

# ISTITUTO NAZIONALE DI FISICA NUCLEARE

Sezione di Catania

---

**INFN/TC-91/03**

**21 Marzo 1991**

C. La Mela, L. Torrisi:

**STUDIO DI SCINTILLATORI A STATO SOLIDO PER SPETTROMETRIA  
GAMMA**

INFN/TC-91/03  
21 Marzo 1991

**STUDIO DI SCINTILLATORI A STATO SOLIDO  
PER SPETTROMETRIA GAMMA**

**C. La Mela ed L. Torrisi**

**INFN - Sez. Catania e Dipartimento di Fisica di Catania  
Corso Italia, 57 - 95129 Catania**

**RIASSUNTO**

Utilizzando differenti cristalli scintillatori, sono state eseguite delle misure di risoluzione energetica ed efficienza di rivelazione per monitorare raggi gamma di energia tra 500 e 1500 KeV.

Questo studio è stato rivolto a individuare i sistemi migliori per rivelare fotoni provenienti da processi di annichilazione di positroni, come in un sistema PET dove l'immagine medica rappresenta lo scopo finale dell'investigazione, ed emissione gamma da radioisotopi di interesse biomedicale.

**ABSTRACT**

Using different scintillator crystals, measurements of energy resolution and detection efficiency have been performed to detect gamma rays of energy ranging between 500 and 1500 KeV. This investigation is devoted to characterize the best systems to detect photons coming from positron annihilation processes, such as a PET apparatus where the medical image is the final aim of the investigation, and gamma emission from radioisotopes of biomedical interest.

## 1. - INTRODUZIONE

In questo lavoro ci siamo proposti di confrontare alcune particolari caratteristiche fisiche di comuni rivelatori a scintillazione tradizionalmente adoperati per la spettrometria gamma ed applicati nel campo delle bioimmagini di interesse medico.

In medicina nucleare, per scopi diagnostici, vengono spesso utilizzati radionuclidi gamma e/o beta emettitori. In questi casi i fotoni emessi coprono il range energetico 100 KeV- 511 KeV. Per scopi terapeutici si utilizzano radioisotopi che emettono gamma fino ad energie di poco superiori al MeV, come nel caso del  $^{60}\text{Co}$ .

Il presente contributo è stato rivolto alla valutazione della risoluzione energetica e dell'efficienza di rivelazione di rivelatori di fotoni gamma che rispondono in un range energetico che si estende tra 500 e 1500 KeV. I rivelatori a stato solido studiati sono:

- Ioduro di sodio attivato con tallio  $\text{NaI(Tl)}$ ;
- Scintillatore BGO ( $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ );
- Fluoruro di bario ( $\text{BaF}_2$ )
- Rivelatore plastico del tipo NE 140 (poliviniltoluene 90%, p-terfenil 5% e stagno 5%) [1,2].

L'indagine è stata rivolta essenzialmente alla rivelazione di fotoni gamma di energia compresa tra 500 e 1500 KeV con particolare attenzione alla possibile rivelazione di fotoni da 511 KeV emessi in seguito a processi di annichilazione di positroni nella materia.

Il confronto tra i rivelatori citati ha indicato quale di essi si può meglio candidare nell'acquisizione di segnali per la costruzione di immagini tomografiche ad alta risoluzione in campo medico. In questo settore l'immagine biomedica viene realizzata dalla monitorizzazione dei fotoni gamma emessi da particolari radionuclidi messi in circolo nel paziente e può fornire utilissime informazioni sui processi vascolari,

nei punti ove il radioisotopo viene distribuito all' interno di un certo organo, mettendo in evidenza importanti informazioni utili alla diagnosi e alla terapia.

L'utilizzazione di un particolare tipo di radioisotopo rispetto ad un altro ed il tipo di sistema di monitoraggio computerizzato caratterizzano le differenti tecniche tomografiche che oggi sono in crescente uso. Si parla di tomografia SPECT (Single Photon Emission Computerized Tomography), ad emissione di fotone singolo, quando il radioisotopo utilizzato emette solo fotoni gamma, come ad esempio il  $^{99m}\text{Tc}$  e il  $^{131}\text{I}$ , mentre si parla di tomografia PET (Positron Emission Tomography), ad emissione di positroni, quando il radioisotopo utilizzato emette un positrone, come ad esempio  $^{11}\text{C}$  e  $^{15}\text{O}$ , il quale annichilandosi con un elettrone della materia biologica produce l'emissione di due fotoni gamma da 511 KeV ciascuno a circa  $180^\circ$  fra loro. In entrambi i sistemi descritti, la scelta del tipo di rivelatore è di grande importanza, specie ai fini della risoluzione spaziale dell' immagine tomografica [3,4].

## 2. - MATERIALI E METODI

I cristalli scintillatori utilizzati sono stati i seguenti :

- NaI(Tl) a geometria cilindrica di diametro di 2" e lunghezza 4" costruito dalla EG&G ORTEC;
- BGO a geometria cilindrica di diametro 1" e lunghezza 1" costruito dalla Harshaw;
- BaF<sub>2</sub> a geometria prismatica esagonale di apotema 1.37" e lunghezza 4" costruito dalla Harshaw;
- NE 140(Sn 5%) a geometria cilindrica di diametro 1.5" e lunghezza 2" costruito dalla Nuclear Interprises.

Le principali caratteristiche fisiche dei quattro rivelatori adoperati sono mostrate in Tab. I.

