

REGIONE PIEMONTE  
AZIENDA OSPEDALIERA "MAGGIORE DELLA CARITA' "  
Fisica Sanitaria

## Controlli di qualità sui tomografi PET/CT

FISICA SICUREZZA E QUALITA' NELL'IMAGING MOLECOLARE PET/CT



# Standard di Riferimento

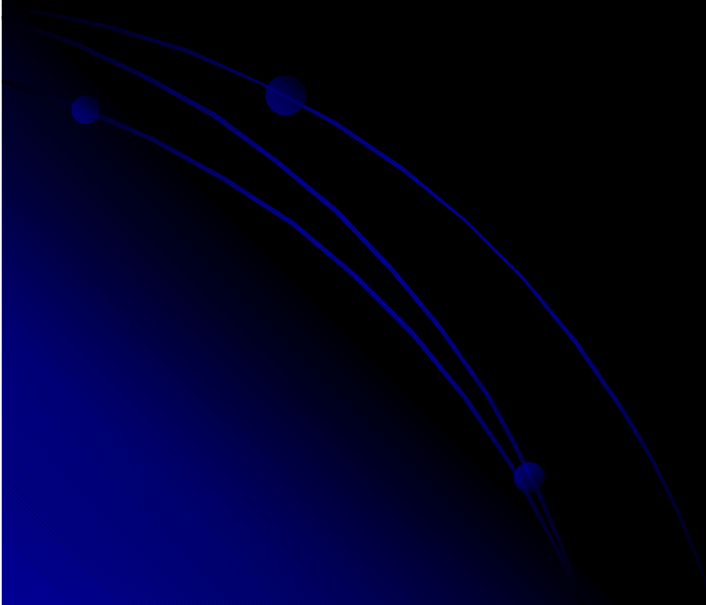
1. NEMA Standards Publication NU-2-1994: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. Washington DC: National Electrical Manufacturers Association; 1994
2. NEMA Standards Publication NU-2-2001: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2001
3. NORMA CEI EN 61675-1 62-90 Dispositivi di visualizzazione di immagini a radionuclide – Caratteristiche e condizioni di prova Parte 1: Tomografi ad emissione di positrone. 1998
4. Manuale della ditta costruttrice
5. *Linee Guida AIFM-AIMN per il Controllo di Qualità dei Tomografi PET e PET/CT*

## NEMA Standards Publication NU-2-1994

Scopo del documento NEMA è di fornire procedure standard che permettano, in modo obiettivo, la

valutazione delle caratteristiche di tomografi PET in modo tale che:

- Le risultanti misure possano essere citate dai costruttori per specificare i livelli di prestazione garantiti dai loro tomografi.
- Le procedure di misura possano essere usate dagli utenti per i test di accettazione del tomografo.
- Alcune delle misure proposte possano essere utilizzate per il controllo di qualità dell'apparecchiatura.



## NEMA Standards Publication NU-2-2001

Lo standard NU-01 include modifiche nella misurazione della risoluzione spaziale, frazione di scatter e caratteristiche di conteggio, sensibilità, accuratezza delle correzioni per il tempo morto e i randoms. Comprende inoltre le specifiche per un nuovo test sulla qualità dell'immagine non previsto nello standard NU-94. Non è più previsto un test sull'uniformità.

Lo standard Nu-01 prevede condizioni di misura il più possibile aderenti alle condizioni riscontrabili nell'imaging total body 3D per applicazioni oncologiche.

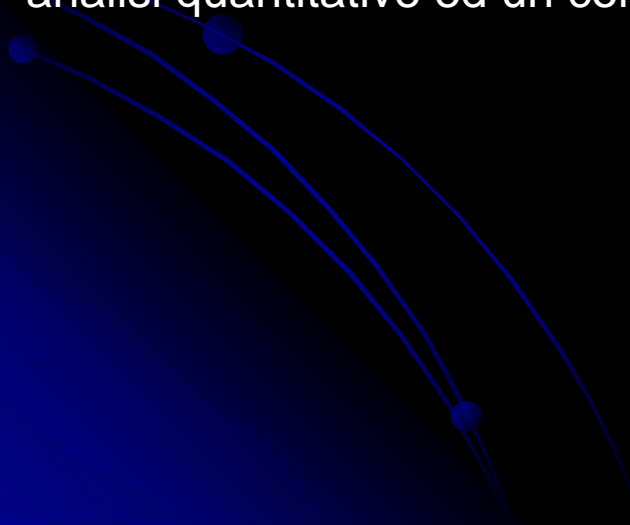
L'adozione di nuovi fantocci, particolarmente lunghi, consente una più corretta rappresentazione della distribuzione di attività per esami PET di tipo *total body*. Questi nuovi fantocci permettono in particolare una più realistica simulazione degli effetti prodotti da sorgenti poste al di fuori del campo di vista del tomografo. La necessità di valutare le caratteristiche dei tomografi in situazioni cliniche, ha inoltre portato all'introduzione di una misura per la verifica della qualità dell'immagine da effettuarsi in condizioni cliniche sia per quanto riguarda il protocollo di acquisizione che di ricostruzione.

## **TECHNICAL REPORT IEC-TR 61948-3**

### ***Nuclear Medicine Instrumentation – Routine tests. Part 3: Positron Emission Tomographs***

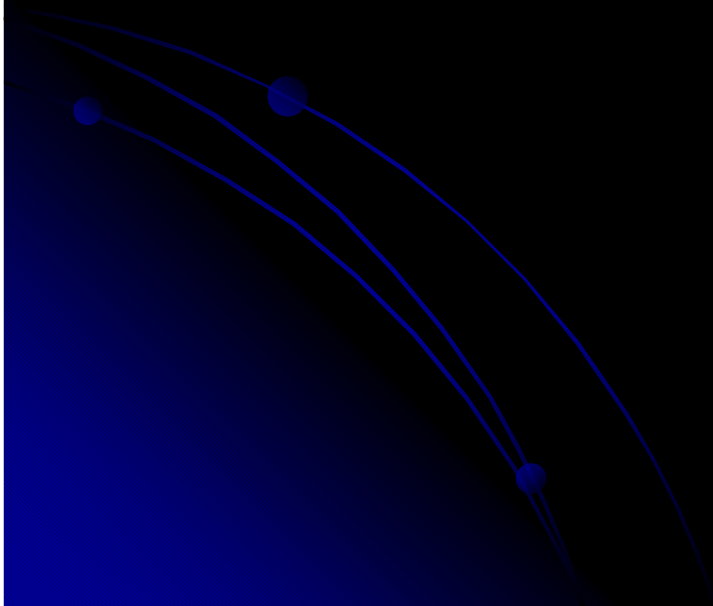
Questo documento si propone di definire i controlli di qualità periodici da realizzare con tomografi PET che usano rivelatori stazionari o mobili in arrangiamento circolare. Non è valido per sistemi SPECT dotati di circuito per la rivelazione in coincidenza.

Descrive oltre ai controlli di qualità veri e propri anche una procedura di calibrazione per convertire i conteggi misurati in unità di misura di attività per le analisi quantitative ed un controllo dell'acquisizione BLANK.



Proprio dal confronto di questi documenti dopo un lungo lavoro sono state proposte le

**Linea Guida per il Controllo di Qualità dei Tomografi ad Emissione di Positroni (PET) e dei Tomografi integrati PET/CT**



## CONFRONTO DEI DOCUMENTI

I documenti CEI e NEMA sono simili nel proporre procedure standard di valutazione delle prestazioni di un tomografo PET da utilizzare da parte dei costruttori per poter dichiarare le caratteristiche dei loro tomografi.

Il Technical Report IEC TR 61948-3 non può essere utilizzato né per i test d'accettazione né per studi di caratterizzazione dei sistemi.

- Il documento NEMA-94 è l'unico dei tre documenti (NEMA-94, NEMA-01 e CEI) che propone la possibilità di utilizzare alcuni dei test di accettazione anche come controlli di qualità. Non sono però specificati quali test potrebbero essere utilizzati a tale scopo. Il documento IEC-TR 61948-3 descrive due test da utilizzare come prove di costanza.
- A differenza dei documenti CEI e NEMA, che non danno indicazioni sulla necessità di ripetere periodicamente le misure di parametri caratteristici del sistema PET, il documento IEC-TR 61948-3 indica la frequenza con cui eseguire i test proposti.
- Nessuno dei documenti specifica i valori dei parametri tecnici di riferimento e le relative tolleranze.
- Il Technical Report IEC-TR 61948-3 include nei controlli di qualità del tomografo PET anche i controlli delle parti meccaniche.
- Nessuno dei documenti citati prende in considerazione i tomografi multimodali PET-CT

Quindi sono stati definiti

Controlli di qualità giornalieri, CQG

e

Controlli di qualità periodici, CQP





## CONTROLLI DI QUALITA' GIORNALIERI (CQG)

Nell'ambito dei CQ il CQG rappresenta uno strumento molto importante nella gestione operativa del sistema PET proprio per la frequenza con cui questo controllo deve essere eseguito.

La procedura per il CQG dovrebbe permettere di:

- Verificare il corretto funzionamento delle principali componenti del tomografo.
- Identificare variazioni significative nella risposta di singoli rivelatori.
- Identificare variazioni significative nella risposta globale del sistema.
- Ottimizzare le prestazioni del sistema prima dell'inizio dell'attività clinica.

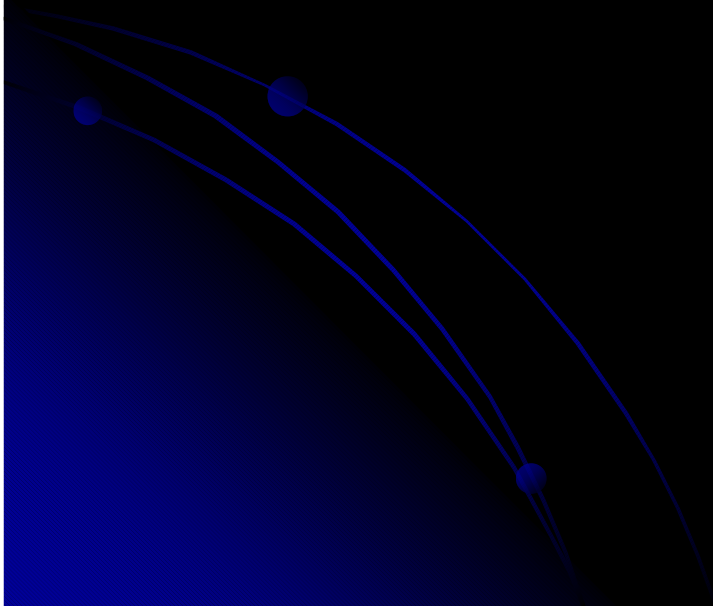
E' inoltre necessario che il CQG sia definito e realizzabile in modo tale da risultare:

- Di pratica e semplice esecuzione (possibilmente automatico).
- Di semplice ed univoca interpretazione per quanto riguarda i risultati da esso prodotti

Le diversità progettuali dei tomografi PET ad uso clinico oggi sul mercato fanno sì che non sia possibile definire un protocollo standard per il CQG in quanto ogni sistema richiede condizioni diverse per la realizzazione del proprio CQG per quanto riguarda:

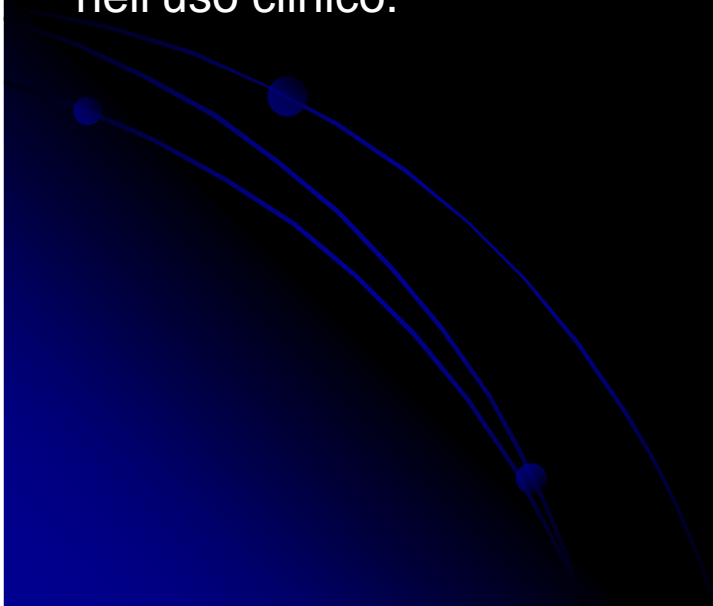
- Il fantoccio da utilizzare in fase di esecuzione del controllo.
- L'attività da utilizzare in fase di misura.
- Le condizioni statistiche da raggiungere (conteggi acquisiti), tali da garantire la significatività del risultato ottenuto.
- Il tipo di misura (e.g. 2D, 3D, emissiva, trasmissiva, in coincidenza, rivelando eventi singoli etc.).

