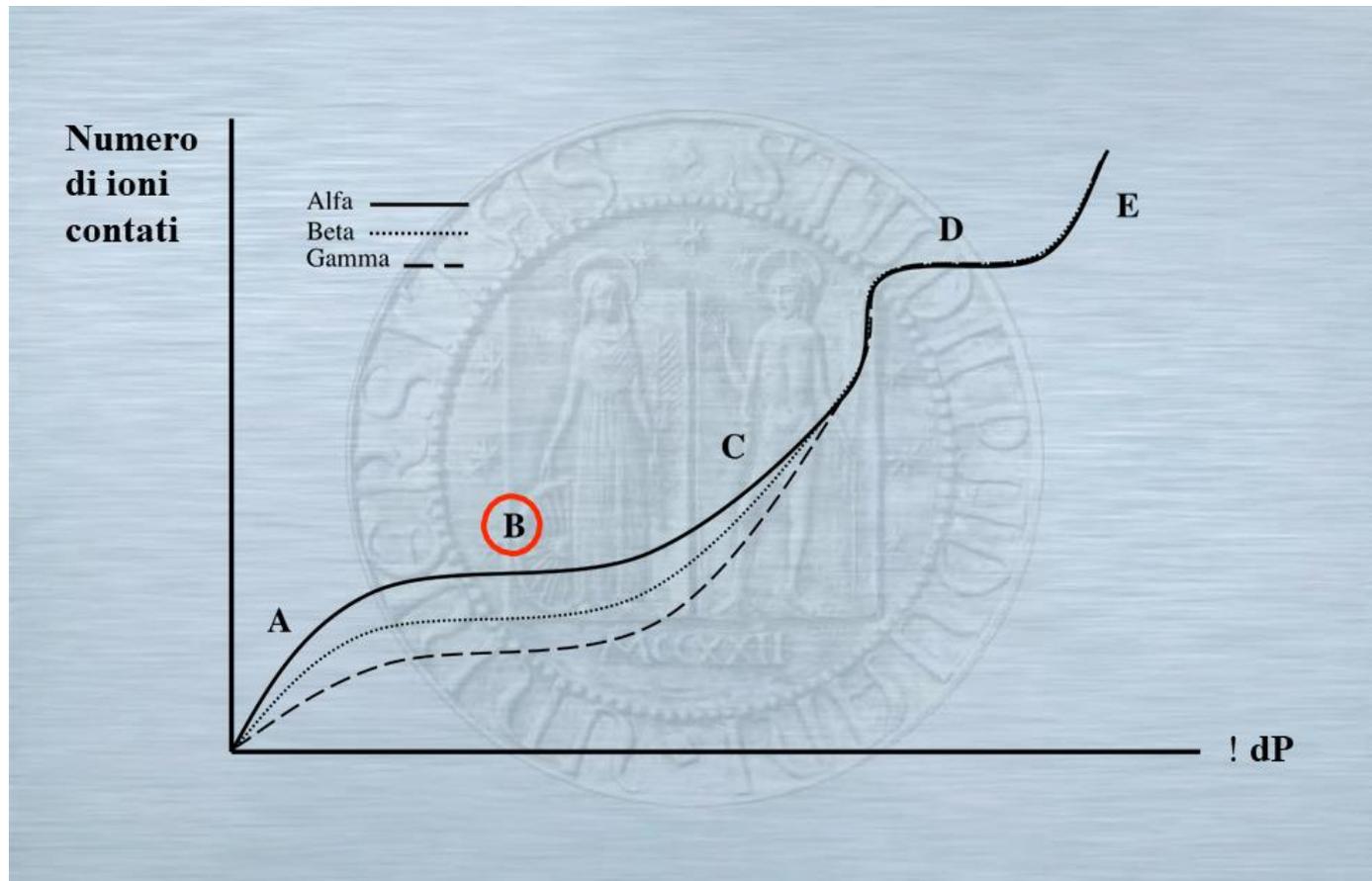
La tensione applicata è sufficientemente alta che le nubi ioniche positive, la distribuzione della carica positiva indotta domina la storia dell'impulso. La valanga procede fino a quando non vengono creati così tanti ioni positivi che riducono il campo elettrico al di sotto del punto in cui può avvenire la moltiplicazione del gas. L'impulso termina quando viene creato lo stesso numero totale di ioni positivi, indipendentemente dal numero di ioni iniziali

A: ZONA DI RICOMBINAZIONE

La ddP tra le piastre è bassa e quindi:

- **Gli ioni si muovono lentamente**
- **Le cariche si ricombinano e formano nuovamente atomi neutri**
- **Solo una parte delle cariche (quelle che non si sono ricombinate) va agli elettrodi.**

Cosa succede aumentando la dP ?



B: ZONA DI SATURAZIONE (o ionizzazione)

Man mano che la velocità degli ioni cresce (perché aumenta la ddp) diminuisce il tempo in cui gli ioni di segno opposto sono vicini. Si è cioè in una zona nella quale **“tutti” gli ioni prodotti arrivano sulle piastre opposte del condensatore.**

In questa fase (il primo pianoro del grafico) il numero degli ioni contati è indipendente dalla ddp applicata.

E' possibile con una camera a ionizzazione **la misura della dose assorbita** perché gli impulsi prodotti nel rivelatore sono proporzionali alla energia in esso dissipata e quindi la corrente che si forma è una misura del tasso al quale l'energia è dissipata nel rivelatore. Per tali motivi le camere a ionizzazione possono essere usate per tarare il fascio di x e gamma in radioterapia e per la dosimetria personale ed ambientale.

B: ZONA DI SATURAZIONE (o ionizzazione)

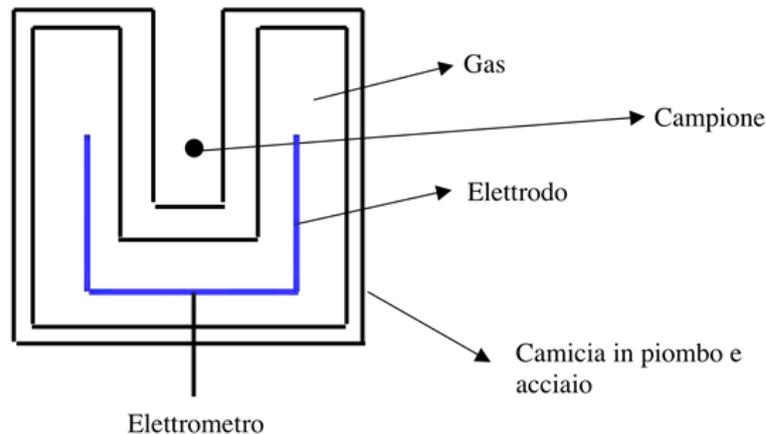
- Ciò che **si misura** allora non e' il numero degli eventi ma **la media del numero di ionizzazioni al minuto**. Spesso, per questo motivo, le letture sono in rad od in Sievert/hour
- La sensibilita' per una camera a ionizzazione arriva fino a < di 1 mR per fotoni tra 10 Kev ed 1 Mev

Applicazioni della camera a ionizzazione

- Dose Calibrators
- Survey meters
- Dosimetri portatili

Camera a ionizzazione: Dose calibrators

Il segnale prodotto da una camera a ionizzazione può essere misurato e convertito in unità di attività (Mbg, mCi). In senso stretto bisognerebbe chiamarlo calibratore di attività e non calibratore di dose in quanto non misura la dose (in senso fisico) ma misura l'attività della sorgente.



Una camicia in piombo contiene una camera a tenuta in acciaio riempita di gas (argon o altri gas) ad una certa pressione (alcune decine di atmosfere). Immersi nel gas ci sono elettrodi atti alla rivelazione delle cariche prodotte. La corrente rilevata corrisponde alla ionizzazione media del gas quindi il sistema non è idoneo a discriminare radiazioni in funzione della energia (perché fa una media). Quindi si deve contare un radiofarmaco alla volta. (Appositi tasti applicano un fattore di correzione per ogni radionuclide.)

N.B. Valori molto alti di attività nel campione misurato possono portare fuori dalla zona di saturazione favorendo fenomeni di ricombinazione. In questo caso la risposta del rivelatore non è più lineare.

Camera a ionizzazione: Survey meters

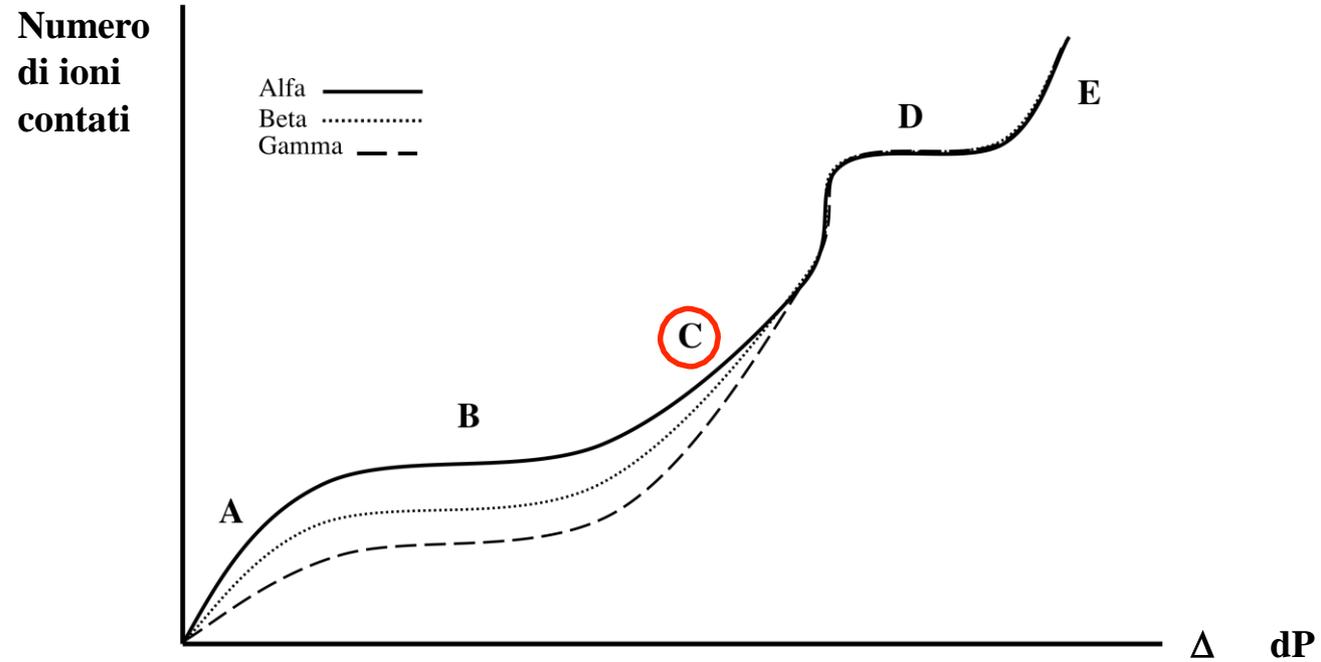
Sono strumenti che servono, ad esempio, per misurare l'esposizione di un soggetto ad un metro da una persona iniettata con una certa attività (Es. 740 Mbq)

NB: il Roentgen (R) è una misura della ionizzazione che avviene in aria. 1 Roentgen è la quantità di radiazioni che produce $2.8 \cdot 10^{-4}$ Coulombs (o $2 \cdot 10^9$ coppie di ioni) per Kg di aria in certe condizioni standard. Non a caso allora si comprende l'utilizzo del Roentgen nelle camere a ionizzazione.

Unità di misura solitamente utilizzata: Roentgens per hour



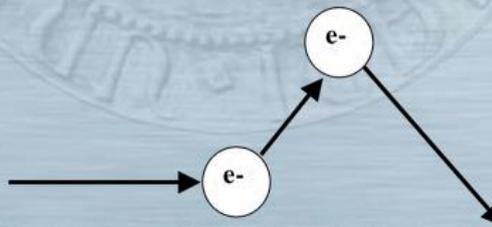
Cosa succede aumentando la dP ?



C: REGIONE DI PROPORZIONALITA'

-Gli ioni messi in movimento hanno una energia sufficiente a provocare nuove ionizzazioni nel gas. Per ogni carica prodotta dal fotone incidente ne arrivano all'elettrodo molte di più secondo un fattore proporzionale alla d_p ionizzazione secondaria è, tuttavia, strettamente applicata da quella primaria.

-Dal momento che ciò costituisce una amplificazione del segnale, con un contatore proporzionale è possibile rilevare impulsi molto più piccoli rispetto alle camere a ionizzazione (utile nella spettrometria alfa e beta e per radiazioni di bassa energia)



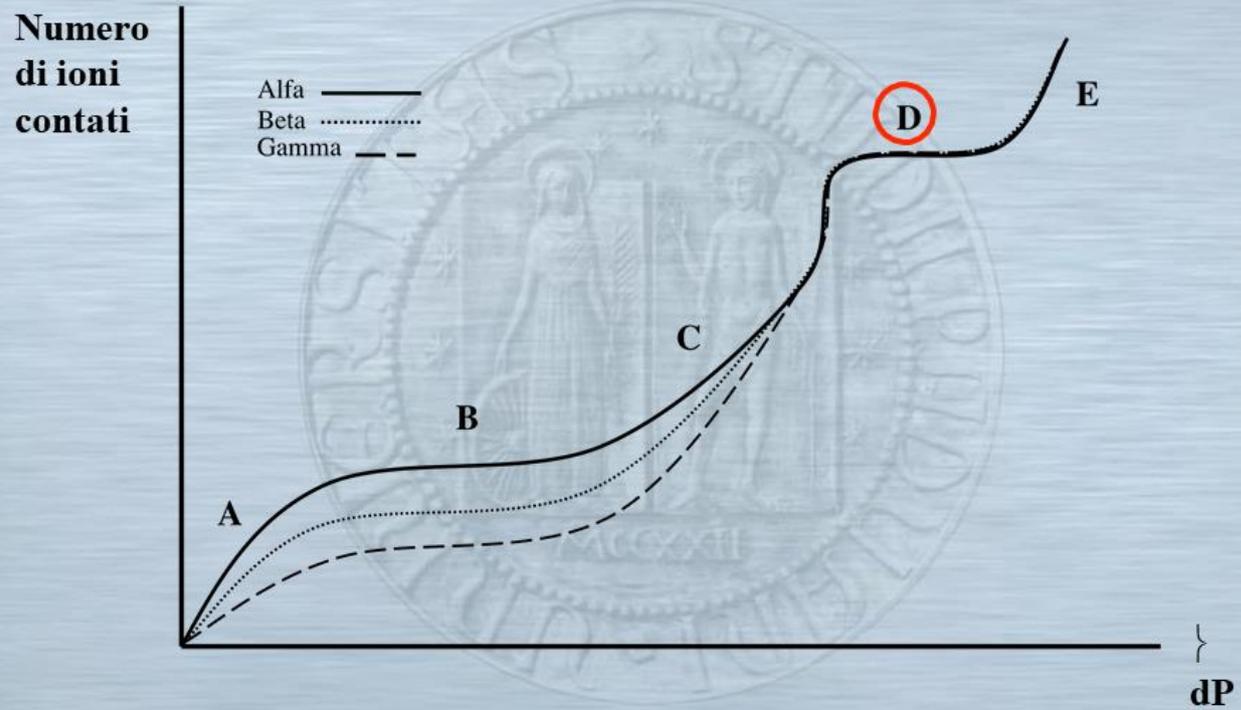
APPLICAZIONI: SURVEY METERS

La corrente prodotta in questo tipo di contatori è proporzionale al numero di ioni prodotti dalla radiazione incidente

Struttura: Rispetto ai contatori a ionizzazione il gas invece che aria è più spesso argon o miscele di argon ed altri gas. La differenza fondamentale è la più alta Δp applicata alle piastre del condensatore

Applicazioni: Risulta particolarmente utile nel distinguere diverse tipologie di radiazioni. Poiché infatti la grandezza dell'impulso è proporzionale alla ionizzazione, le particelle alfa, che ionizzano fortemente, produrranno impulsi più "grandi" rispetto alle radiazioni non corpuscolate e quindi risulteranno distinguibili.