TABELLA I

RIVELATORE	NE 140 (5% Sn)	NaI (Tl)	BaF <sub>2</sub>	BGO (Bi <sub>4</sub> Ge <sub>3</sub> O <sub>12</sub> )
DENSITA' (g/cm <sup>3</sup> )	1.045	3.67	4.8	7.13
NUMERO ATOMICO EFFICACE	10	54	56.7	89
COEFF. ATTN. LIN. A 511 KeV (cm <sup>-1</sup> )	0.2	0.328	0.438	0.903
INDICE DI RIFRAZIONE	1.58	1.85	1.56	2.15
RISOLUZIONE TEMPORALE (nsec)	1.5	3.5	2.5	6
RESA FOTOELETTRONI A 511 KeV	730	2500	500	400
TEMPO DI DECAD. DELLA SCINT. (nsec)	1.4	230	630	300
FOTOELETTRONI/nsec	500	11	1.3	1.3

Tab. I - Caratteristiche fisiche di alcuni scintillatori.

Dal punto di vista della densità e del numero atomico efficace, parametri che controllano il meccanismo di perdita di energia della radiazione incidente, il cristallo più leggero risulta essere quello plastico ed il più pesante il BGO. I coefficienti totali di attenuazione lineare, calcolati per effetto fotoelettrico e Compton all'energia di 511 KeV, e misurati in cm<sup>-1</sup>, risultano pertanto essere assai bassi per il rivelatore plastico ed elevati per il BGO [5].

L'emissione spettrale percentuale di ciascun cristallo in funzione della lunghezza d'onda della luce emessa è mostrata

in Fig.1. Tale figura evidenzia che la massima emissione spettrale si ha per lunghezze d'onda comprese tra 250 e 550 nm per cui le zone di interesse sono il visibile per lo scintillatore plastico, lo ioduro di sodio e il BGO ed il vicino UV per il cristallo in  $BaF_2$ .

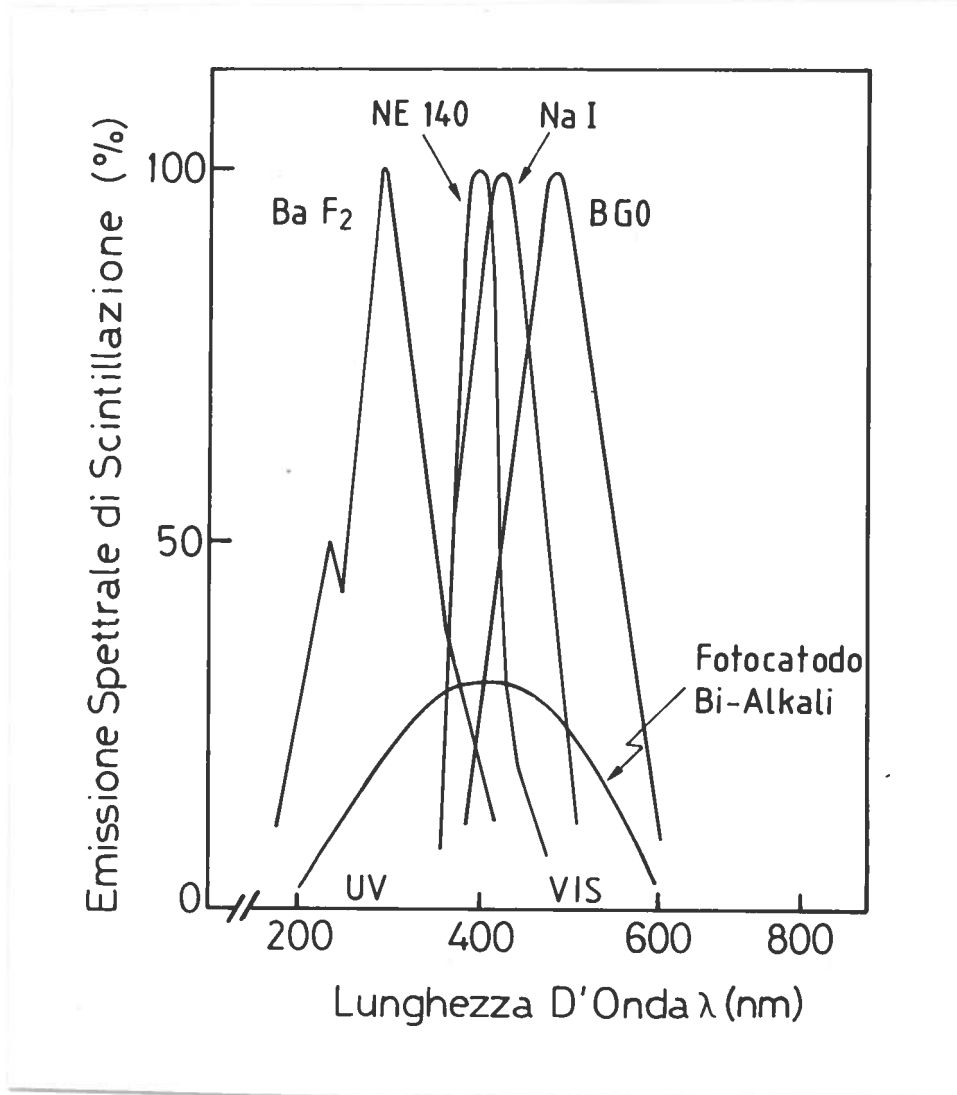


Fig. 1 - Emissione spettrale di scintillazione di vari cristalli in funzione della lunghezza d'onda di emissione.

