

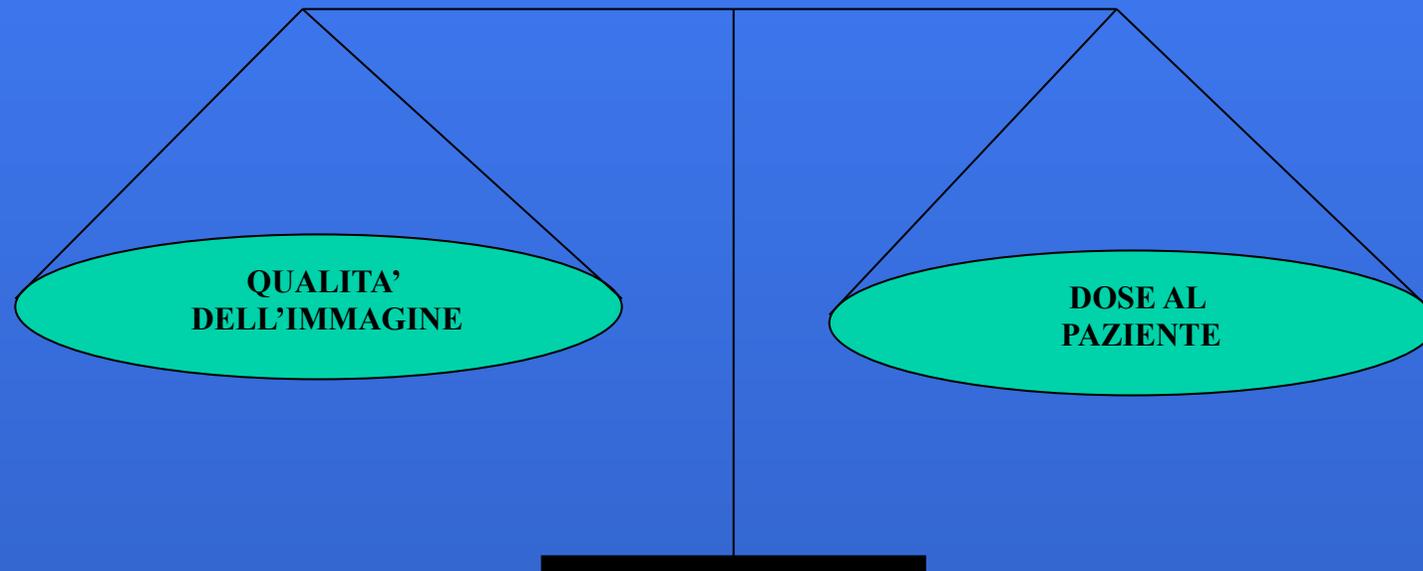
CONTROLLO DI QUALITÀ IN MEDICINA NUCLEARE

**CONTROLLI DI QUALITÀ DELLA
GAMMA CAMERA**

**CONTROLLI DI QUALITÀ' DEL
RADIOFARMACO**

STIMA DELLA DOSE AL PAZIENTE

QUALITA' E DOSE



Qualità dell'immagine e dose al paziente sono parametri che non possono essere considerati indipendentemente

Il principio di ALARA (As Low As Reasonably Achievable) stabilisce che deve sussistere un giusto compromesso tra la più bassa dose possibile al paziente e il mantenimento di tutte le informazioni diagnostiche necessarie.

QUALITA' DI UNA GAMMA CAMERA

Prestazioni intrinseche

Parametri connessi alle caratteristiche del cristallo

•Prestazioni estrinseche dell'intero sistema

Parametri che tengono conto dei diversi collimatori

Prestazioni in tomografia

Parametri connessi alla modalità SPECT

QUALITA' INTRINSECA

Principali parametri che individuano la qualità intrinseca della gamma camera.

- **Non-uniformità**
- **Dimensione del pixel**
- **Risoluzione spaziale**
- **Linearità spaziale**
- **Risoluzione in energia**
- **Intensità di conteggio**

NON-UNIFORMITA' SPAZIALE INTRINSECA

**Capacità di un sistema a rispondere fedelmente
ad un segnale uniformemente definito nello spazio**

Flood field Uniformity

**Un' immagine idealmente uniforme è quella in cui tutti
i pixel presentano lo stesso valore nei conteggi.**

Punti tipici di criticità sono le zone periferiche dell'immagine

Controllo di qualità della non-uniformità intrinseca

Principali fattori che possono degradare l'uniformità

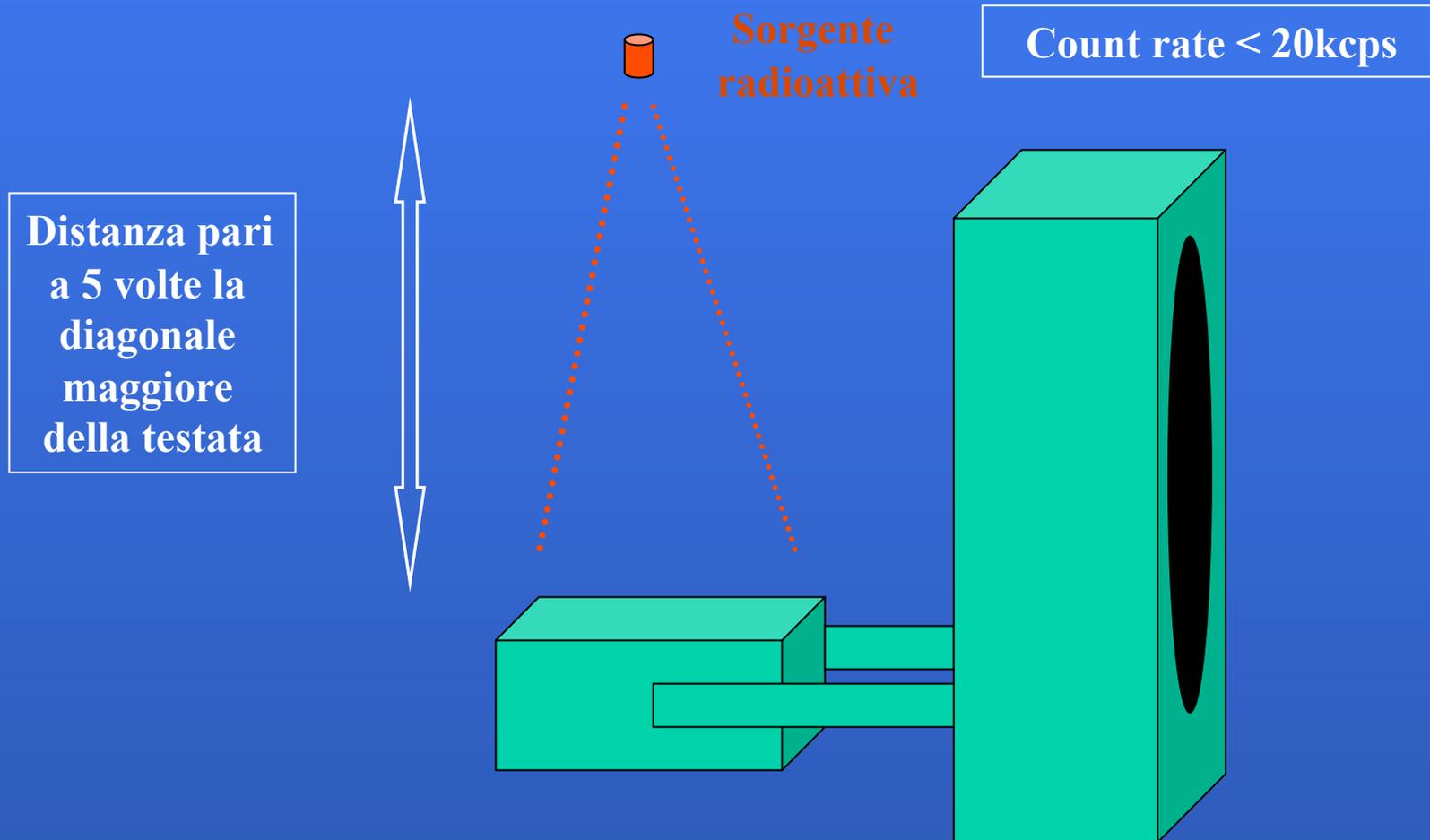
- Cattivo allineamento del guadagno dei fotomoltiplicatori
 - Cattivo funzionamento di uno o più fotomoltiplicatori
 - Difetto o deterioramento del cristallo
- Separazione fisica tra i fotomoltiplicatori e la guida di luce
 - Posizione scorretta della finestra di acquisizione
 - Count rate eccessivamente elevato

Materiale necessario per la misura

- Sorgente puntiforme di ^{99}Tc ($< 1\text{mCi}$) contenuta in una piccola boccettina (5-10cc) *oppure in alternativa*
- Fantoccio “*Flood-field*” da riempire con ^{99}Tcm in soluzione
- Maschera di piombo di almeno 3 mm di spessore per delimitare il campo di vista utile (UFOV)

Misura dell'uniformità spaziale

Flood Field Uniformity – Norme NEMA



Misura dell'uniformità spaziale

Uniform Field of View (UFOV) : determinato dalla ditta produttrice

Central field of View (CFOV) : area centrale 75% del UFOV

Norme NEMA NU 1-1994 (pag.11)

2.4.4 Calculation and analysis

Prima di eseguire i calcoli dell'uniformità i pixel inclusi nel calcolo dovranno essere determinati come descritto di seguito.

Primo, tutti i pixel al confine dell'UFOV che contengono meno del 75% del conteggio medio per pixel del CFOV, devono essere posti a 0.

Secondo, quei pixel che hanno almeno uno dei 4 pixel direttamente contigui uguali a 0 saranno posti anch'essi uguali a 0. I rimanenti non-zero pixel saranno quelli da includere nell'analisi dell'UFOV.

Queste procedure dovranno essere eseguite una sola volta. Tutti i pixel che hanno almeno 50% della loro area all'interno del CFOV saranno inclusi nell'analisi del CFOV.

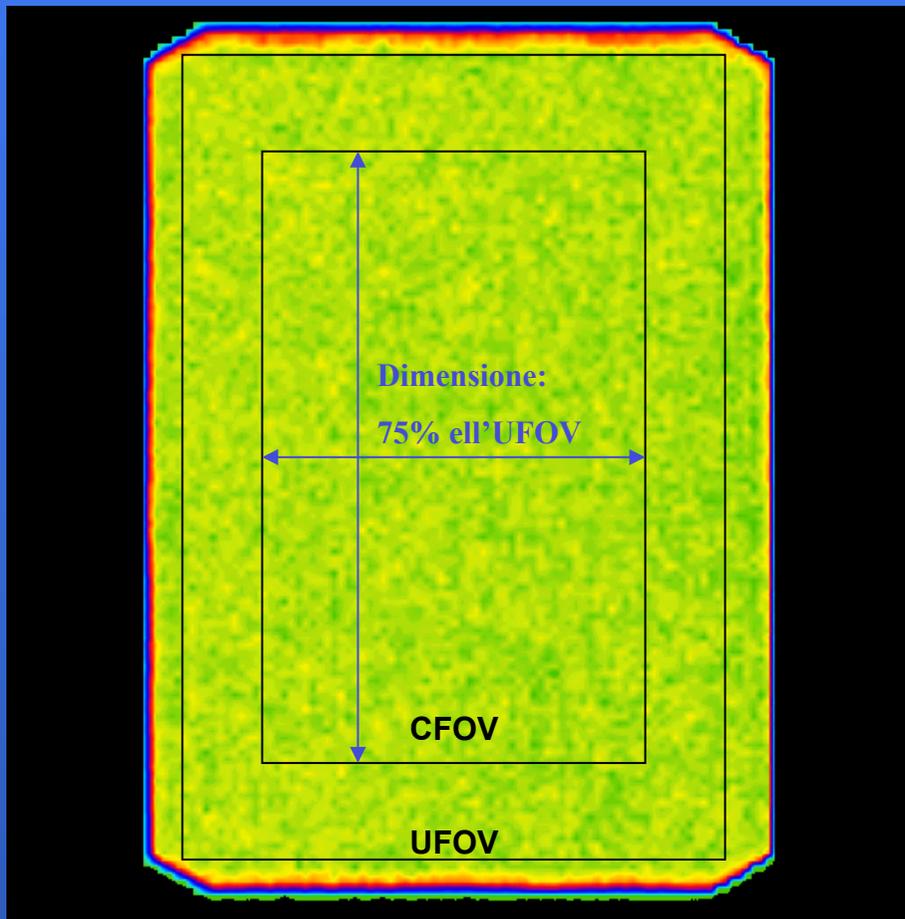
2.4.4.2 DATA PREPARATION

L'area flood, dopo la rimozione dei pixel del bordo, dovrà essere *smoothed* una volta mediante convoluzione con una funzione filtro a 9 punti dal seguente peso :

Il fattore peso per un pixel esterno alla zona analizzata dal filtro a 9 punti sarà 0.

Il valore *smoothed* dividendo per la somma dei fattori peso diversi da 0.

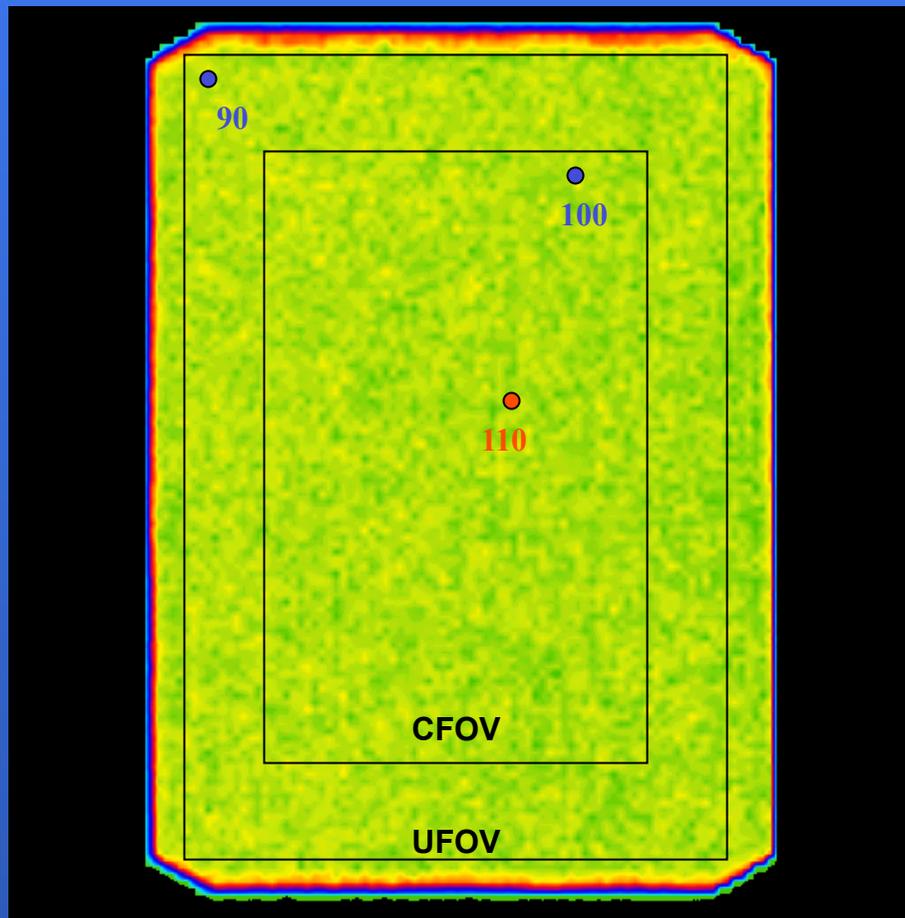
1	2	1
2	4	2
1	2	1



Misura dell'uniformità spaziale

Uniform Field of View (UFOV) = $(110-90)/(110+90) = 10\%$

Central Field of View (CFOV) = $(110-100)/(110+100) = 4.5\%$



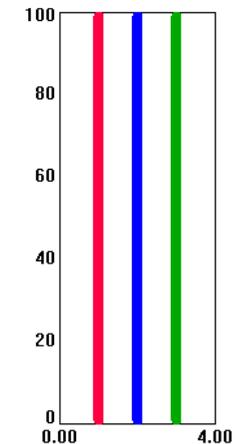
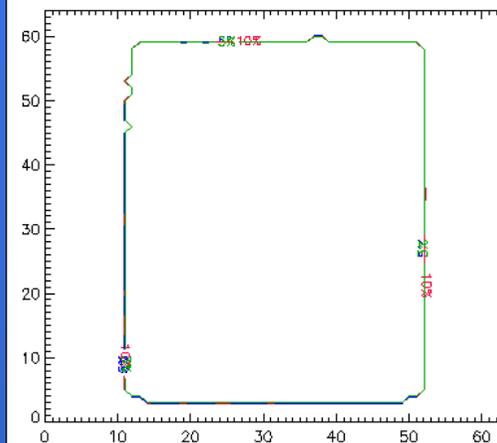
GAMMA-CAMERA : Sopha DSX