Cosa succede aumentando la ddP ?



D: Zona di Geiger Muller

- E' la seconda zona piatta del grafico. In questa fase ogni evento ionizzante scatena una cascata di ioni. Se manteniamo costante la ddp e supponiamo che incidano nel condensatore fotoni di diversa energia, gli impulsi prodotti dal rivelatore non sono piu' proporzionali alla energia dissipata (come nelle camere a ionizzazione). Da cio' si evince che un contatore Geiger Muller non si può usare per dosimetria o spettrometria.
- La corrente prodotta, in altri termini, è indipendente dal numero di cariche prodotte dalla radiazione incidente. Cio' perché tutto il gas è già coinvolto in multiple eccitazioni e non è possibile incrementare ulteriormente il fenomeno

Zona di Geiger Muller: A cosa serve ?

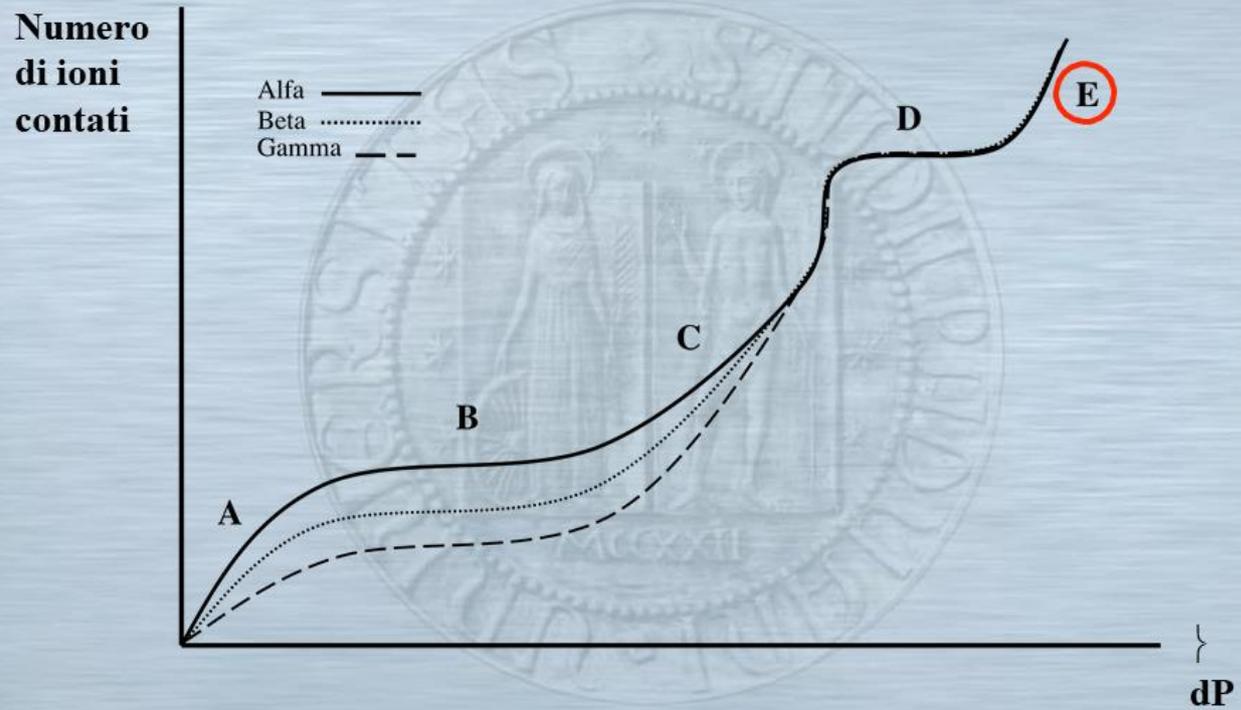
Sono utilizzati soprattutto nel monitoraggio ambientale, per misure di attivita' e di contaminazione.

Per monitorare aree come laboratori o camere calde (radiation monitor) e per rilevare l'esposizione (survey meter) non le dosi.

In questo ultimo caso la misura che effettuiamo è fortemente dipendente dalla energia del fotone incidente: per fotoni di bassa energia (<100 KeV) la vera esposizione è solo una frazione di cio' che si legge sul display. Il motivo è che il contatore rileva i singoli fotoni e non la loro energia (mentre il tasso di esposizione dipende sia dalla energia che dal numero dei fotoni).

Tipicamente poi un contatore geiger è tarato per energie medio-alte come il ^{137}Cs od il ^{60}Co per cui se voglio leggere altre energie ed avere una misura affidabile devo tarare lo strumento.

Cosa succede aumentando la ddP?



E: Scarica continua

Ai nostri fini non è molto utile. Per completezza, in questa fase, anche se non entra nessuna radiazione ionizzante nel gas tra le piastre del condensatore, la elevata ddp applicata ai due lati del condensatore provoca una ionizzazione continua. E' quello che succede nelle lampadine al neon.

Apparecchiature di medicina nucleare

La gamma camera

Introduzione

- La medicina nucleare produce immagini della distribuzione del radiofarmaco nel paziente
 - Per formare le immagini utilizza raggi gamma o fotoni di annichilazione
- Gli strumenti designati per creare immagini attraverso l'emissione dei fotoni gamma utilizzano dei *collimatori*
 - Viene perso il 99% dei fotoni emessi

Sviluppo della medicina nucleare

- I primi sistemi erano gli scanner rettilinei
 - Un singolo rivelatore di radiazione si muoveva e campionava il flusso dei fotoni in una piccola regione di interesse.

Anger camera

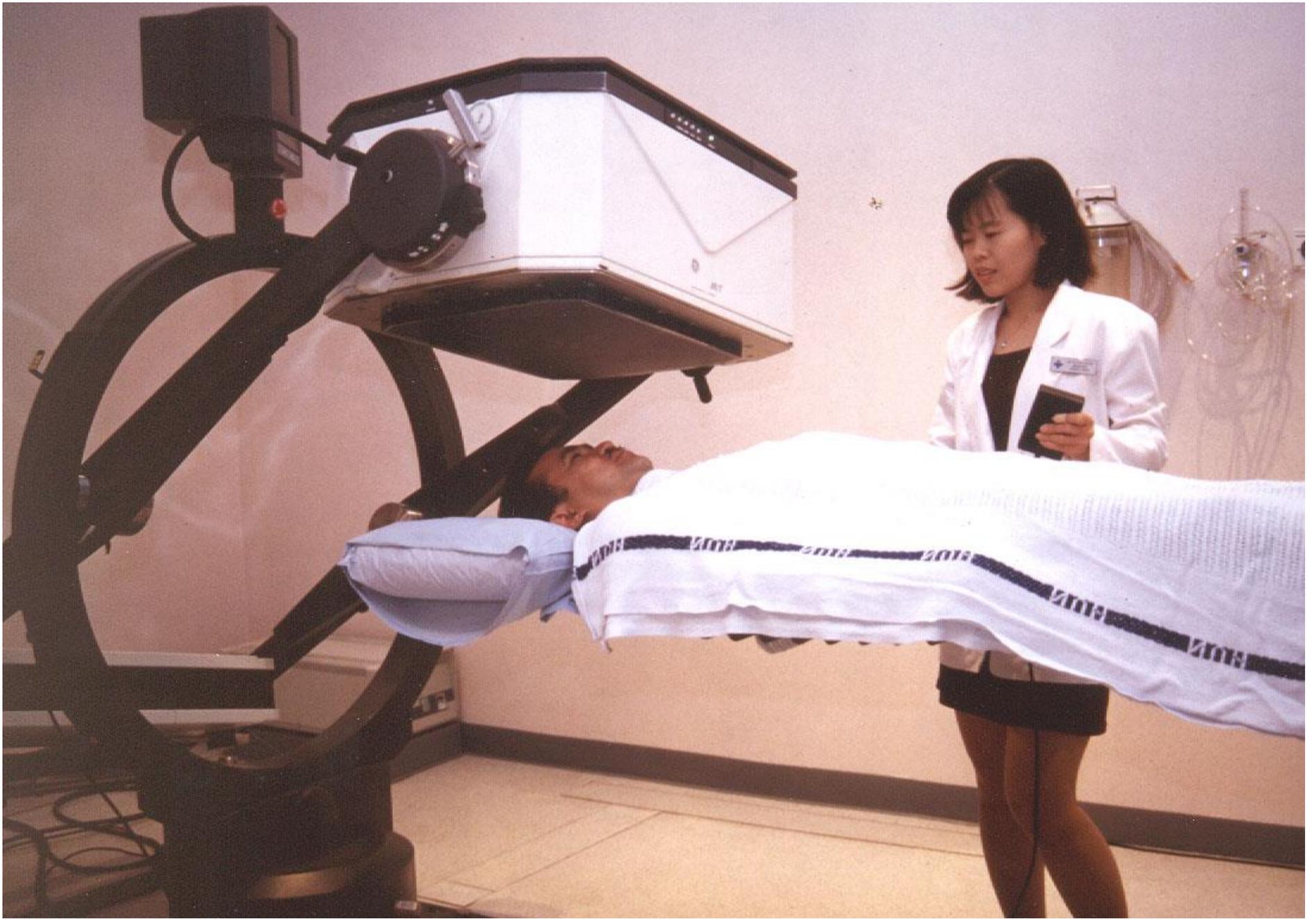
- Sviluppata da Hal Anger at Berkeley from 1952 to 1958
- Incominciò a rimpiazzare significativamente gli scanner rettilinei alla fine degli anni 1960
 - Vennero usati radiofarmaci marcati con Tc-99m (rimpiazzando I-131 e Hg-203 con tempo di dimezzamento minore)

Anger camera

- Permette una più rapida acquisizione di immagini (rispetto agli scanner rettilinei) e consente di effettuare studi dinamici che descrivono la redistribuzione del radionuclide somministrato
- Il suo posizionamento è più flessibile e si possono ottenere immagini da parecchie angolazioni

Esempio di immagine di medicina nucleare





La gamma camera

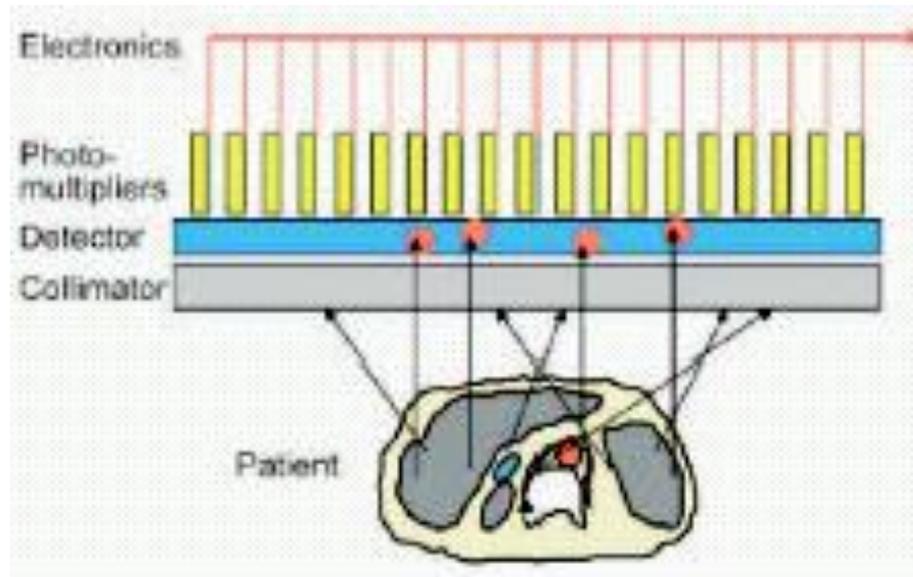
A doppia testata
permette di studiare un
numero di pazienti più
alto mediante
acquisizioni in due
proiezioni
contemporaneamente



LA GAMMA CAMERA

La gamma camera o camera a scintillazione ideata da ANGER si compone di:

- cristallo scintillatore a NaI(Tl) per la rivelazione dei fotoni incidenti
- *array* di fotomoltiplicatori per la formazione del segnale elettrico
- sistema di collimazione per la selezione in direzione dei fotoni



Collimatore



COLLIMATORE

- Tra il paziente ed il cristallo vi è un collimatore, usualmente costituito di piombo, che permette solo ai fotoni gamma che provengono da una certa direzione di raggiungere il cristallo

Collimatori

- Il collimatore più comune è il collimatore a fori paralleli
- I fori possono essere rotondi, quadrati, triangolari o esagonali e sono costituiti di fogli di piombo
- I setti devono essere abbastanza spessi in modo da assorbire la maggior parte dei fotoni incidenti su di esso.
- I collimatori disegnati per l'uso con radionuclidi che emettono fotoni di energia più alta hanno dei setti più spessi

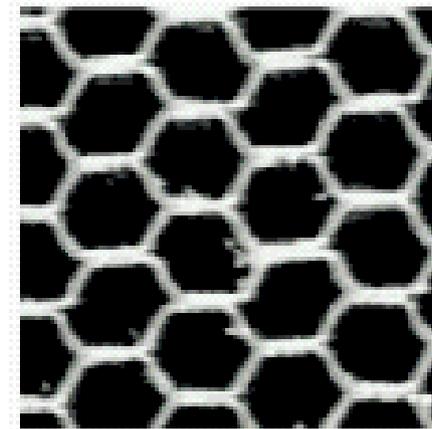
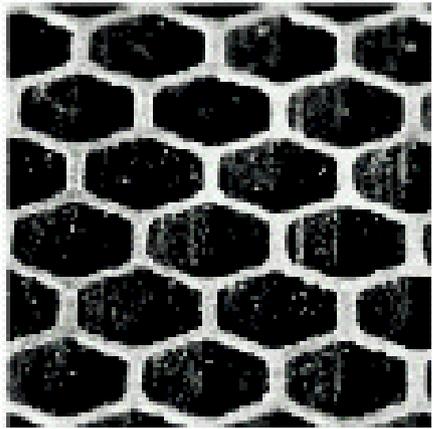
IL COLLIMATORE

Definisce il legame tra punti oggetto e punti immagine
È generalmente costituito da una lastra in Piombo su cui sono praticati dei fori aventi lo scopo di selezionare la direzione dei fotoni.