I quattro cristalli sono stati accoppiati, uno alla volta, ad uno stesso fotomoltiplicatore. L'accoppiamento ottico è stato realizzato utilizzando un gel al silicone del tipo "Viscasil" della General-Electric, il quale presenta un coefficiente di trasmissione per le lunghezze d'onda emesse dagli scintillatori dell'ordine del 100% [6].

Il fotomoltiplicatore adoperato ha un fotocatodo del tipo "Bi-Alkali" la cui risposta spettrale è mostrata nella stessa Fig.1. Da essa si nota che il valore massimo di emissione del fotocatodo si ha per lunghezze d'onda di circa 400 nm e quindi trova un migliore accoppiamento ottico con lo ioduro di sodio e con lo scintillatore plastico. Nel range di lunghezze d'onda d'interesse l'efficienza di conversione del fotocatodo utilizzato è quindi dell'ordine del 10 - 20% .

Il fotomoltiplicatore è stato del tipo a dinodi a focalizzazione lineare. Tale configurazione ha permesso di ottenere un'alta risoluzione energetica con un ampio range dinamico ed una rapida risposta temporale. La superficie del fotocatodo è piana e pari a circa 12 cm<sup>2</sup>. Il guadagno del fotomoltiplicatore da noi adoperato è di circa 10<sup>6</sup> ad una tensione di lavoro di 1600 V [7]. Il tempo di salita del segnale è dell'ordine di 0.5 nsec per lo scintillatore plastico ed un fattore circa dieci volte più elevato per gli altri tre tipi di scintillatori [8].

Lo schema a blocchi dell'apparato sperimentale adoperato è mostrato in Fig.2. Il fotomoltiplicatore della catena elettronica di rivelazione, un RCA 4516, ha una sensibilità di fotocatodo di 60  $\mu$ A/lumen ed una sensibilità spettrale del fotocatodo di 70 mA/W a 400 nm, inoltre esso presenta una tensione fra anodo e ultimo dinodo di 250 V ed una capacità di 3 pF. La corrente anodica media è di 0.1 mA mentre la corrente oscura è di circa 1 nA.

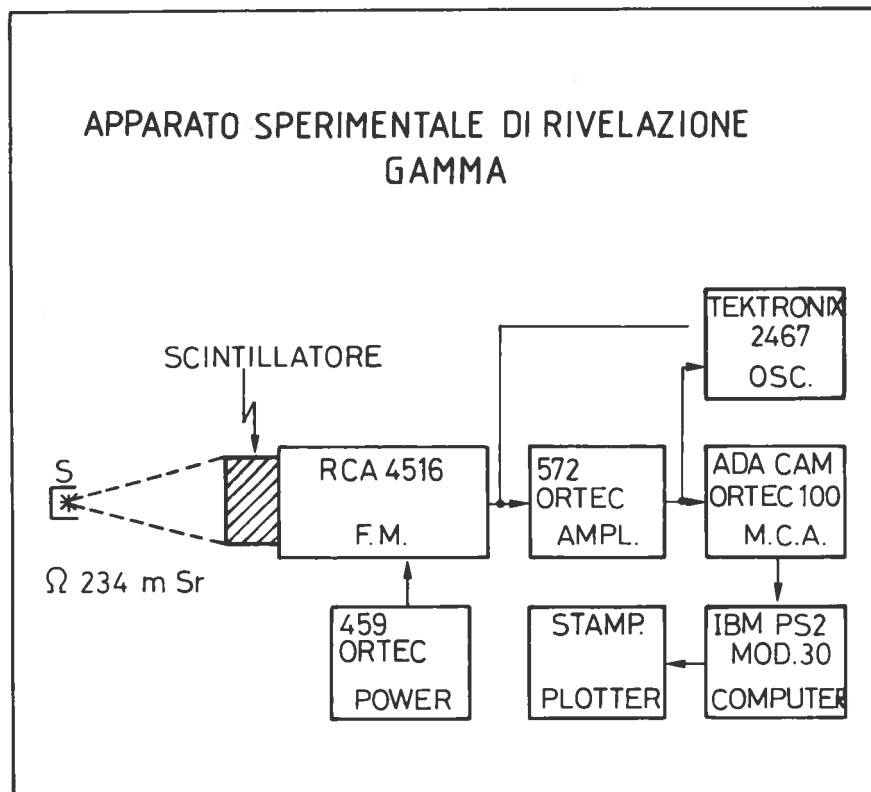


Fig.2 - Schema a blocchi dell'apparato sperimentale di rivelazione gamma adoperato.

L'amplificatore è stato utilizzato con i seguenti parametri: guadagno 200, shaping time  $2 \mu\text{s}$  e banda passante di circa 200 KHz. Il segnale d'uscita dall'amplificatore presenta le seguenti caratteristiche : tempo di salita  $2 \mu\text{s}$ ; tempo di discesa  $4 \mu\text{s}$ ; durata dell'impulso  $7 \mu\text{s}$  a 3 V. Il rapporto segnale-rumore (S/N), per un segnale di 3 V di ampiezza, è stato di circa 200.