Radioisotopo : Tecnezio 99

Data : 04/12/03

ISOLIVELLI NORME NEMA (10% 5% 3%)

STATISTICA CEI



RISULTATI DELLA NON-UNIFORMITA' INTRINSECA (norme NEMA)

	UFOV	CFOV
NON-UNIFORMITA' INTEGRALE =	2.43 %	2.06 %
NON-UNIFORMITA' DIFFERENZIALE =	1.60 %	1.35 %

STATISTICA (norme CEI)

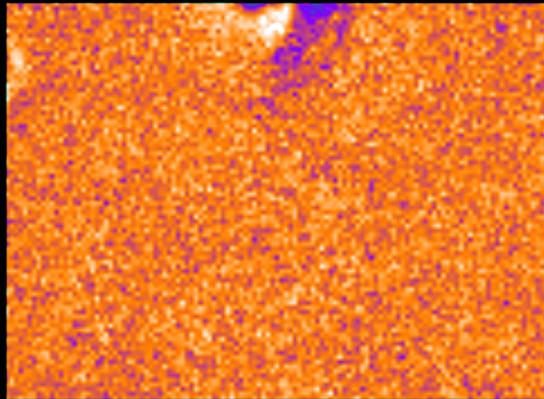
Conteggi entro il 10% del conteggio medio = 100.0 %

Conteggi entro il 5% del conteggio medio = 100.0 %

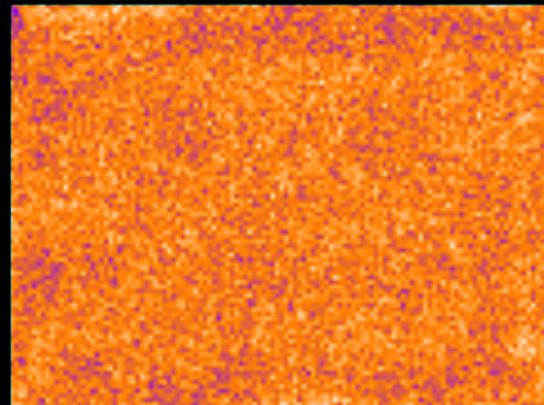
Conteggi entro il 2.5% del conteggio medio = 99.9 %

Esempio di non uniformità

Detector 1



Detector 2

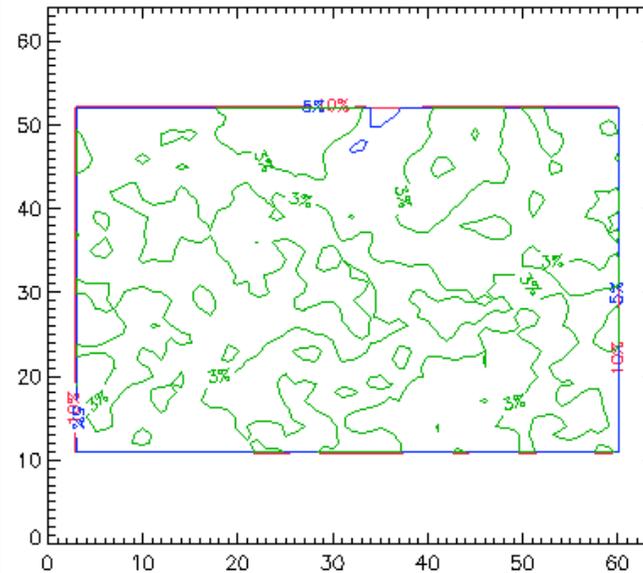


GAMMA-CAMERA : GE Infinia Detector 1

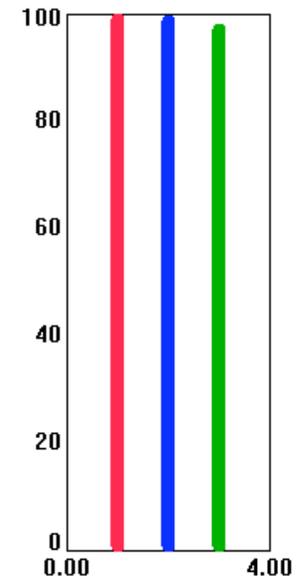
Radioisotopo : Tecnezio 99

Data : 02/07/07

ISOLIVELLI NORME NEMA (10% 5% 3%)



STATISTICA CEI



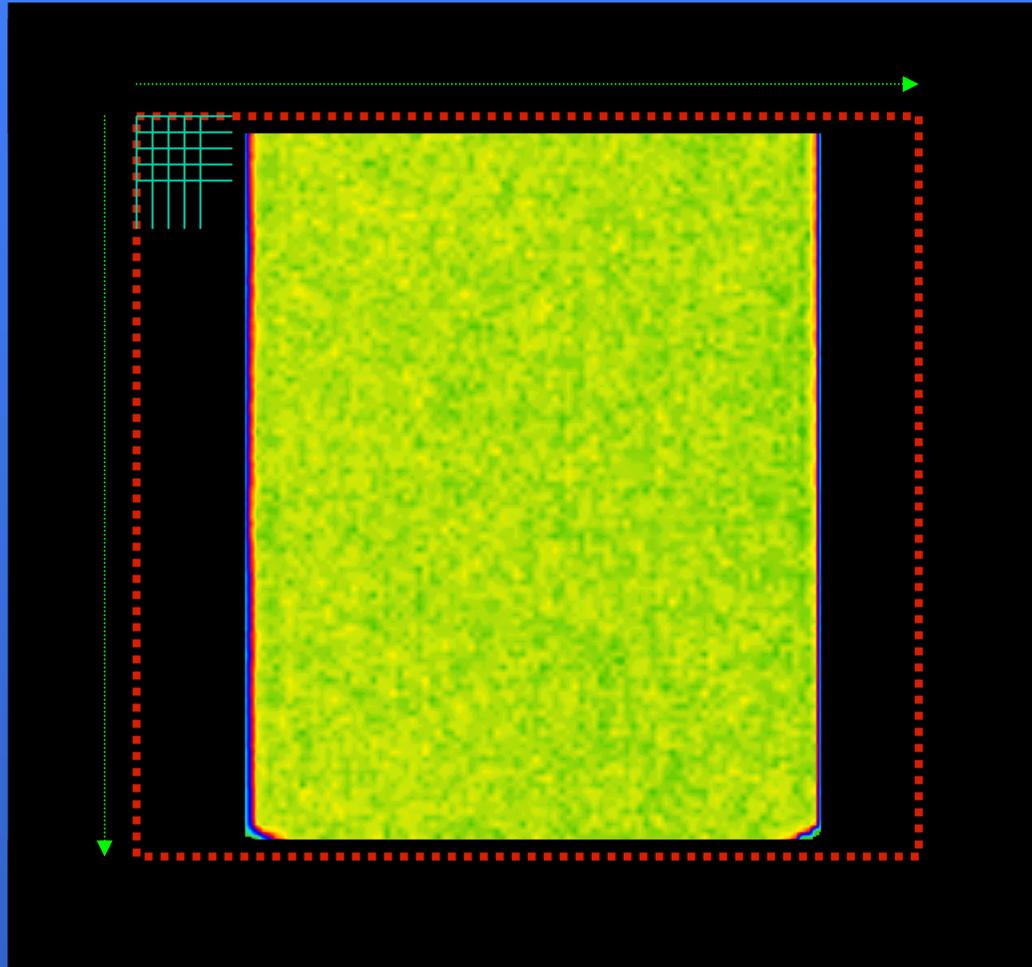
RISULTATI DELLA NON-UNIFORMITA' INTRINSECA (norme NEMA)

	UFOV	CFOV
NON-UNIFORMITA' INTEGRALE =	6.15 %	2.44 %
NON-UNIFORMITA' DIFFERENZIALE =	6.15 %	1.89 %

STATISTICA (norme CEI)

- Conteggi entro il 10% del conteggio medio = 100.0 %
- Conteggi entro il 5% del conteggio medio = 99.8 %
- Conteggi entro il 2.5% del conteggio medio = 98.1 %

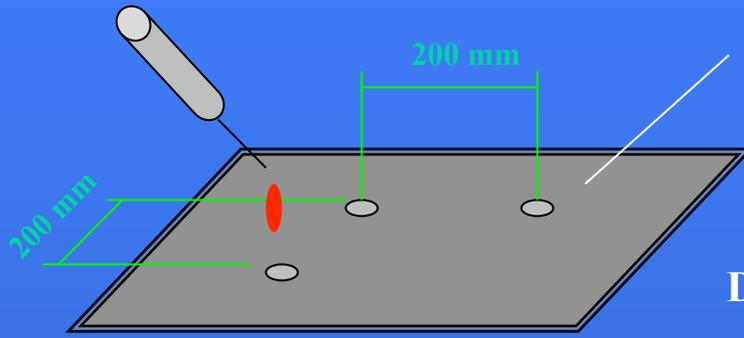
DIMENSIONE DEL PIXEL



..... Uniform Field of View (UFOV) = 540 x 400 mm
..... Matrice = 128 x 128

Dimensione fisica del pixel = UFOV/Matrice = $540/128 = 4.2 \times 4.2$ mm

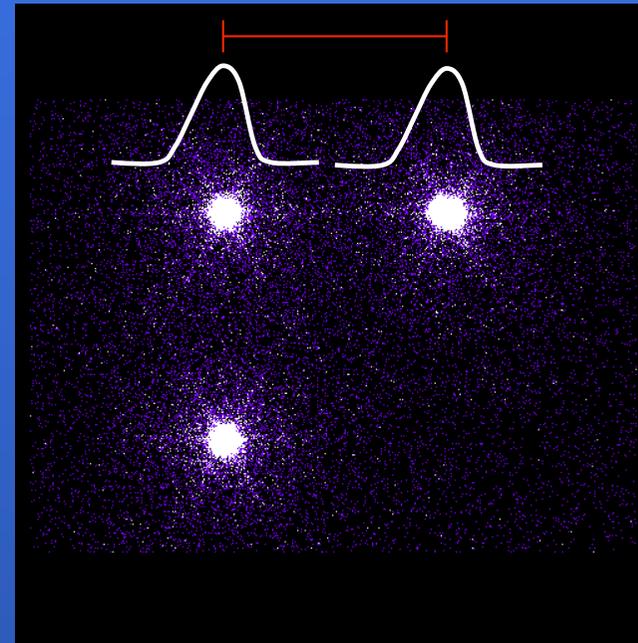
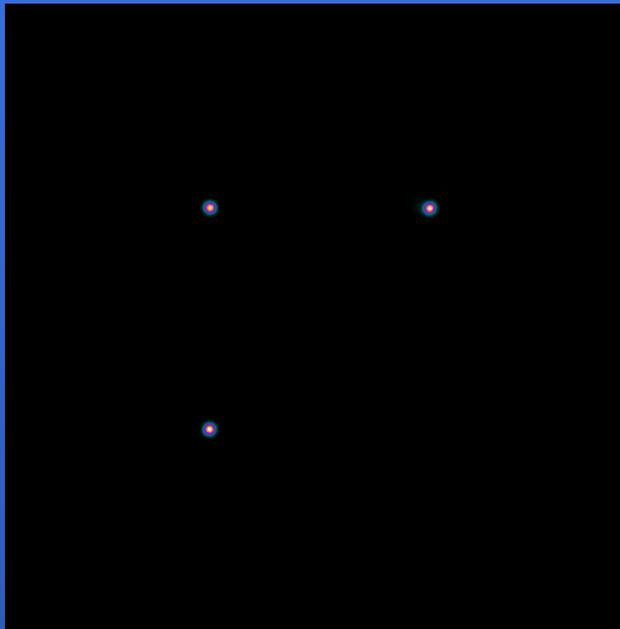
DIMENSIONE DEL PIXEL



Incisioni ϕ 1 mm

Base plexiglass

$$\text{DIMENSIONE DEL PIXEL} = \frac{200 \text{ mm}}{47.6 \text{ pixels}} = 4.2 \text{ mm}$$



RISOLUZIONE SPAZIALE INTRINSECA

Capacità di un sistema a risolvere due punti o due sorgenti radioattive lineari come entità separate.

LSF = Line Spread Function

Funzione di risposta di una gamma camera ad una sorgente lineare sottile (ad es. un catetere con diametro interno di 1mm)

Dimensione del pixel e risoluzione spaziale

La risoluzione spaziale di un'immagine è definita come la minima distanza necessaria per distinguere due oggetti vicini tra loro (es. 3.5 mm)

La dimensione del pixel è la grandezza fisica del più piccolo elemento dell'immagine ottenuto mediante una certa frequenza di campionamento

LA RISOLUZIONE SPAZIALE DI UN'IMMAGINE NON PUO' MAI ESSERE INFERIORE ALLA DIMENSIONE DEL PIXEL

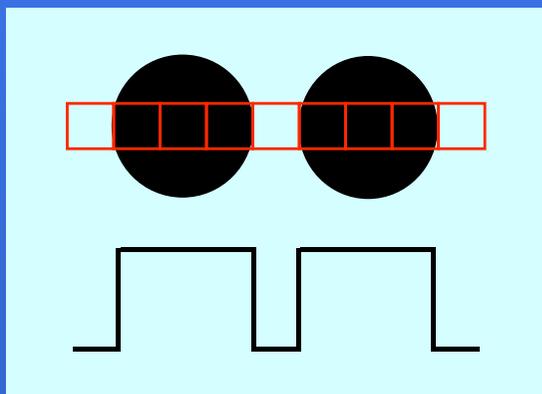
LA DIMENSIONE DEL PIXEL DEVE ESSERE DETERMINATA MEDIANTE UN OPPORTUNO CAMPIONAMENTO CHE TENGA CONTO DELLA RISOLUZIONE SPAZIALE INTRINSECA DEL SISTEMA DI ACQUISIZIONE DI IMMAGINI

Dimensione del pixel e risoluzione spaziale

Teorema di campionamento di Shannon: $P < \frac{1}{2} R$

Per un corretto campionamento la dimensione del pixel (P) deve risultare inferiore a metà della risoluzione spaziale ottica (R)

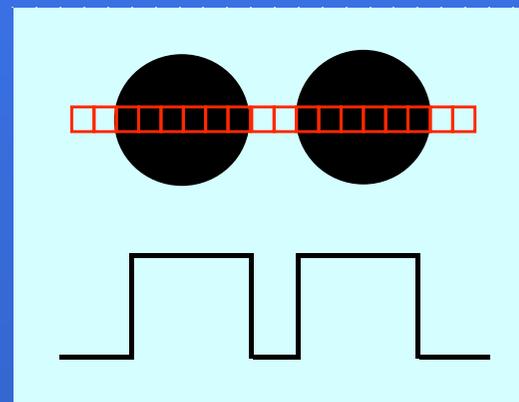
P = R



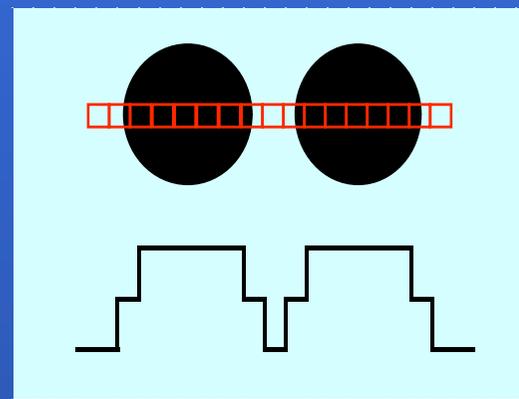
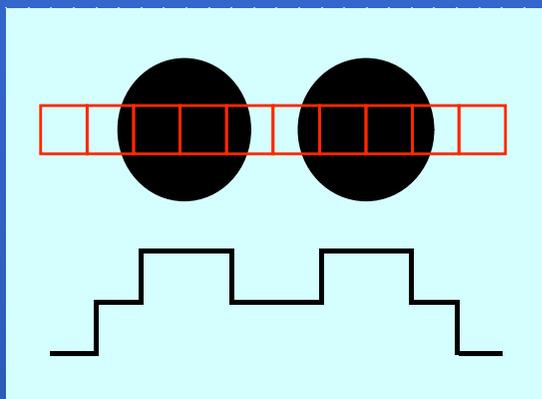
Fortunato