I collimatori sono realizzati:

1) per fusione (*casting*)

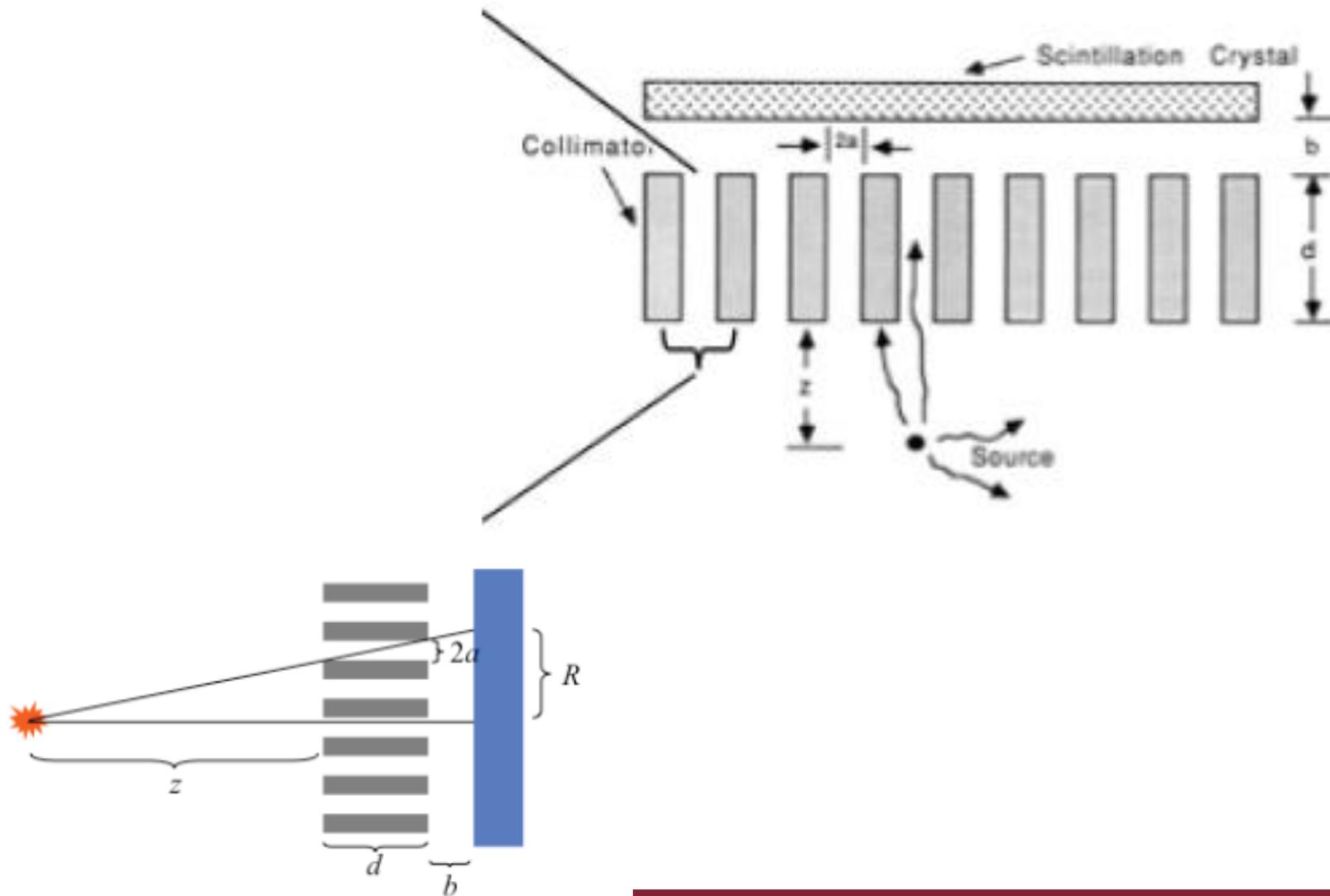
2) incollando due fogli di Pb (*foil*)



Tipi di collimatori:
fori paralleli o all'infinito
fan beam o focalizzati
pin-hole o puntiformi

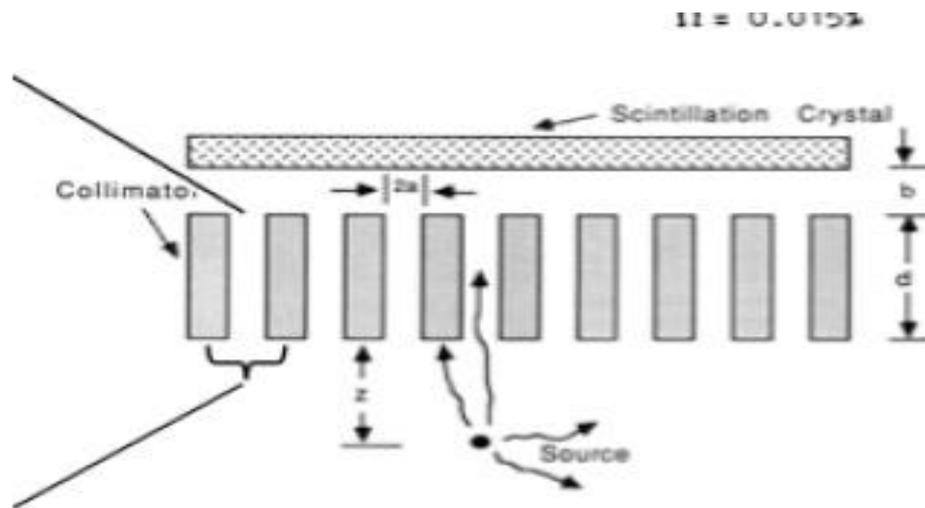
COLLIMATORI a fori paralleli

$\mu = 0.0153$



COLLIMATORI a fori paralleli

- Spessore dei setti
- La penetrazione dei raggi gamma tra un foro e l'altro del collimatore deve essere minimo



COLLIMATORI

- **Efficienza del collimatore:** rappresenta la frazione dei raggi gamma che incidono sul collimatore e raggiungono il rivelatore
- **Risoluzione del collimatore:** dettaglio dell'immagine rivelata

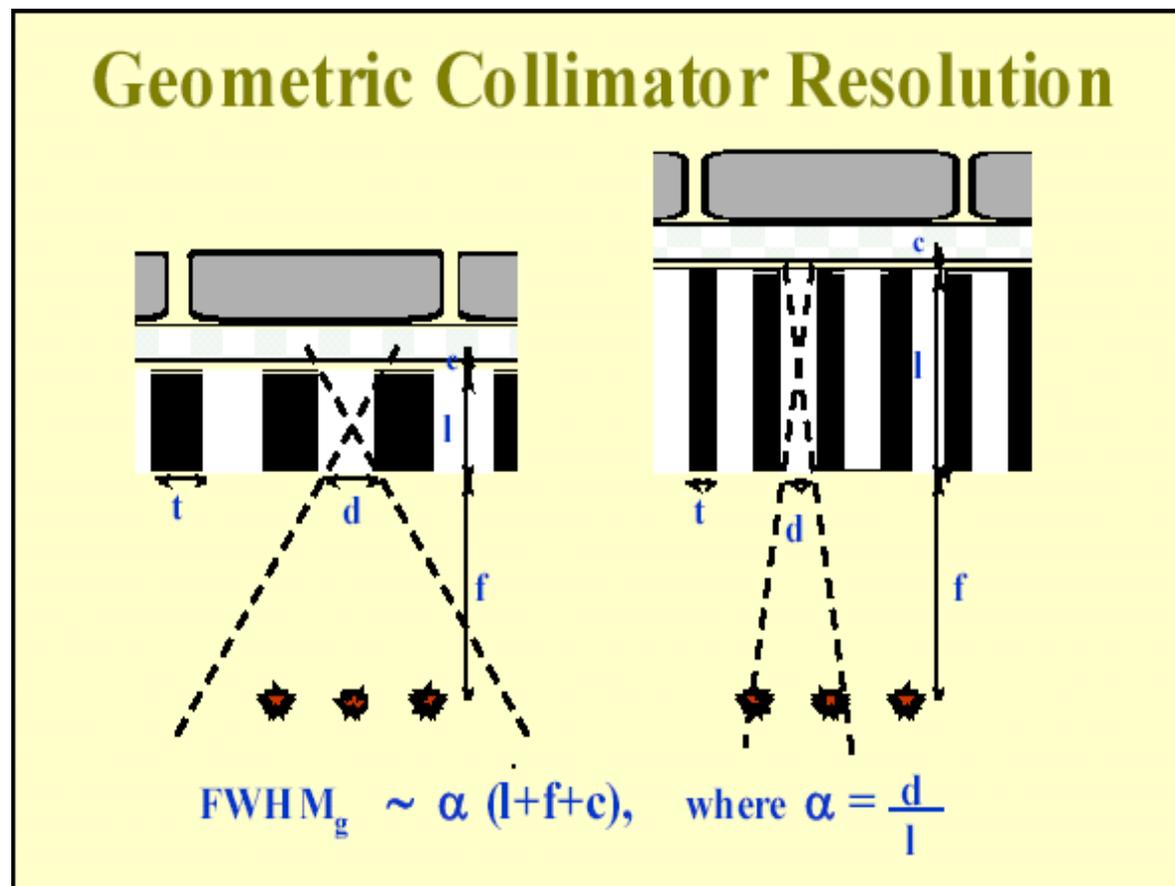
COLLIMATORI

La risoluzione

La risoluzione, descritta dalla FWHM dipende da

$$R = d (l + f) / l$$

f= distanza sorgente collimatore (**attenzione** in fig. indicato con f)



Collimatori

Efficienza

L'efficienza è definita da :

$$g = (d / l)^2 [d^2 / (d * t)^2]$$

dove t è lo spessore dei setti

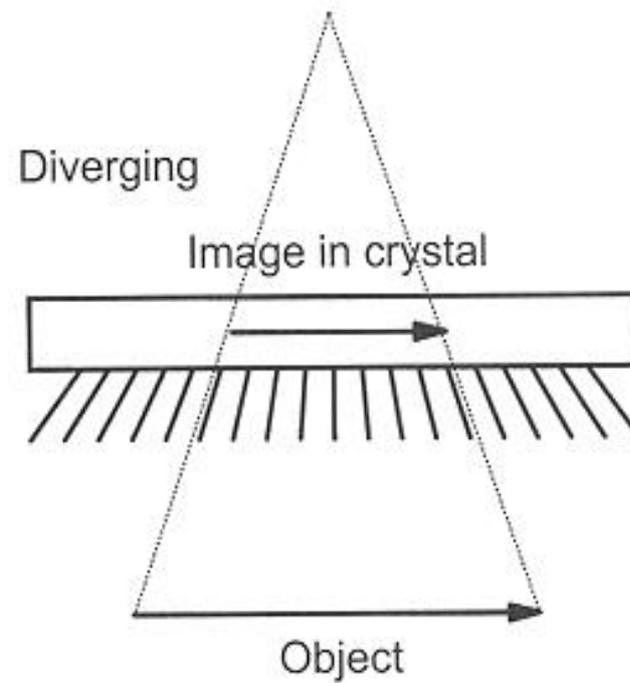
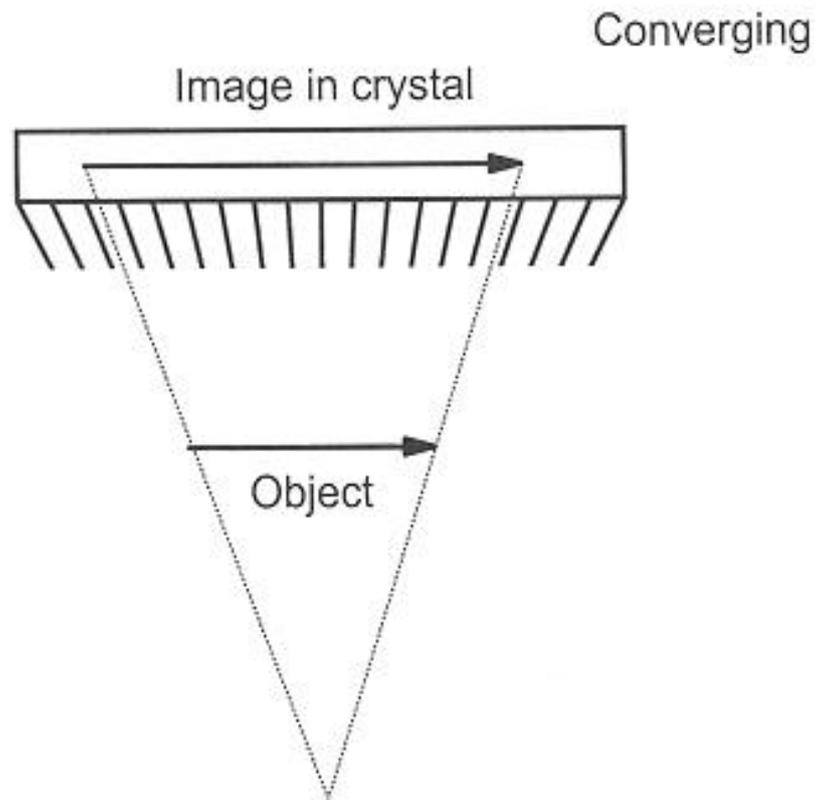
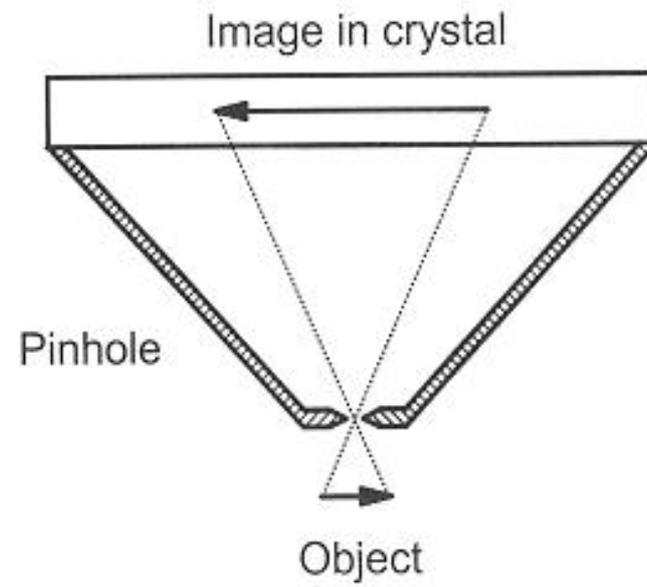
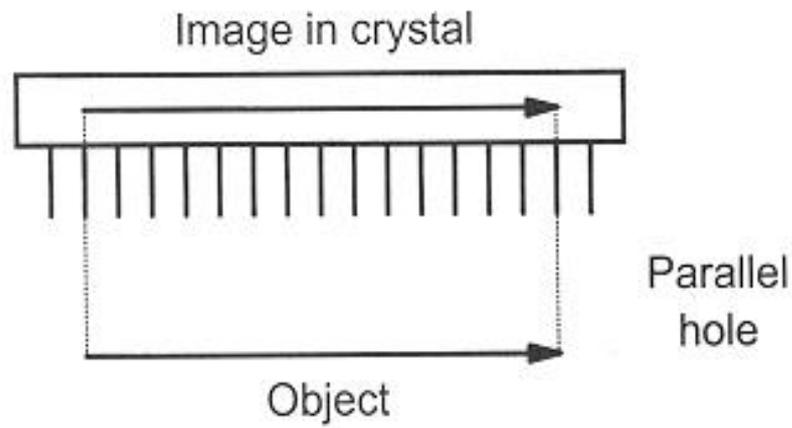
Dalle relazione precedenti si puo'dedurre che:

- la risoluzione migliora quando il rapporto d / l diminuisce
- l'efficienza diminuisce come il quadrato di d / l

Per un determinato spessore dei setti la risoluzione del collimatore migliora a spese della diminuzione dell'efficienza

Collimatori

- Esiste quindi un compromesso tra risoluzione spaziale ed efficienza del collimatore
 - Diminuendo la larghezza dei fori o allungando il collimatore per migliorare la risoluzione spaziale riduce l'efficienza
- Parecchie gamma camere sono dotate di una scelta di collimatori a fori paralleli
 - “low-energy, high-sensitivity”
 - “low-energy, all-purpose” (LEAP)
 - “low-energy, high-resolution” (LEHR)



COLLIMATORE PINHOLE

Costituzione: sottile foro ($a = \phi$ pochi mm) in un materiale assorbente (piombo, tungsteno) collocato alla fine di un cono di piombo (20-25 cm dal rivelatore)

Immagine: i raggi γ passanti dal foro proiettano un'immagine invertita della sorgente

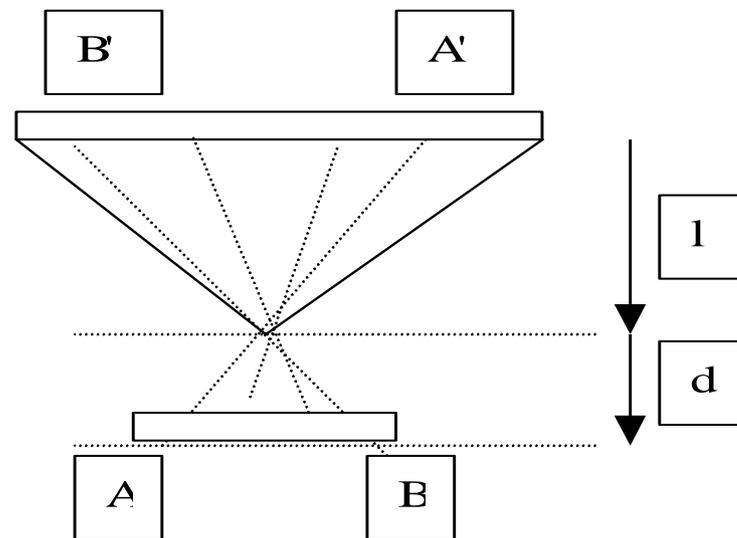


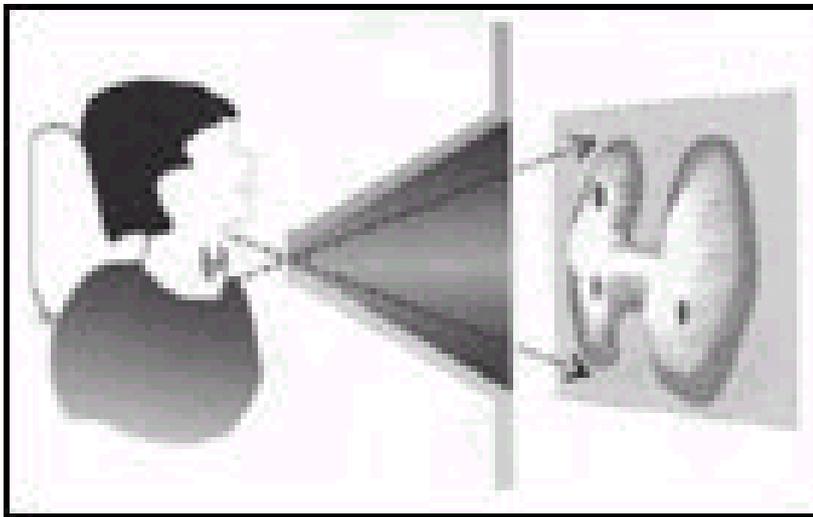
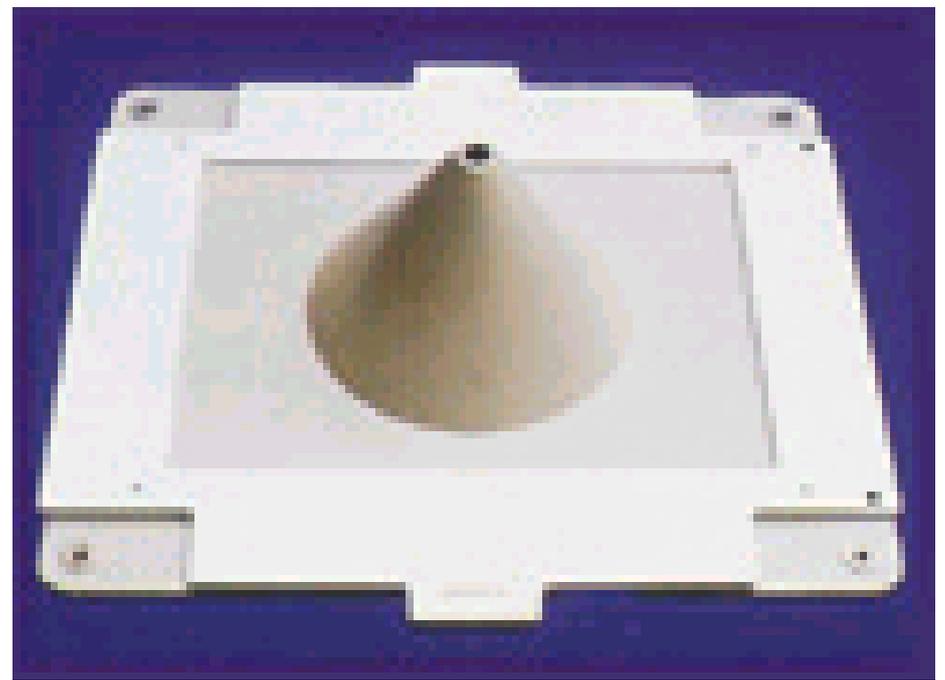
Immagine rimpicciolita se $l < d$

Immagine ingrandita se $l > d$

Fattore di magnificazione $M = l / d$

L'ampiezza dell'area campionata dipende dalla distanza d

COLLIMATORE PINHOLE



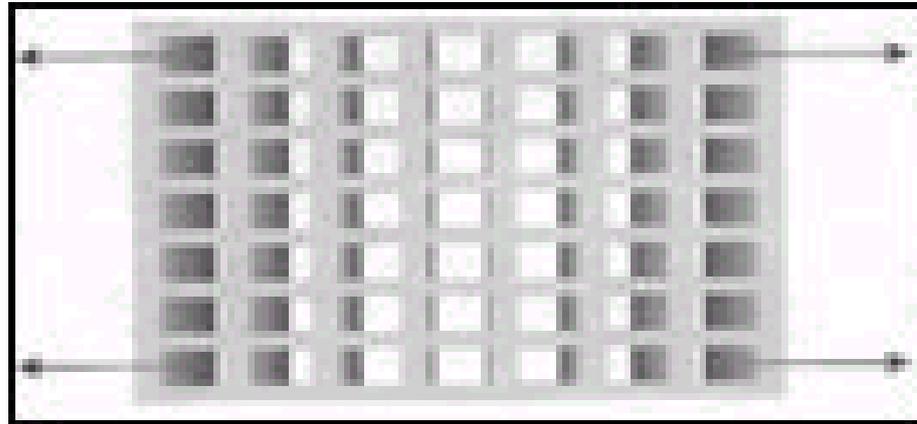
Pinhole Collimator

NB: l'immagine tridimensionale risultante è distorta → si utilizza per produrre immagini ingrandite di piccoli organi (es.tiroide)

COLLIMATORE FANBEAM

I fori nella direzione assiale (asse x) sono focalizzati in un punto, mentre nella direzione longitudinale (asse y) rimangono paralleli. → i dati nel piano assiale vengono proiettati su un'area di cristallo maggiore

- > risoluzione , sensibilità**
- < campo di vista utilizzabile**



Fanbeam Collimator

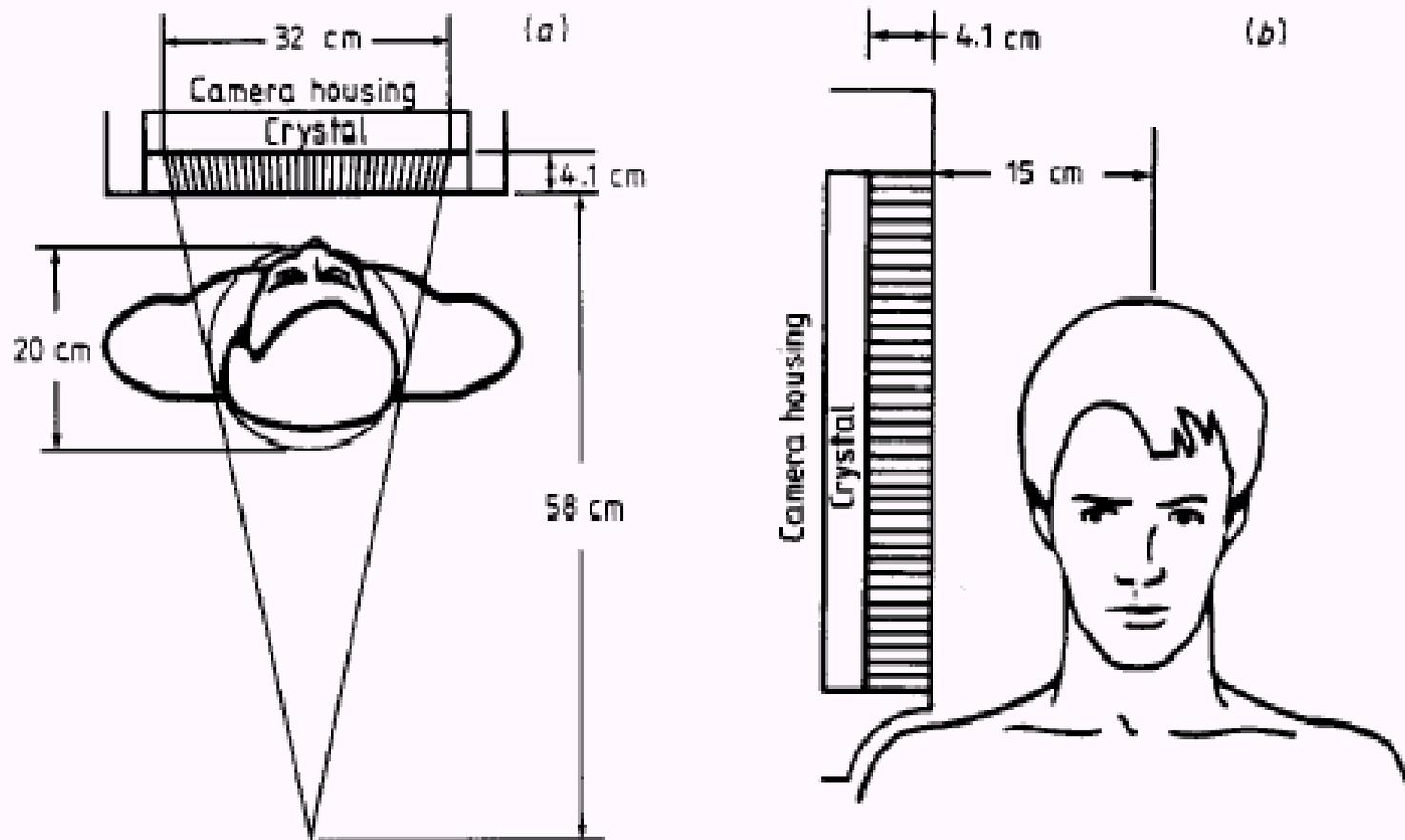


Figure 2. Schematic diagram of SPECT imaging using a rotating scintillation camera system equipped with a fan beam collimator. (a) End view showing the converging-hole configuration within a reconstructed image plane. (b) Side view showing the parallel hole configuration.