I segnali d'uscita dell'amplificatore sono stati inviati ad un sistema multicanale (MCA) di 1024 canali con un range dinamico da 0 a 10 V ed un "dwell time" di  $75 \mu\text{s}$ . Il computer



utilizzato per elaborare e graficare gli spettri acquisiti, ha una frequenza massima di accettazione dei segnali di circa 1.5 KHz.

La catena elettronica di rivelazione è stata calibrata con l'uso delle sorgenti gamma standard di seguito riportate:

$^{22}\text{Na}$ : energia dei fotoni emessi 511 KeV e 1274 KeV  
ed attività di 0.3  $\mu\text{Ci}$ ;

$^{60}\text{Co}$ : energia dei fotoni emessi 1173 KeV e 1333 KeV  
ed attività di 1.8  $\mu\text{Ci}$ ;

$^{137}\text{Cs}$ : energia dei fotoni emessi 662 KeV  
ed attività di 1.2  $\mu\text{Ci}$  [9].

La risposta del segnale d'uscita dell'amplificatore è lineare con l'energia dei fotoni rivelati; la calibrazione mostra un rapporto pari a 4.5 mV/KeV. Le misure sono state eseguite in aria, alla temperatura ambiente di 27 °C e grado di umidità del 30%.

Le acquisizioni degli spettri sono state effettuate mantenendo costante l'angolo solido di rivelazione al valore di 234 msteradiani. La distanza sorgente-rivelatore, supponendo puntiforme le dimensioni della sorgente, è stata di circa 10 cm.

### 3. - RISULTATI

Poichè per ogni spettro gamma acquisito dai differenti cristalli l'elettronica adoperata per rivelare i segnali e convertirli in forma digitale è rimasta immutata, le misure eseguite hanno messo in evidenza le differenze tra i quattro scintillatori adoperati e soprattutto hanno permesso di misurare le risoluzioni energetiche e le efficienze di rivelazione per questi differenti sistemi di rivelazione.

### Risoluzione Energetica

La radiazione gamma monoenergetica produce nei mezzi scintillanti impulsi di luce la cui intensità è proporzionale all' energia dei fotoni incidenti. Impulsi di luce uguali sul fotocatodo non producono impulsi di corrente tutti uguali fra loro ma seguono le leggi delle fluttuazioni statistiche. Queste fluttuazioni possono essere rappresentate quantitativamente mediante la risoluzione R, così definita [10]:

$$R = \frac{\langle n \rangle^2}{\langle n^2 \rangle - \langle n \rangle^2} \quad (1)$$

dove  $\langle n \rangle^2$  è l' ampiezza media della distribuzione ed  $\langle n^2 \rangle$  è il valore medio dei quadrati delle ampiezze, il denominatore rappresenta la deviazione quadratica media. La distribuzione delle ampiezze degli impulsi, corrispondenti ad un unico rilascio energetico, non apparirà sperimentalmente come una riga ma risulterà un picco più o meno allargato la cui larghezza percentuale può essere valutata dalla relazione che definisce il potere risolutivo P :

$$P = \frac{FWHM}{H_0} \times 100 \quad (2)$$

dove FWHM rappresenta la larghezza della curva a metà altezza ed  $H_0$  la posizione del massimo del picco. Se si ammette che la distribuzione delle ampiezze della curva segue la legge normale, la relazione che lega P ed R è la seguente :