Come diretta conseguenza di quanto sopra il CQG dei diversi sistemi PET non può essere che quello proposto dal costruttore. Il CQG deve quindi essere eseguito secondo le modalità descritte nei rispettivi manuali operativi di ogni sistema PET anche in ottemperanza delle norme di legge concernenti i dispositivi medici.



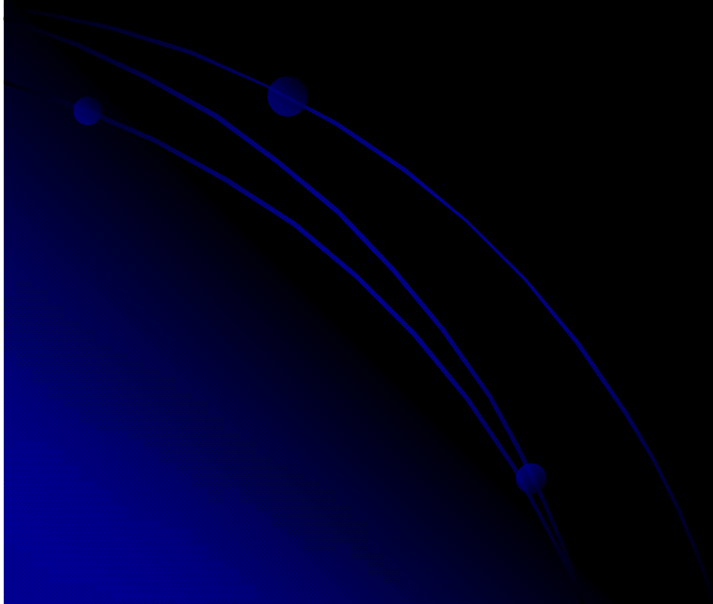
## **CONTROLLI DI QUALITA' PERIODICI (CQP)**

Scopo dei controlli di qualità periodici (CQP) è di verificare mediante semplici test la risposta del tomografo PET per alcuni dei suoi parametri più importanti che siano, per quanto possibile, direttamente associabili alla risposta del sistema nell'uso clinico.



# Misure previste dal protocollo AIFM-AIMN

1. Controllo qualità giornaliero
2. Uniformità spaziale
3. Sensibilità-a
4. Sensibilità-b
5. Risoluzione spaziale
6. Qualità di immagine.

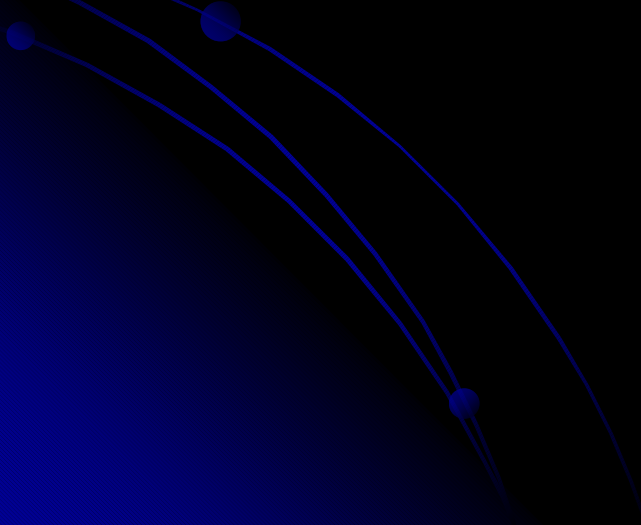


## Cosa vedremo

1. Una introduzione a ciascuno dei test previsti dal protocollo AIFM-AIMN con particolare rilievo per gli aspetti pratici della sua realizzazione:
  1. Preparazione delle sorgenti o dei fantocci
  2. Parametri di acquisizione
  3. Modalità di ricostruzione
  4. Analisi dei dati
2. Una disamina dei risultati pubblicati in letteratura e riferiti ai tomografi PET dedicati o ibridi PET/TC di ultima generazione per ogni costruttore (????)

## Fantocci


- NEMA-94 richiede l'utilizzo di semplici fantocci: sorgente puntiforme, sorgente lineare ed un fantoccio cilindrico. Tutti i tre fantocci sono di facile reperibilità. Questo set di fantocci in generale viene fornito dal costruttore come corredo standard del tomografo PET.
- NEMA-01 richiede l'impiego di fantocci più complessi che non vengono forniti a corredo del tomografo PET.
- CEI richiede l'utilizzo di due fantocci con diversi inserti: un fantoccio tipo testa ed un fantoccio tipo corpo. Anche in questo caso i fantocci non vengono forniti a corredo del tomografo PET.
- Technical Report IEC-TR 61948-3 richiede l'utilizzo di semplici fantocci: un fantoccio cilindrico ed una sorgente lineare.



# 1. CONTROLLO DI QUALITA' GIORNALIERO

Ogni ditta costruttrice propone un CQG proprio che non può essere confrontato con quello delle altre ditte.

Quindi, a differenza degli altri test, descriveremo solo a grandi linee la procedura, e ci soffermeremo ad illustrare ed analizzare i dati raccolti nel nostro centro in 3 anni di controlli.



## Sorgenti ed acquisizione

Sul nostro tomografo (Biograph-Hirez, Siemens) viene utilizzato un fantoccio cilindrico uniforme di  $Ge68$ . Si effettua una acquisizione emissiva secondo il protocollo indicato dalla ditta.

Alla fine del test il software fornisce due valori,  
 $\chi^2$

e

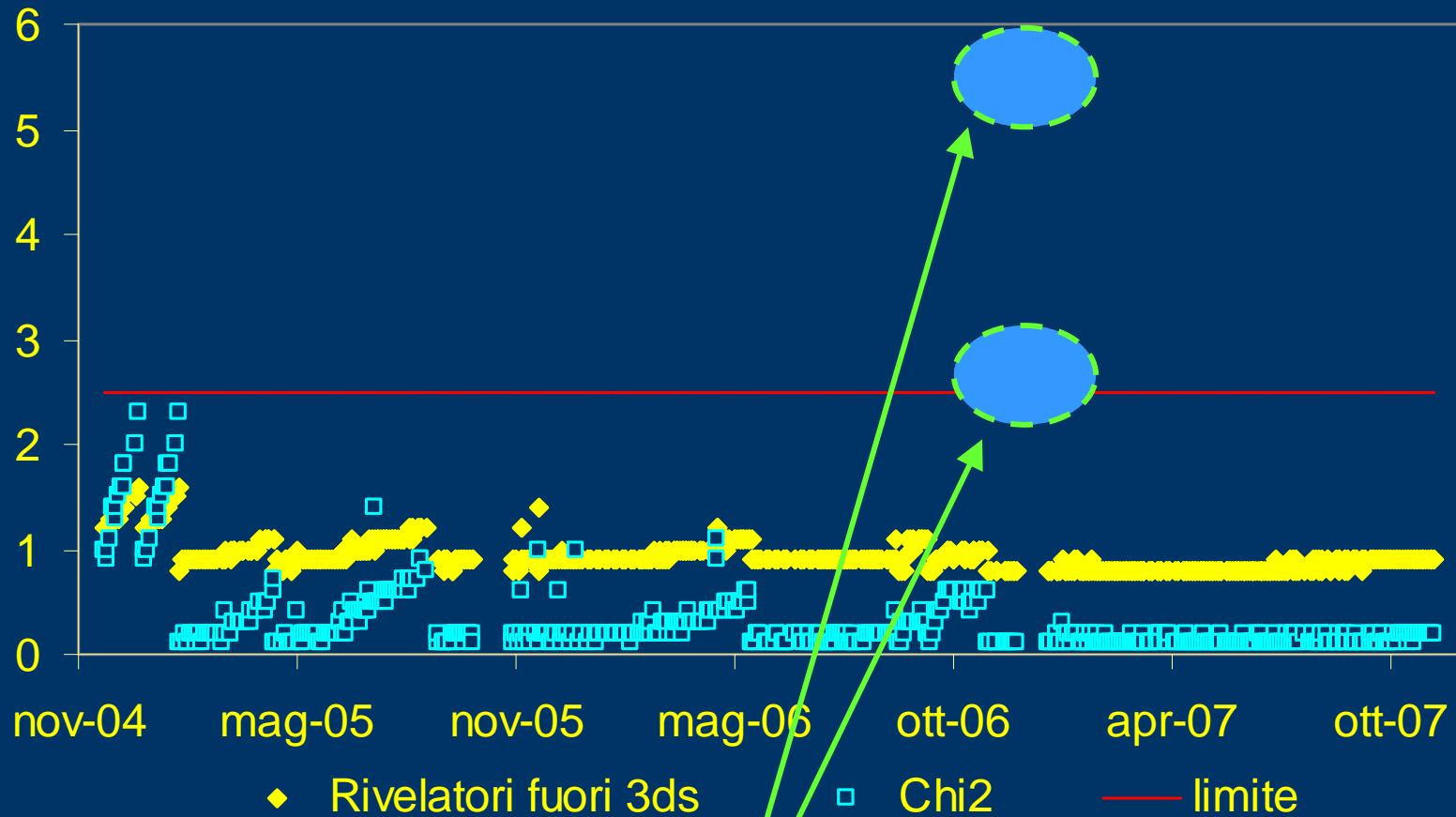
$N^\circ$  rivelatori  $> 3$  dev st i valori di riferimento (R\_3ds)





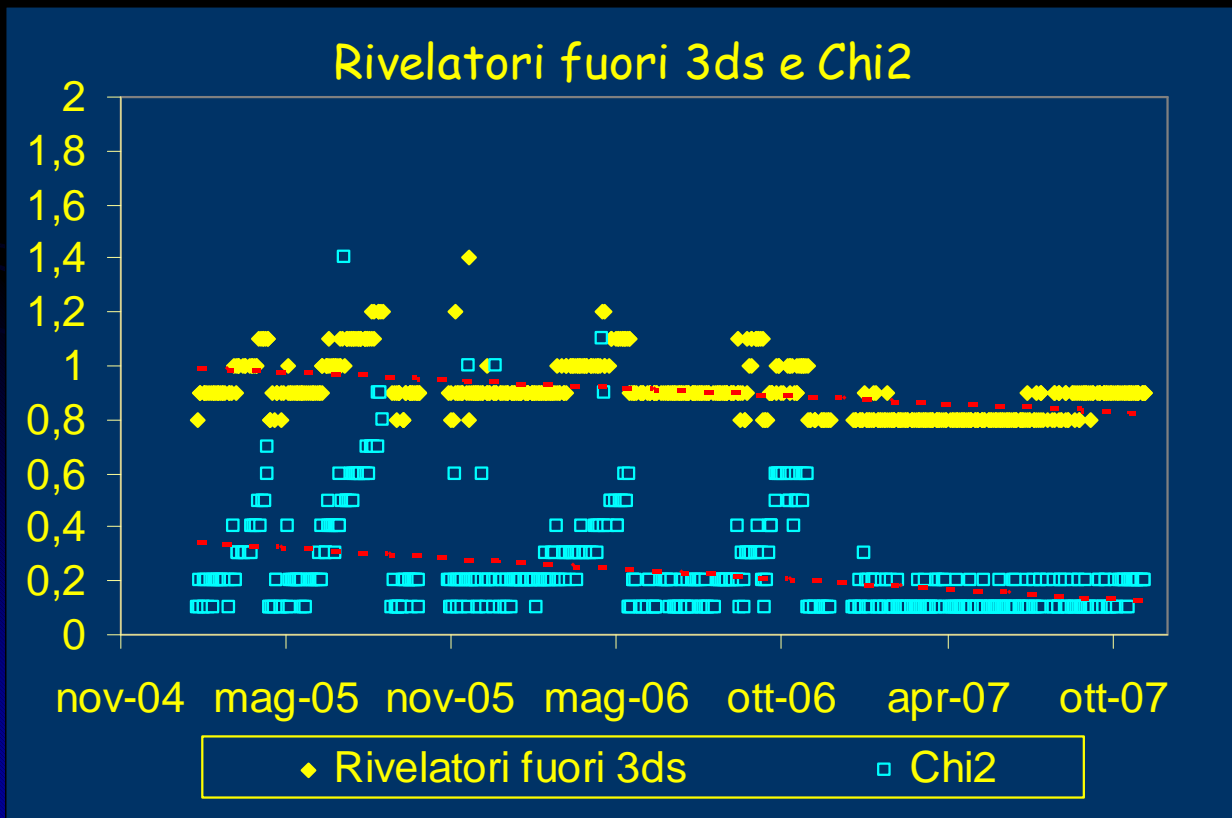
# Risultati 2005-2007

## Rivelatori fuori 3ds e Chi2



## Analisi

- complessivamente i valori ottenuti sono sempre inferiori al limite posto dalla ditta
- R\_3ds e Chi2 hanno un andamento parallelo e lievemente decrescente, cosa che indica una maggior stabilità del tomografo al passare del tempo
- le normalizzazioni richieste sono sempre meno frequenti



$$R\_3ds: \quad y = -0,0002x + 7,2297$$

$$Chi2: \quad y = -0,0002x + 8,4746$$

## 2. UNIFORMITA'

### *Generale*

L'uniformità (U) di un sistema descrive la capacità di misurare la stessa attività indipendentemente dalla sua posizione nel campo di vista (FOV). Disuniformità di risposta possono causare artefatti tali da limitare l'accuratezza nella Determinazione quantitativa della distribuzione del tracciante radioattivo.