P = 1/2 R



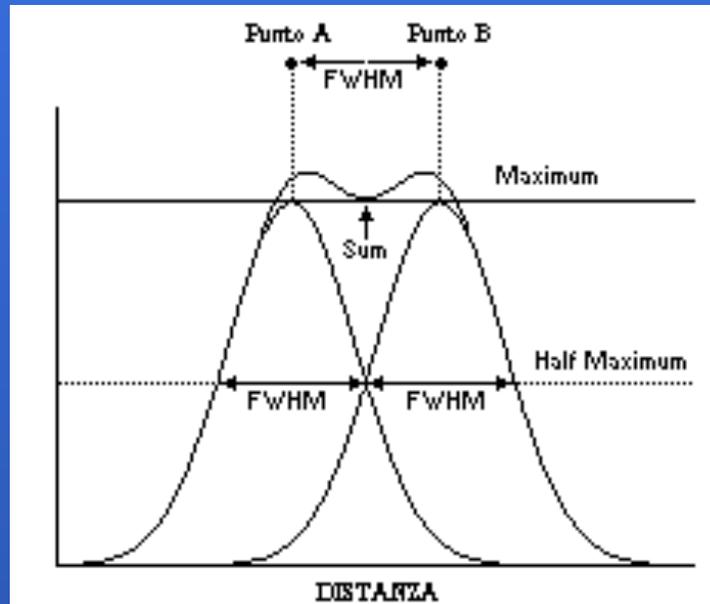
Sfortunato



MISURA DELLA RISOLUZIONE SPAZIALE

STIMA NEL DOMINIO DELLO SPAZIO

- Fantocci per analisi soggettiva
- Analisi di profili su Line Spread Function (LSF)
Full Width at Half Maximum (FWHM)



ANALISI SOGGETTIVA DELLA RISOLUZIONE SPAZIALE

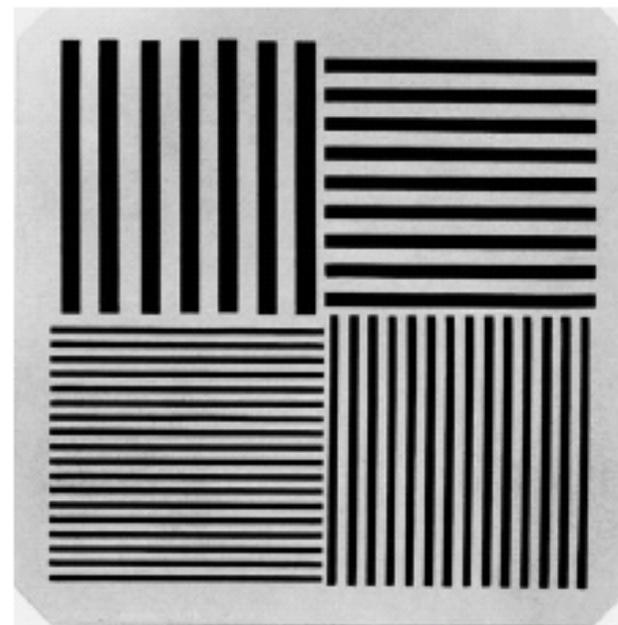
Fantoccio a quadranti

Sorgente
puntiforme



Testata della
gamma camera

Fantoccio posto
a contatto



5230-0103

Standard Rectangular BAR Phantom

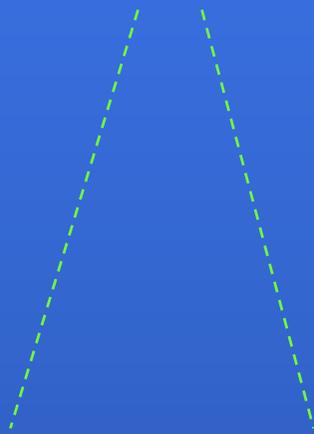
Bar Measurements: $5/64''$, $3/32''$, $4/32''$, $9/64''$
(2 mm, 2.5 mm, 3 mm, 3.5 mm)

Area of BAR Field: 21" x 16" (56.5 cm x 43.2 cm)

PROFILI DI LINE SPREAD FUNCTION (LSF)

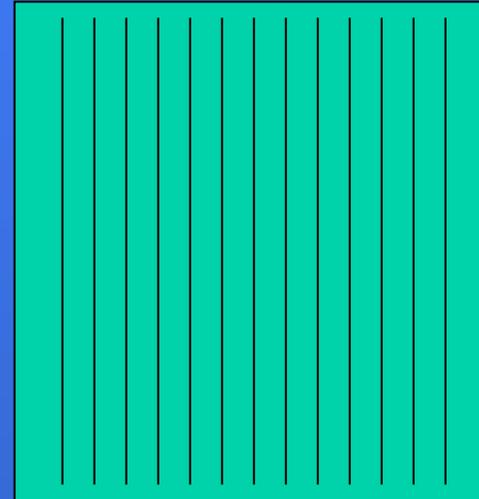
Fantoccio "Slit Mask"

Sorgente
puntiforme



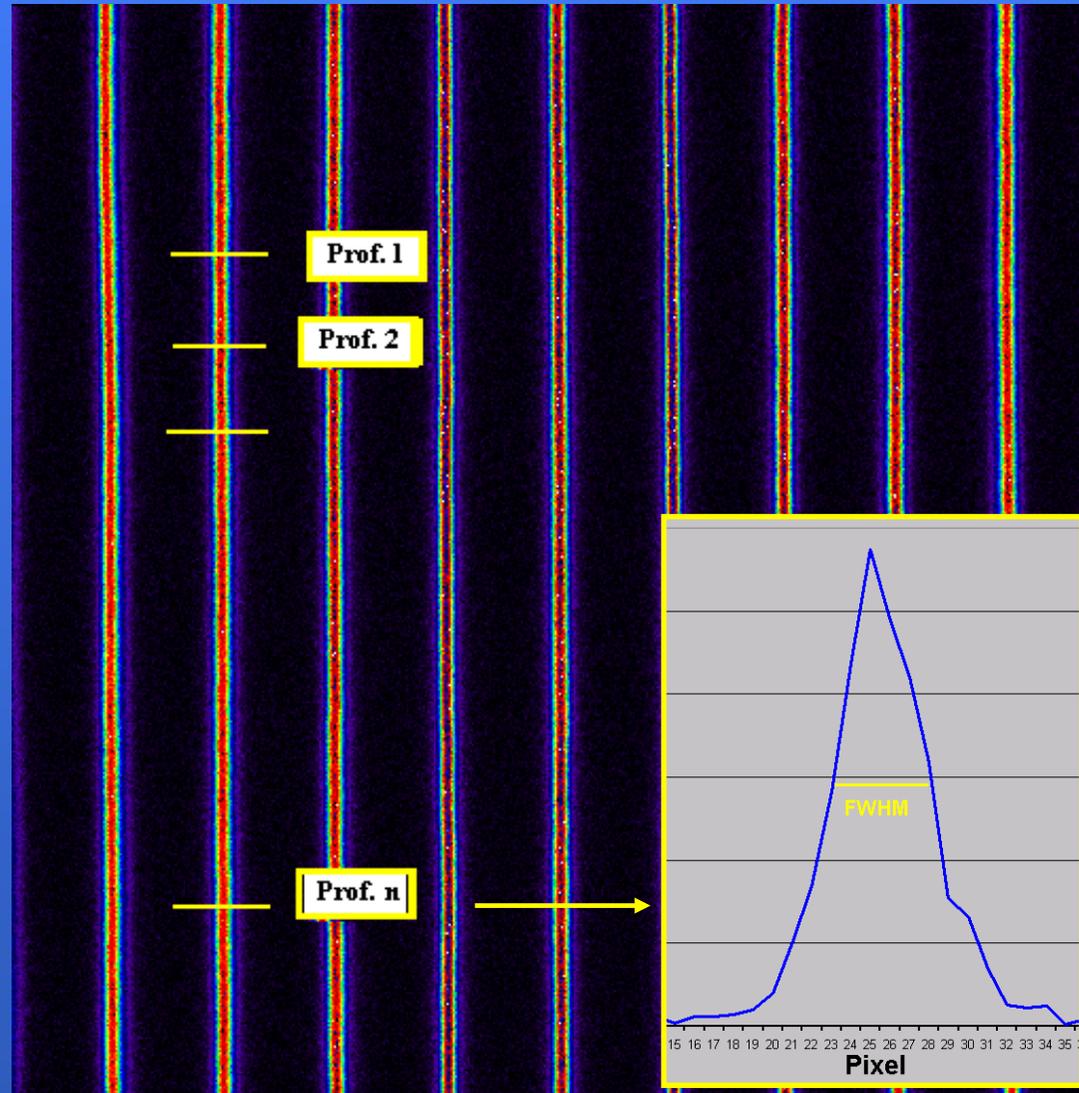
Testata della
gamma camera

Fantoccio posto
a contatto



Strato di piombo con
fenditure di 1mm (LSF)
separate da 30 mm

PROFILI DI LINE SPREAD FUNCTION (LSF)



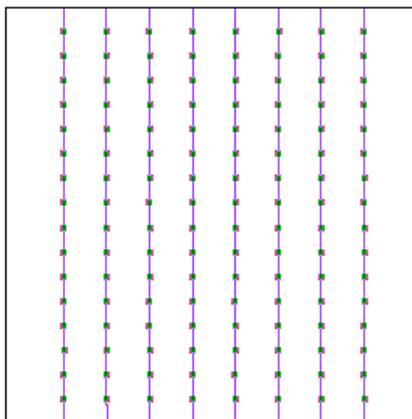
PROFILI DI LINE SPREAD FUNCTION (LSF)

SERVIZIO DI FISICA SANITARIA

CONTROLLO DI QUALITA' IN MEDICINA NUCLEARE : Risoluzione/Linearita'

Gamma-camera : Sopa DSX

Data : 15/10/03



PARAMETRI :

Zoom di acquisizione : 2

Slit analizzate : 8

Totale profili analizzati : 128

RISULTATI :

Dimensione del pixel = 0.56 mm

RISOLUZIONE SPAZIALE LUNGO X

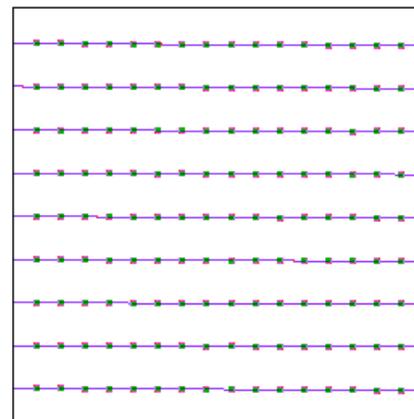
FWHM = 3.47 mm

FWTM = 6.36 mm

LINEARITA' LUNGO X

Linearita' differenziale = 0.12 mm

Linearita' integrale = 0.45 mm



PARAMETRI :

Zoom di acquisizione : 2

Slit analizzate : 9

Totale profili analizzati : 144

RISULTATI :

Dimensione del pixel = 0.57 mm

RISOLUZIONE SPAZIALE LUNGO Y

FWHM = 3.39 mm

FWTM = 6.21 mm

LINEARITA' LUNGO Y

Linearita' differenziale = 0.14 mm

Linearita' integrale = 0.56 mm

LINEARITA' INTRINSECA

**L'entità della distorsione spaziale dell'immagine
rispetto all'oggetto rappresentato.**

*Può essere quantificata come discostamento
spaziale massimo e medio dalla posizione di un
oggetto lineare (ad es. LSF).*

Linearità Intrinseca

SPECT images – correction for sparse sampling

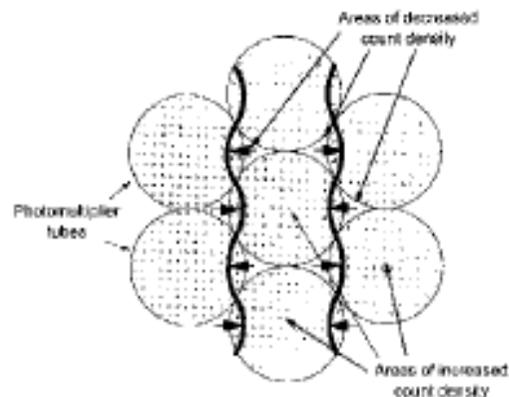


FIGURE 21-16. Spatial nonlinearities cause nonuniformities. The two vertical wavy lines represent straight lines in the object that have been distorted. The scintillation camera's position circuit causes the locations of individual counts to be shifted toward the center of the nearest photomultiplier tube (PMT), causing an enhanced count density toward the center of the PMT and a decreased count density between the PMTs, as seen in the top left image in Fig. 21-12.

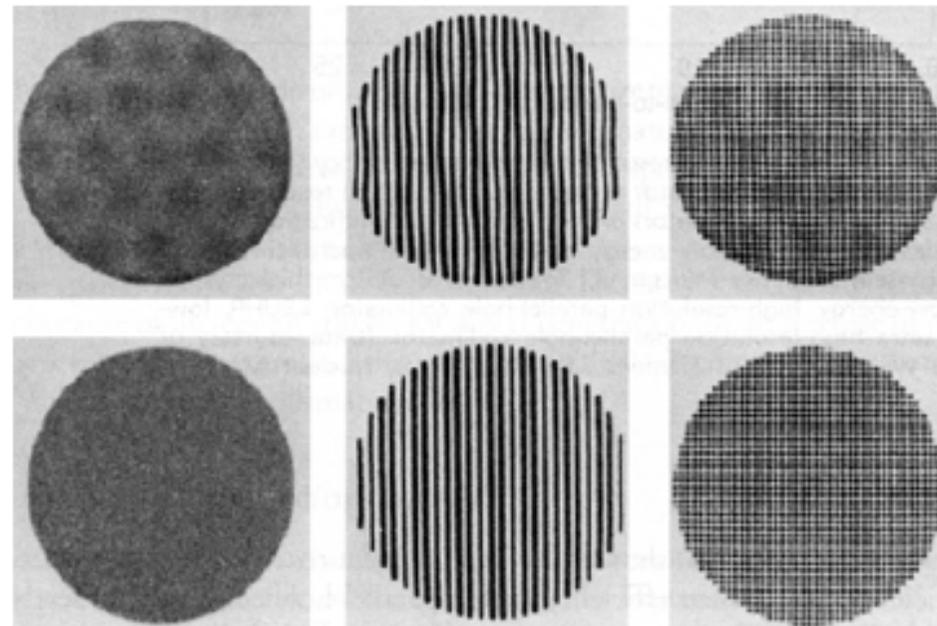
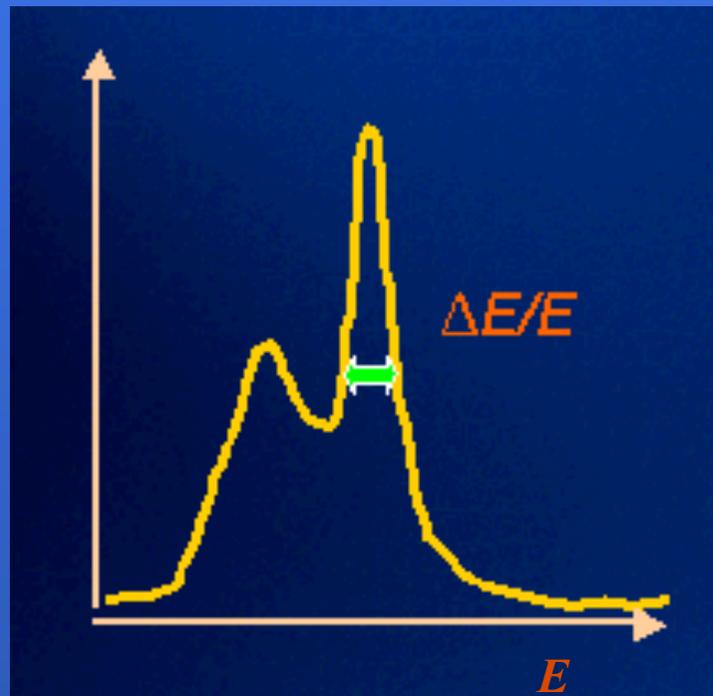


FIGURE 21-14. Pairs of uniformity images, lead slit-mask (lead sheet with thin slits) images, and orthogonal hole phantom (lead sheet with a rectangular array of holes) images, with scintillation camera's digital correction circuitry disabled (**top**) to demonstrate nonuniformities and spatial nonlinearities inherent to a scintillation camera and with correction circuitry functioning (**bottom**), demonstrating effectiveness of linearity and energy (Z) signal correction circuitry. (Photographs courtesy of Everett W. Stoub, Ph.D., formerly of Siemens Gammasonics, Inc.)

RISOLUZIONE IN ENERGIA

Capacità di un sistema a distinguere fotoni di diversa energia.

Viene quantificata in % come larghezza della FWHM del fotopicco diviso l'energia del radioisotopo $\Delta E/E$.