QUALCHE ESEMPIO

Descrizione	Max Energy (keV)	Spessore Setti (mm)	Dimensione fori (mm)	R_c (mm) a 10 cm
Low-Energy, High Resolution	150	0.3	1.8	7.4
Low-Energy, General Purpose	150	0.3	2.5	9.1
Low-Energy, High Sensitivity	150	0.3	3.4	13.2
Medium-Energy, High Sensitivity	400	1.4	3.4	13.4

PET

La Tomografia ad Emissione di Positroni (PET) è una tecnica medico-nucleare che utilizza radiofarmaci marcati con emettitori di positroni e tomografi dedicati al fine di ottenere immagini di processi fisiologici e biochimici

Alcuni radiofarmaci comunemente impiegati in PET

RADIOFARMACO

PROCESSO

STUDI CLINICI

¹⁸F-FDG

Metabolismo del glucosio

Individuazione di tumori
Determinazione del metabolismo cellulare
Utilizzo cerebrale del glucosio
Metabolismo miocardico del glucosio

¹³N-Ammoniaca (¹³NH₃)

Perfusione

Perfusione Miocardica

¹¹C- Metionina

Captazione degli aminoacidi
Sintesi proteica

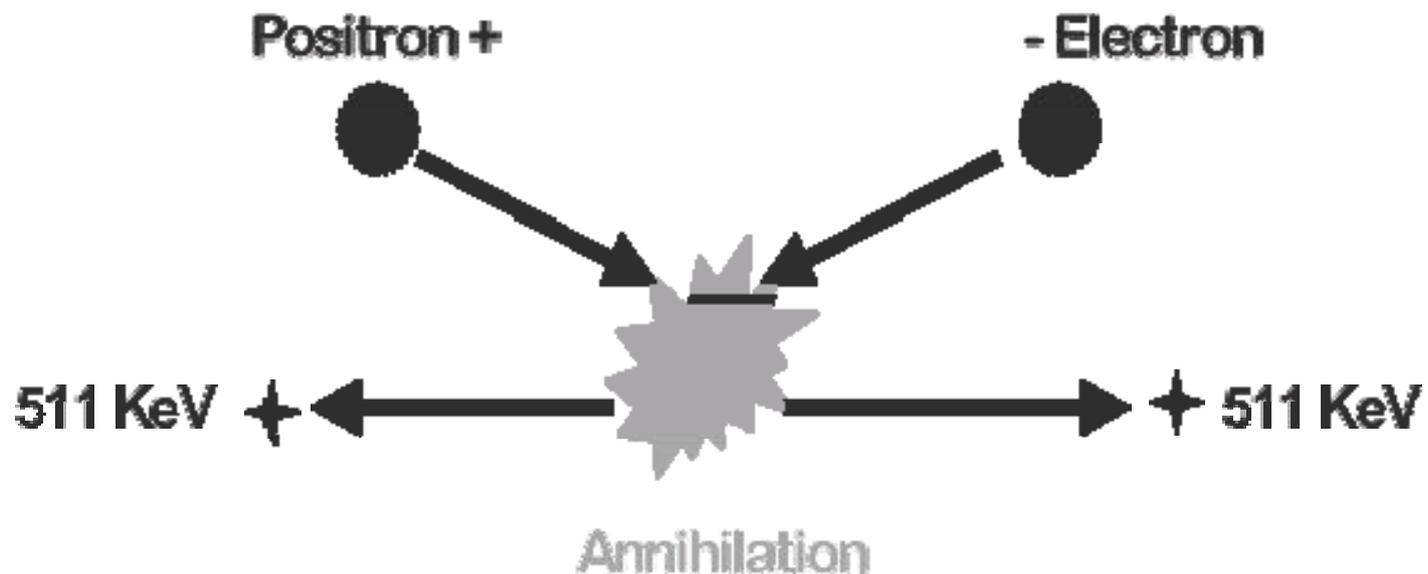
Studi della sintesi proteica nei tumori

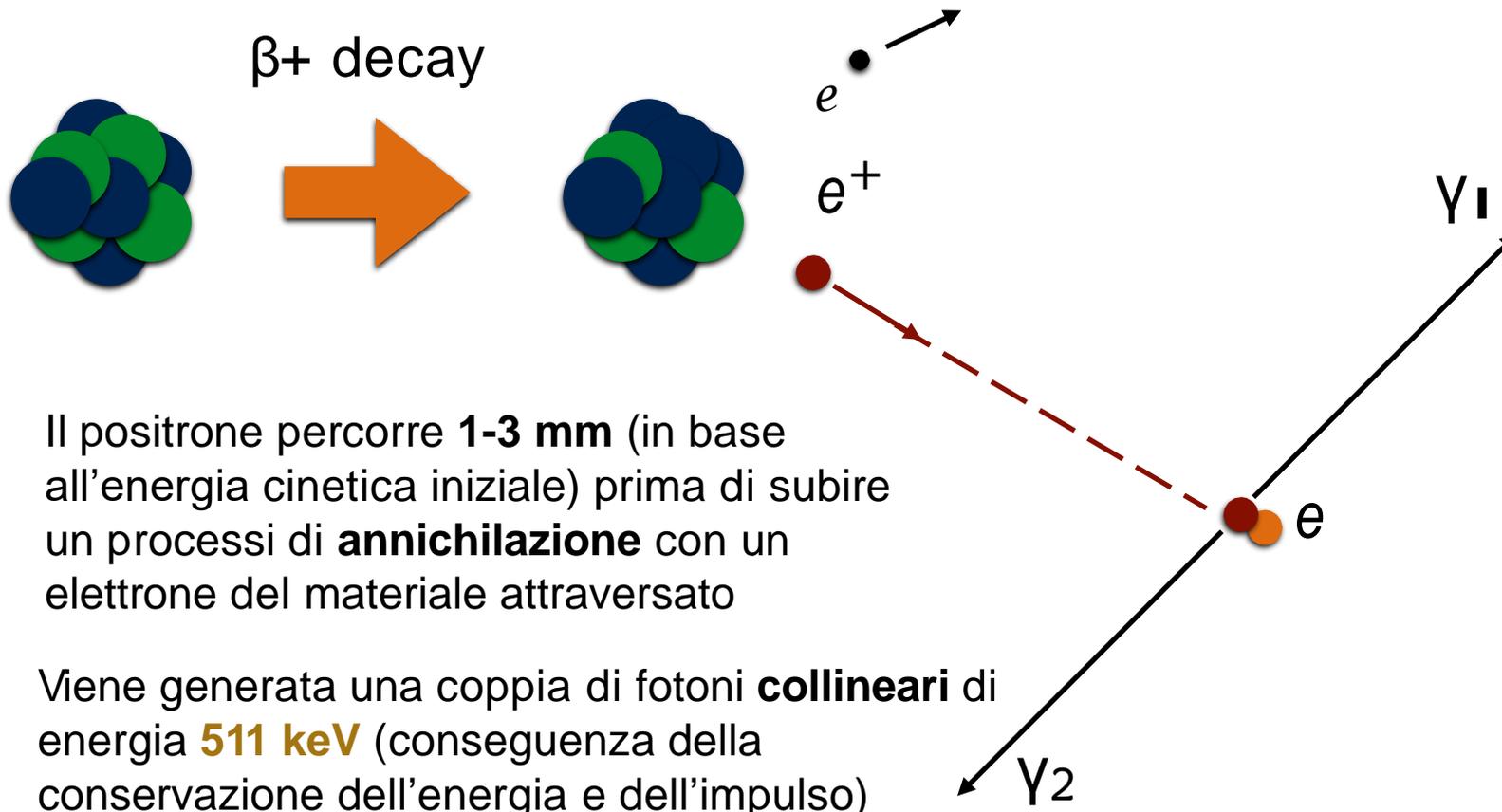
¹⁵O-Ossigeno (¹⁵O₂)

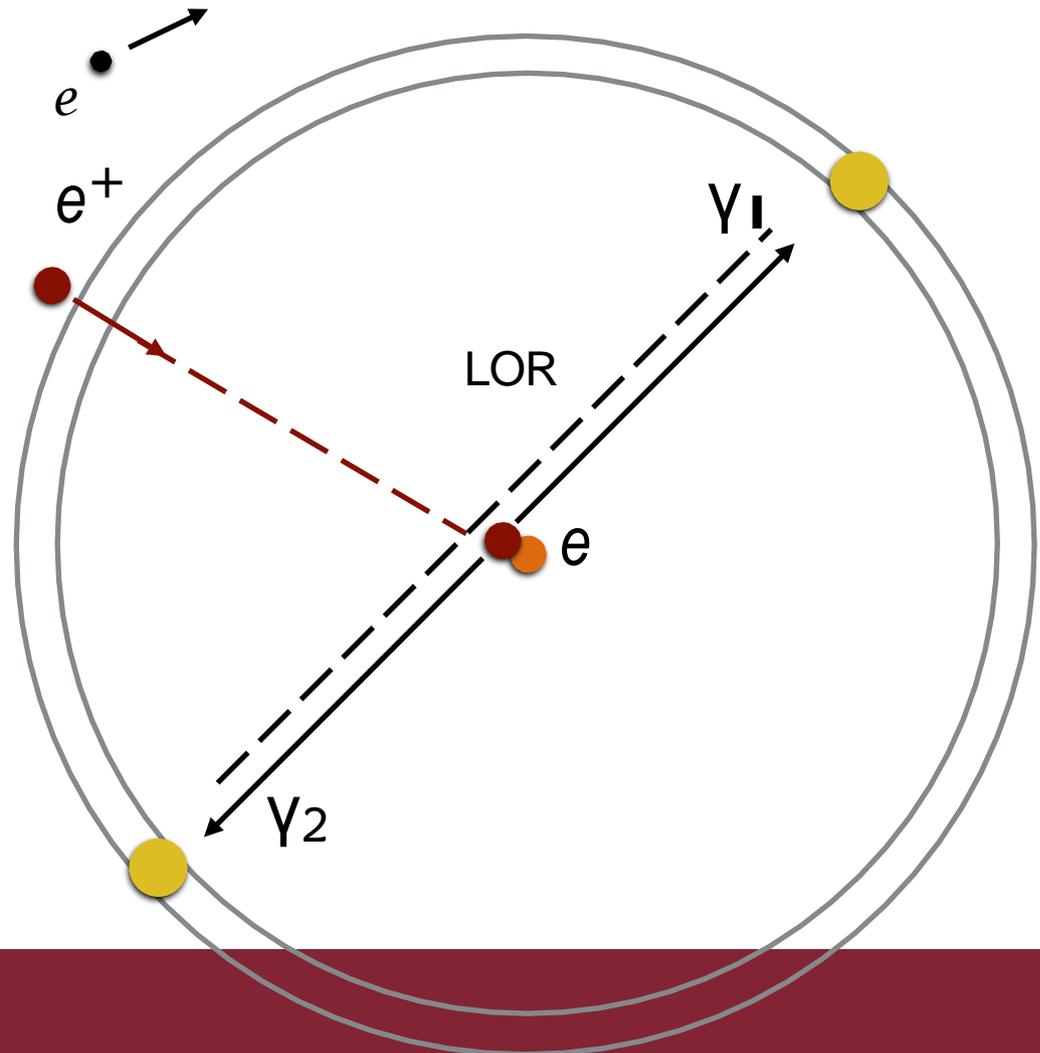
Metabolismo ossidativo

Metabolismo dell'ossigeno cerebrale

L'annichilazione dei protoni avviene con l'emissione di due radiazioni gamma di 511 keV che si dirigono in direzioni opposte.







- ▶ La rivelazione in coincidenza dei due fotoni permette di identificare la retta su cui giace l'evento (**Line Of Response LOR**)

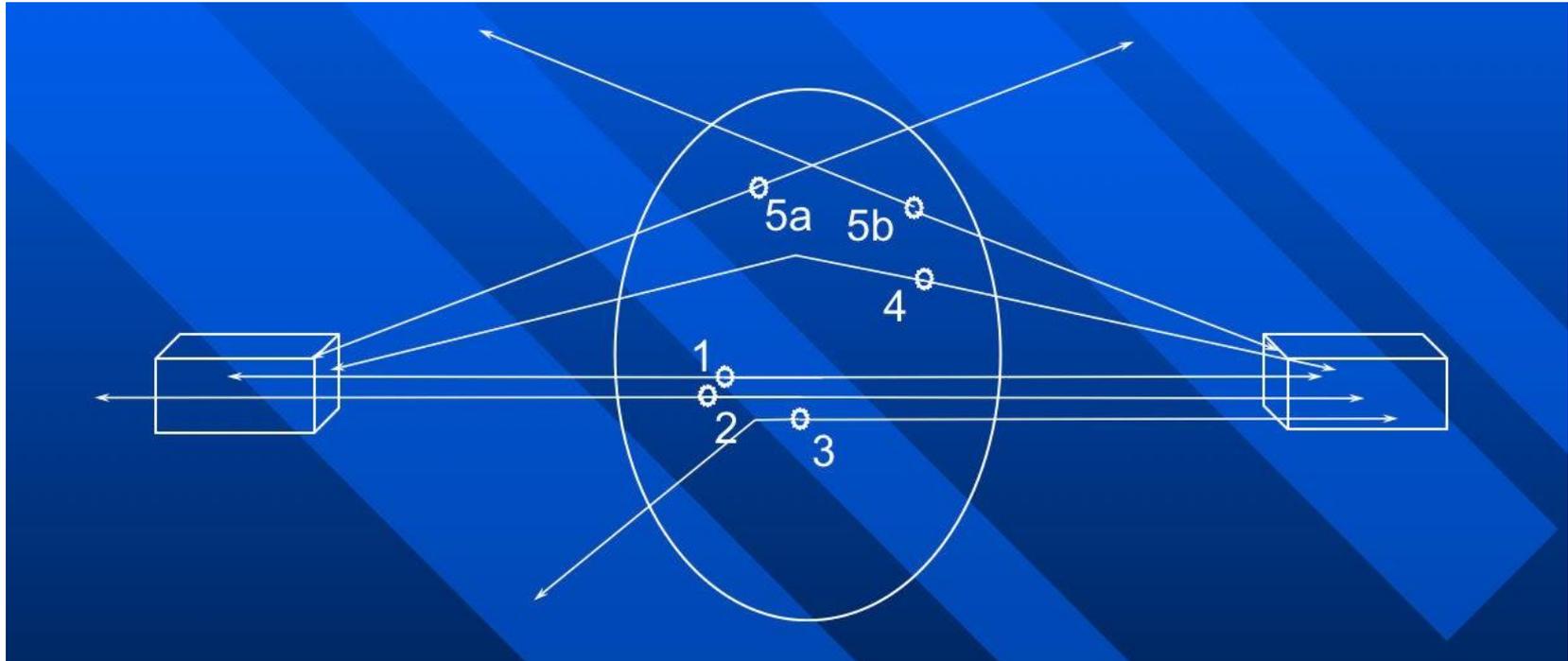
Radioisotopi

<u>Isotope</u>	<u>Half-Life</u>	<u>Production</u>
Carbon-11	20.5 min	$^{14}\text{N}(\text{p},\alpha)^{11}\text{C}$
Nitrogen-13	10.0 min	$^{16}\text{O}(\text{p},\alpha)^{13}\text{N}$
Oxygen-15	2.1 min	$^{14}\text{N}(\text{d},\text{n})^{15}\text{O}$
Fluorine-18	110 min	$^{18}\text{O}(\text{p},\text{n})^{18}\text{F}$ (F ⁻) $^{20}\text{Ne}(\text{d},\alpha)^{18}\text{F}$ (F ₂)
Gallium-68	68 min	Daughter of Ge-68 (271days)
Rubidium-82	1.27 min	Daughter of Sr-82 (25days)

- *Small effective dose (CNOF) 110 min 6.3 MBq/kg patient*
- *Short half-life*
- *Tracer*

Radioisotopo	Dose paziente (MBq)	N° paziente/anno	Somministrazione
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	740	5500	e.v.
^{131}I	185	1500	pasticca
^{18}F	370	5000	e.v.