### *Scopo della misura*

Lo scopo della procedura è di fornire una misura delle disuniformità nella risposta del sistema di rivelazione.

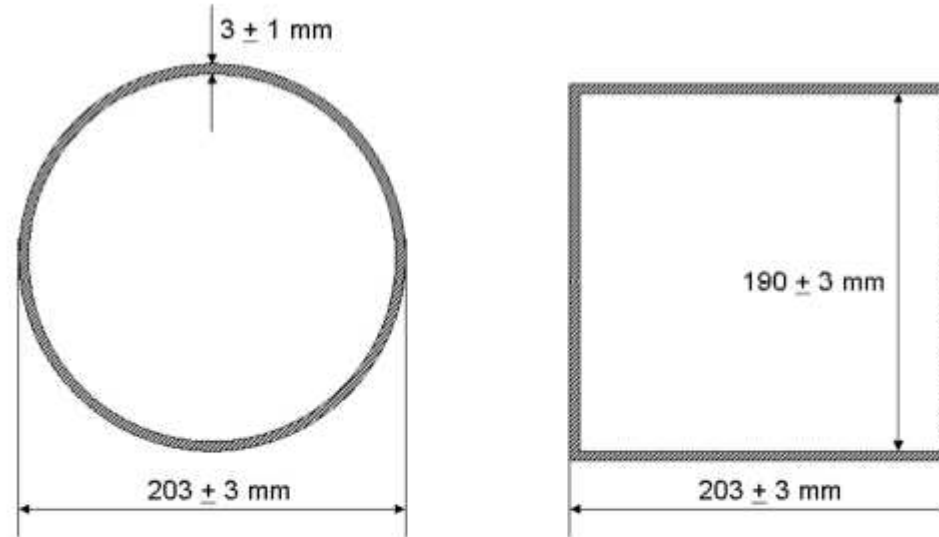
### *Fantoccio, Radionuclide e condizioni di misura*

Il test di U viene effettuato utilizzando un fantoccio cilindrico (IEC 61675-1 Head phantom e NEMA NU-2 1994). Tale fantoccio viene riempito con una soluzione omogenea di  $^{18}\text{F}$  ed acqua. Il fantoccio deve in ogni caso coprire tutta la lunghezza assiale del tomografo PET in esame.

Il radionuclide da utilizzare per la misura è il  $^{18}\text{F}$  (alternativamente possono essere usati altri radionuclidi emittenti positroni come il  $^{68}\text{Ga}$  o il  $^{68}\text{Ge}$ ).

# FANTOCCI NU-94

## UNIFORMITA' E SENSIBILITA'



IEC 61675-1 Head phantom and NEMA NU-2 1994

FANTOCCIO CILINDRICO ( IEC 61675-1 Head phantom and NEMA NU-2 1994 )

PER MISURE DI: UNIFORMITA'(NEMA-94) e SENSIBILITA'(NEMA-94)

## Ricostruzione e analisi dei dati

Secondo la norma NEMA-NU2-94

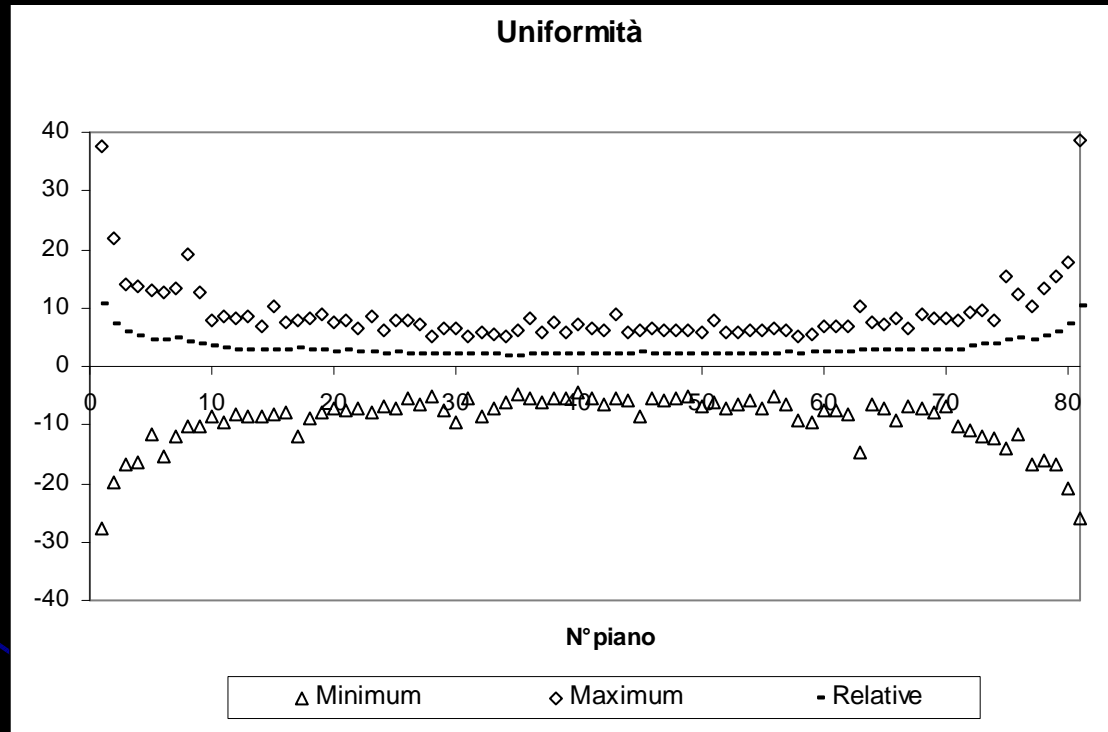
L'analisi dell'uniformità di risposta del tomografo avviene mediante il calcolo dell'uniformità di :

- sezione (intra-sezione)
- volume
- sistema (inter-sezione)

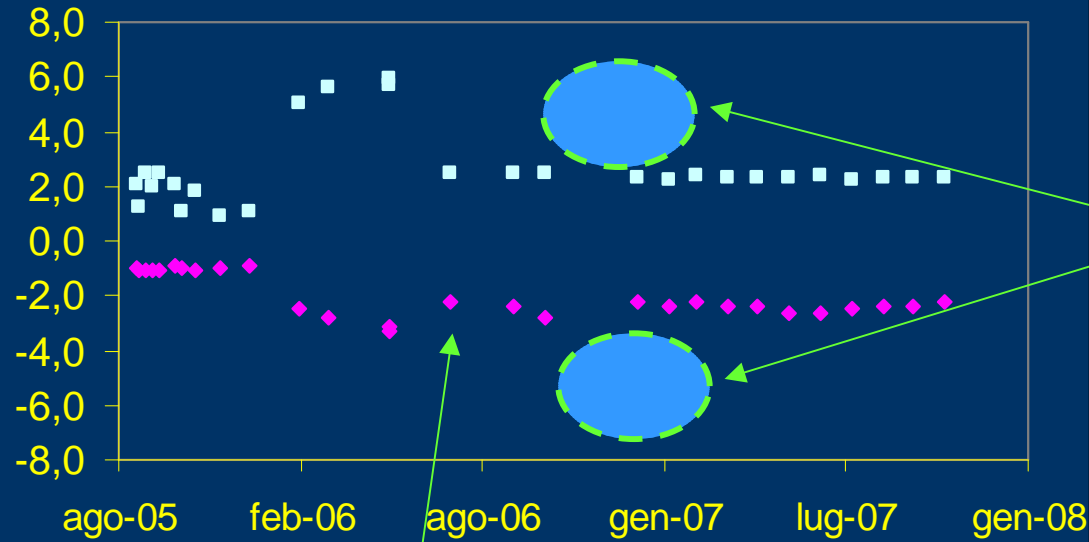
## Frequenza del controllo

La misura di  $U$  non ha un valore di riferimento.  
La frequenza del controllo è trimestrale

# Esempio di andamento dell'uniformità per piano del tomografo



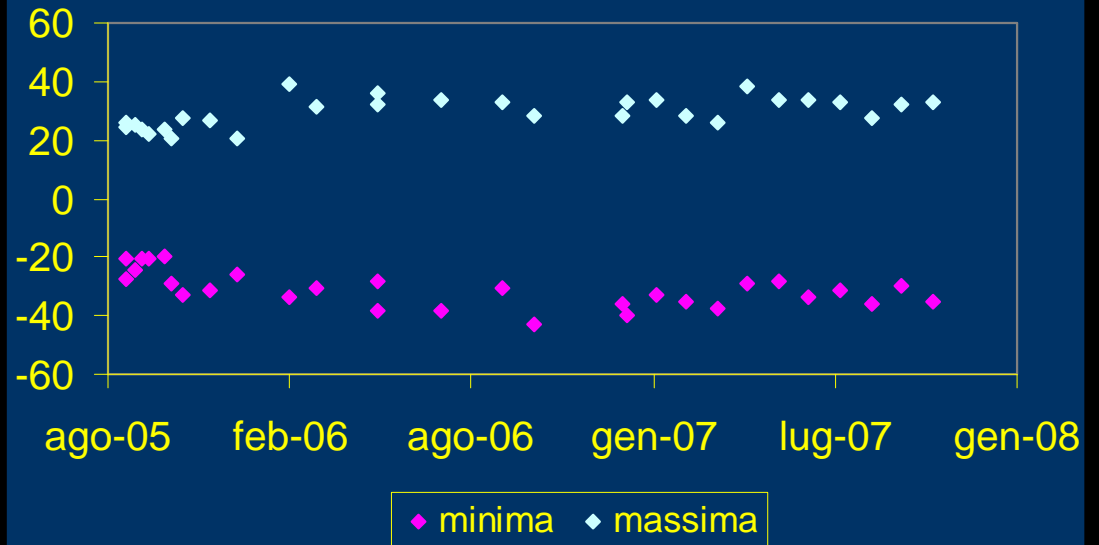
### Deviazione relativa sistema



1 blocco guasto

normalizzazione

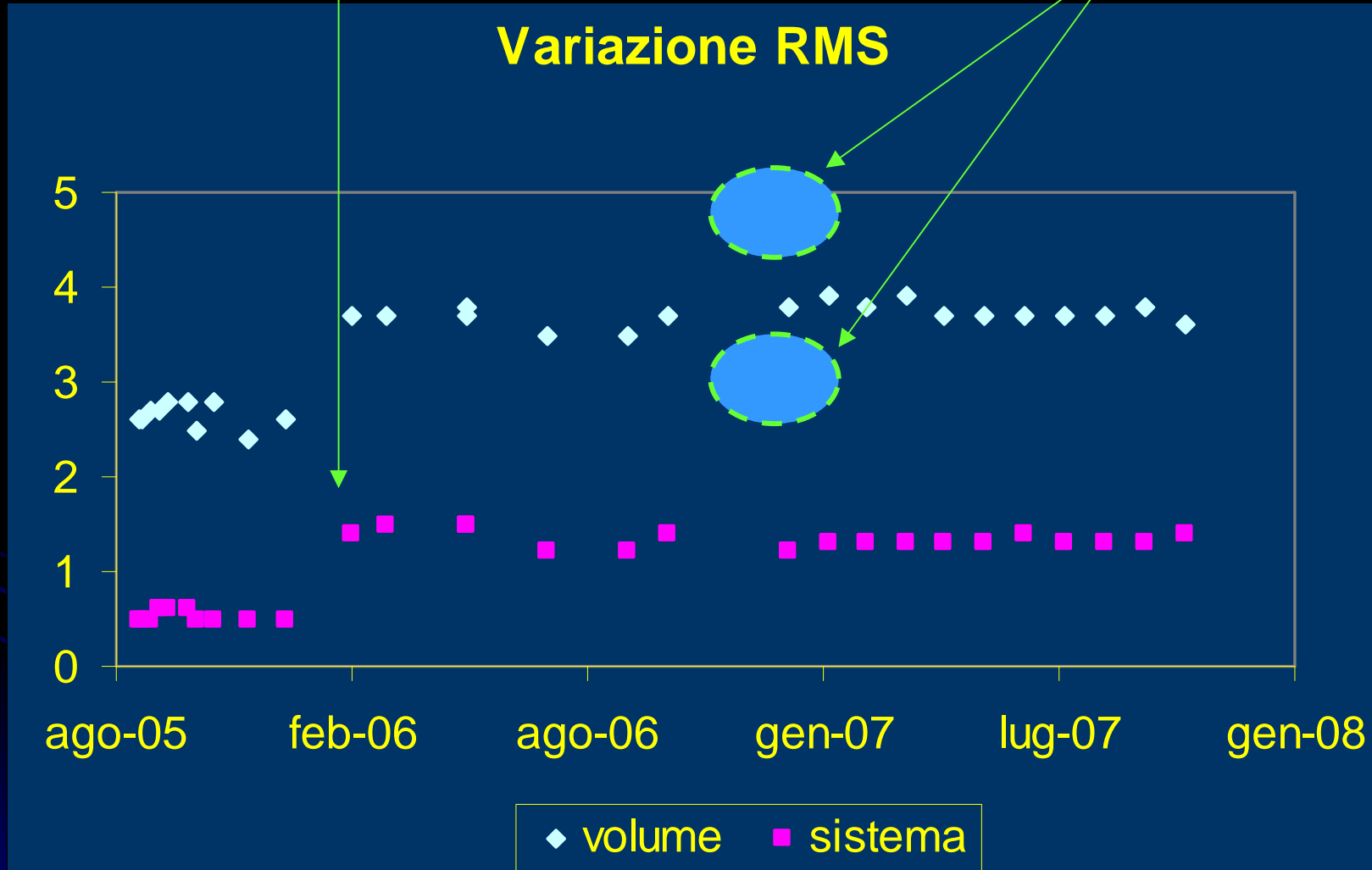
### Deviazione relativa volume



Cambio software calcolo !