Controllo di qualità della risoluzione in energia

Principali fattori che possono degradare la risoluzione in energia

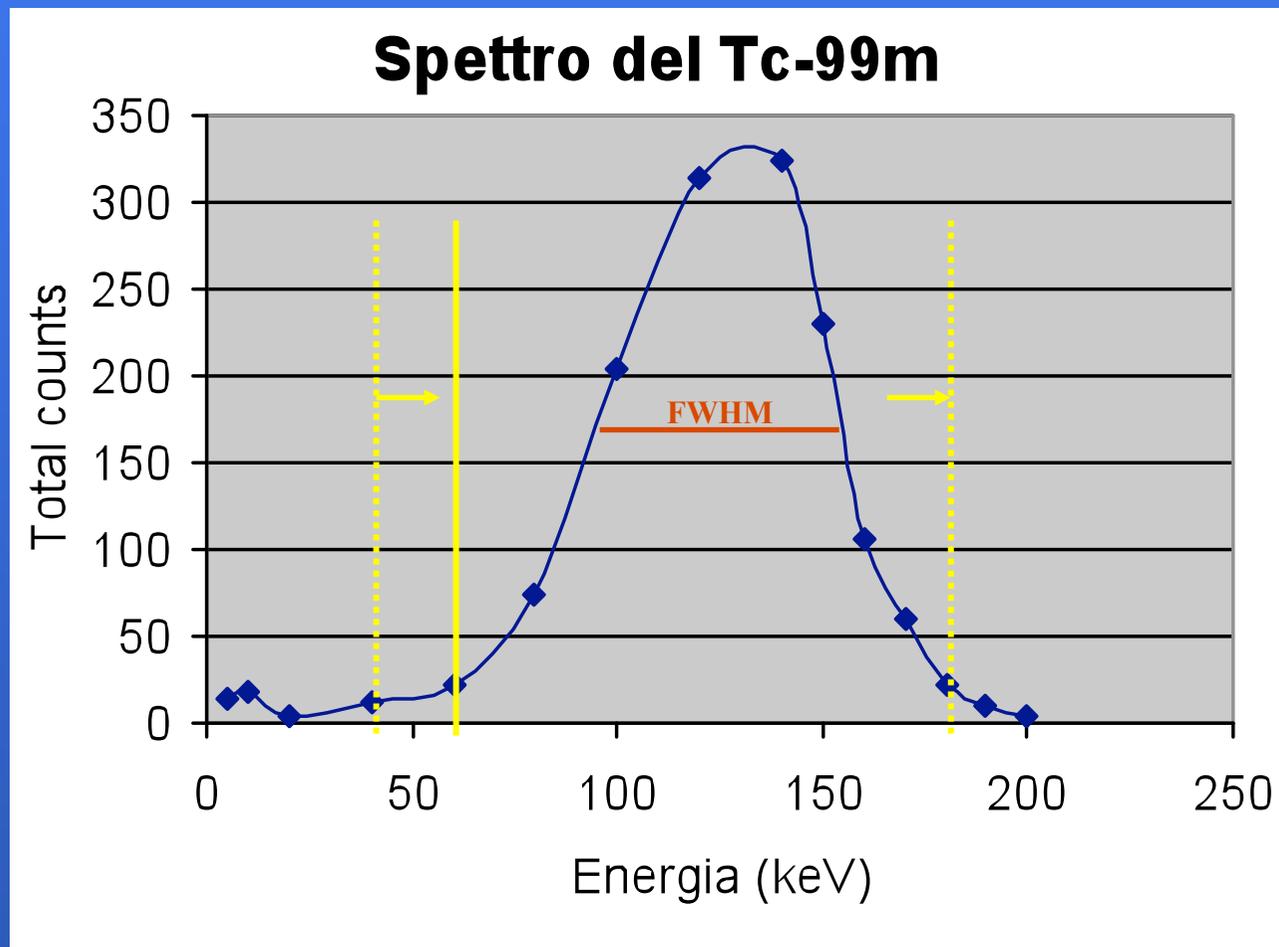
- Cattivo allineamento del guadagno dei fotomoltiplicatori
- Cattivo funzionamento di uno o più fotomoltiplicatori
 - Difetto o deterioramento del cristallo
 - Separazione fisica della guida di luce
 - Count rate eccessivamente elevato

Materiale necessario per la misura

- Sorgente puntiforme di ^{99}Tc (<1mCi) contenuta in una piccola boccettina (5-10cc)
- Maschera di piombo di almeno 3 mm di spessore per delimitare il campo di vista utile (UFOV)

Misura della risoluzione in energia

Determinazione dello spettro mediante acquisizioni ripetute con
ampiezza di finestra unitaria – fit dei dati e stima della FWHM



INTENSITA' DI CONTEGGIO

La non-linearità nella relazione tra i conteggi osservati e l'intensità della radiazione gamma incidente.

Viene quantificata misurando dalla curva sperimentale il massimo conteggio ottenibile (C_{max}) e il rateo di conteggio al quale si riscontra una perdita di conteggio del 20% ($R_{-20\%}$).

Controllo di qualità della intensità di conteggio

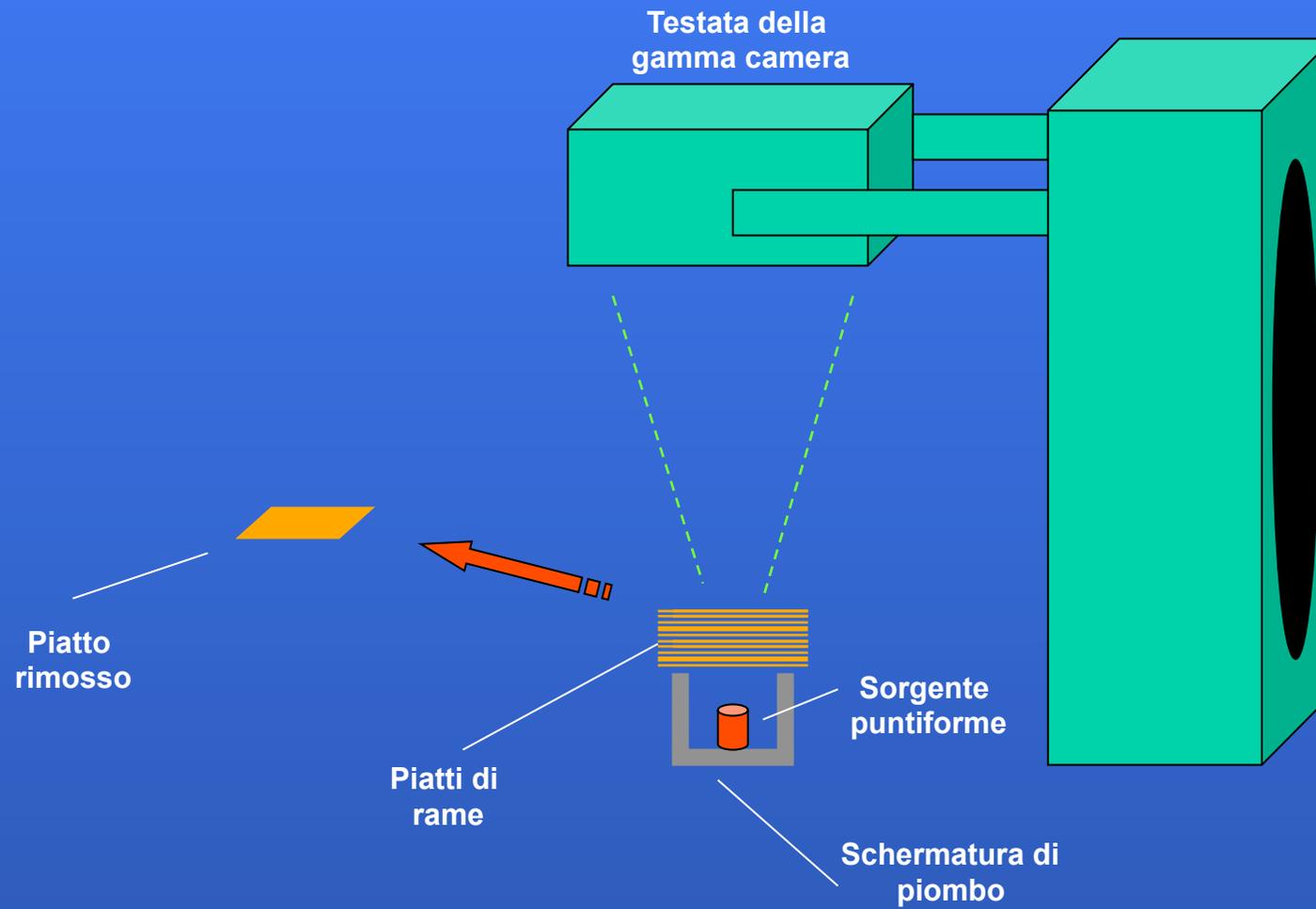
Principali fattori che possono degradare la risoluzione in energia

- Cattivo funzionamento di componenti elettroniche
 - Scattering dei fotoni
- Cattiva selezione della finestra PHA

Materiale necessario per la misura

- Sorgente puntiforme di ^{99}Tc ($> 10\text{mCi}$) contenuta in una piccola boccettina (5-10cc)
- Almeno 15 piatti assorbitori di rame delle dimensioni di 6x6 cm e di 2.5 mm di spessore

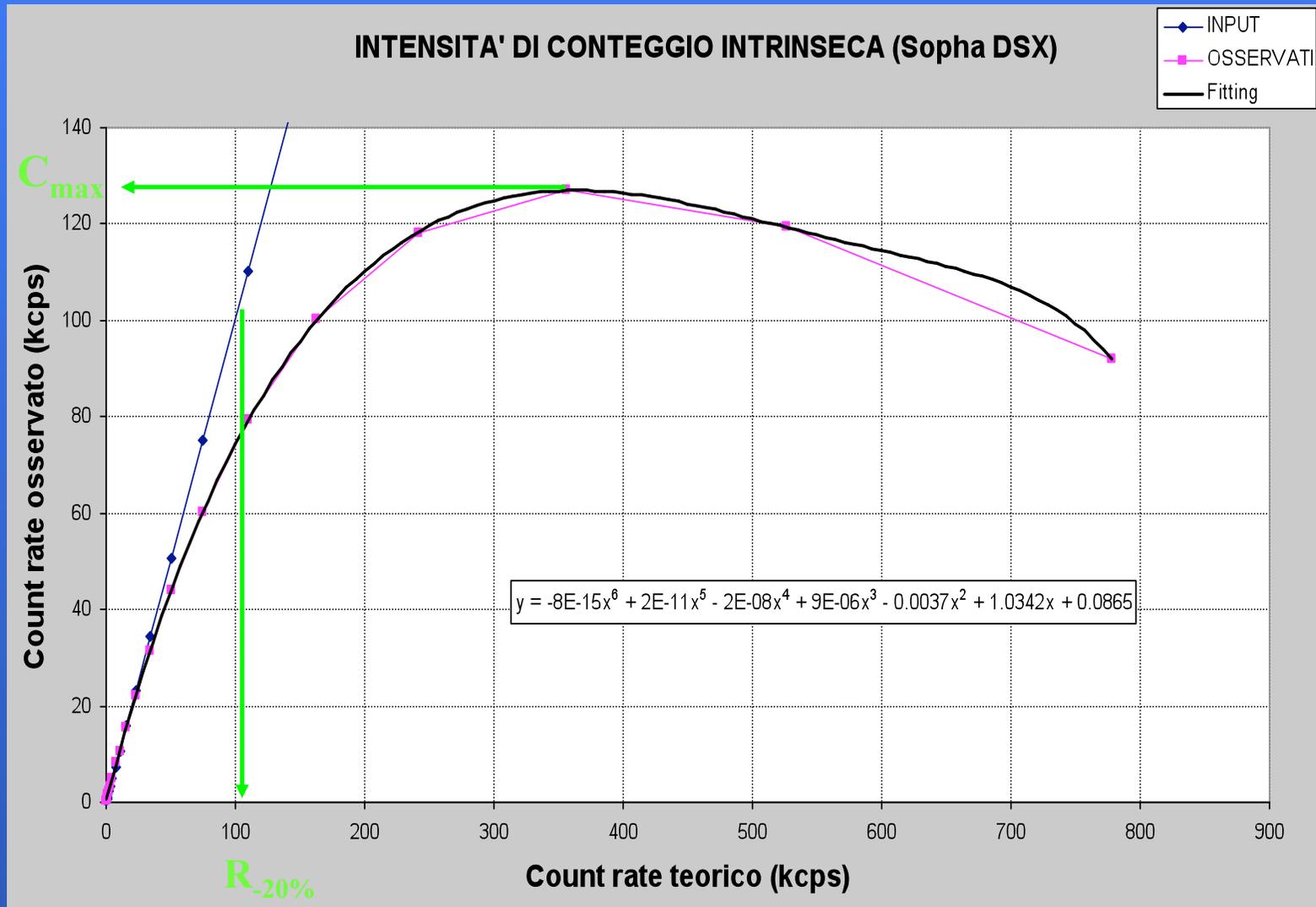
Misura dell'intensità di conteggio



Misura dell'intensità di conteggio

PIATTI RIMOSSI	TEMPO DELLA MISURA		COUNT RATE SPERIMENTALE (TUTTI I PIATTI) ACQ = 5 MINUTI	COUN RATE ESTRAPOLATO (CORRETTO PER DECADIMENTO)	FATTORE DI ATTENUAZIONE (CUMULATIVO)	INPUT COUNT RATE	COUNT RATE (OSSERVATO)	COUNT RATE OSSERVATO
	RITARDO MIN	ORA EFFETTIVA	(IN KCPS -BKG)	(IN KCPS -BKG)		(IN KCPS -BKG)	(IN COUNTS)	(IN KCPS -BKG)
0 (*)		15.11	0.3434	0.3348				
1	4	15.15		0.3323	0.6727	0.49	36930	0.49
1-2	7	15.18		0.3304	0.4525	0.73	51760	0.74
1-3	9	15.20		0.3291	0.3044	1.08	73040	1.10
1-4	11	15.22		0.3278	0.2047	1.60	105400	1.63
1-5	12	15.23		0.3272	0.1377	2.38	153060	2.43
1-6	13	15.24		0.3266	0.0926	3.53	222240	3.58
1-7	15	15.26		0.3253	0.0623	5.22	324650	5.29
1-8	16	15.27		0.3247	0.0419	7.75	475060	7.80
1-9	17	15.28		0.3241	0.0282	11.49	698660	11.52
1-10	18	15.29		0.3235	0.0190	17.05	1020000	16.88
1-11	19	15.30		0.3229	0.0128	25.30	1500000	24.88
1-12	21	15.32		0.3216	0.0086	37.47	2180000	36.21
1-13	22	15.33		0.3210	0.0058	55.60	3160000	52.54
1-14	23	15.34		0.3204	0.0039	82.50	4560000	75.88
1-A	24	15.35		0.3198	0.0026	122.40	6500000	108.21
1-B	26	15.37		0.3185	0.0018	181.27	9130000	152.04
1-C	27	15.38		0.3179	0.0012	268.96	12540000	208.88
1-D	28	15.39		0.3173	0.0008	399.08	16490000	274.71
1-E	30	15.41		0.3161	0.0005	591.00	20090000	334.71
1-F	31	15.42		0.3155	0.0004	876.90	21950000	365.71
F1	32	15.43		0.3149	0.0002	1301.11	21280000	354.54
F2	33	15.44		0.3143	0.0002	1930.53	17610000	293.38

Misura dell'intensità di conteggio



QUALITA' ENTRINSECA o DI SISTEMA

Principali parametri che individuano la qualità estrinseca della gamma camera.

- **Non-uniformità estrinseca**
- **Risoluzione spaziale di sistema**
- **Sensibilità di sistema**

NON-UNIFORMITA' SPAZIALE ESTRINSECA

Capacità di una gamma camera completa di collimatore a rispondere fedelmente ad un segnale uniformemente definito nello spazio *Flood field*

L'uniformità di sistema è legata al collimatore impiegato.