Rivelazione delle coincidenze



1. Evento di coincidenza reale
2. Evento perso per scarsa sensitività del rivelatore o per tempo morto
3. Evento perso a causa dell'attenuazione all'interno del paziente
4. Evento di scattering
5. Coincidenza casuale

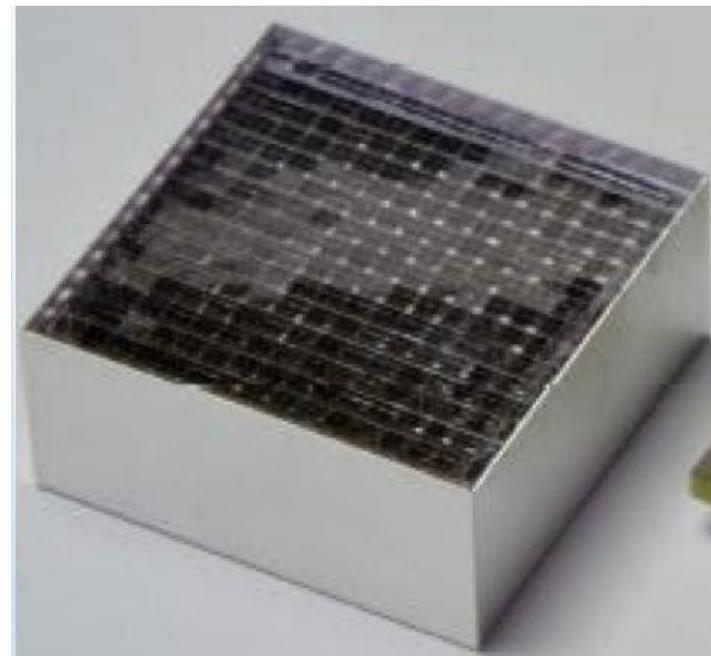
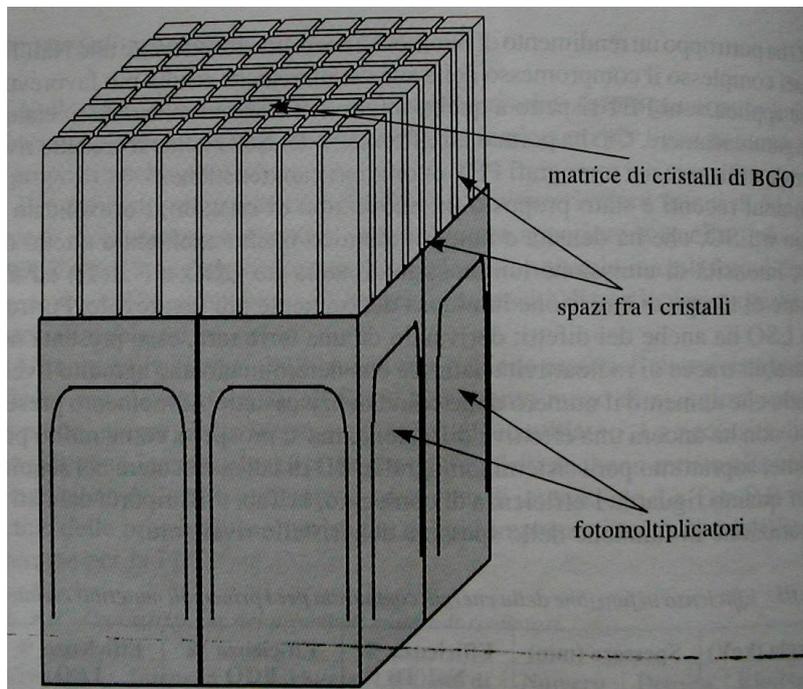
Nella PET devono essere rivelati in coincidenza fotoni di 511keV. Questo richiede specifiche caratteristiche per i rivelatori: essi devono essere costituiti da materiali di **alta densità** (per avere buona efficienza) e con **breve tempo di risposta**, per permettere strette finestre temporali di coincidenza —> **cristalli scintillatori**

Cristallo	Intensità relativa di emissione luminosa	Tempo di emissione (ns)	Densità (g/cm ³)	Efficienza di 25 mm spessore % a 511 keV	Risoluzione energetica % a 511keV
Nal	100	230	3.7	58	10
BGO	15	300	7.1	91	23
LSO	50-75	40	7.4	89	19

I primi tomografi usavano lo **Nal**, ma questo è poco efficiente all'energia dei fotoni in gioco ed è igroscopico. Il **BGO** è il materiale attualmente più usato: ha scarsa emissione di luce ma buona efficienza. Lo **LSO** è il cristallo più performante, sia per luminosità ed efficienza, sia soprattutto per la rapidità di emissione di luce. E' però di complicata produzione industriale e presenta un fondo di radioattività intrinseca.

Cristalli

Gli scintillatori sono disposti in cerchi attorno al paziente. Ognuno ha la forma di un parallelepipedo, con dimensioni trasversali di circa **4mm** e assiali da **4 a 8mm**. Lo spessore è di circa 3cm. Essi sono raggruppati in blocchi, per esempio di 8x8 cristalli; ciascun blocco di rivelatori viene letto da 4 **fotomoltiplicatori**.



I blocchi sono a loro volta organizzati in anelli posti nel gantry attorno al paziente. I tomografi di ultima generazione hanno più anelli contigui che permettono l'acquisizione di estesi campi di vista assiali.

Cristalli

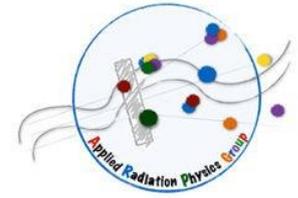


Gli scintillatori sono disposti in cerchi attorno al paziente. Ognuno ha la forma di un parallelepipedo, con dimensioni trasversali di circa **4mm** e assiali da **4 a 8mm**. Lo spessore è di circa 3cm. Essi sono raggruppati in blocchi, per esempio di 8x8 cristalli; ciascun blocco di rivelatori viene letto da 4 **fotomoltiplicatori**.

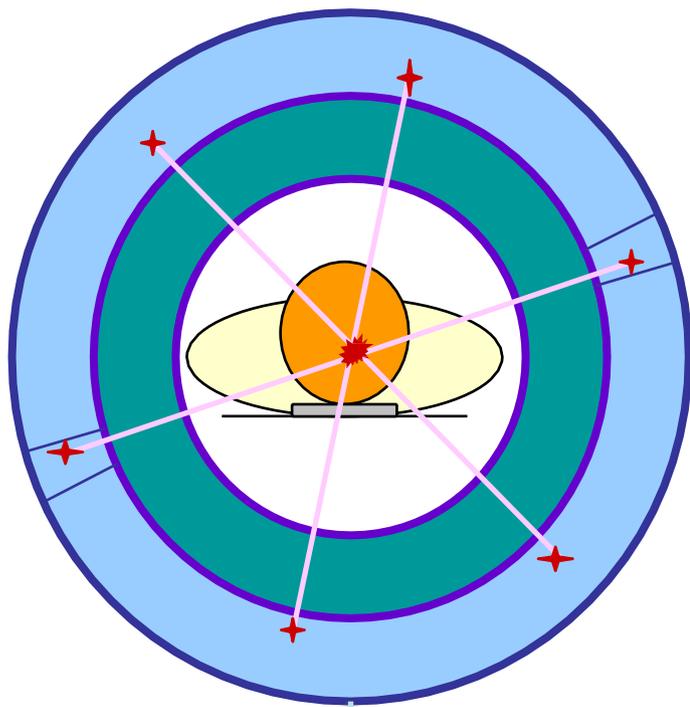


I blocchi sono a loro volta organizzati in **anelli** posti nel gantry attorno al paziente. I tomografi di ultima generazione hanno più anelli contigui che permettono l'acquisizione di estesi campi di vista assiali.

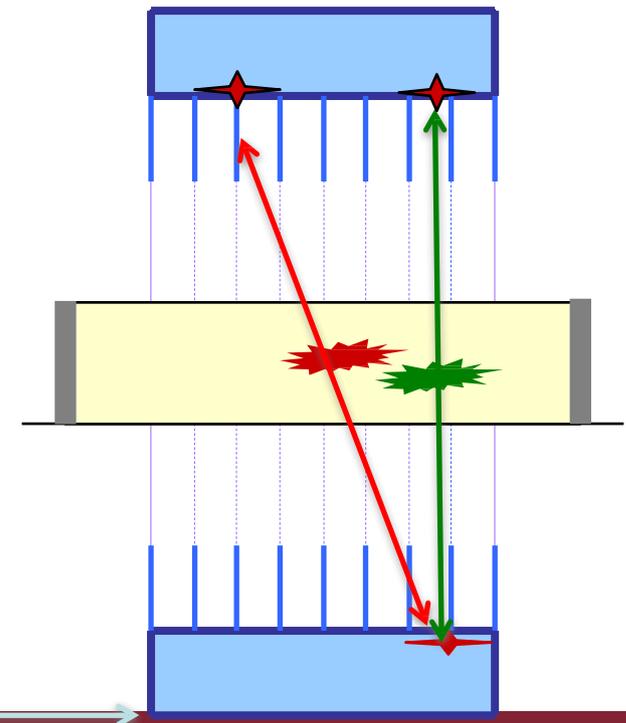
Tomografia 2D



Nei **tomografi 2D** tra i singoli anelli di rivelatori ci sono **setti di tungsteno o piombo** che definiscono il piano di acquisizione. E' in questo caso possibile avere coincidenze tra fotoni che colpiscono lo stesso anello di rivelatori o al massimo anelli contigui (sono pochi angolati e passano tra i setti).

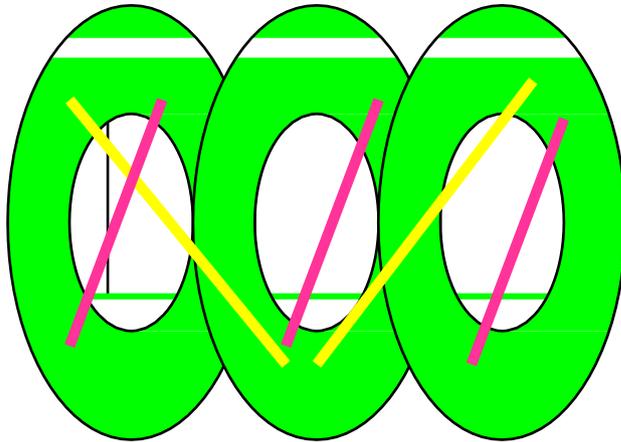


L'efficienza della tecnica 2D è ridotta ma consente l'acquisizione di immagini con un buon rapporto segnale/ rumore -> tempi di acquisizione lunghi ma algoritmi di ricostruzione relativamente semplici.



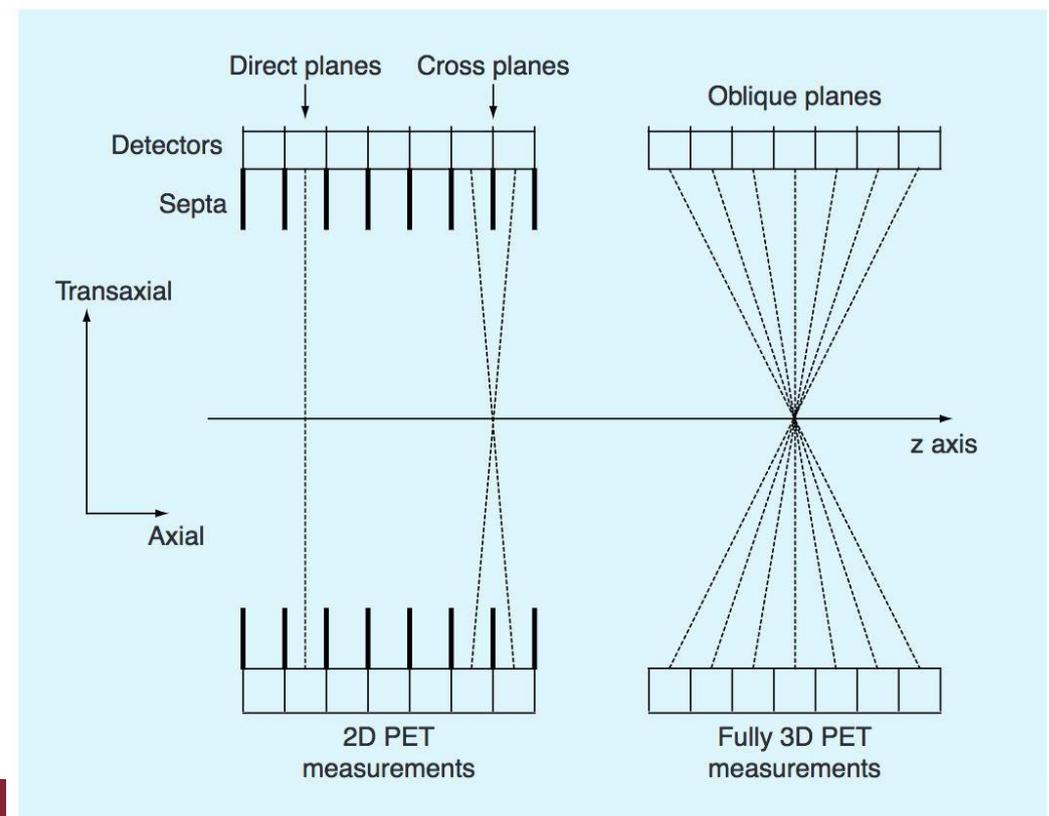
Tomografia 2D

Nell'acquisizione 2D si rivelano eventi simultaneamente su **$2N-1$ piani**, dove **N** è il numero di anelli di rivelatori disponibili.