1 blocco guasto

### Variazione RMS





### 3. SENSIBILITA'- $\alpha$

#### **Generale**

La S di un tomografo è un parametro che caratterizza la frequenza di conteggio degli eventi in coincidenza rivelabile dal sistema in presenza di una sorgente radioattiva di bassa attività. Per sorgente di bassa attività si intende una sorgente di attività tale da poter ritenere trascurabili sia le perdite di conteggio che le coincidenze casuali.

#### **Scopo della misura**

Lo scopo della misura è quello di determinare la frequenza di rivelazione delle coincidenze vere, per unità di concentrazione dell'attività, corrispondente ad una sorgente standard di volume noto.

#### **Fantoccio, radionuclide e condizioni di misura**

Il test di S è eseguito utilizzando un fantoccio (IEC 61675-1 Head phantom and NEMA NU-2 1994). Tale fantoccio viene riempito con una soluzione omogenea di  $^{18}\text{F}$  ed acqua. Il fantoccio deve in ogni caso coprire tutta la lunghezza assiale del tomografo PET in esame.

E' preferibile per la misura di S utilizzare un fantoccio di  $^{68}\text{Ge}$  di tipo solido. L'impiego di un tale fantoccio permette di effettuare la misura di S in condizioni di buona ripetibilità riducendo quindi gli errori legati alla misura della radioattività da inserire nel fantoccio ad ogni controllo. Qualora non sia disponibile un fantoccio di  $^{68}\text{Ge}$  è possibile utilizzare come radionuclide per il riempimento del fantoccio di misura sia il  $^{18}\text{F}$  che il  $^{68}\text{Ga}$ .

# SENSIBILITA'-a

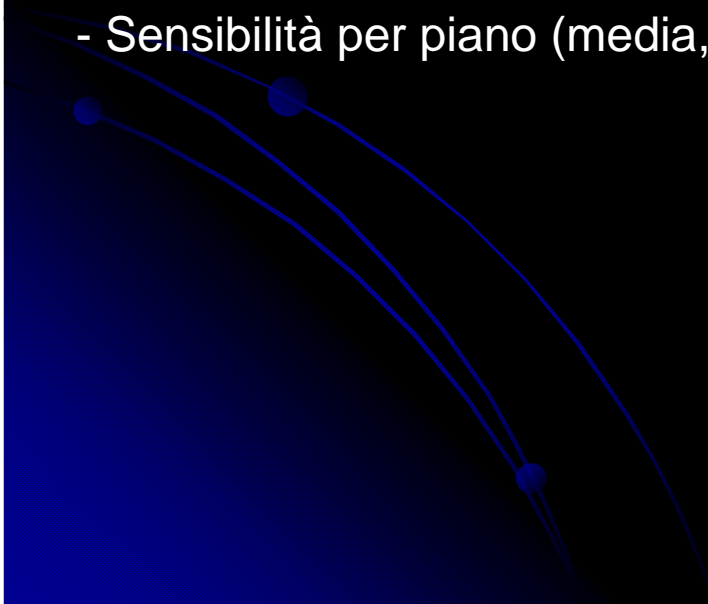
## Sorgenti e acquisizione

Posizionare il fantoccio uniforme di Ge68 nel centro del campo di vista ed effettuare una scansione secondo il protocollo della ditta costruttrice.

Ispezionare visivamente i sinogrammi ed identificare eventuali artefatti.

Annotare il valore dei seguenti parametri:

- Sensibilità di sistema con e senza correzione per lo scatter
- Sensibilità per piano (media, SD e SD relativa)

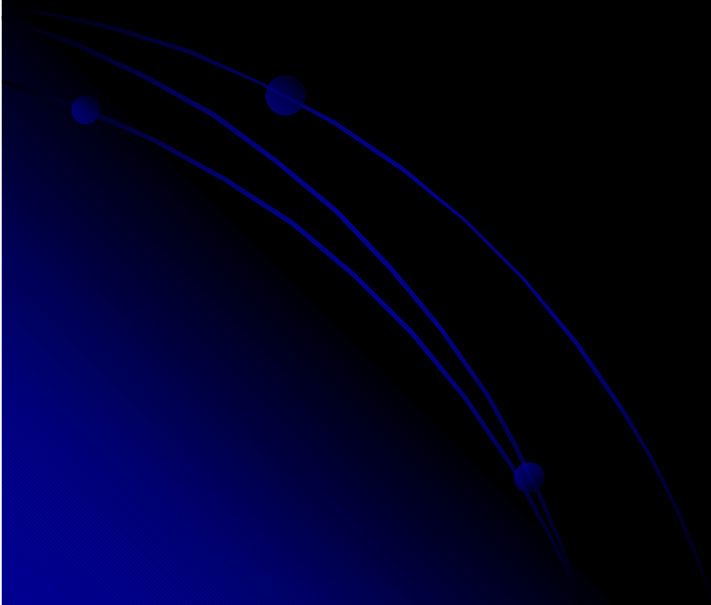


## Ricostruzione e analisi dei dati

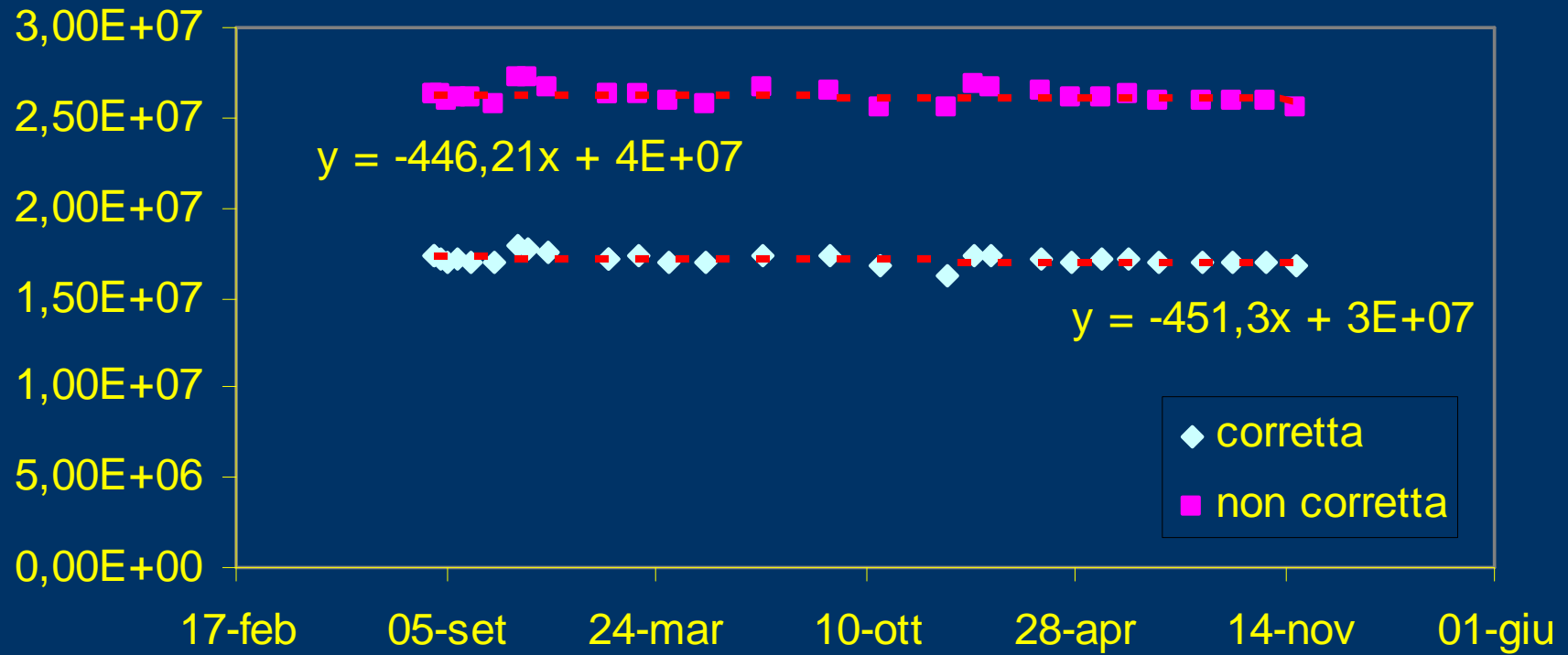
Secondo la norma NEMA-NU2-94

L'analisi dell'uniformità di risposta del tomografo avviene mediante il calcolo dell'uniformità di :

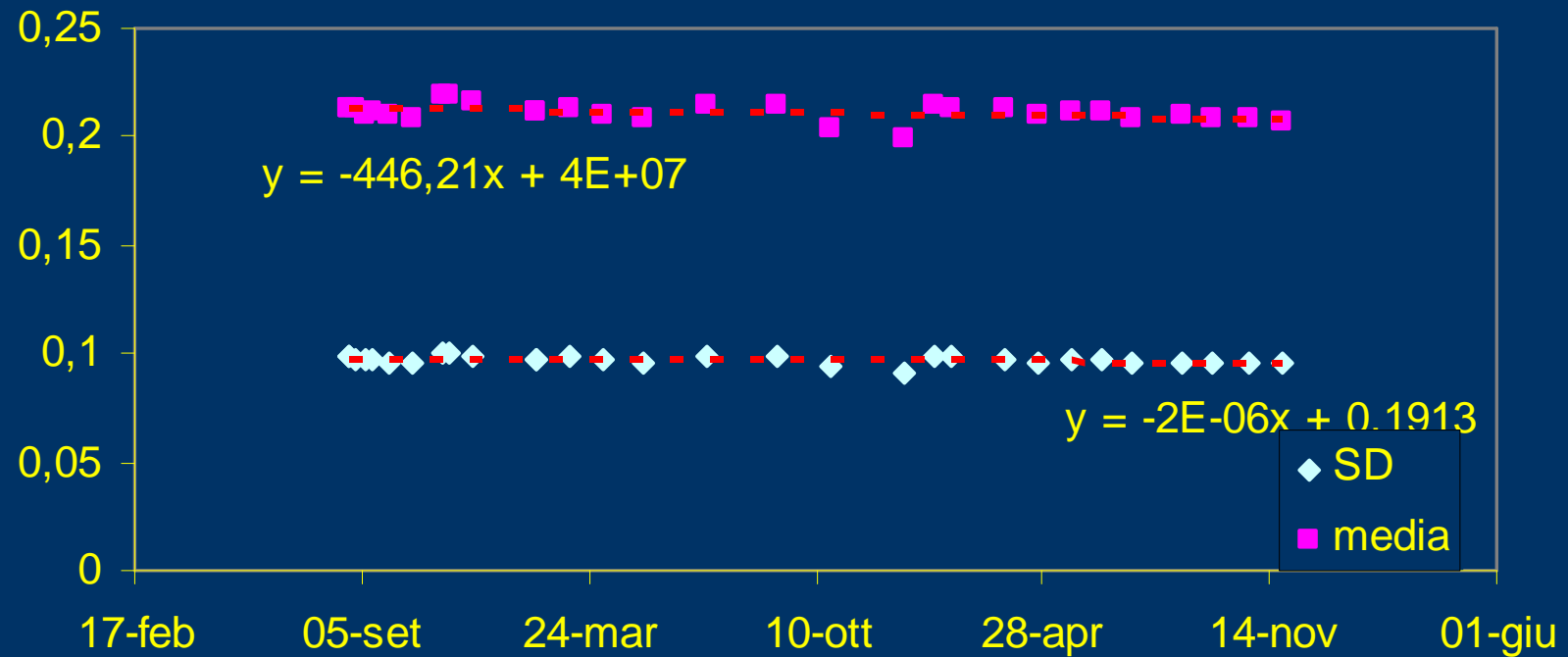
- sezione (intra-sezione)
- volume
- sistema (inter-sezione)