Misura dell'uniformità spaziale estrinseca

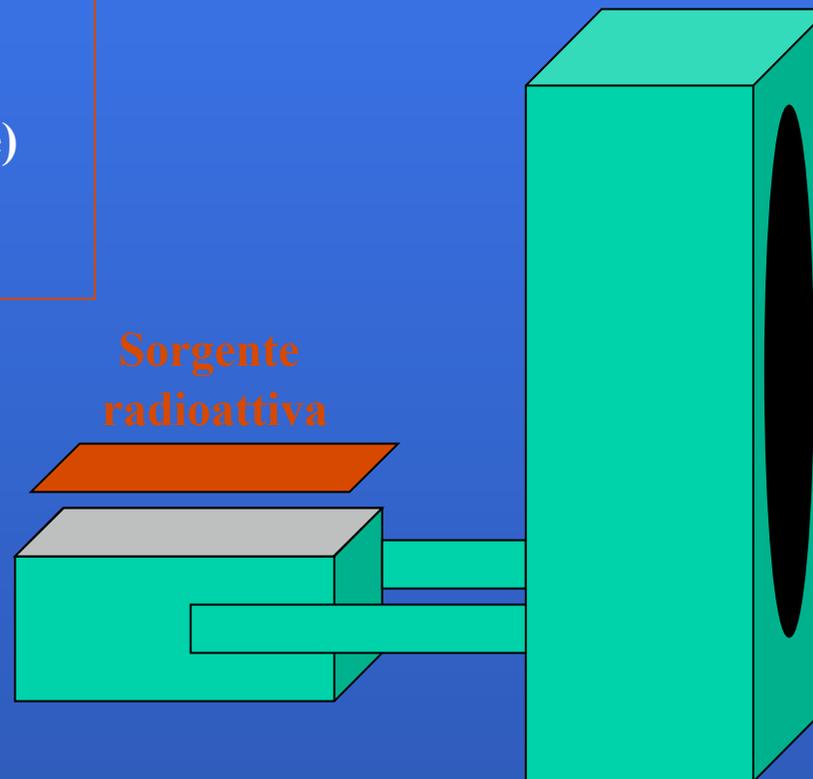
Flood Field Estinsic Uniformity – Norme NEMA



Flood Phantom:

- A riempimento (^{99}Tc in soluzione)
- A stato solido (^{57}Co)

Count rate < 20kcps



Protocollo GE Infinia

Background Test Acceptable Results

Detector Status	Acceptable Results
L-mode without collimator	< 2.5 kc/s
H-mode with collimator	< 0.6 kc/s

Image Quality Test (Two detectors) (Completed 04/09/2003 16:55:24)

04/09/2003 16:55:24
Name: unknown user

Parameter Name	Value
Image Name	11QC.D107
Isotope	Dose: Tc99m, D2, ac, 11, 10cm
Isotope	Tc99m
Total Counts_Per_Detector	4000

Detector 2 Results

Parameter Name	Value	Acceptance Criteria
Isotope	Tc99m	
Theoretical Energy Peak	140.0	
Measured Energy Peak	139.8 keV	140.0 ± 3.0
FWHM	10.0 %	< 11.0
Acquisition Total Time	79.0 Sec	
Total Count	4,000.0 Kcts	
Count Rate	50.4 Kcts/sec	
Uniformity	2.702851463 %	< 5.0

detector2 FWHM

Detector 2 Energy Curve

Y-axis: KCounts (0 to 400)
X-axis: Energy (keV) (0 to 400)

Detector 2 Uniformity Image

Comments

Print
Save
Open in Browser

16:55:24 PM Uniformity Test Ended
16:55:24 PM ... Ended
16:55:24 PM Qc Procedure Ended

15:25

Image Quality Test Acceptable Results

Isotope	Tc99m	Co57
Peak Position (keV):	140 ± 3	122 ± 3
Energy resolution (%)	< 11.0	< 12.0
CFOV Integral Uniformity (%)	< 5	< 5

ARCHIVIO

RISOLUZIONE SPAZIALE DI SISTEMA

Capacità di un sistema completo di rivelatore a risolvere due punti o due sorgenti radioattive lineari come entità separate.

L'uniformità di sistema è legata al collimatore impiegato: vengono prodotti collimatori di tipo *general purpose, high resolution o very high resolution*

Misura della risoluzione spaziale di sistema

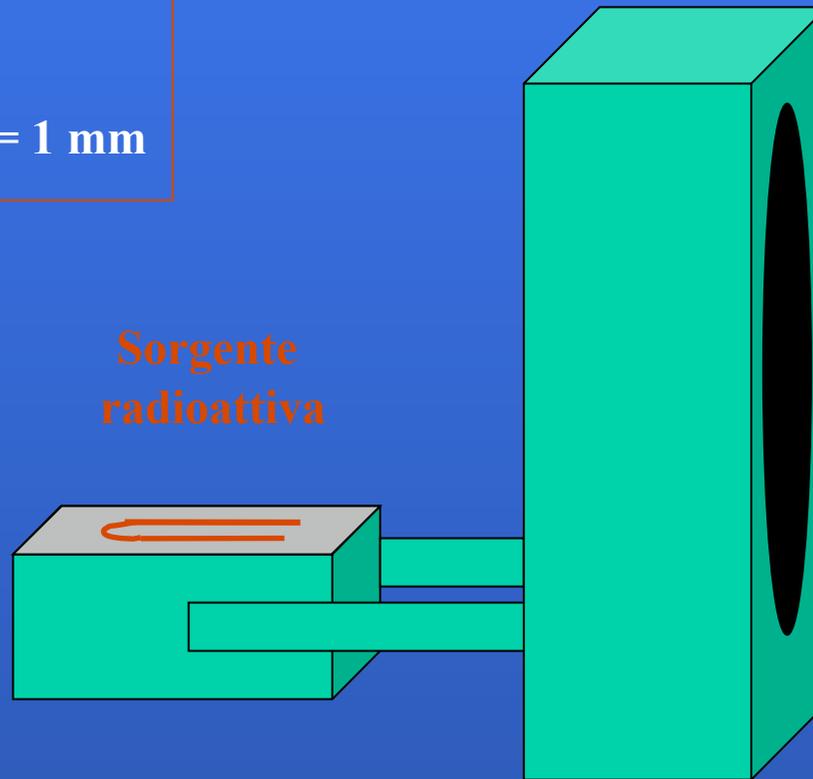


Line Phantom:

Tubo parallelo diametro interno ≤ 1 mm

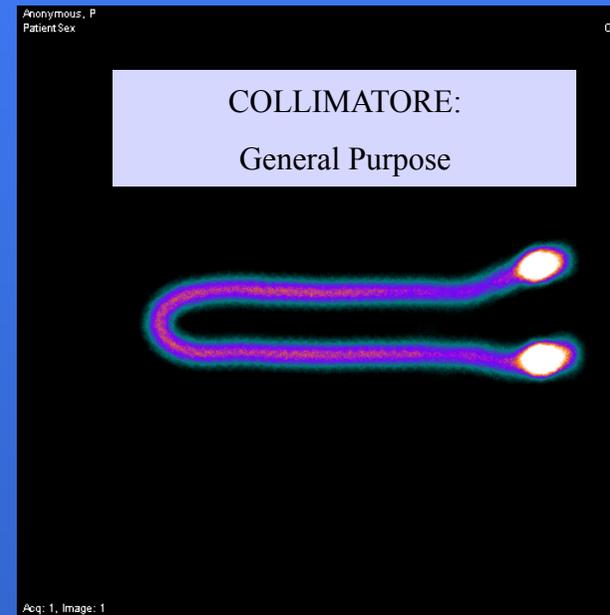
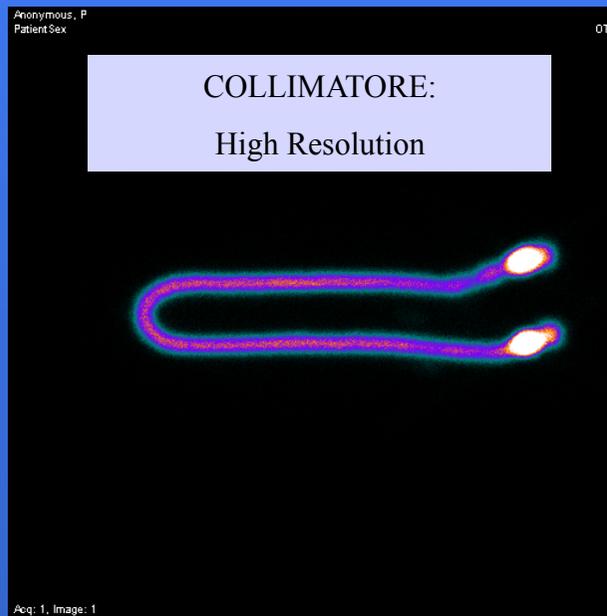
Count rate < 20 kcps

Sorgente
radioattiva

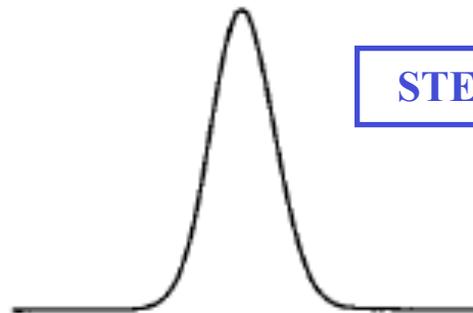


Misura della risoluzione spaziale di sistema

Risposta in funzione del tipo di collimatore

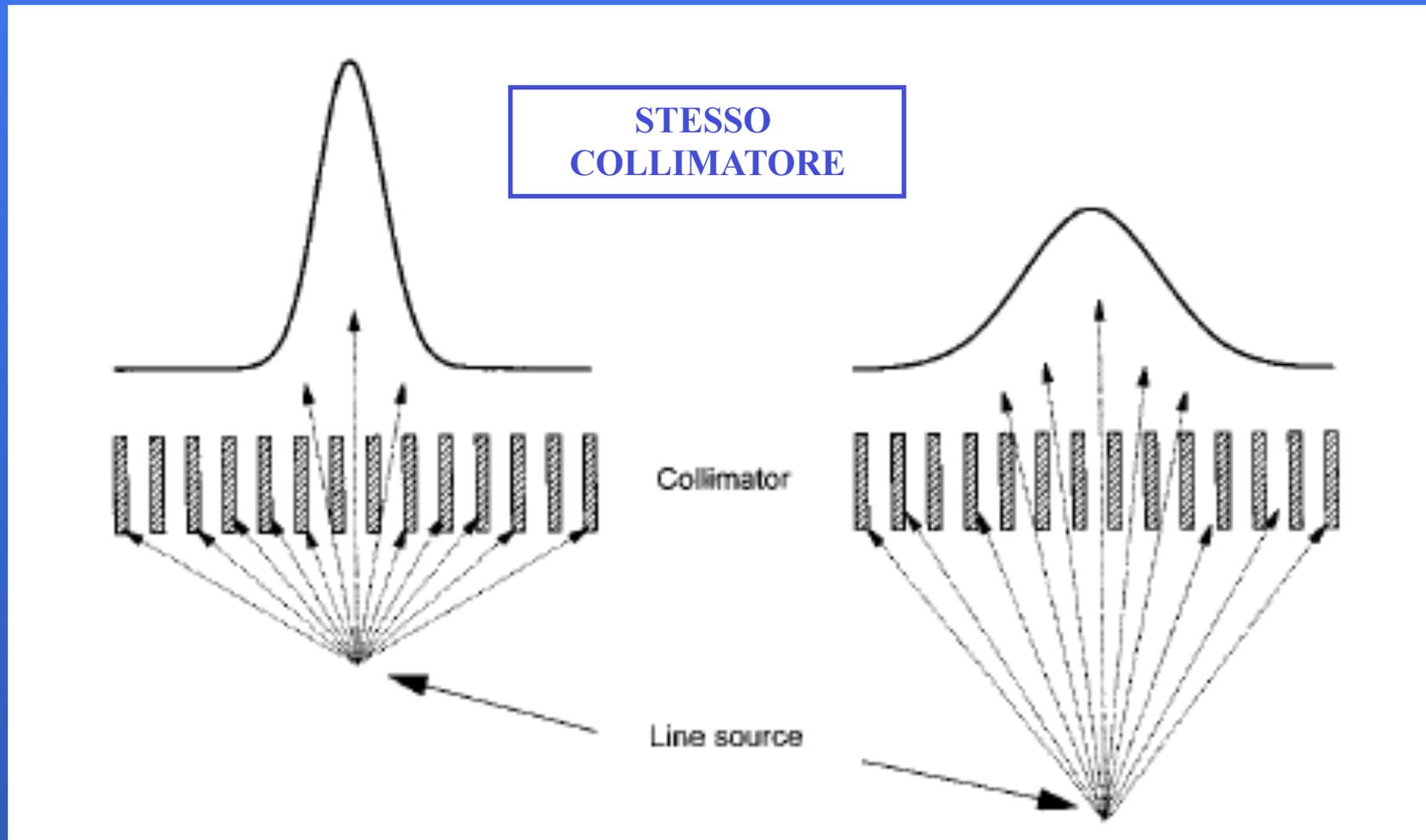


STESSA DISTANZA



Misura della risoluzione spaziale di sistema

Risposta in funzione della distanza dal collimatore



SENSIBILITA' DI SISTEMA

La probabilità di osservare la radiazione gamma incidente sul detettore. The probability of observing gamma radiation incident on the detector.

Viene generalmente quantificata come rateo di conteggio per unità di attività per una sorgente piatta di 10 cm di diametro posta a una distanza di 10 cm dal collimatore.

Controllo di qualità della sensibilità di sistema

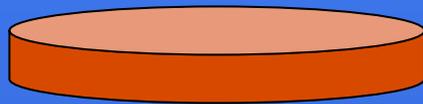
Principali fattori che possono degradare la risoluzione in energia

- **Count rate eccessivamente elevato**
- **Cattivo allineamento del guadagno dei fotomoltiplicatori**
- **Cattivo funzionamento di uno o più fotomoltiplicatori**
 - **Difetto o deterioramento del cristallo**
 - **Separazione fisica della guida di luce**
 - **Cattiva selezione della finestra PHA**

Materiale necessario per la misura

- **Contenitore piatto di 10 cm di diametro riempito con 1 mCi circa di ^{99}Tc in soluzione acquosa**
 - **Calibratore di attività**

Misura della sensibilità di sistema

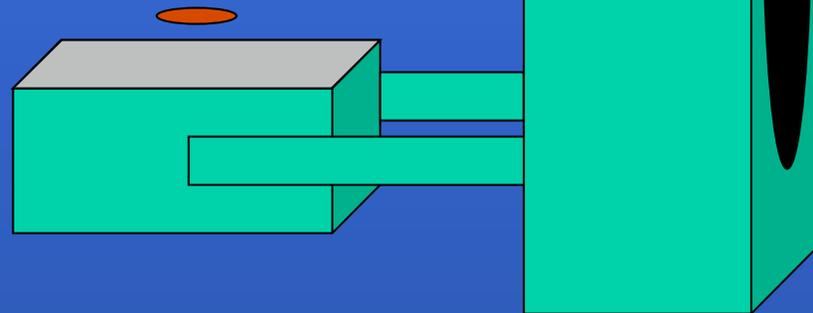


Disco di Petri:

- Disco vuoto di perspex diametro 10 cm a riempimento (^{99}Tc in soluzione)

$$S = \text{counts} / \text{MBq sec}$$

**Sorgente
radioattiva**



QUALITA' TOMOGRAFICA

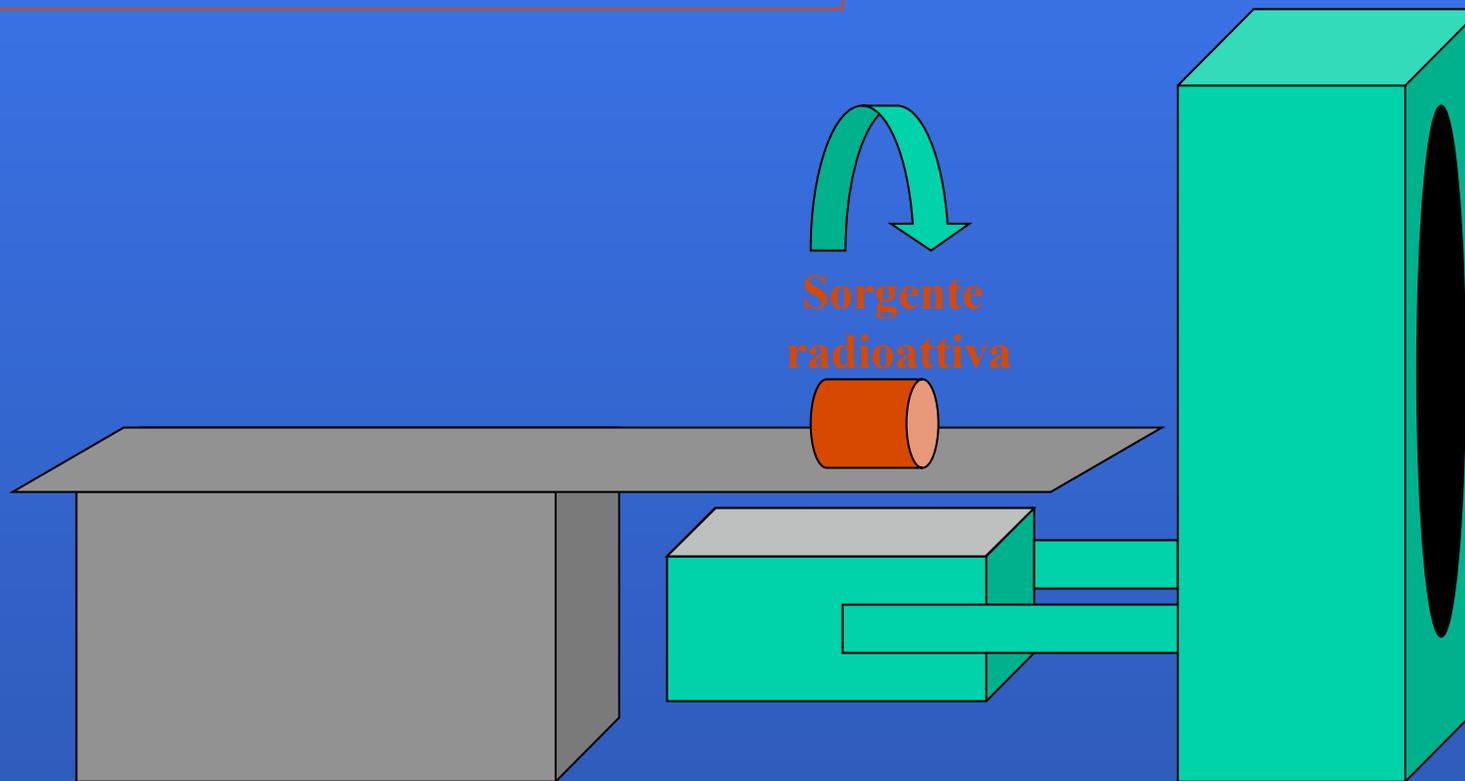
Principali parametri che individuano la qualità tomografica della gamma camera.