$$P = \frac{236}{\sqrt{R}} \quad (3)$$

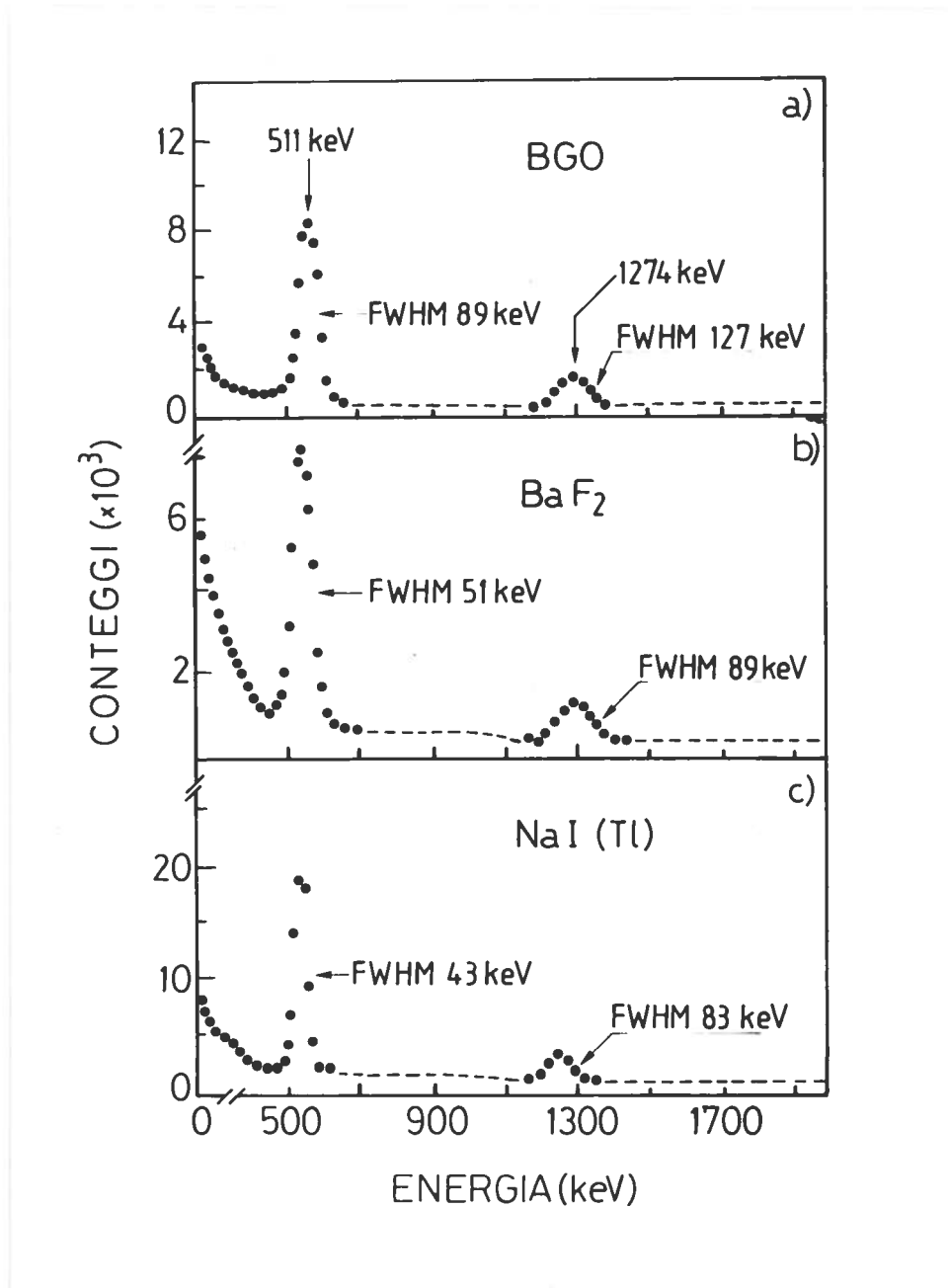


Fig.3 - Spettri gamma emessi dalla sorgente di  $^{22}\text{Na}$  rivelati con tre differenti cristalli.

La Fig. 3 mostra gli spettri gamma caratteristici di una sorgente di  $^{22}\text{Na}$  (511 e 1274 KeV) rivelati, rispettivamente, con lo scintillatore BGO di 1" di lunghezza (a), con il BaF<sub>2</sub> (b) e con il tradizionale NaI (c). Il tempo di acquisizione,

uguale nei tre casi, è stato di 1000 sec. Gli spettri riportati sono ottenuti sottraendo il segnale di fondo ambientale.

Per il BGO, la larghezza della curva a metà altezza (FWHM) dei due picchi caratteristici della sorgente utilizzata, è stata valutata rispettivamente in 89 KeV per la riga 511 KeV e di 127 KeV per la riga 1274 KeV.

Per il BaF<sub>2</sub> le FWHM sono, rispettivamente, pari a 51 KeV e 89 KeV, mentre per lo NaI sono pari a 43 e 83 KeV.