## Sensibilità di sistema



## Sensibilità per piano



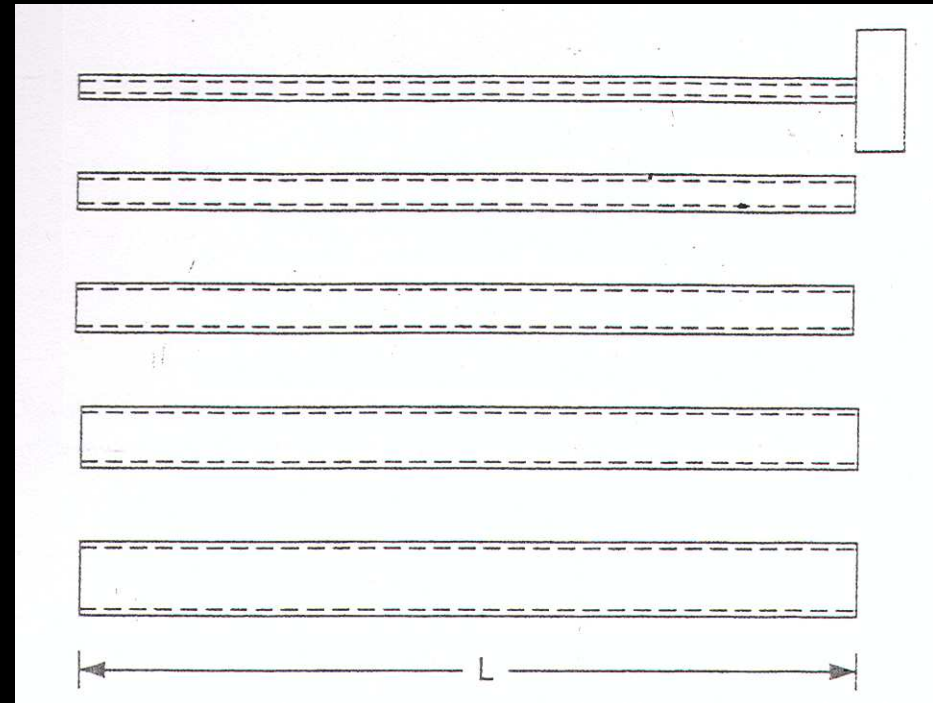
Si nota una lieve diminuzione della sensibilità causa invecchiamento del tomografo

## SENSIBILITA' b

### Sorgenti e acquisizione

Il capillare in polietilene è riempito con un'attività pari a 2-10 MBq di  $^{18}\text{F}$ ; questo tubo è inserito al centro dei cinque tubi concentrici.

Il fantoccio è posizionato in aria, orientato parallelamente all'asse del tomografo, al centro del campo di vista transassiale.



Per compensare per le perdite di conteggio al decadere dell'attività, è preferibile iniziare le misure con tutti i tubi attorno al capillare. Le acquisizioni durano 1-4 minuti l'una (per raccogliere almeno 10.000 trues/slice). Al termine di ogni misura, deve essere tolto il tubo in alluminio più esterno.

Lo stesso set di misure è ripetuto disponendo il fantoccio fuori asse, a 10 cm di distanza dal centro del FOV transassiale.

## SENSIBILITA' b - Analisi

- SSRB viene utilizzato per assegnare i conteggi nelle LOR oblique alla slice dove la LOR interseca l'asse dello scanner.
- Per ogni misura associata ai cinque tubi si corregge il rateo di conteggio per il decadimento ottenendo  $R_{CORR,J,i}$
- Si sommano i  $R_{CORR,J,i}$  per ogni fetta  $i$  per ottenere il rateo di conteggio per ogni tubo  $R_{CORR,J}$
- $R_{CORR,0}$  è determinato attraverso un fit lineare dei logaritmi naturali dei ratei di conteggi misurati in funzione dello spessore del materiale attenuante  $R_{CORR,J}$ .

- La sensibilità totale del sistema è calcolata come:

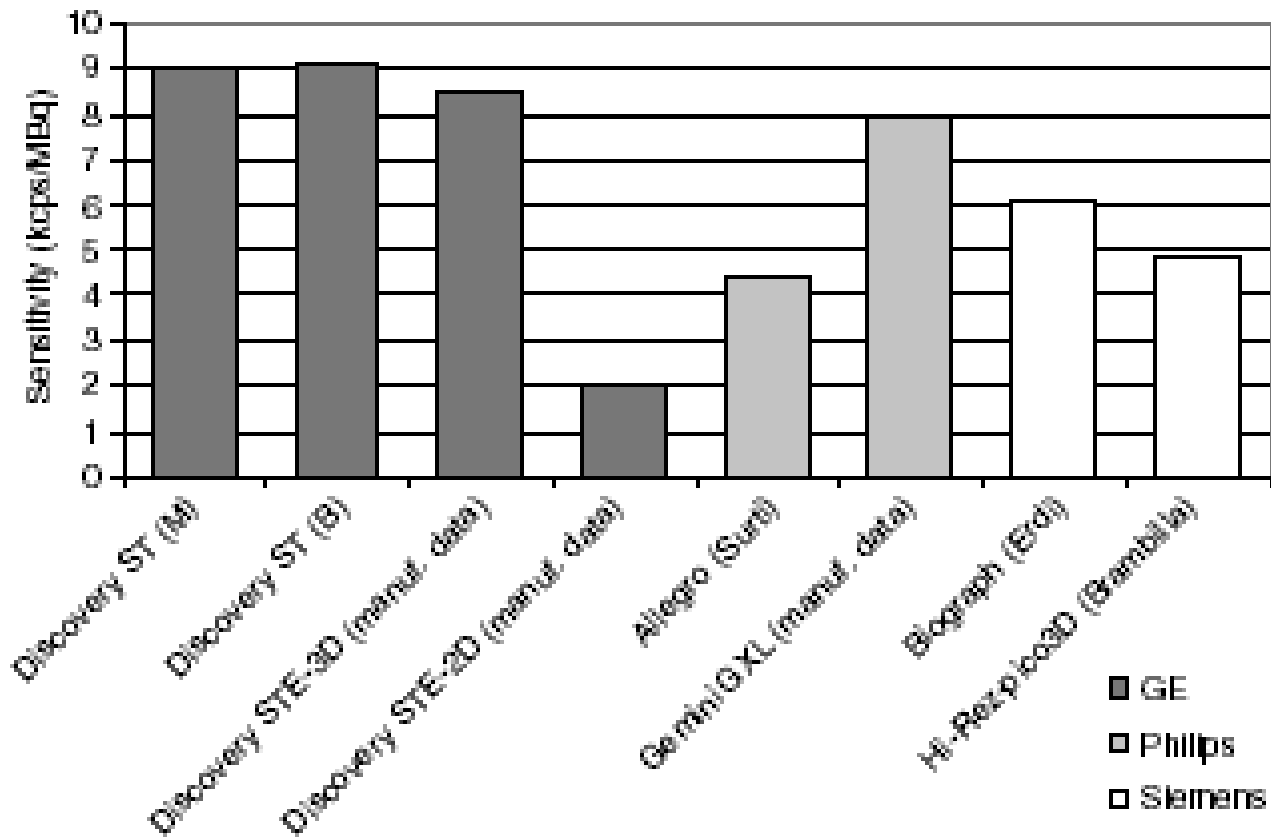
$$S_{tot} = \frac{R_{CORR,0}}{A_{cal}}$$

- La sensibilità per ogni fetta viene calcolata a partire dai dati raccolti dal 1 tubo a 0 cm come:

$$S_i = \frac{R_{CORR,1,i}}{R_{CORR,1}} * S_{tot}$$

# SENSIBILITA' b- Risultati:

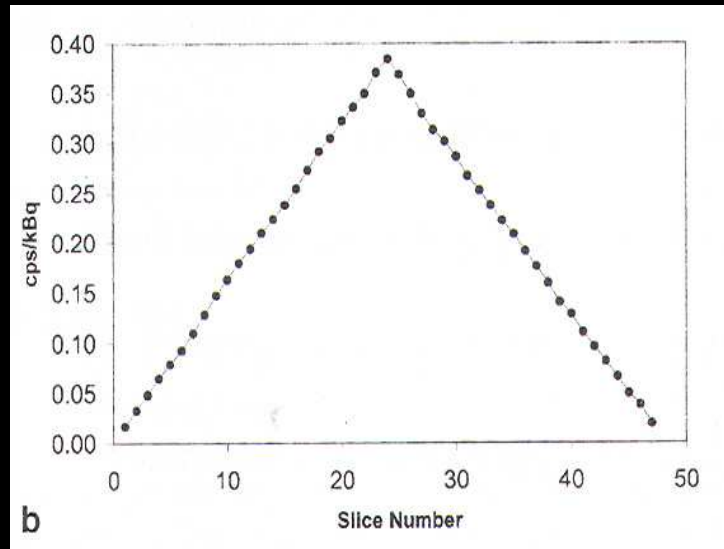
## System sensitivity on axis



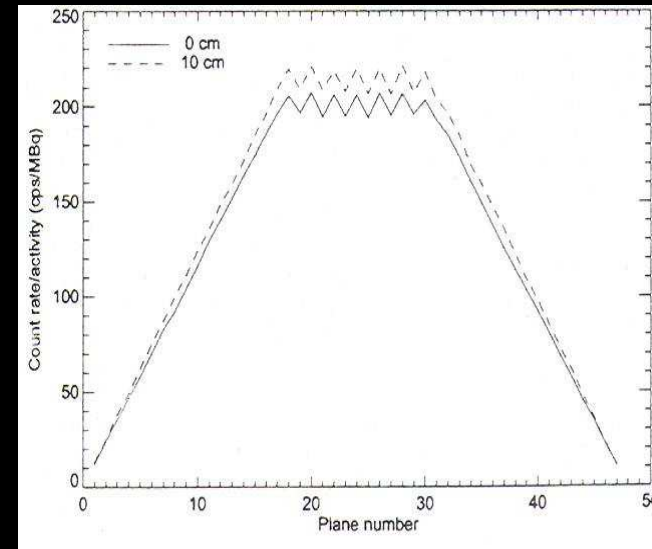


# SENSIBILITA' b

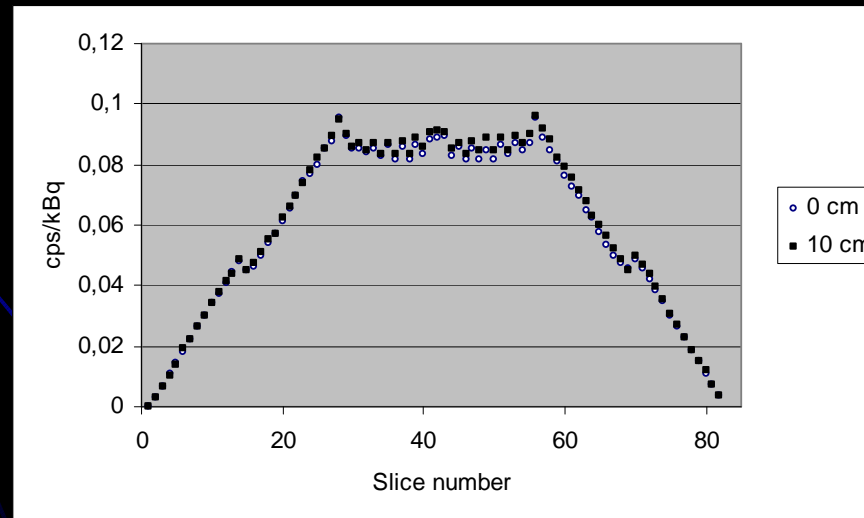
## Risultati: Axial sensitivity profile



From Bettinardi et al EJNM 2004 – [Discovery ST](#)



From Erdi et al JNM 2004 – [Biograph LSO](#)



From Brambilla et al JNM 2005 – [Biograph HIREZ](#)

## SENSIBILITA' b - Commenti

La maggior parte della attività sta all'esterno del campo di vista.

Per riflettere la vera sensibilità del sistema, il valore di sensibilità potrebbe più correttamente essere riportato considerando la sola attività presente nel campo di vista.

*Poichè la lunghezza del capillare è fissata dalla standard NU-01 e il FOV assiale di ogni tomografo è noto, passare dalla sensibilità NEMA to alla sensibilità "vera" è meramente una questione di normalizzazione.*

	Discovery ST	Discovery ST	Biograph LSO	Biograph 16 HI-REZ	Allegro
Sensibilità (cps/kBq)	40.1	40.1	26.4	21.0	17.0
Axial FOV	15.7	15.7	16.2	16.2	18
Lower $E_{th}$ (keV)	375	375	350	425	410

Ovviamente il valore di sensibilità dipende oltre che dalle caratteristiche intrinseche del sistema di rivelazione, dalla impostazione della soglia inferiore della finestra energetica di acquisizione.

# FANTOCCI NU-01



## SENSIBILITA'

	ID (mm)	OD (mm)
1° tubo	3.9	6.4
2° tubo	7.0	9.5
3° tubo	10.2	12.7
4° tubo	13.4	15.9
5° tubo	16.6	19.1
6° tubo (riempibile)	1	3



## SCATTER PHANTOM X IMAGE QUALITY

Il fantoccio consiste in un cilindro solido di polietilene, OD= 203 mm e lunghezza di 700 mm. Al suo interno è inserito, parallelamente al suo asse e a 45 mm di distanza radiale, un capillare di lunghezza di 800 mm, OD= 5 mm e ID =3.2 mm.