- **Non-uniformità tomografica**
 - **Centro di rotazione**
- **Risoluzione spaziale tomografica**
 - **Contrasto tomografico**

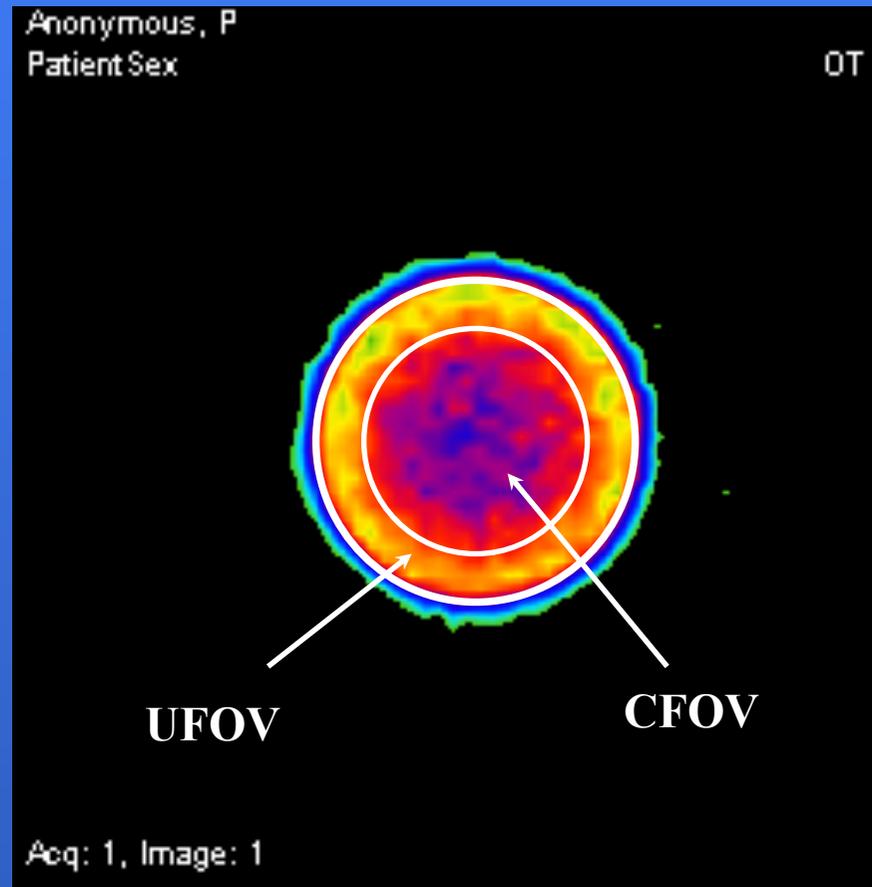
Misura della non-uniformità tomografica

Cilinder Phantom:

Cilindro a riempimento di perspex
riempimento $^{99}\text{Tc} \leq 10 \text{ mCi}$



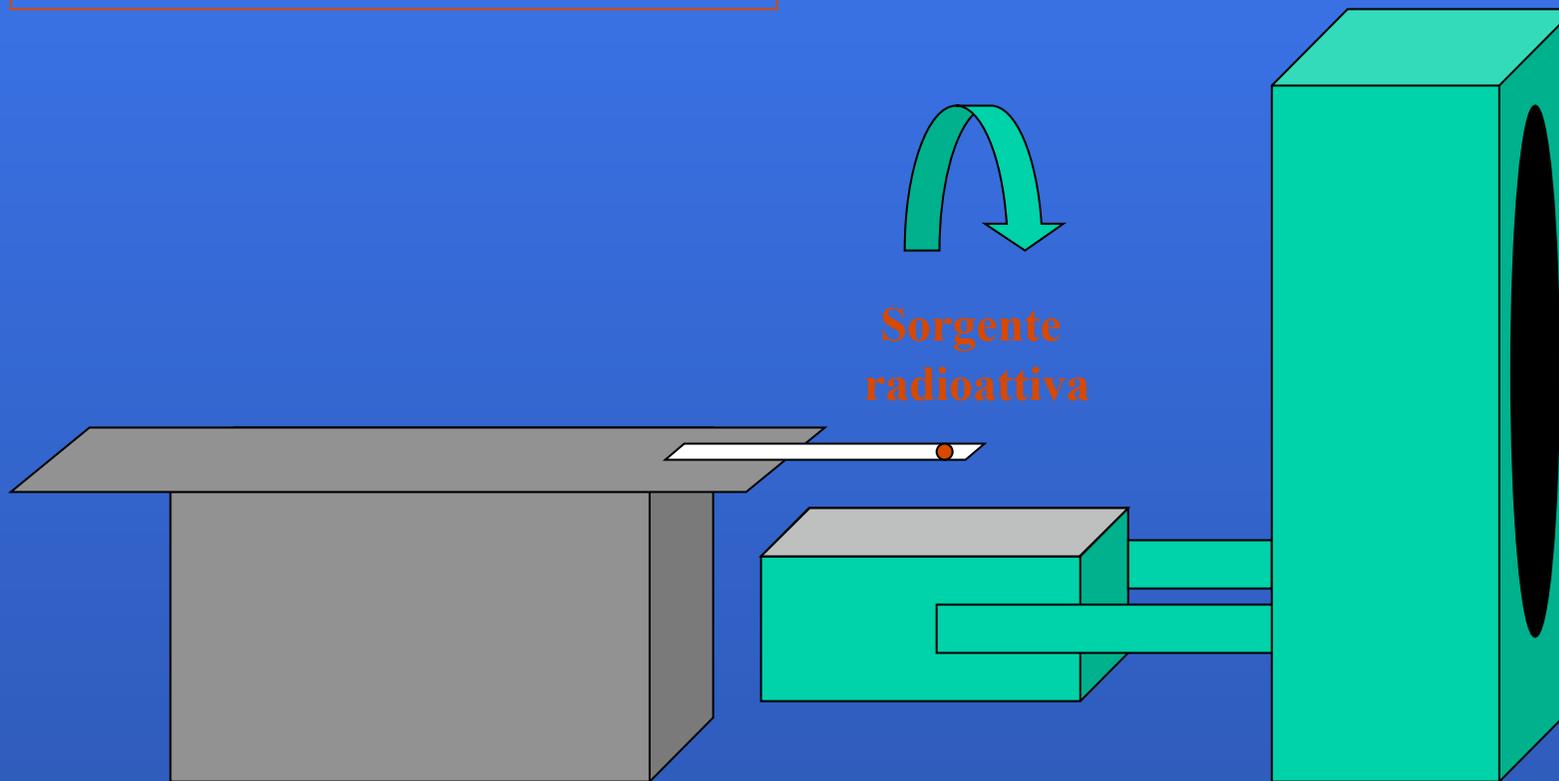
Misura della non-uniformità tomografica



Misura del centro di rotazione (COR)

Point source:

Goccia di ^{99}Tc (1 mCi) posta su un foro di una barretta di perspex



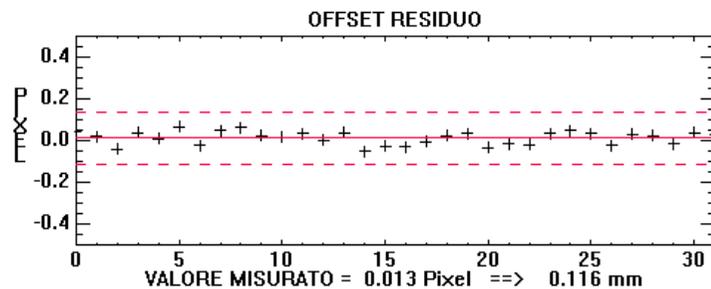
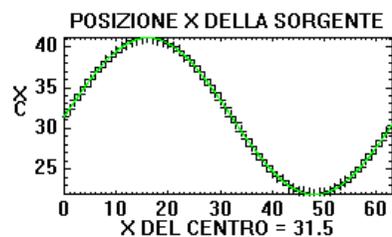
Misura del centro di rotazione (COR)

Servizio di Fisica Sanitaria - A.O. "Ospedali Riuniti" di Trieste

CONTROLLO : CENTRO DI ROTAZIONE [COR]

GAMMA CAMERA : Sopha DSX

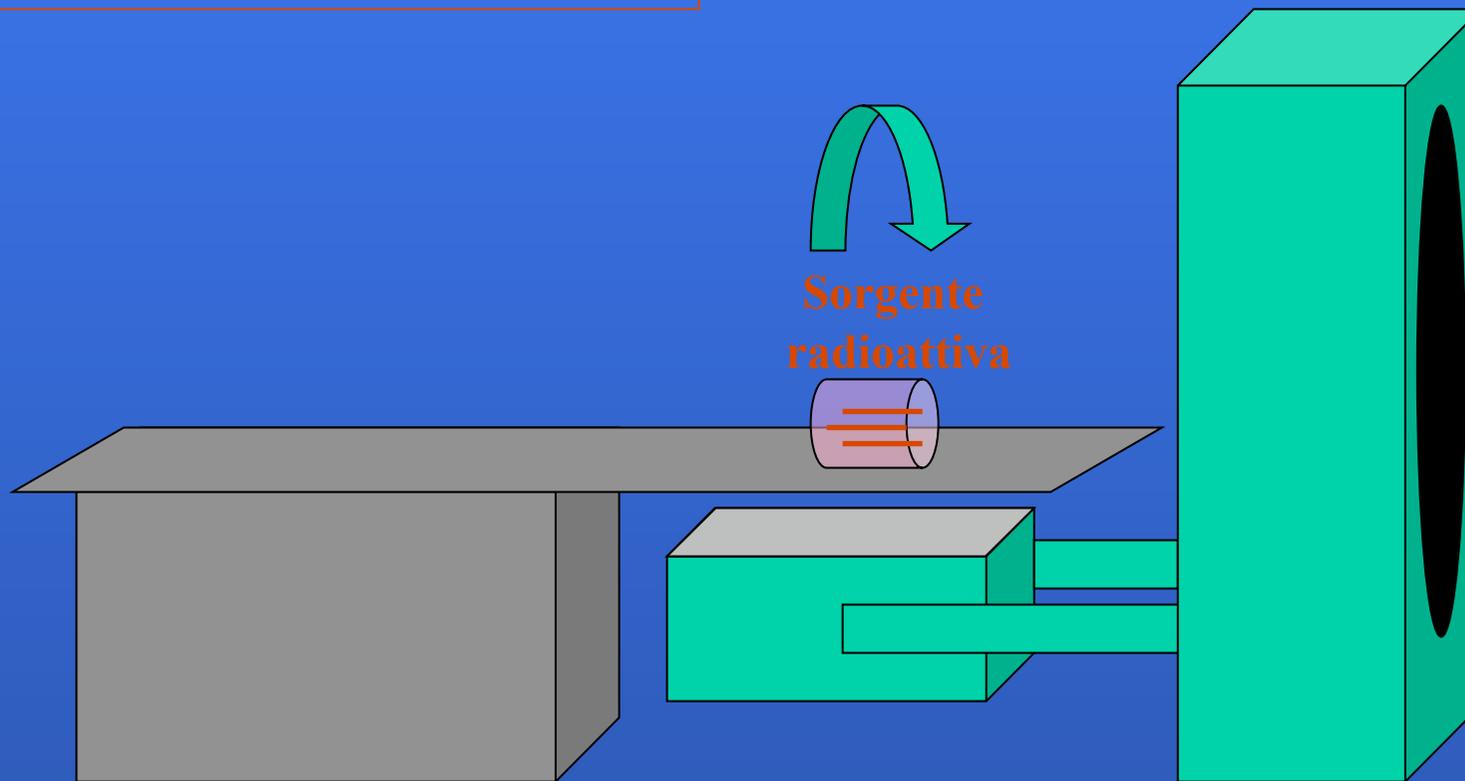
DATA : 02/04/04



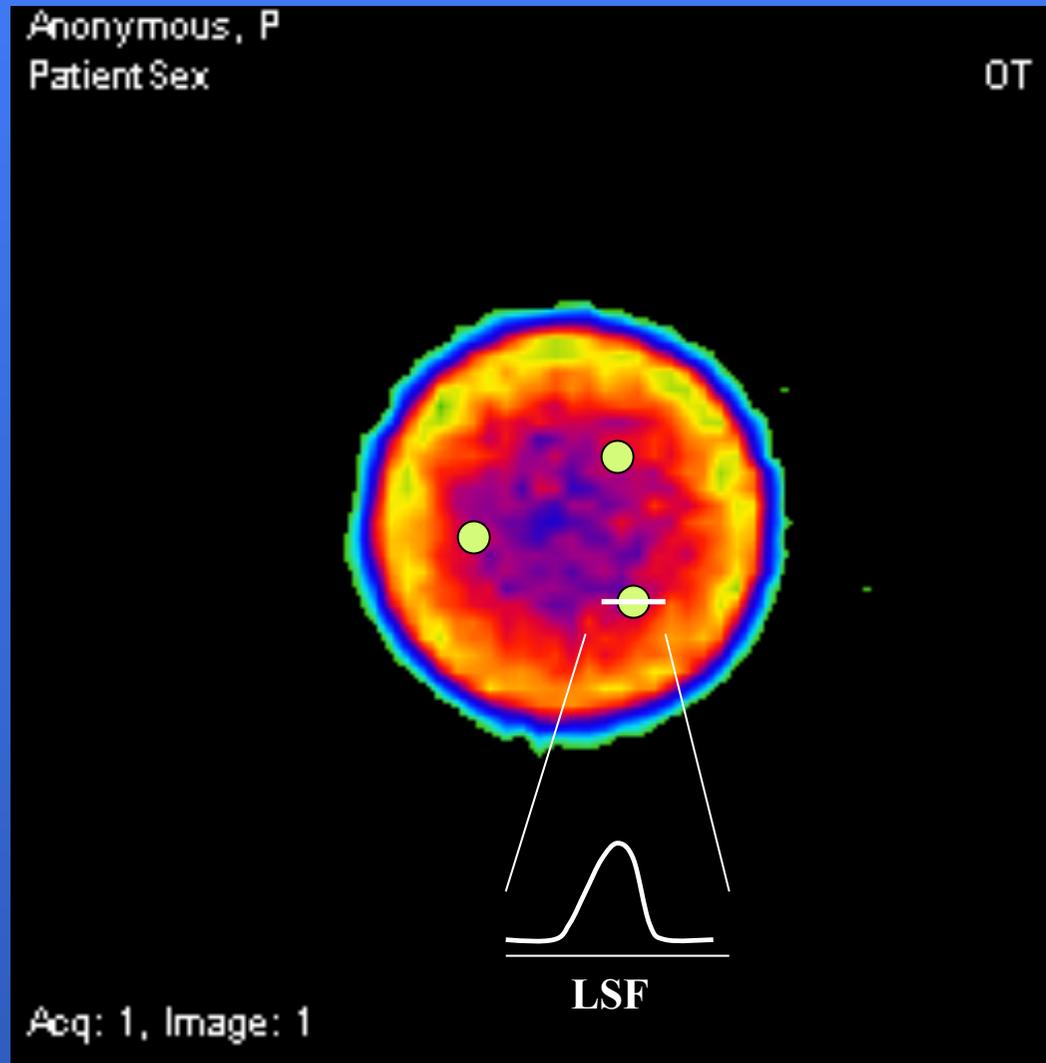
Misura della risoluzione spaziale tomografica