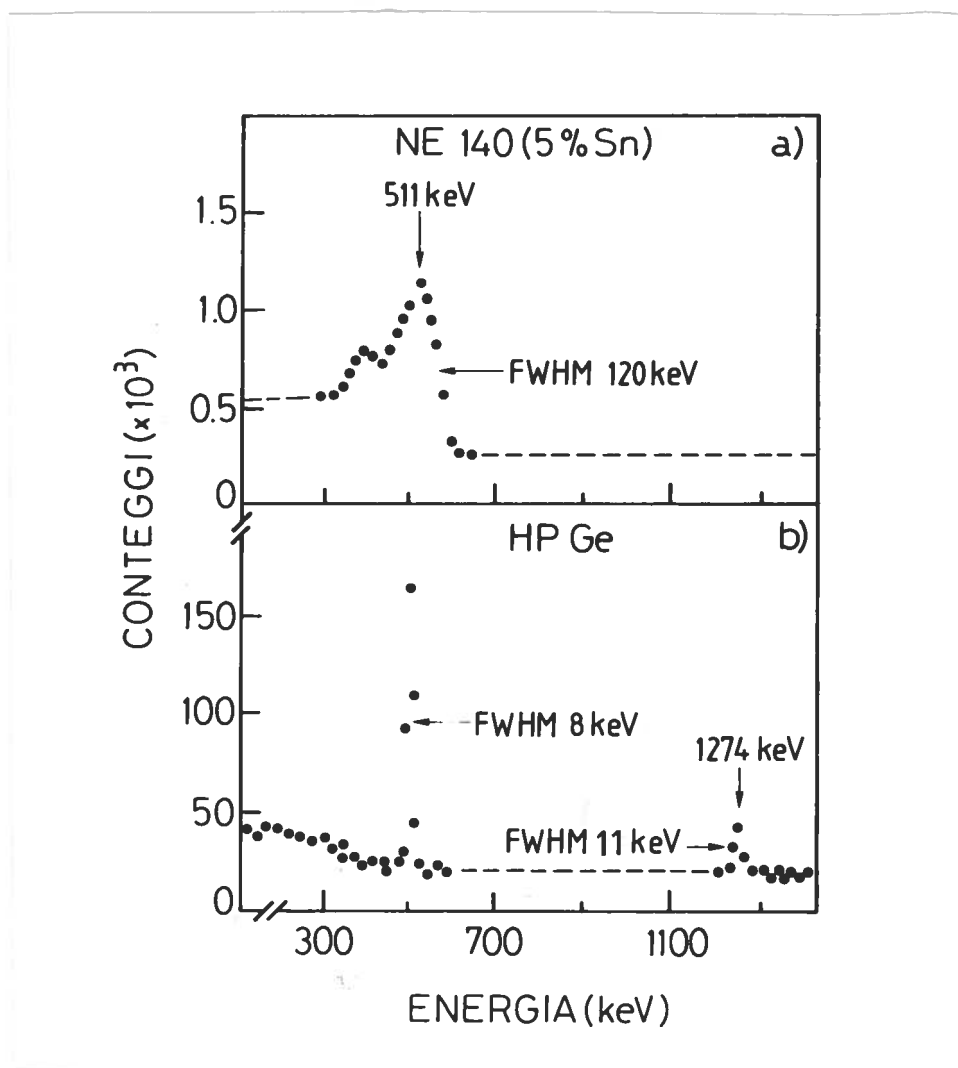


Fig.4 - Spettri gamma emessi dalla sorgente di <sup>22</sup>Na ottenuti con lo scintillatore plastico NE 140 e con un rivelatore al germanio.

Dei tre scintillatori lo NaI appare quindi essere il migliore dal punto di vista della risoluzione energetica presentando un rapporto picco/fondo, valutato a 511 KeV, di circa 10, confrontabile quindi con gli altri due sistemi di rivelazione.

La Fig.4 mostra quanto diversi siano, invece, gli spettri rivelati con due sistemi assai differenti rispetto ai primi tre scintillatori citati. Per esempio, le righe caratteristiche emesse dalla sorgente di  $^{22}\text{Na}$  sono viste da un rivelatore al germanio intrinseco HPGe, ad alta risoluzione energetica, con una FWHM pari a 8 e 11 KeV (Fig.4b) e con un rapporto picco/fondo a 511 KeV pari a 8. La medesima emissione gamma è invece vista da uno scintillatore plastico del tipo NE 140(5% Sn) assai poco risolta e compressa, con una FWHM dell'ordine di 120 KeV ed un rapporto picco/fondo di circa 5, come appare in Fig.4a.

Adoperando il set di sorgenti gamma a nostra disposizione, nel range di energia dei fotoni tra 500 e 1500 KeV, sono state confrontate le risoluzioni energetiche dei vari picchi caratteristici per i quattro scintillatori. La Fig.5 riassume i risultati ottenuti riguardo le misure di risoluzione energetica, espresse in FWHM, ottenibili con i vari cristalli adoperati.

Gli scintillatori  $\text{BaF}_2$  e NaI mostrano risoluzioni energetiche più simili tra loro, valutabili attorno a 45 KeV/511KeV mentre il BGO ha valori circa un fattore due più alti. Le misure sperimentali delle risoluzioni energetiche riportate in Fig. 5 sono affette da un errore dell'ordine del 15 %. I risultati ottenuti, per quel che riguarda la risoluzione energetica dei tre scintillatori utilizzati, sono in accordo con i dati di letteratura [5,11,12] e indicano che dal punto di vista della risoluzione energetica e del rapporto picco/fondo lo ioduro di sodio si candida come un ottimo scintillatore per la rivelazione dei fotoni gamma emessi da radioisotopi allo scopo di fornire segnali che possono essere

elaborati sottoforma di immagini di interesse biomedico, come accade nel caso di una Gamma-Camera.

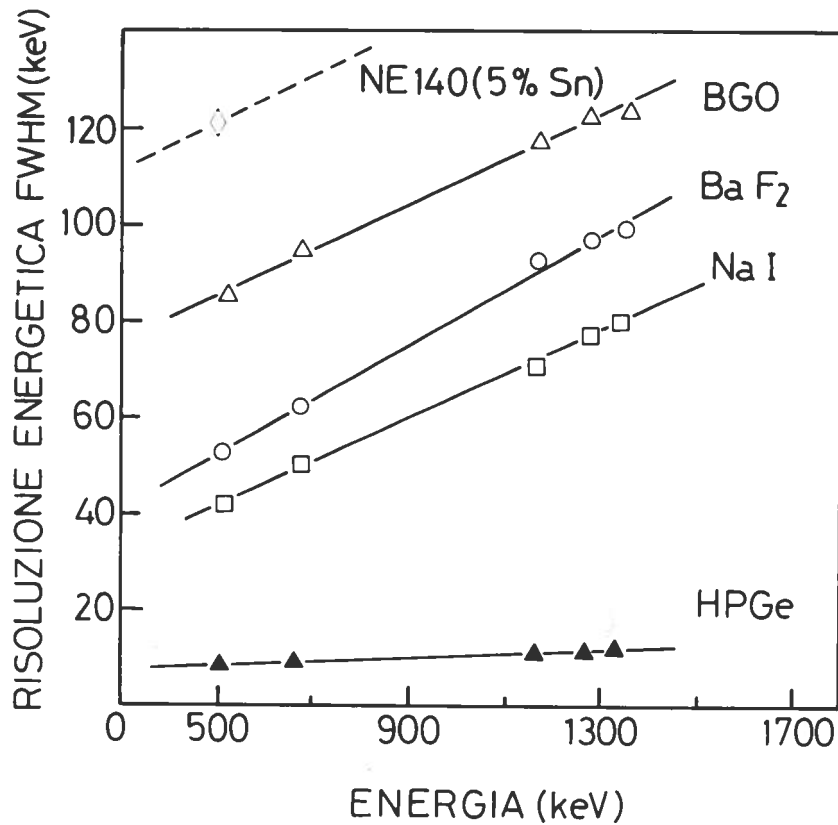


Fig.5 - Dipendenza della risoluzione energetica di differenti cristalli in funzione dell'energia dei fotoni gamma.