## IMAGE QUALITY

Il fantoccio, che simula il torace del paziente, è costituito da un cilindro di plexiglas, alto 24.1 cm e di diametro pari 30.5 cm, riempibile con acqua. Al suo interno un inserto che ha la funzione di simulare il polmone e sei sfere riempibili di diametro: 10 mm, 13 mm, 17 mm, 22 mm, 28 mm e 37 mm.

# RISOLUZIONE SPAZIALE

## Sorgenti e acquisizione

- Sorgenti NU-01: capillari in vetro (ID < 1 mm; estensione assiale < 1 mm)

Problemi:

1. richiedono una elevata attività specifica (volume < 0.785 mm<sup>3</sup>) per avere ratei di conteggio ragionevoli
2. È difficile posizionare questa sorgente senza contaminare con F18 le pareti del capillare al di là della zona desiderata
3. L'annichilazione positronica non è confinata nel fluido; i positroni possono annichilarsi anche sulle pareti di vetro del capillare, producendo una elongazione della sorgente in direzione del capillare (si realizza cioè una sorgente asimmetrica).

Soluzioni proposte e validate:

Resine a scambio ionico  
Setacci molecolari (zeoliti)

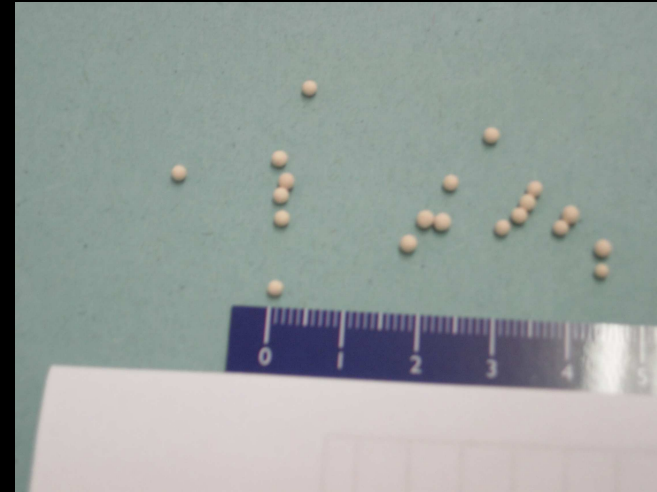
La sorgente utilizzata deve avere in ogni caso un diametro inferiore a metà della risoluzione spaziale attesa.

# RISOLUZIONE SPAZIALE

## Sorgenti e acquisizione

### ZEOLITI

(Molecular Sieve 13X, 8/12 beads 100 gr, part #05268, Alltech Associates) Gli zeoliti sono stati immersi in una soluzione di 0.5 GBq/ml di  $^{18}\text{F}$ -FDG per 1-2 minuti, producendo sorgenti di attività 2.5-3 MBq ciascuna. L'attività totale nel FOV era inferiore a 10 MBq per ogni acquisizione.



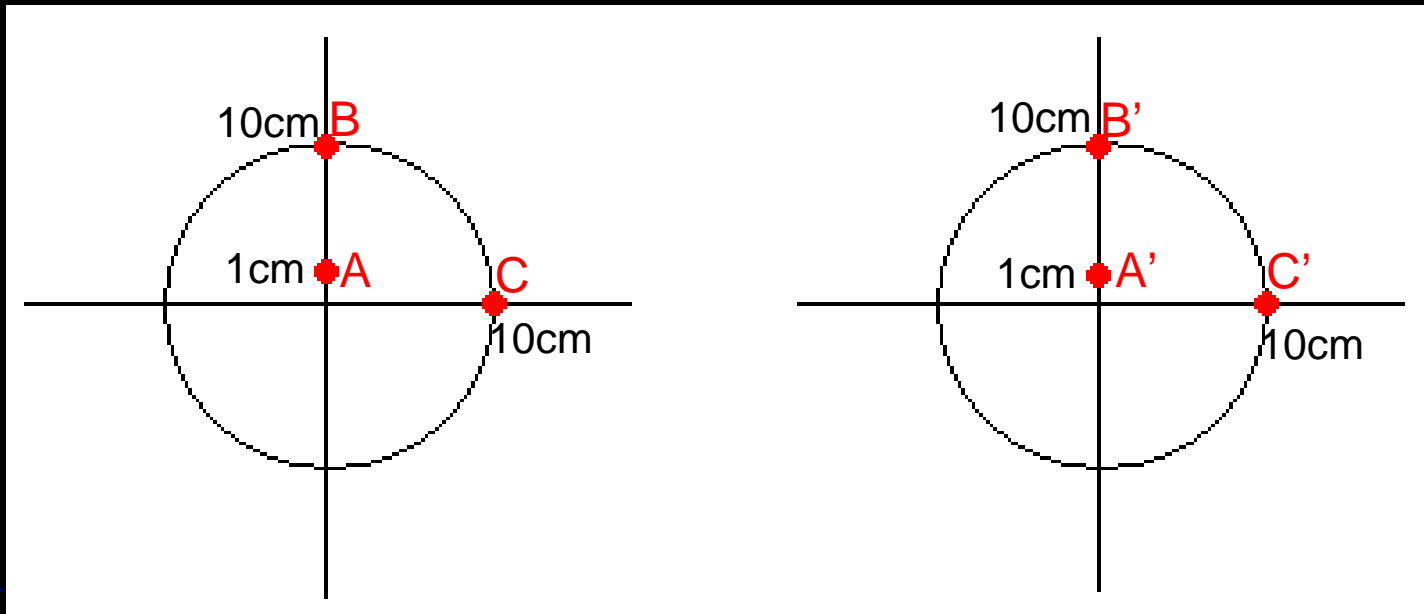
Con questo metodo si possono produrre un certo numero di sorgenti puntiformi in pochi minuti

● Attività: Le attività per singola sorgente impiegate vanno da 150 kBq a 2-3 MBq

# RISOLUZIONE SPAZIALE

## Sorgenti e acquisizione

### ● Posizionamento sorgenti



Posizione assiale = 0 (centro FOV)

Posizione assiale =  $\frac{1}{4}$  FOV

### ● Ricostruzione

Lo standard NU-01 suggerisce che, per misurare accuratamente l'ampiezza della point spread function, la sua FWHM deve coprire almeno 3 pixels. L'ampiezza del pixel in fase di ricostruzione deve pertanto essere inferiore a  $\frac{1}{3}$  della risoluzione spaziale attesa in tutte e tre le dimensioni.

# RISOLUZIONE SPAZIALE - Analisi

A 1 cm

Trasversale

$$R = \frac{(R_{X,A} + R_{Y,A} + R_{X,A'} + R_{Y,A'})}{4}$$

Assiale

$$R = \frac{(R_{Z,A} + R_{Z,A'})}{2}$$

$$R = \frac{(R_{X,C} + R_{Y,B} + R_{X,C'} + R_{Y,B'})}{4}$$

Trasversa radiale

A 10 cm

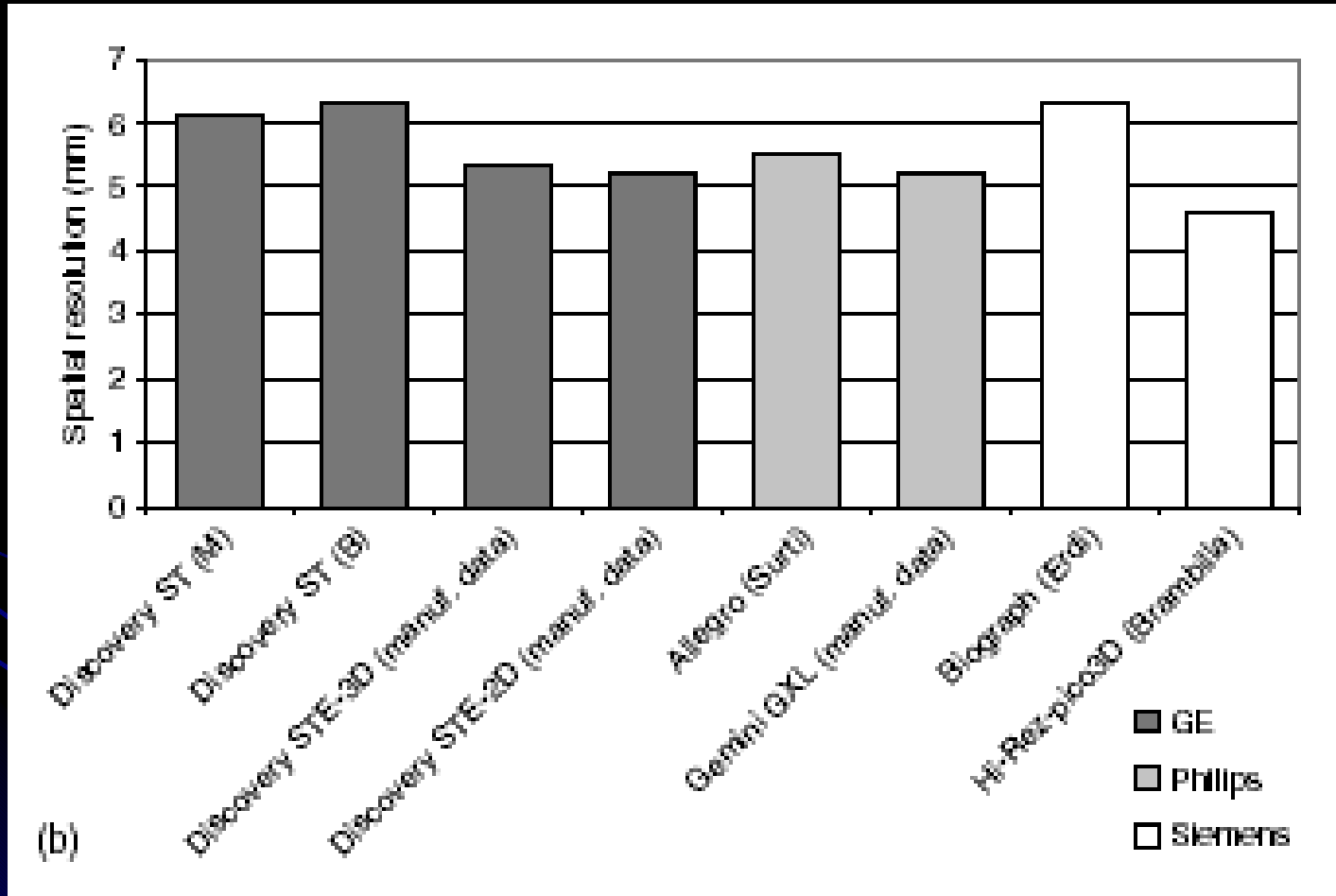
$$R = \frac{(R_{Y,C} + R_{X,B} + R_{Y,C'} + R_{X,B'})}{4}$$

Trasversa tangenziale

$$R = \frac{(R_{Z,C} + R_{Z,B} + R_{Z,C'} + R_{Z,B'})}{4}$$

Assiale

# RISOLUZIONE SPAZIALE - Risultati





## QUALITA' DELL'IMMAGINE PREPARAZIONE DELLE SORGENTI



Il fantoccio torso è riempito con una soluzione di acqua e  $^{18}\text{F}$  concentrazione 5,3 kBq/mL (0.14 mCi/mL) e le 4 sfere più piccole sono riempite con una concentrazione pari a 8 e 4 volte la concentrazione del fondo. Le rimanenti 2 sfere (ID = 28 e 37 mm) sono riempite con acqua.

Per simulare l'attività corporea all'esterno del FOV di scansione, è stato posizionato all'estremità del fantoccio torso, il fantoccio di diffusione di lunghezza 70 cm.



Il capillare di plastica interno al fantoccio di diffusione è riempito con 116 MBq di  $^{18}\text{F}$ .

## QUALITA' DELL'IMMAGINE ACQUISIZIONE E RICOSTRUZIONE

I dati acquisiti devono essere corretti per il tempo morto, per le coincidenze casuali, per la coincidenze di diffusione e per l'attenuazione.

Il tempo di acquisizione (emissivo e trasmissivo) per lettino è:  $T_{T,E} = 60 \text{ min}/100 \text{ cm} * \text{axial step (cm)}$  e può variare fra 6 e 7.2 min

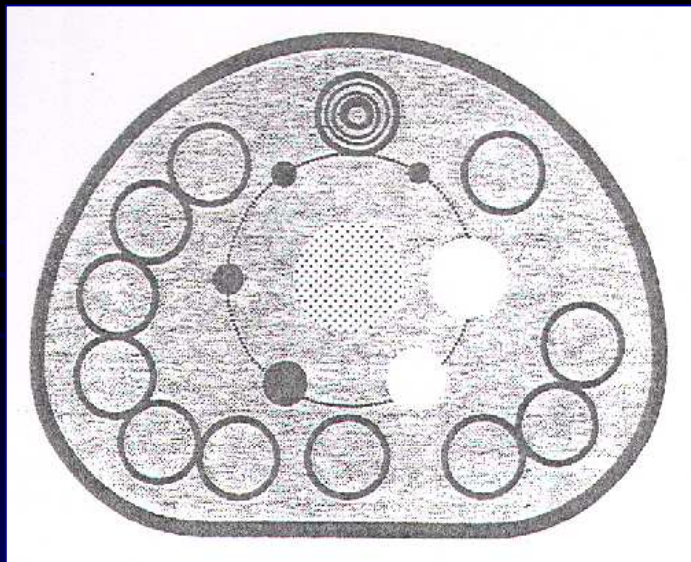
Le immagini sono ricostruite con i parametri standard per l'imaging total-body suggeriti dal costruttore.