Slit Phantom:

Cilindro a riempimento di perspex
con 3 inserti capillari (caldi)

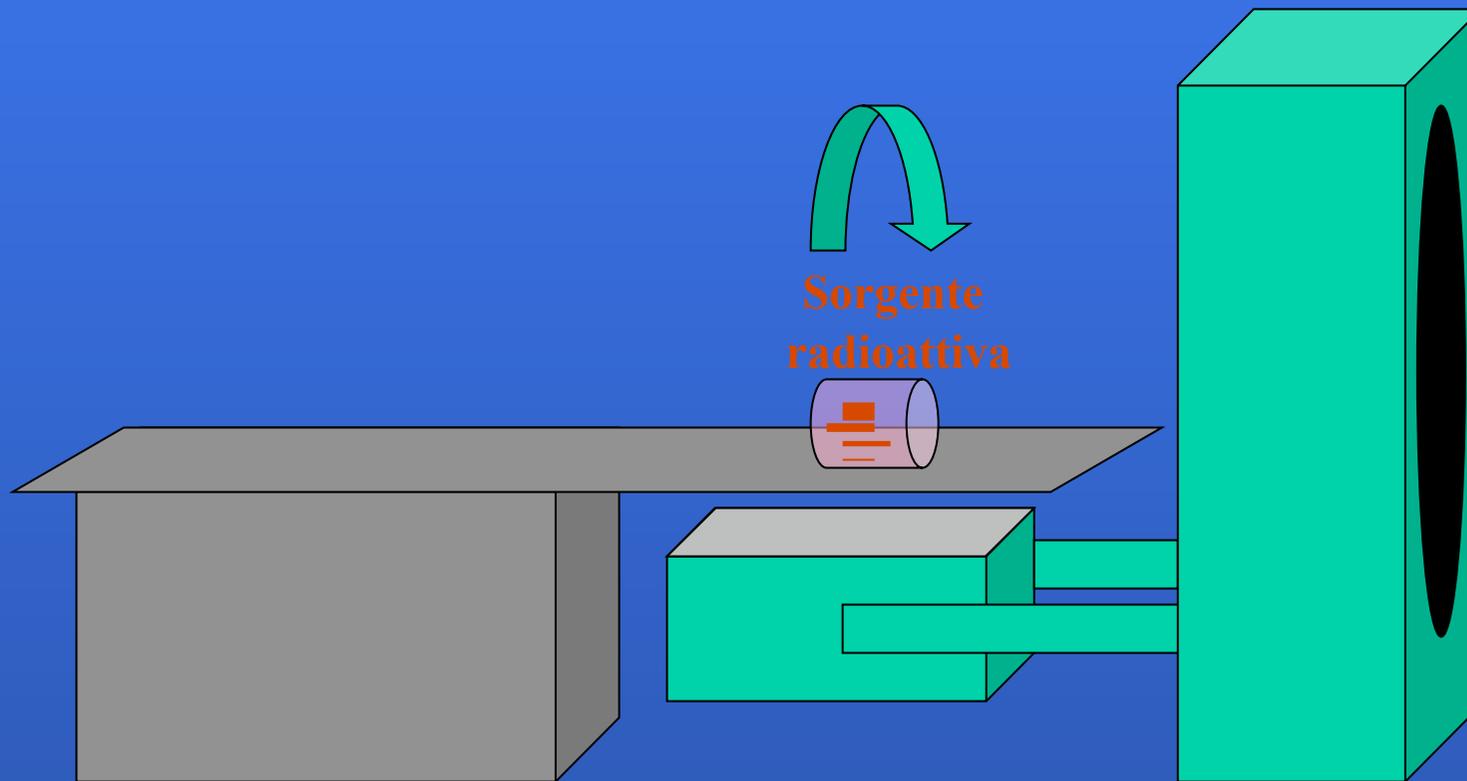


Misura della risoluzione spaziale tomografica

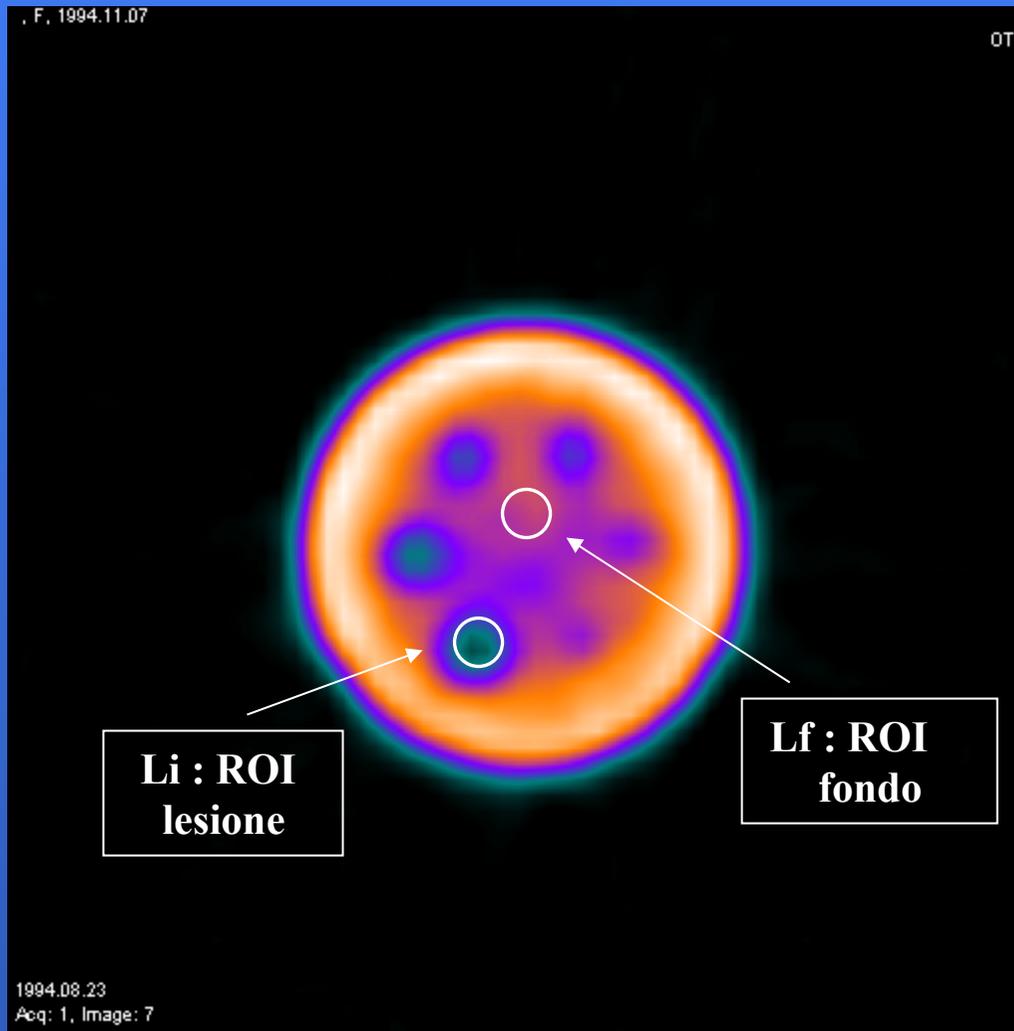


Misura del contrasto tomografico

Cilindro a riempimento di perspex
con 5 inserti plexi pieno (freddi)



Misura del contrasto tomografico



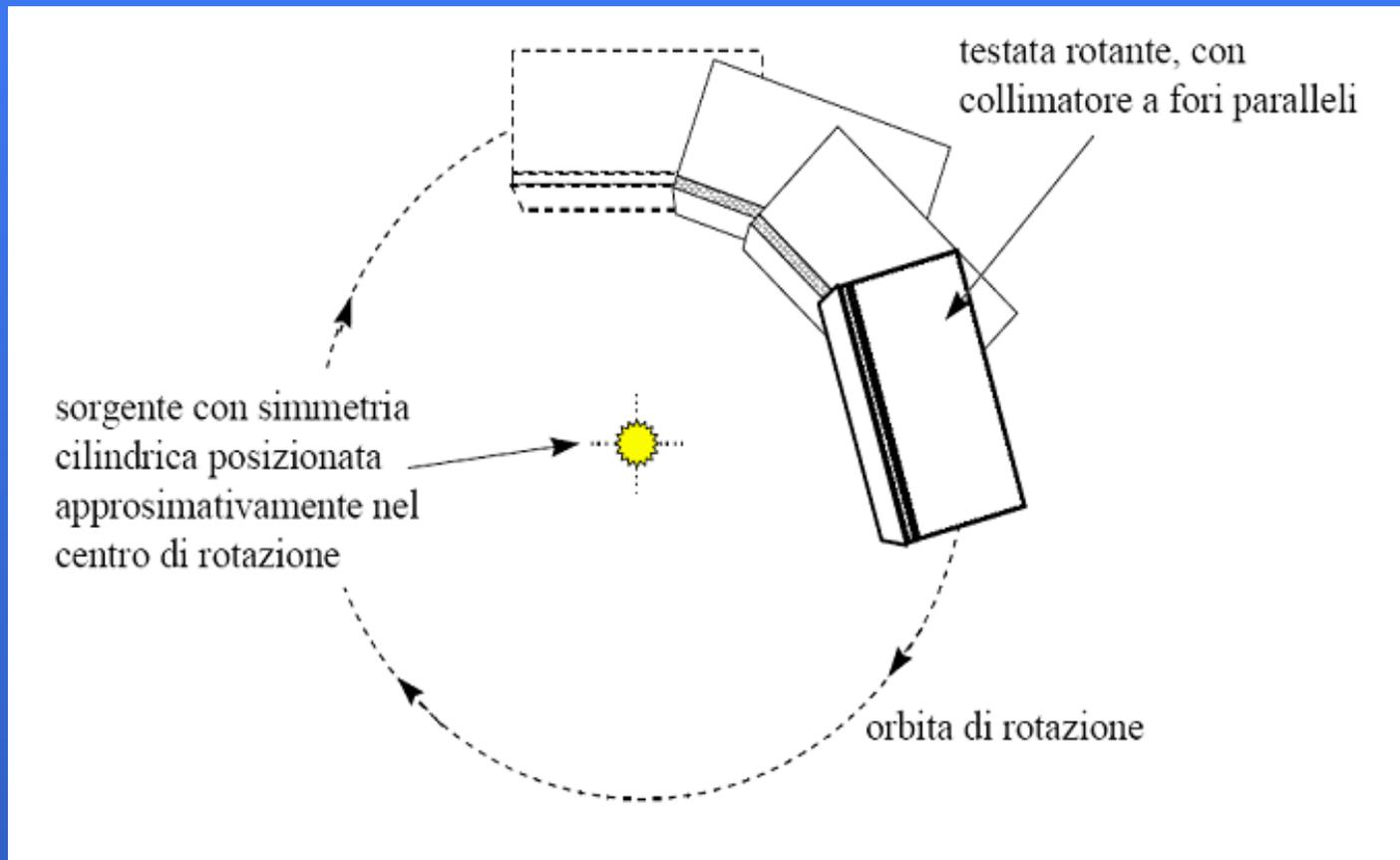
$$C_i = (L_f - L_i) / L_f$$

Dove:

L_i = conteggio medio
lesione i -esima

L_f = conteggio medio
del fondo

Misura della velocità di rotazione



La frequenza di conteggio misurata in due rotazioni, lenta e veloce, deve risultare costante entro il 5%

STIMA DELLA DOSE AL PAZIENTE IN MEDICINA NUCLEARE

Il concetto di Dose Efficace

Dose agli organi interni

CONCETTO DI DOSE

International Commission on Radiological Protection

Pubblicazione ICRP 60 - (Novembre 1990)

GRANDEZZE DOSIMETRICHE FONDAMENTALI

Dose assorbita (D) : energia assorbita per unità di massa (joule per chilogrammo).

Unità di misura : gray (Gy)

Che tipo di radiazione (fotoni, elettroni, neutroni, ...) ?

Dose equivalente (H) : dose assorbita pesata con un fattore peso relativo alla radiazione w_R :

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

Unità di misura : sievert (Sv)

Che tipo di tessuto viene esposto ?

Dose efficace (E) : somma delle dosi equivalenti pesate su tutto il corpo mediante i fattori w_T :

$$E = \sum_T w_T H_T$$

Unità di misura : sievert (Sv)

CONCETTO DI DOSE

VALUTAZIONE DEL RISCHIO BIOLOGICO

Effetti deterministici ed effetti stocastici

La relazione tra la dose impartita e la probabilità di effetti stocastici è condizionata dalla qualità e l'energia della radiazione e dalla radiosensibilità del tessuto irradiato

FATTORI DI PESO PER LA RADIAZIONE W_R

TIPO DI RADIAZIONE ED ENERGIA	W_R (ICRP 60)
FOTONI, tutte le energie	1
ELETTRONI, tutte le energie	1
NEUTRONI < 10keV	5
NEUTRONI 10-100 keV	10
NEUTRONI 100 keV-2meV	20
NEUTRONI 2-20 meV	10
NEUTRONI >20 meV	5
PROTONI > 2MeV	5
PARTICELLE ALFA, NUCLEI PESANTI	20

FATTORI DI PESO PER IL TESSUTO W_T

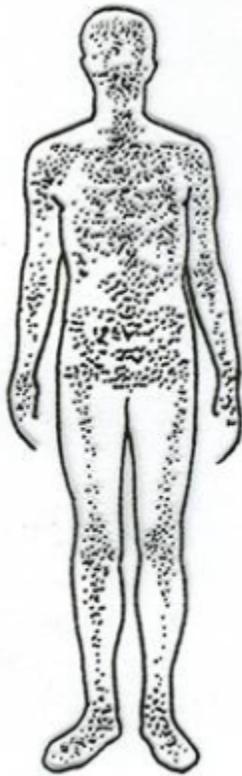
ORGANO PRIMARIO	W_T (ICRP 60)
GONADI (ovaie)	0.20
GONADI (testicoli)	0.20
MIDOLLO OSSEO (ROSSO)	0.12
COLON	0.12
POLMONE	0.12
STOMACO	0.12
VESCICA	0.05
MAMMELLA	0.05
FEGATO	0.05
ESOFAGO	0.05
TIROIDE	0.05
CUTE	0.01
SUPERFICI OSSEE	0.01
ALTRI ORGANI	
Ghiandole surrenali	0.005
Cervello	0.005
ULI Wall	0.005
Intestino	0.005
Rene	0.005
Muscolo	0.005
Pancreas	0.005
Milza	0.005
Timo	0.005
Utero	0.005

Dose agli organi interni

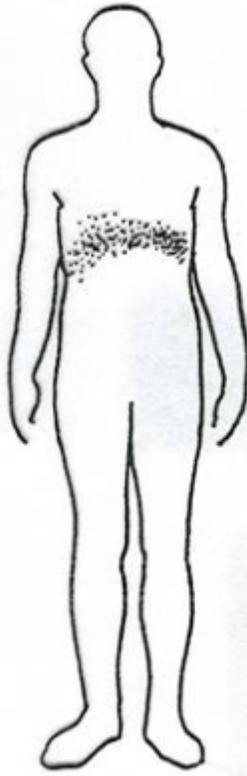
Medical Internal Radiation Dose (MIRD) Committee

Radiation dosimetry provides the fundamental quantities used for radiation protection, risk assessment, and treatment planning. **The MIRD Committee develops standard methods, models, assumptions, and mathematical schema for assessing internal radiation doses from administered radiopharmaceuticals.** The MIRD approach simplifies the problem of assessing dose for different radionuclides—each with its unique radiological characteristics and chemical properties as labeled compounds—in the highly diverse biological environment represented by the **human body's internal organs, tissues, and fluid compartments.** The virtue of the MIRD approach is that it systematically reduces complex dosimetric analyses to methods that are relatively simple to use, including software tools for experimental and clinical

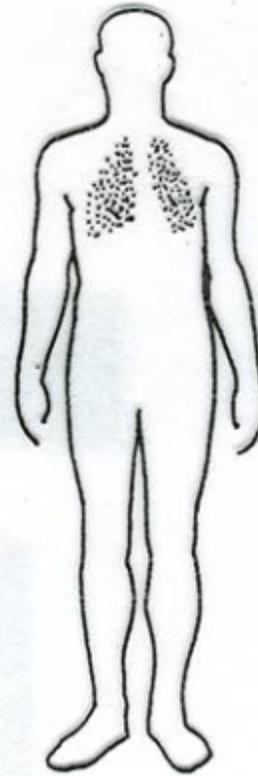
Distribuzione della dose in relazione al tracciante