### Efficienza di Rivelazione

L' efficienza di rivelazione di un rivelatore a scintillazione per raggi gamma viene determinata calcolando il rapporto tra il numero di impulsi registrati rispetto al numero di fotoni gamma effettivamente incidenti sul rivelatore. Un cristallo di spessore  $d$  colpito da un fascio

parallelo di No raggi gamma che incidono normalmente su di esso avrà una efficienza totale pari a [10,13]:

$$\varepsilon_{max} = 1 - \exp^{-\mu d} \quad (4)$$

dove  $\mu$  è il coefficiente di assorbimento totale dovuto all'effetto fotoelettrico, Compton e creazione di coppie ed è funzione dell'energia dei fotoni gamma. Per fotoni gamma provenienti da una sorgente puntiforme posta sull'asse dello scintillatore cilindrico l'efficienza assume il seguente valore :

$$\varepsilon_{max} = \frac{\int_{\Omega} (1 - \exp^{-\mu x}) d\Omega}{\Omega_0} \quad (5)$$

in cui  $\Omega_0$  è l'angolo solido sotteso dal rivelatore.

Poichè i cristalli che vengono adoperati hanno dimensioni finite vengono considerati due tipi di rendimenti :

- a) il rendimento totale, che cresce con le dimensioni dello scintillatore, che rappresenta il numero di fotoni gamma la cui energia viene integralmente dissipata nel cristallo per 100 fotoni incidenti;
- b) il rendimento di fotopicco, che cresce col numero atomico medio dello scintillatore.

L'efficienza di rivelazione dipende essenzialmente dalla densità del cristallo, dal numero atomico e dalle sue dimensioni e pertanto è proporzionale ai coefficienti di attenuazione lineare. I valori del coefficiente di attenuazione lineare, relativi all'effetto fotoelettrico e Compton prodotti da fotoni incidenti nei cristalli degli scintillatori studiati, sono stati da noi calcolati e riportati nella Fig.6. Questa figura mostra l'attenuazione percentuale subita dai fotoni da 511 KeV (a) e 1333 KeV (b) in funzione dello spessore dello scintillatore.

I calcoli eseguiti mostrano che l'efficienza del BaF<sub>2</sub> è

inferiore al cristallo BGO ma superiore a quella del cristallo NaI.

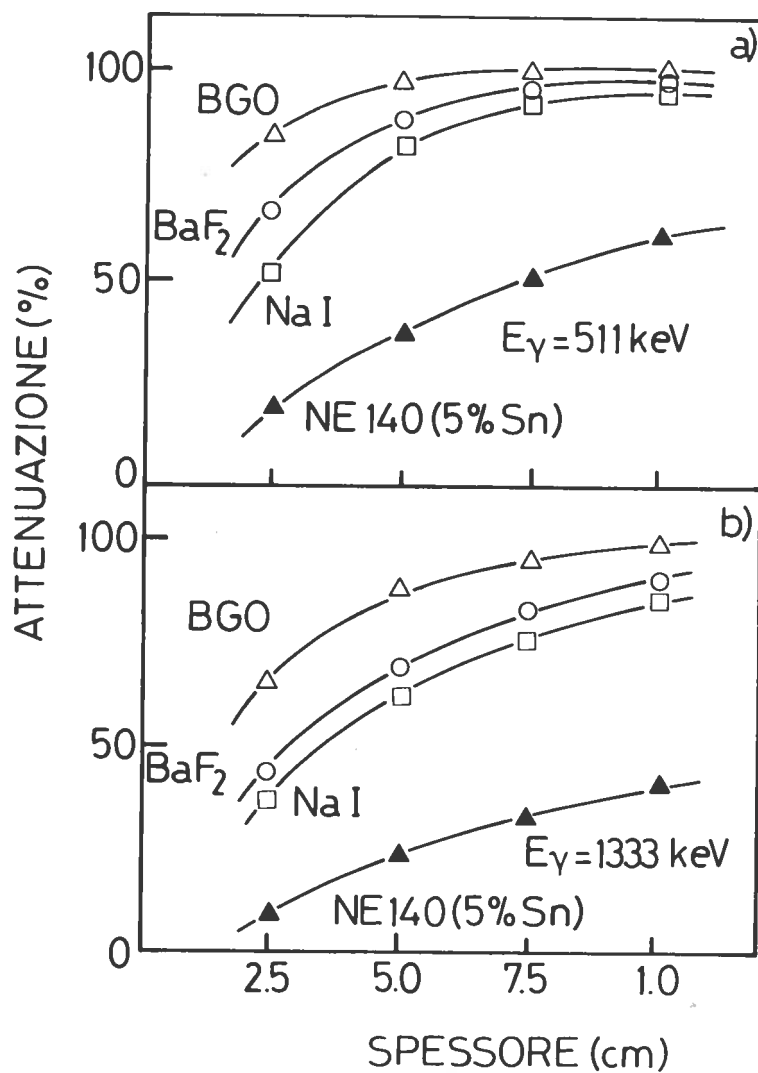


Fig.6 - Dipendenza dell' attenuazione per differenti cristalli in funzione dello spessore a diverse energie.