Il dispositivo di ROI analysis deve tenere conto del pixel parziale e consentire movimenti delle ROI in incrementi di 1 mm o meno.

## QUALITA' DELL'IMMAGINE - ANALISI

Per valutare il contrasto delle sfere calde e delle sfere fredde, sono disegnate sulle immagini PET, ROI circolari di diametro uguale a quello delle sfere.

Sulla slice centrale, sono disegnate 12 ROI di diametro 37 mm a  $\pm 10$  mm e a  $\pm 20$  mm in direzione assiale.



ROI di diametro inferiore (10, 13, 17, 28 mm) sono disegnate concentriche alle ROI del fondo. Al centro dell'inserto che simula il polmone, è disegnata una ROI di diametro 5 cm (in ogni slice del fantoccio) per considerare le correzioni per l'attenuazione e per la diffusione.

# QUALITA' DELL'IMMAGINE ANALISI

Il contrasto delle sfere calde e fredde è calcolato come:

$$Q_H = \frac{\left( \frac{C_{hot}}{C_{bkgd}} - 1 \right)}{\left( \frac{a_{hot}}{a_{bkgd}} - 1 \right)} \quad Q_C = 1 - \left( \frac{C_{cold}}{C_{bkgd}} \right)$$

dove  $C_{hot}$ ,  $C_{cold}$ ,  $C_{bkgd}$  sono le medie dei conteggi misurati nelle ROI delle sfere calde, fredde e le medie dei conteggi misurati nelle ROI del fondo, rispettivamente, mentre  $a_{hot}/a_{bkgd}$  è il rapporto tra attività delle sfere e del fondo.

L'accuratezza della correzione per l'attenuazione e lo scatter è calcolata come l'errore residuo nella regione del polmone:

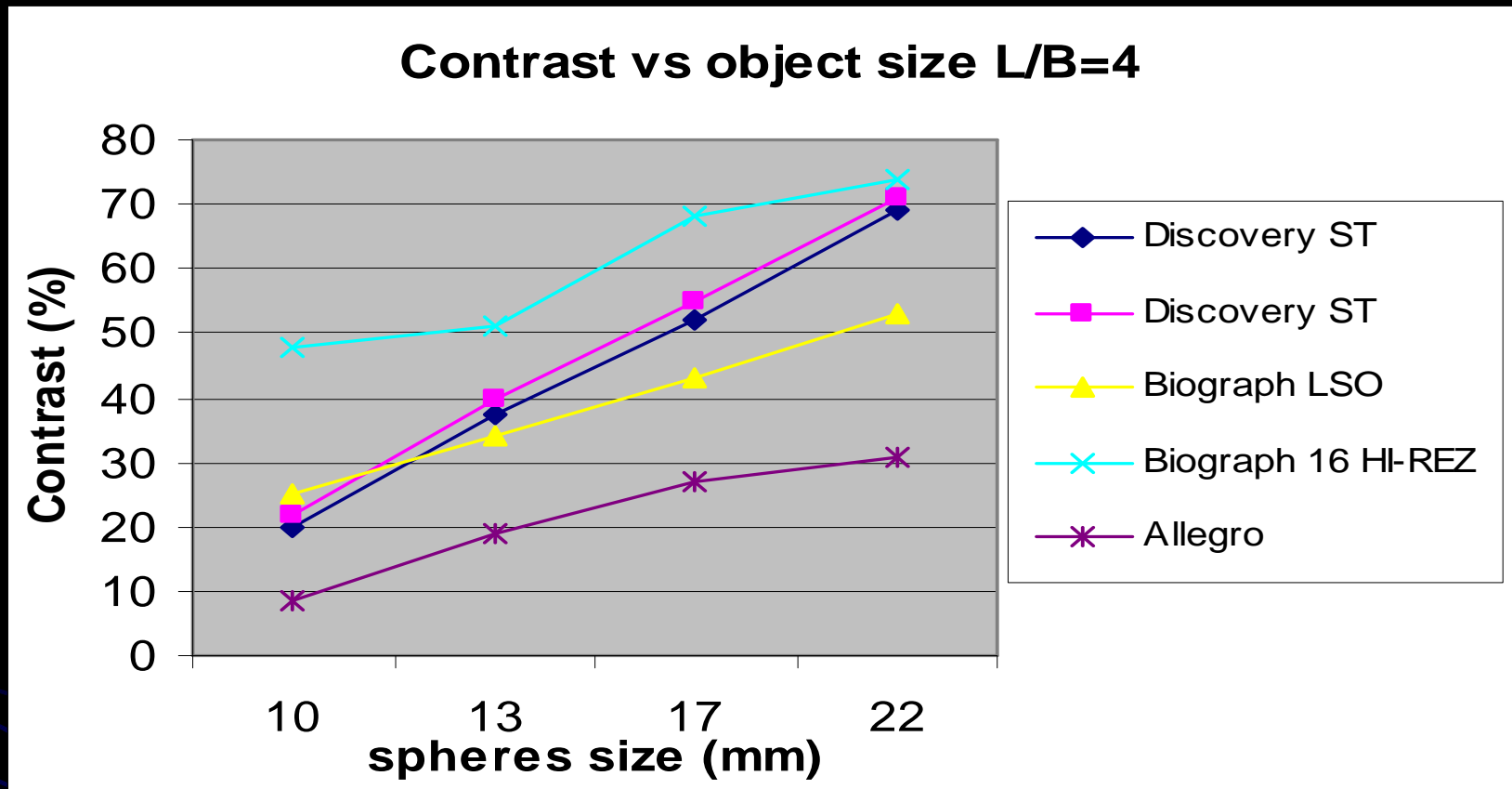
$$\Delta C_{lung} = 100 \cdot \left( \frac{C_{lung}}{C_{bkgd}} \right)$$

La variabilità percentuale del fondo  $N_j$  per le sfere è calcolata come:

$$N_j = \frac{SD_j}{C_{B,j}} \cdot 100$$

dove  $SD_j$  è la deviazione standard dei conteggi nelle ROI del fondo per la  $j$ -esima sfera.

# QUALITA' DELL'IMMAGINE - RISULTATI

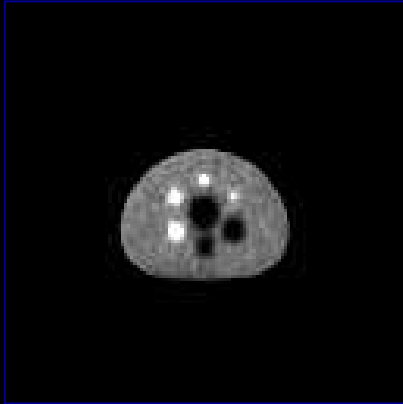


	Discovery ST	Discovery ST	Biograph LSO	Biograph 16 HI-REZ	Allegro
Bkg variation	7	5	7.4	6.6	11.4
Algoritmo	Fore-OSEM	Fore-OSEM	Fore-OSEM	Fore-OSEM	3D RAMLA
Iterazioni	32S-3 I	30S-2 I	16S-4I	16S-4I	relaxation: 0.006
Filtro	G 4.3 mm	G 5.5mm	G 5 mm	G 4 mm	Blob radius: 2.5
Dim. Pixel (mm)	3.9	NR	1.8	5.25	
Spessore fetta (mm)	3.27	NR	3.4	2.0	

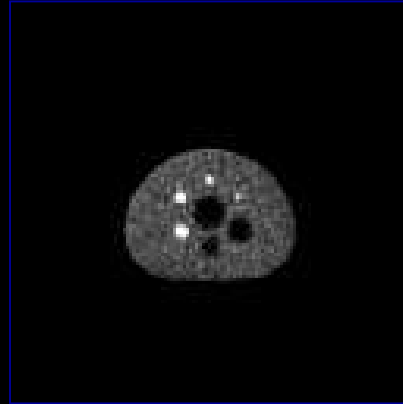
# QUALITA' DELL'IMMAGINE - RISULTATI Biograph HI-REZ

Rapporto 4:1

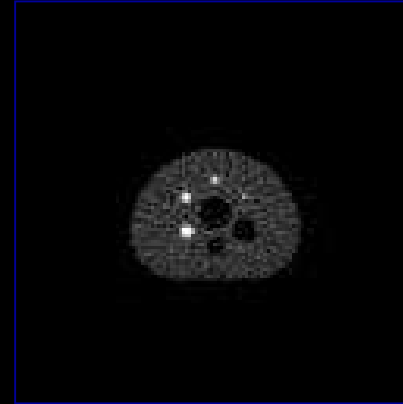
FBP



2i 8s

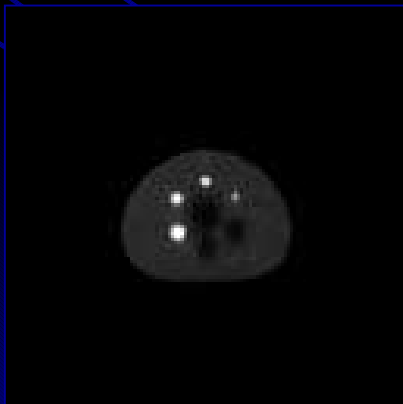


4i 14s

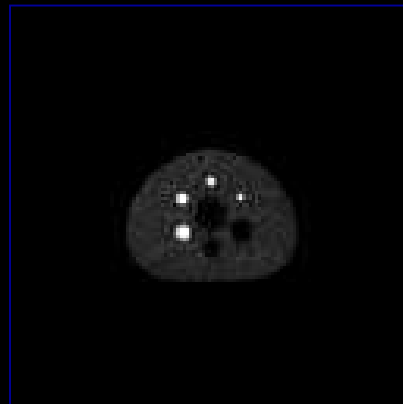


Rapporto 8:1

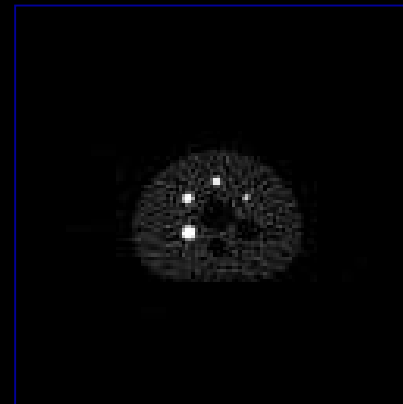
FBP



2i 8s



4i 14s



## QUALITA' DELL'IMMAGINE - COMMENTI

Lo scopo di questa misura è di produrre e valutare immagini che approssimino quelle ottenute in studi Whole-Body con lesioni calde e fredde. L'attività di fondo nella cavità toracica si suppone rappresenti quella di un paziente di 70 kg dopo una iniezione di 370 MBq (sebbene non vengano tenuti in considerazione il tempo di uptake e l'escrezione di parte della dose).