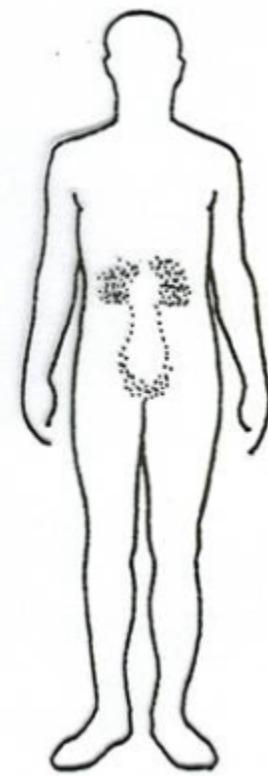
^{99m}Tc -Diphosphonate



^{99m}Tc -Sulfur Colloid

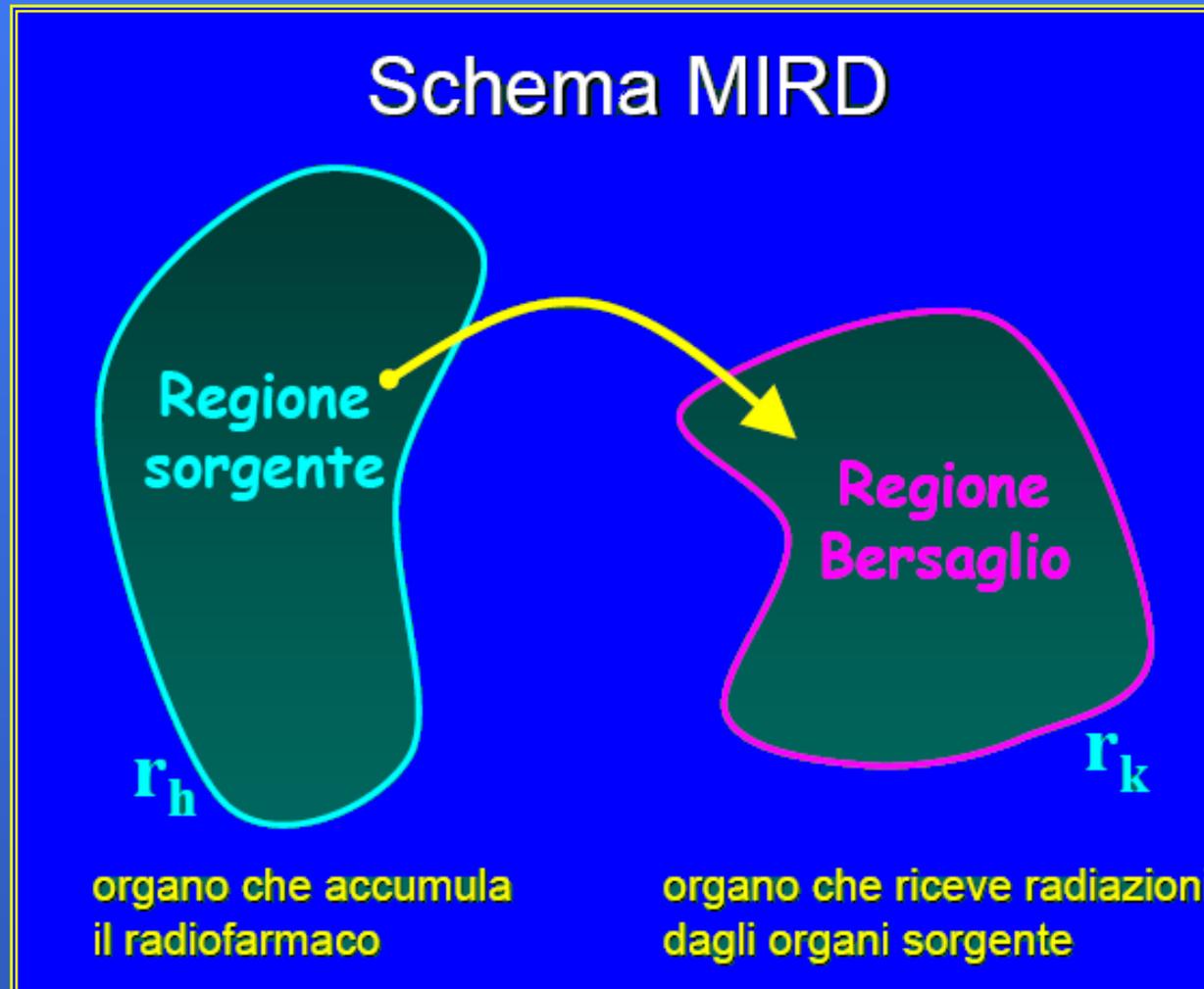


^{99m}Tc -Macroaggregates



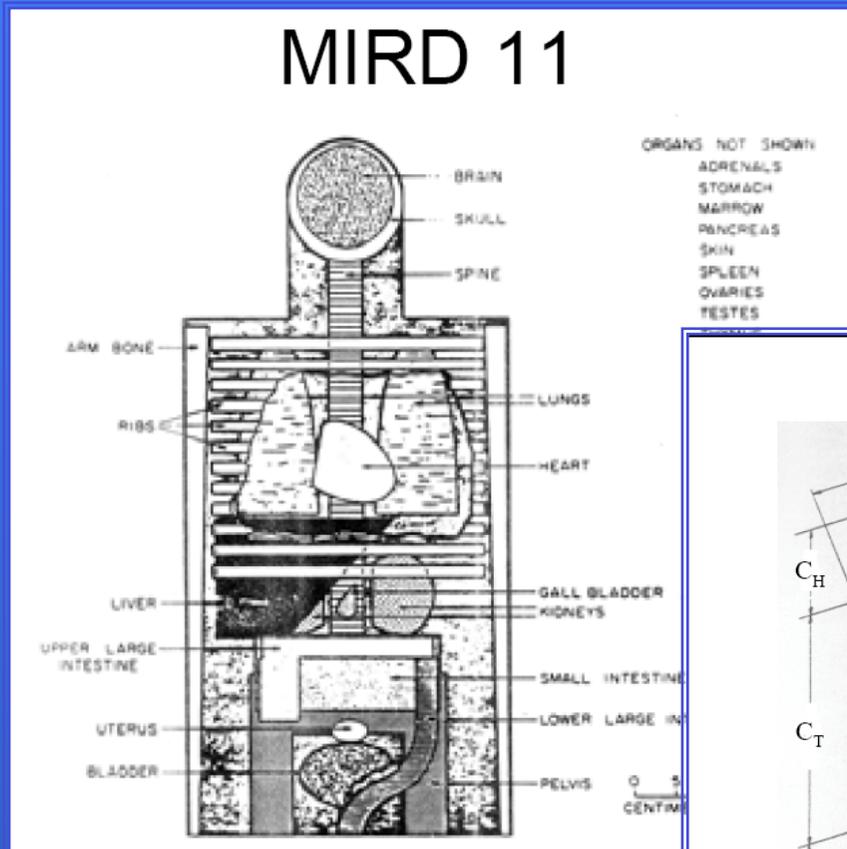
^{99m}Tc -DTPA

Principio base del formalismo MIRD



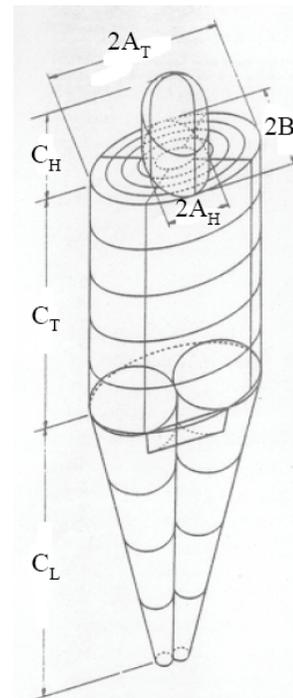
Modelli mediante fantocci

MIRD 11



Fantocci di Cristy

6 fantocci rappresentanti individui di età diversa



Età	Peso (kg)	C_T (cm)	C_H (cm)	C_L (cm)	A_T (cm)	B_T (cm)	A_H (cm)
0	3,148	23	13	16	5,5	5	4,5
1	9,112	33	16	28,8	8	7	6,5
5	18,12	45	20	46	11	7,5	6,5
10	30,57	54	22	64	14	8	6,5
15	53,95	65	23	78	18	9	7
adulto	69,88	70	24	80	20	10	7

Densità

- tessuto scheletrico: 1,4 g/cm³
- tessuto molle: 1,04 g/cm³
- polmone: 0,296 g/cm³

File View Help

Radiation Dose Estimates for the REFERENCE ADULT for 89-Sr-38

TARGET	Total	Dose	Primary		Secondary	
ORGAN	mGy/MBq	rad/mCi	Contributor	Contribution	Contributor	Contribution
Adrenals	7.74E-01	2.86E+00	Rem. Body	100.0%	Cort Bone	0.0%
Brain	7.74E-01	2.86E+00	Rem. Body	100.0%	Cort Bone	0.0%
Breasts	7.74E-01	2.86E+00	Rem. Body	100.0%	Cort Bone	0.0%
Gallbladder Wall	7.74E-01	2.86E+00	Rem. Body	100.0%	Cort Bone	0.0%
LLI Wall	4.50E+00	1.66E+01	LLI	91.4%	Rem. Body	8.6%
Small Intestine	6.25E-01	2.31E+00	Rem. Body	61.9%	Small Int.	38.1%
Stomach	7.74E-01	2.86E+00	Rem. Body	100.0%	Cort Bone	0.0%
ULI Wall	1.76E+00	6.52E+00	ULI	78.0%	Rem. Body	22.0%
Heart Wall	7.74E-01	2.86E+00	Rem. Body	100.0%	Cort Bone	0.0%
Kidneys	7.74E-01	2.86E+00	Rem. Body	100.0%	Cort Bone	0.0%
Liver	7.74E-01	2.86E+00	Rem. Body	100.0%	Cort Bone	0.0%
Lungs	7.74E-01	2.86E+00	Rem. Body	100.0%	Cort Bone	0.0%

SOURCE ORGAN	Residence Time (hr)
LLI	3.50E+00
Small Intestine	6.00E-01
ULI	1.90E+00
Cort Bone	1.66E+02
Trab Bone	1.34E+02
Urinary BI Cont	1.08E+00

Dynamic Bladder Model?

Yes No

ICRP 30 GI Model?

Yes No

Activity in cortical and/or trabecular bone distributed in bone volume.

Back to Input Form

Tabelle per la dosimetria interna

<http://www.internaldosimetry.com/freedoseestimates/adult/index.html>



[Dose Estimates/Pediatric](#)

[Back to Dose Estimates Main Page](#)



Dose Estimates: Adult

- [H-3 Water](#)
- [H-3 Inulin](#)
- [C-11 Monoxide - 20 s breathhold](#)
- [C-11 Monoxide - continuous inhalation \(1 hr\)](#)
- [N-13 Ammonia](#)
- [C-14 Inulin](#)
- [O-15 H₂O](#)
- [O-15 O₂](#)
- [F-18 FDG](#)
- [F-18 Sodium Fluoride](#)
- [Cr-51 Erythrocytes \(RBCs\)](#)
- [Co-57 Vitamin B-12 \(Cyanocobalamin\)](#)
- [Co-58 Vitamin B-12 \(Cyanocobalamin\)](#)
- [Fe-59 Citrate](#)
- [Co-60 Vitamin B-12 \(Cyanocobalamin\)](#)
- [Ga-67 Citrate](#)
- [Ga-68 Citrate](#)
- [Se-75 Selenomethionine](#)
- [Kr-81m Inhalation](#)
- [Kr-81m Injections](#)
- [Oral Administration of Kr-81m](#)
- [Rb-82](#)
- [Sr-85 Nitrate](#)
- [Tc-99m Albumin Microspheres](#)
- [Tc-99m Disofenin, Lidofenin and Mebrofenin](#)
- [Tc-99m DMSA](#)
- [Tc-99m DTPA \(injection\)](#)
- [Tc-99m DTPA \(aerosol\)](#)
- [Tc-99m ECD \(ethylene cystate dimer\)](#)
- [Tc-99m Exametazime \(HMPAO\)](#)
- [Tc-99m Glucoheptonate](#)
- [Tc-99m HEDP](#)
- [Tc-99m HMDP](#)
- [Tc-99m HSA](#)
- [Tc-99m MAA](#)
- [Tc-99m MAG3](#)
- [Tc-99m MDP](#)
- [Tc-99m Sestamibi*](#)
- [Tc-99m Oral Administrations](#)
- [Tc-99m Pertechetate](#)

Radiation Dose Estimates for Tc-99m MAG3

ORGAN	Estimated Radiation Dose	
	mGy/MBq	rad/mCi
Adrenals	4.4E-04	1.6E-03
Brain	1.0E-04	3.8E-04
Breasts	1.1E-04	3.9E-04
Gallbladder Wall	6.7E-04	2.5E-03
LLI Wall	7.1E-03	2.6E-02
Small Intestine	2.9E-03	1.1E-02
Stomach	4.5E-04	1.7E-03
ULI Wall	2.1E-03	7.8E-03
Heart Wall	1.8E-04	6.8E-04
Kidneys	4.1E-03	1.5E-02
Liver	3.5E-04	1.3E-03
Lungs	1.5E-04	5.5E-04
Muscle	1.7E-03	6.3E-03
Ovaries	6.6E-03	2.5E-02
Pancreas	4.5E-04	1.7E-03
Red Marrow	1.1E-03	4.2E-03
Bone Surfaces	1.5E-03	5.6E-03
Skin	5.5E-04	2.0E-03
Spleen	4.1E-04	1.5E-03
Testes	4.6E-03	1.7E-02
Thymus	1.3E-04	5.0E-04
Thyroid	1.3E-04	4.6E-04
Urinary Bladder Wall	1.4E-01	5.1E-01
Uterus	1.5E-02	5.5E-02
Effective Dose Equivalent	1.2E-02 mSv/MBq	4.4E-02 rem/mCi

Effective Dose Equivalent

1.2E-02 mSv/MBq

4.4E-02 rem/mCi

Approccio mediante confronto con la radiazione del fondo naturale

BERT : Background Equivalent Radiation Time

Posto che la Dose Annua della popolazione dovuta alle radiazioni del fondo naturale = 3 mSv

Esame dentale : 1 settimana

Esame torace : 10 giorni

Mammografia : 3 mesi

TC cranio : 1 anno

TC Addome : 3 anni

Volo transatlantico : 5 giorni

Dose Efficace e BERT in Medicina Nucleare

Radioactive Agent	Unit effective dose* (mSv/MBq)	Administered activity (MBq)	Effective dose	BER T
⁵¹ Cr-red blood cells	2.6 x 10 ⁻¹	5.5	1.4	6 mo
¹⁸ F-FDG	3.0 x 10 ⁻²	185 (brain)	5.6	1.9 y
¹¹¹ In-DTPA	4.1 x 10 ⁻²	24 (cerebral spinal fluid)	1.0	4 mo
¹²³ I-hippuran	2.4 x 10 ⁻²	75	1.8	7 mo
¹³¹ I-MIBG	2.1 x 10 ⁻¹	18	3.8	1.3 y
^{99m} Tc-bone agent	6.1 x 10 ⁻³	1110	6.8	2.3 y
^{99m} Tc-DIPIDA/HIDA	2.5 x 10 ⁻²	185	4.6	1.5 y
^{99m} Tc-DTPA aerosol	6.1 x 10 ⁻³	185 (lung)	1.1	5 mo
^{99m} Tc-HMPAO WBCs	2.0 x 10 ⁻²	400	8.0	2.7 y
^{99m} Tc-HMPAO	1.4 x 10 ⁻²	1110 (brain)	15.5	5.2 y
^{99m} Tc-MAG3	1.2 x 10 ⁻²	185 (renal)	2.2	9 mo
^{99m} Tc-Na pertechnetate	1.1 x 10 ⁻²	111 (thyroid)	1.2	5 mo
^{99m} Tc-pyrophosphate	6.0 x 10 ⁻³	1000	6.0	2 y
^{99m} Tc-MIBI	1.5 x 10 ⁻²	1110 (cardiac)	15.5	5.2 y
^{99m} Tc-sulfur colloid	1.4 x 10 ⁻²	400 (bone marrow)	5.6	1.9 y
²⁰¹ Tl-chloride	1.6 x 10 ⁻¹	140 (cardiac)	22.4	7.5 y
¹³³ Xe inhalation (5 min)	7.6 x 10 ⁻⁴	555 (lung)	0.4	2 mo