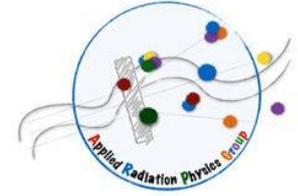


Esempio: con 3 anelli di rivelatori si acquisiscono 5 piani

L'efficienza dei singoli rivelatori è diversa in senso assiale e trasversale: Lungo la direzione assiale l'efficienza geometrica è limitata dai setti che riducono il campo di vista.

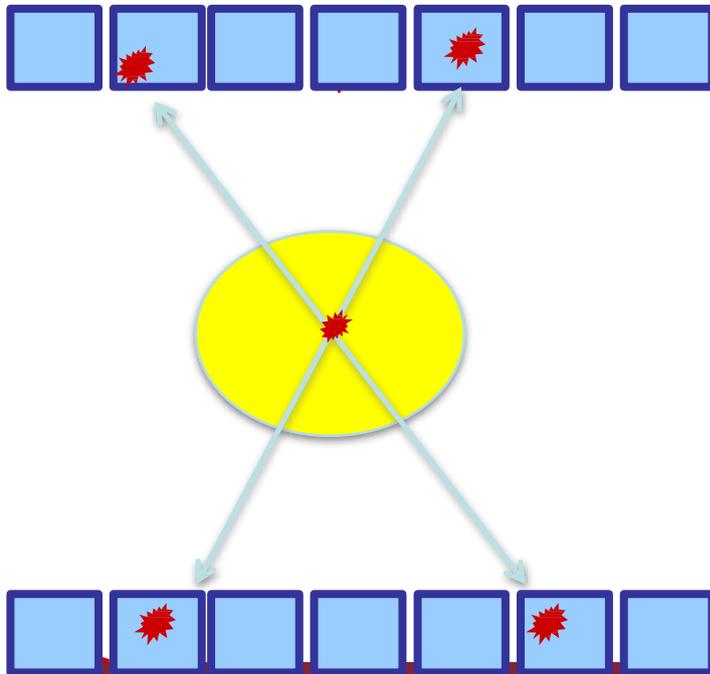


Tomografia 3D

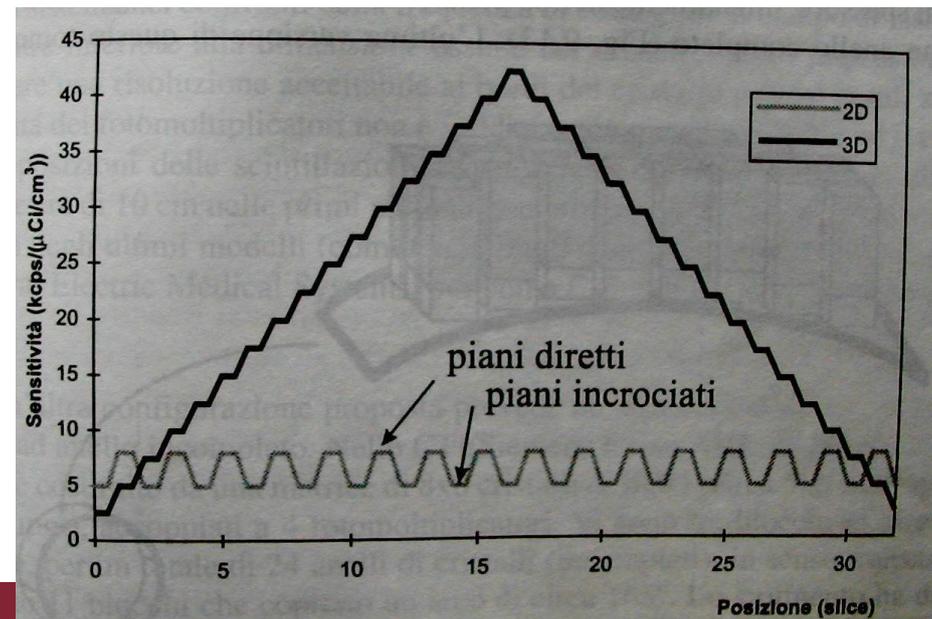


Nei tomografi con modalità di acquisizione 3D i setti possono essere retratti -> di coincidenze provenienti da anelli distanti.

Maggiore efficienza, con brevi tempi di indagine, ma maggiore sensibilità alla radiazione diffusa (background).



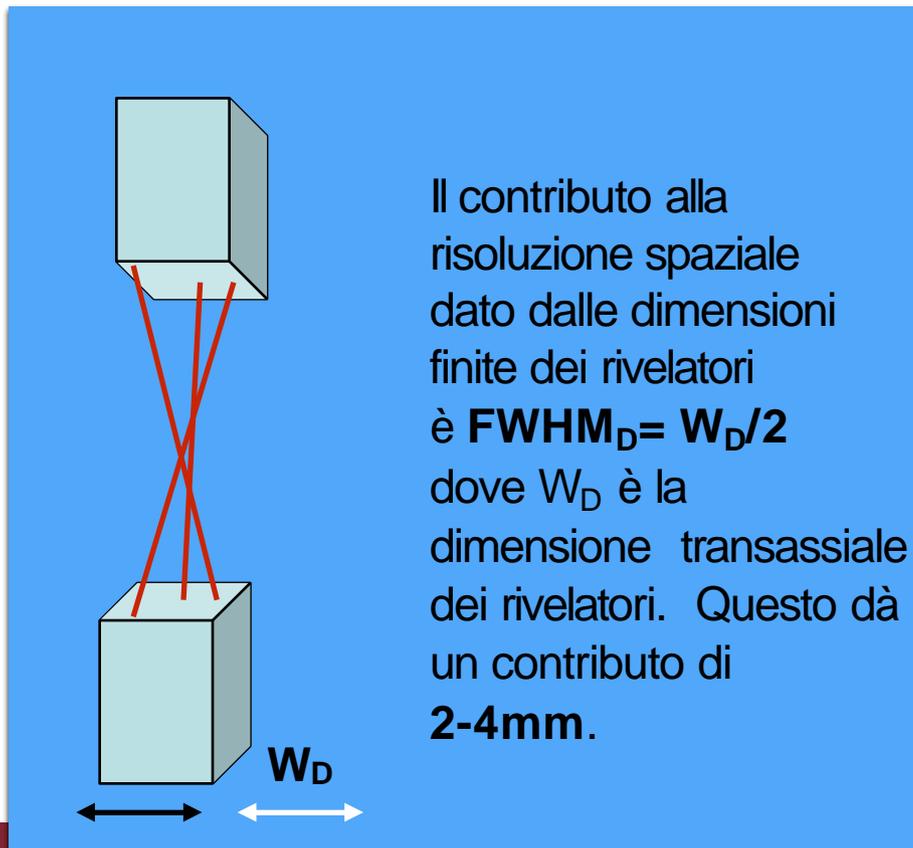
PET 3D: risposta a fan beam nelle direzioni assiali e trasversali.



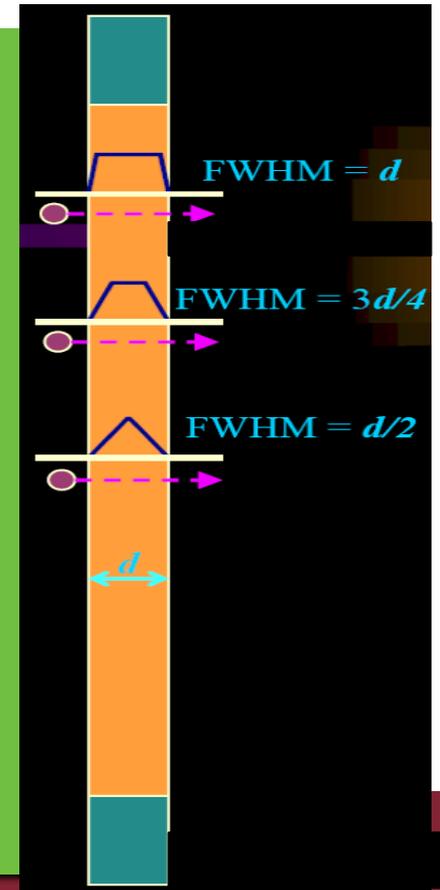
Limiti alla risoluzione spaziale: dimensioni del detector

In PET esistono dei **limiti alla risoluzione spaziale** raggiungibile imposti non solo dalle caratteristiche dell'apparato di rivelazione, ma anche dalla fisica del processo di annichilazione studiato.

Per quanto riguarda il tomografo, un limite è dato dalle **dimensioni dei singoli rivelatori**. Non essendo essi puntiformi, non definiscono univocamente una linea di sito, ma piuttosto un volume.



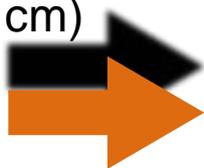
La risoluzione spaziale dei tomografi PET è migliore al centro e peggiora con l'avvicinarsi della sorgente ai rivelatori.



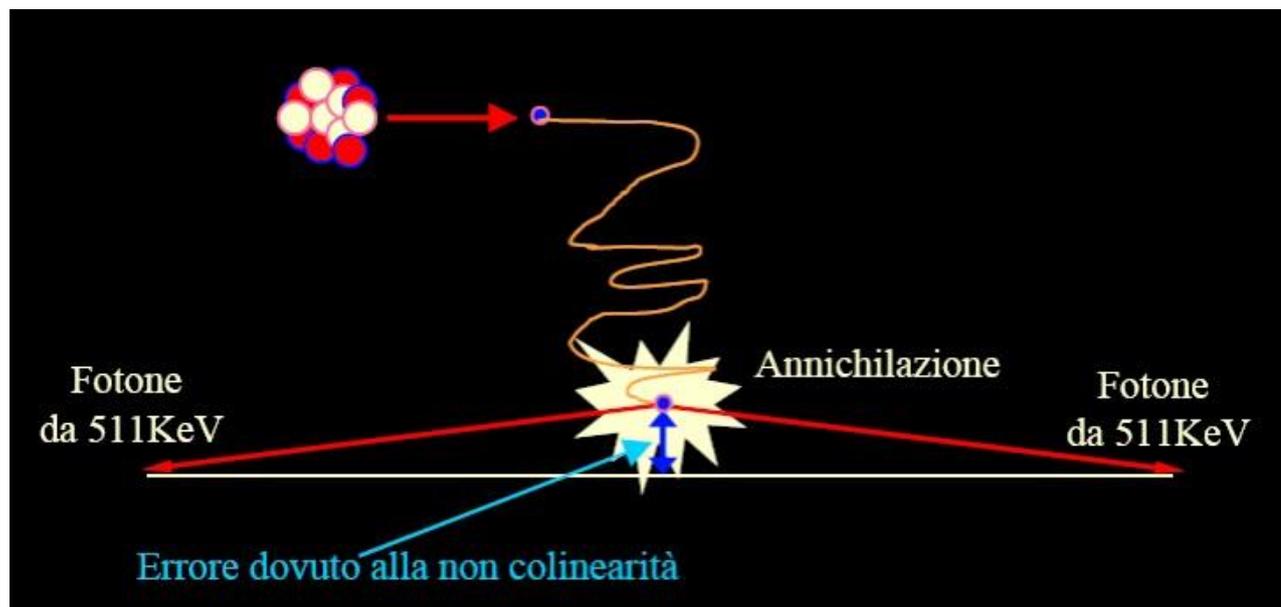
Limiti fisici alla risoluzione spaziale

- Il primo è dovuto alla **non perfetta collinearità** dei fotoni emessi. Essi sarebbero davvero a 180° se l'annichilazione di e^+e^- avvenisse a riposo, cioè con le particelle ferme. In realtà il positrone, essendo emesso dal radioisotopo con una certa energia, non si ferma completamente prima di annichilarsi. Anche l'elettrone non è fermo nell'orbita atomica, quindi, per la conservazione dell'impulso, i fotoni non possono essere collineari.
- (d diametro dell'anello, $70 \leftrightarrow 90$ cm)

$$FWHM_N = 0.0022d$$

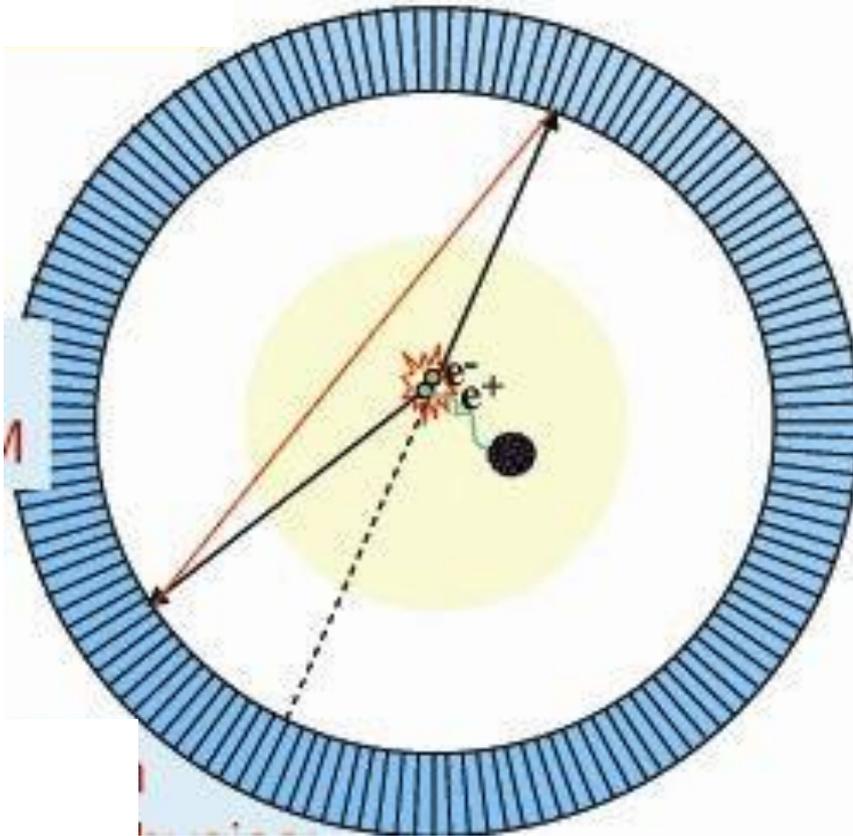


$\approx 1,5-2$
mm



	Energia massima positrone keV
^{18}F	635
^{11}C	960
^{15}O	1720
^{13}N	1119

Limiti fisici alla risoluzione spaziale



- ▶ Il positrone non annichila esattamente nel punto di emissione, ma dopo un certo range