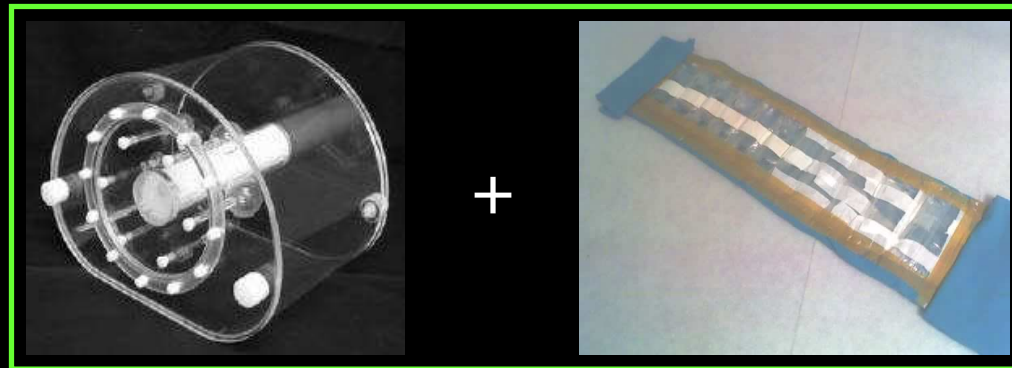
- Nella nostra esperienza il NECR di questo fantoccio ad una data concentrazione di attività non è simile a quello trovato nei pazienti.



abbiamo voluto studiare

## la qualità dell'immagine in condizioni cliniche

e ci sembrava che il fantoccio IEC fosse un po' 'magro',  
abbiamo pensato di rivestirlo di sacche di acqua



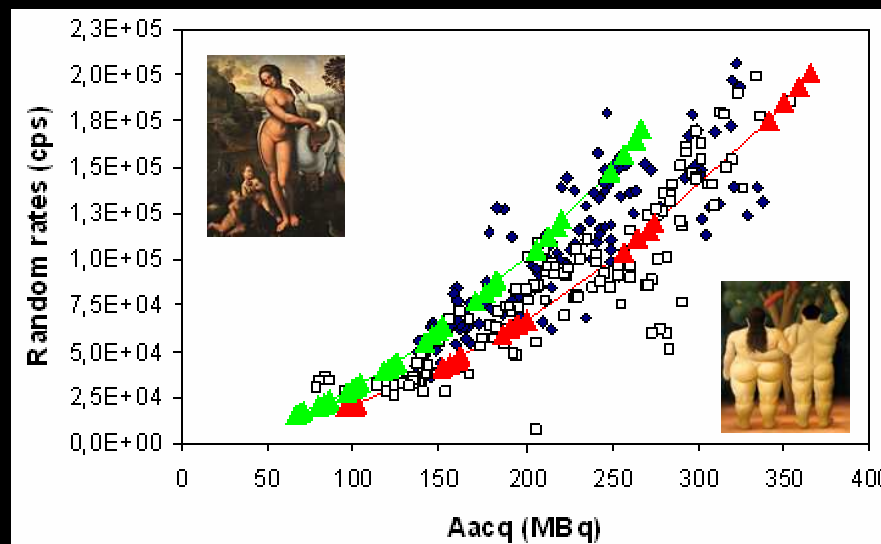
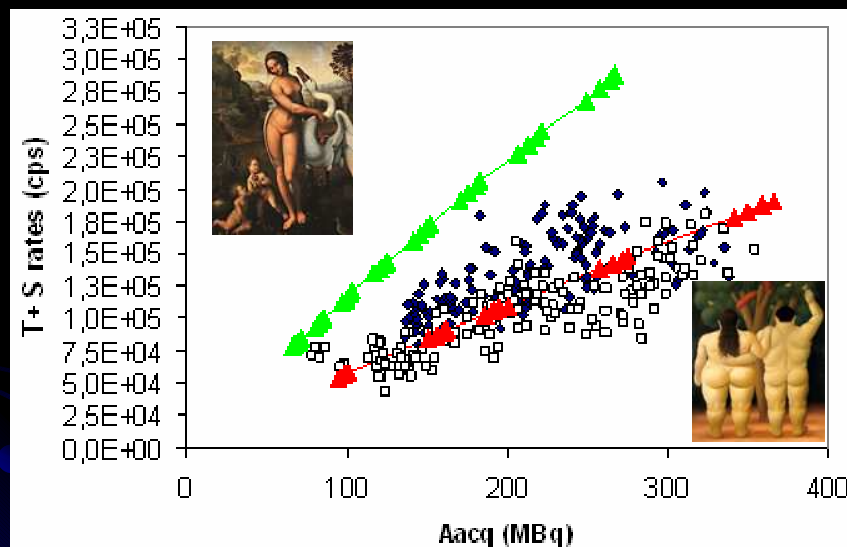
Ma quale spessore ?

Abbiamo provato ad utilizzare uno spessore di 3 cm e abbiamo controllato se:

1. i **ratei di conteggio** misurati per il fantoccio IEC della qualità corrispondessero con quelli osservati per i pazienti,
2. 3. la **frazione di scatter** ed il **NECR** del fantoccio IEC così modificato fossero paragonabili a quelli dei pazienti

# 1. Ratei di conteggio

□ BMI > 25    ◆ BMI ≤ 25



T+S rates are reported for 142 bed positions in patients with BMI ≤ 25 kg/m<sup>2</sup> and for 143 bed positions in patients with BMI ≥ 25 kg/m<sup>2</sup> as a function of  $A_{acq}$  (78 to 354 MBq):

T+S rates for **IEC** higher than the patients' one  
 T + S rates for **modified IEC** phantom amid the two groups of patients

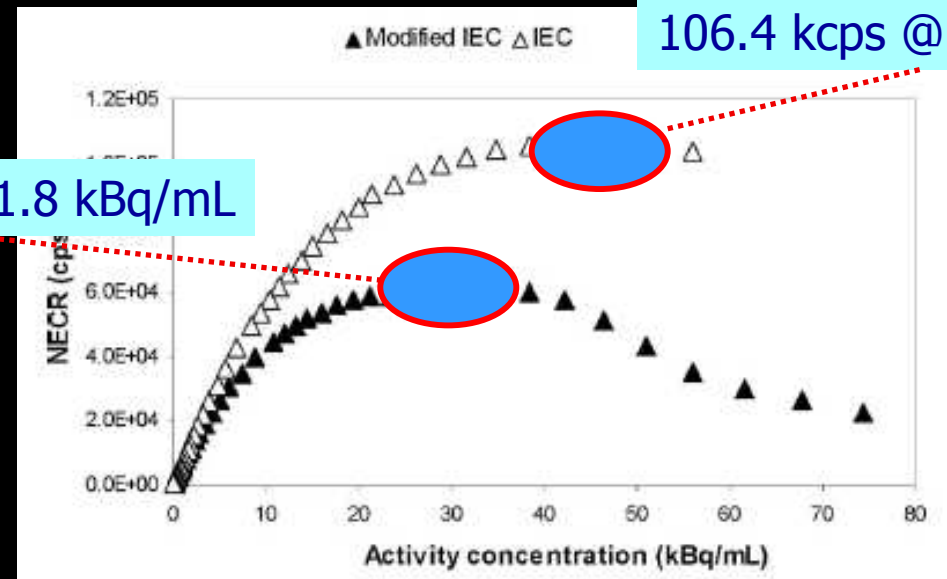
## 2. Frazione di scatter

IEC:	34%
IEC modificato:	42%

In particolare, la SF del 42% misurata per il fantoccio IEC modificato è confrontabile con quella del 44% riportata da Watson per i pazienti con un Biograph LSO

### 3. NECR

61.2 kcps @ 31.8 kBq/mL



Come c'era da attendersi, il valore del NECR si abbassa e si sposta a sinistra all'aumentare del diametro del fantoccio

# Controlli di qualità TC

## Quality Lightmarker Results

Date: 22.10.2007 16:37:38

Reference [mm]:	0.0
Tolerance [mm]:	+/- 2.0
Result [mm]:	0.0

## Quality Slice Results

Date: 22.10.2007 16:39:06

	Nominal [mm]	1.50	0.75	1.50	0.75	5.00	1.00	0.60
row 1	Reference [mm]	1.50	0.75	1.50	0.75	5.00	1.00	0.60
	Tolerance [mm]	+/- 0.50	+/- 0.38	+/- 0.50	+/- 0.38	+/- 0.50	+/- 0.50	+/- 0.30
	Result [mm]	1.58	1.03	1.64	1.02	5.03	1.37	0.71
row 2	Reference [mm]	1.50	0.75	1.50	0.75	5.00	1.00	0.60
	Tolerance [mm]	+/- 0.50	+/- 0.38	+/- 0.50	+/- 0.38	+/- 0.50	+/- 0.50	+/- 0.30
	Result [mm]	1.69	1.00	1.59	1.00	4.85	1.36	0.86
row 3	Reference [mm]	1.50	0.75	1.50	0.75			
	Tolerance [mm]	+/- 0.50	+/- 0.38	+/- 0.50	+/- 0.38			
	Result [mm]	1.58	1.00	1.64	1.05			

# Quality Noise Results

Date: 22.10.2007 16:40:56

## Quality Homogeneity Results

Date: 22.10.2007 16:40:25

ROI	Mean	Diff.	Diff.	Diff.	Diff.	Diff.
	center	3	6	9	12	12

### 120.0 [kV]

row 1	Reference [HU]:	0.02	0.59	0.76	0.60	0.5
	Tolerance [HU]:	+/- 4.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2
	Result [HU]:	-0.23	0.96	1.12	0.92	1.1
row 2	Reference [HU]:	0.78	0.09	0.28	-0.04	-0.0
	Tolerance [HU]:	+/- 4.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2
	Result [HU]:	0.64	0.45	0.48	0.41	0.4
row 3	Reference [HU]:	0.09	0.39	0.73	0.67	0.4
	Tolerance [HU]:	+/- 4.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2
	Result [HU]:	0.58	0.09	0.10	0.37	0.1

### 140.0 [kV]

row 1	Reference [HU]:	-0.77	1.78	1.98	1.54	2.0
	Tolerance [HU]:	+/- 4.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00
	Result [HU]:	-0.82	2.20	2.25	2.00	1.97
row 2	Reference [HU]:	-0.21	1.29	1.54	1.62	1.64
	Tolerance [HU]:	+/- 4.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00
	Result [HU]:	-0.12	1.45	1.63	1.60	1.61
row 3	Reference [HU]:	0.07	0.82	0.77	1.15	0.85
	Tolerance [HU]:	+/- 4.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00	+/- 2.00
	Result [HU]:	0.18	1.06	1.05	0.80	0.95

	Water [HU]	Sigma [HU]	Voltage [kV]
row 1	Reference: 0.71	23.14	80.4
	Tolerance: +/- 4.00	+/- 2.31	+/- 8.0
	Result: -0.02	23.50	80.4
row 2	Reference: 2.25		
	Tolerance: +/- 4.00		
	Result: 0.83		
row 3	Reference: 1.64		
	Tolerance: +/- 4.00		
	Result: 0.76		
row 4	Reference: 0.33		
	Tolerance: +/- 4.00		
	Result: -0.35		
row 5	Reference: -0.18		
	Tolerance: +/- 4.00		
	Result: -1.03		
row 6	Reference: -0.32		
	Tolerance: +/- 4.00		
	Result: -1.02		

# Quality MTF Results

Date: 22.10.2007 16:41:46

	50%	10%	2%
<b>Convolution Kernel: S80f</b>			
Reference [lp/cm]:	4.83	9.74	12.44
Tolerance [lp/cm]:	+/- 0.48	+/- 0.97	+/- 1.24
row 1	4.82	9.66	12.41
row 2	4.86	9.68	12.42
<b>Convolution Kernel: U95u</b>			
Reference [lp/cm]:	13.56	20.17	24.28
Tolerance [lp/cm]:	+/- 1.36	+/- 2.02	+/- 2.43
row 1	14.48	20.92	24.87
row 2	14.66	21.14	25.04

# Quality Table Position Results

Date: 22.10.2007 16:42:32

Position:	A	B	A	B
Move:	continuous			
Reference [mm]:	300.0	0.0	300.0	0.0
Tolerance [mm]:	+/- 1.0	+/- 1.0	+/- 1.0	+/- 1.0
Result [mm]:	300.0	0.0	300.0	0.0



## CONCLUSIONI

- Gli standards NEMA forniscono un modo per caratterizzare le performance di un sistema PET in maniera affidabile e riproducibile seguendo standard accettati di misurazione.

- Ciò consente di confrontare su una base comune le prestazioni di tomografi differenti

- Sugli scanner con cristalli LSO non è possibile seguire esattamente la norme NEMA, a causa della presenza di radioattività intrinseca. Tuttavia le modifiche che è necessario apportare sono pienamente compatibili con gli obiettivi e le procedure suggerite dallo stesso standard.

## CONCLUSIONI

- Le acquisizioni necessarie alla valutazione di risoluzione spaziale, sensibilità, qualità dell'immagine richiedono poca attività e brevi tempi di impiego macchina,
- La maggiore difficoltà sta nella disponibilità di software adeguati per l'analisi dei dati (che sono attualmente disponibili solo per alcune versioni dei tomografi installati).
- La disponibilità di questi software consentirebbe di includere alcune delle prove (sensibilità, risoluzione spaziale, contrasto, accuratezza della correzione per l'attenuazione e lo scatter) in un programma di CQ periodici.
- I risultati ottenuti dalle misure secondo lo standard NEMA non possono essere meccanicamente trasposti per inferire prestazioni ottenute nella pratica clinica.

# Bibliografia

1. Bettinardi V, Danna M, Savi A, et al. Performance evaluation of the new whole-body PET/CT scanner: discovery ST. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2004;31:867-881. (Discovery ST, GE)
2. Mawlawi O, Podoloff DA, Kohlmeyer S, et al. Performance characteristics of a newly developed PET/CT scanner using NEMA standards in 2D and 3D modes. *J Nucl Med*. 2004; 45:1734-1742. (Discovery ST, GE)
3. Erdi YE, Nehmeh SA, Mulnix T, Humm J, Watson CC. PET performance measurements for an LSO-based combined PET/TC scanner using the national electrical manufacturers association NU 2-2001 standard. *J Nucl Med*. 2004;45:813-82. (Biograph LSO, Siemens)
4. Brambilla M, Secco C, Dominiotto M et al. Performance Characteristics of a New 3D LSO-Based Whole Body PET/CT Scanner Using the NEMA NU 2-2001 Standard. *J Nucl Med*. accepted for publication (Biograph HI-REZ, Siemens)
5. Surti S, Karp JS. Imaging characteristics of a 3-dimensional GSO whole-body PET camera. *J Nucl Med*. 2004; 45:1040-1049. (Allegro, Philips)