Il valore piu' alto del coefficiente di attenuazione, nel range energetico 500 - 1500 KeV, è da attribuire al BGO che quindi puo' essere adoperato anche con piccoli volumi sensibili.

#### 4. - DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

L'indagine eseguita sui differenti tipi di scintillatori adoperati ha messo in luce che, a seconda degli obiettivi prefissati, va scelto il tipo adatto di scintillatore.

Per esempio, nel caso si voglia adoperarli per una attenta spettroscopia energetica sarà bene usare rivelatori ad alta risoluzione, come per esempio lo ioduro di sodio.

Se si vuole ottenere una semplice informazione di dose integrale, senza la necessità di avere una attenta informazione energetica, anche uno scintillatore a bassa risoluzione si presterebbe allo scopo.

Nel caso si vogliano ottenere delle immagini di sorgenti emettitori gamma si adoperano delle matrici di scintillatori; in questo campo si prestano assai bene gli scintillatori BGO che per la loro alta densità possono essere utilizzati con piccoli volumi sensibili ad alta efficienza di rivelazione. Questi requisiti sono alla base di una acquisizione di immagine ad alta risoluzione spaziale.

Nel caso si volessero ottenere rapide risposte temporali, come accade per le misure di coincidenze nel tempo, la scelta cadrebbe sugli scintillatori plastici che, pur presentando una scarsissima risoluzione energetica, hanno il vantaggio di presentare una elevata risoluzione temporale (timing), come riportato in Tab. I. La rapidità di risposta dei rivelatori plastici è dell'ordine di 1.5 nsec e assai più bassa rispetto agli altri rivelatori gamma e quindi si prestano bene per misure di vita media di positroni nella materia biologica.

Alla luce di quanto esposto, poichè ogni tipo di rivelatore presenta delle proprie limitate caratteristiche fisiche, l'utilizzo particolare di uno di essi non risolve del tutto i problemi che oggi si riscontrano, per esempio, in un sistema SPECT o PET [3,4].

La maggiore linea di sviluppo sulla SPECT è oggi orientata, infatti, verso sistemi che permettono di migliorare l'analisi quantitativa dei dati raccolti. In particolare si mira ad ottenere un corretto trattamento dell'attenuazione e della diffusione Compton al fine di avere una alta risoluzione spaziale ed anche una alta sensibilità (alto rapporto segnale rumore)[4].

Per quanto riguarda la problematica PET, poichè essa si basa sulla rivelazione in coincidenza dei due fotoni gamma di annichilazione di positroni, è evidente che la scelta dei rivelatori adoperati deve cadere su cristalli ad alta efficienza di rivelazione ed alta risoluzione temporale al fine di aumentare il numero di coincidenze vere per un dato rapporto segnale-rumore. Per entrambi i sistemi descritti il massimo dell'attenzione è rivolto alla ricerca di nuovi tipi di rivelatori nonchè allo sviluppo di nuovi algoritmi di ricostruzione dell' immagine tomografica.

In questo contesto sono in fase di studio nuovi tipi di scintillatori, come i cristalli a base di carbonato di piombo, i quali presentano alte densità e risoluzioni energetiche. La loro struttura permette di adoperarli con piccoli volumi e quindi, una volta assemblati in matrice, di migliorare le risoluzioni spaziali ottenibili nelle immagini di interesse biomedico, come verrà discusso in un prossimo lavoro.

**BIBLIOGRAFIA**

- [1] Z.H. Cho, C.M. Tsai  
IEEE Trans. on Nucl. Sci. NS-22 ( 1975 )
- [2] D. Clark,  
Nucl. Instr. and Meth. 117, 295, ( 1974 )
- [3] H. Uchida, T. Yamashita, M.Iida, S. Muramatsu  
IEEE Trans. on Nucl. Sci. NS-33 ( 1986 )
- [4] R.J. Jaszczak, R.E. Coleman, C.B. Lim  
IEEE Trans. on Nucl. Sci. NS-27 ( 1980 )
- [5] S.E. Derenzo  
"Proceedings of International Workshop on Time  
of Flight Positron Tomography"  
IEEE Computer Society Cat 82 CH 1971 ( 1982 )
- [6] W. Klamra, T. Lindblad, M. Moszynski, L.O. Norlin  
Nucl. Instr. and Meth. A254, 85, ( 1987 )
- [7] G.F. Knoll  
"Radiation Detection and Measurement"  
John Wiley and Sons Eds, New York ( 1979 )
- [8] H. Kume, T. Watanabe, M. Iida, T. Matsushita, S. Suzuki  
IEEE Trans. on Nucl. Sci. NS-33 ( 1986 )
- [9] C. M. Lederer and V.S. Shirley  
"Table of Isotopes 7th Edition"  
John Wiley and Sons, Inc. Eds. New York ( 1978 )
- [10] S. Sciuti  
"Rivelatori Delle Radiazioni Nucleari"  
E.V. Veschi Eds. Roma ( 1981 )
- [11] A.E. Evans  
IEEE Trans. on Nucl. Sci. NS-27 ( 1980 )
- [12] K. Wisshak, F. Kappeler  
Nucl. Instr. and Meth. 227, 91, ( 1974 )
- [13] W. J. Price  
"Nuclear Radiation Detection"  
Mc Graw-Hill Book Company Eds. New York ( 1972 )