Isotope	E_{max} (MeV)	R_{Max} (cm)	$\langle R \rangle$ (cm)
11C	0,961	3,9	1,1
13N	1,19	5,1	1,5
15O	1,723	8,0	2,5
18F	0,635	2,4	0,6
68Ga	1,899	8,9	2,9
82Rb	3,35	17	5,9

Il range del positrone varia al variare della energia di emissione e dello Z del materiale nel quale è immerso. Lo fluttuazione del range provoca una **FWHM_P** di circa **0.1-0.5 mm**

Risoluzione spaziale

La risoluzione spaziale in PET non può essere migliore di questo valore a causa della natura del processo di annichilazione e delle dimensioni finite dei rivelatori.

$$FWHM = \sqrt{FWHM^2_D + FWHM^2_N + FWHM^2_P}$$



2.5 mm

Se si considerano anche errori introdotti in fase di ricostruzione ed effetti associati alle prestazioni dei rivelatori, la risoluzione spaziale in PET è data da:

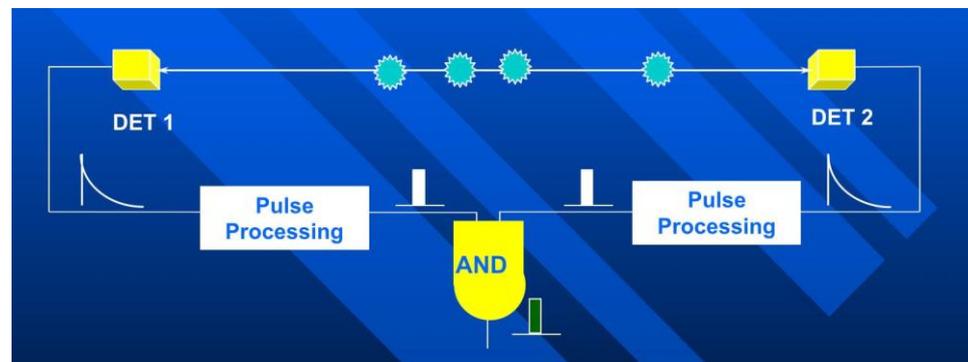
$$FWHM = K_R \sqrt{FWHM^2_B + FWHM^2_D + FWHM^2_N + FWHM^2_P}$$



~5 mm

PET: selezione degli eventi

- Quando un fotone colpisce un qualsiasi rivelatore, viene registrata in una memoria temporanea **l'ampiezza dell'impulso, il tempo di arrivo e la posizione del rivelatore.**



- Il tomografo controlla poi se nella finestra temporale prefissata, (circa **10 ns**) arriva un altro fotone in un arco di rivelatori contrapposti a quello che aveva segnalato il primo fotone. Vengono registrate anche in questo caso ampiezza, tempo e posizione.
- Se c'è **coincidenza temporale** (entro la finestra) le ampiezze corrispondenti ai 2 segnali vengono sommate.
- Il segnale somma viene inviato ad un **discriminatore che verifica se l'altezza del segnale è compatibile con energie dei fotoni di 1.022 MeV** entro una finestra di tolleranza.
- Se anche l'analisi energetica viene superata, i dati relativi all'evento vengono conservati in memoria per la successiva ricostruzione dell'immagine, altrimenti non sono memorizzati.

Background

Coincidenze casuali

Gli **eventi casuali** sono relativi alla rivelazione di due **fotoni scorrelati** (provenienti da 2 eventi di annichilazione distinti). La finestra temporale di accettazione delle coincidenze è regolata in maniera tale da consentire la rivelazione della maggiore quantità di segnale luminoso possibile (l'emissione di luce dal rivelatore non è pronta ma avviene dopo una certa costante di tempo).

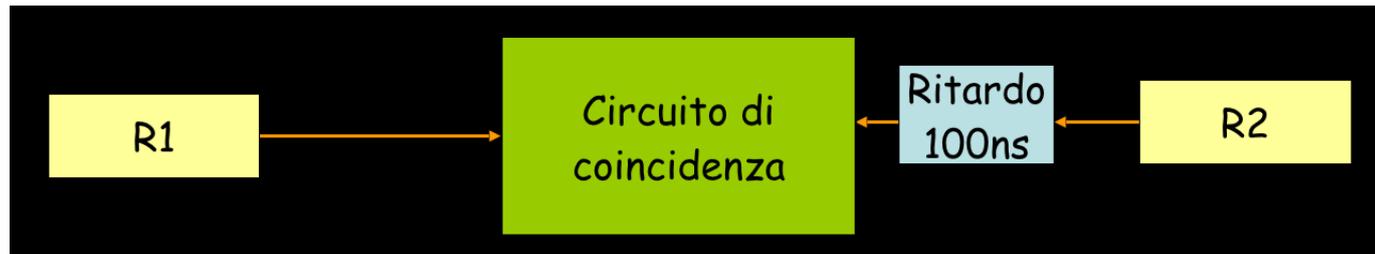
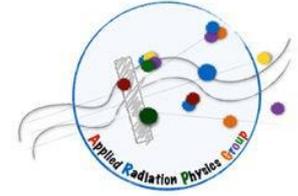
$$R_C = 2 \cdot \tau \cdot R_1 \cdot R_2$$

Scattering Compton

Eventi in cui uno o entrambi dei fotoni prodotti nella disintegrazione abbiano subito una diffusione a piccolo angolo sono indistinguibili dagli eventi veri e portano ad un errore nella ricostruzione della linea di sito.

$$E_{\gamma}^0 = \frac{E_{\gamma}}{1 + \frac{E_{\gamma}}{m_e c^2} (1 - \cos\theta)}$$

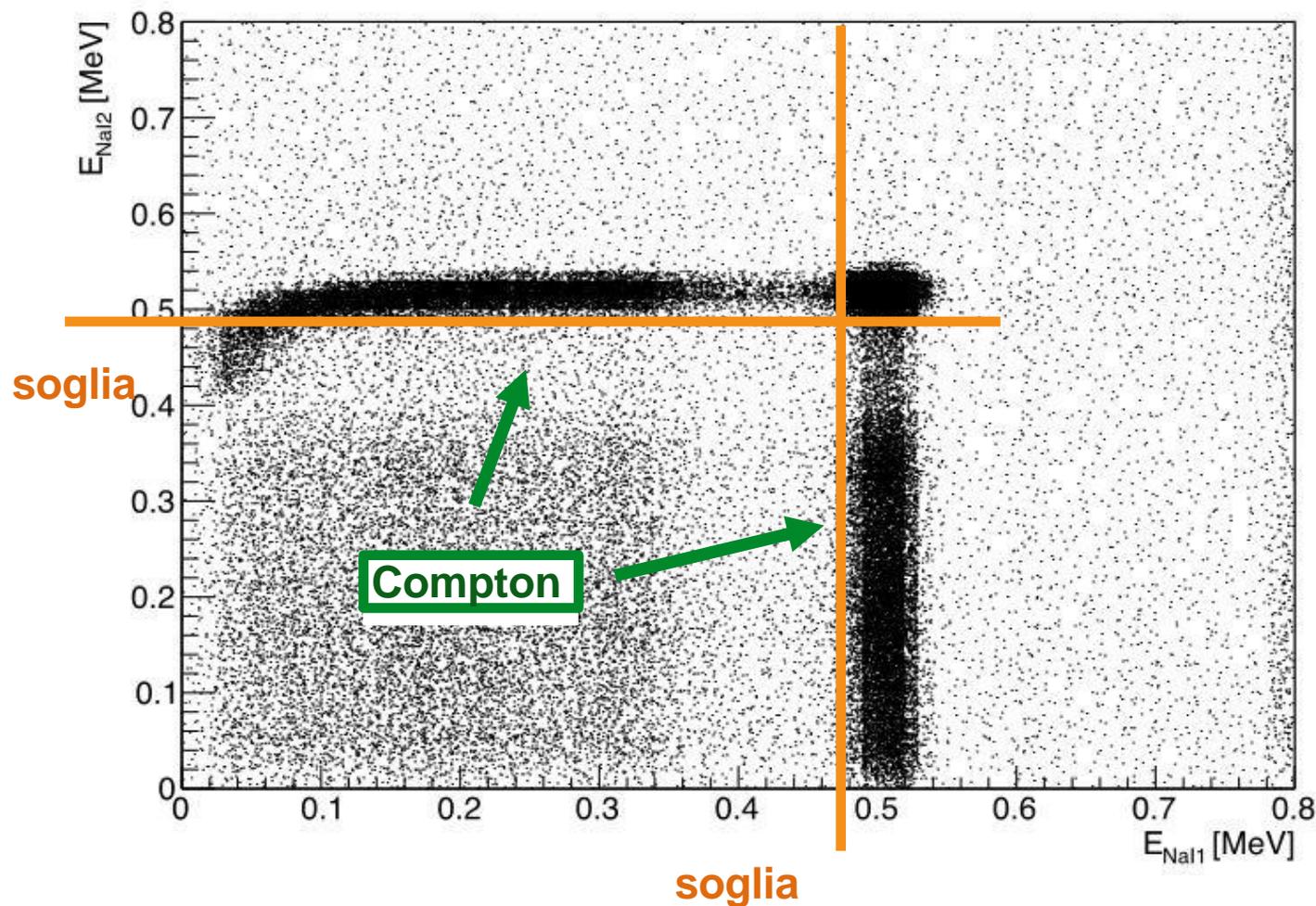
Stima delle coincidenze casuali



La correzione per gli eventi casuali viene effettuata con il **metodo della finestra ritardata**. Si controlla la frequenza delle coincidenze che si ottengono ritardando di circa 100 ns uno dei 2 fotoni, cioè si mettono in relazione eventi che non possono essere veri, appartenendo a finestre temporali molto diverse. Il numero di coincidenze casuali così misurate può essere sottratto al numero di eventi rivelati in una finestra di coincidenza pronta.

Scattering Compton

$$E_Y^0 = \frac{E_Y}{1 + \frac{E_Y}{m_e c^2} (1 - \cos\theta)}$$



Selezione eventi in cui in entrambi i rivelatori l'energia misurata sia di 511 keV (entro una certa finestra)

Una buona **efficienza di fotopicco** dello scintillatore permette di scartare solo gli eventi diffusi nel paziente

Una buona **risoluzione in energia** permette di fare una selezione più stretta

Noise Equivalent Count Rate (NECR)

$$NECR = \frac{T^2}{T + S + 2R}$$

NECR Properties:

- Like a Signal / Noise Ratio
(Sensitivity only Includes Signal)
- Includes Noise from Backgrounds

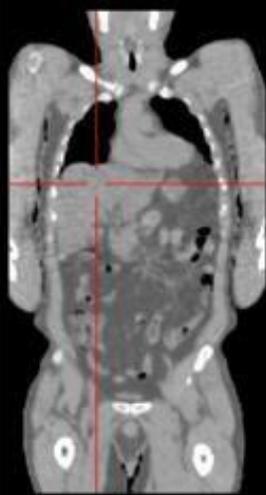
Maximize NECR to Minimize Image Noise

^{18}F -FDG

Viene utilizzato questo radiofarmaco in quanto si sfrutta il metabolismo di buona parte dei tumori nei quali aumenta l'attività glicolitica.

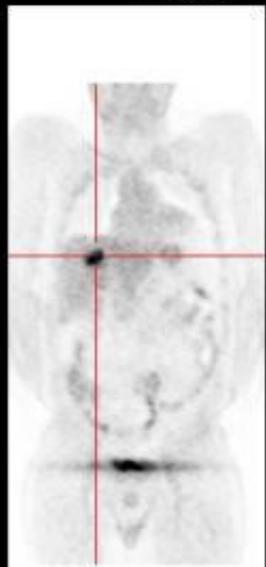
^{18}F -FDG

- Trasportato nelle cellule come il glucosio
- Non viene ulteriormente metabolizzato (fosforilato dall' esochinasi in [^{18}F] FDG-6-fosfato)



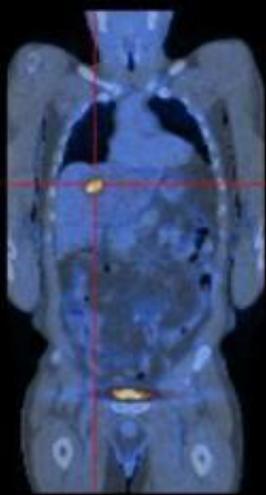
50

CT Coronal



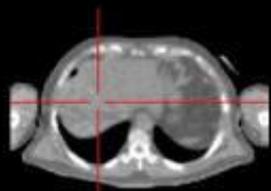
50

Pet Coronal



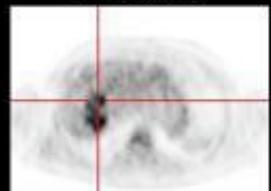
50

Fused Coronal



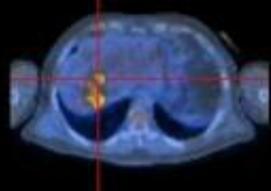
73

CT Tranaxial



73

Pet Tranaxial



73

Fused Tranaxial

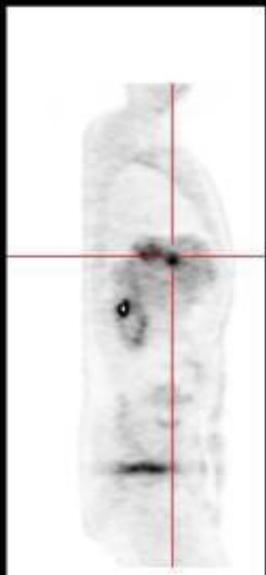


CT HIP View



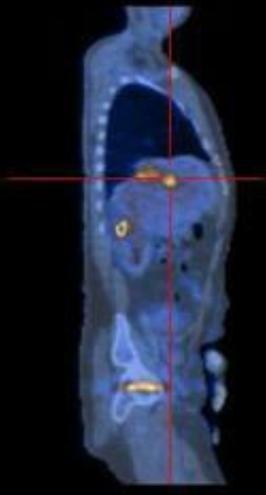
46

CT Sagittal



46

Pet Sagittal



46

Fused Sagittal



Pet HIP View

