



ASSOCIAZIONE ITALIANA DI MEDICINA NUCLEARE
ed Imaging Molecolare

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

INDICE

1. DOCUMENTI DI RIFERIMENTO IN TOMOGRAFIA AD EMISSIONE DI POSITRONI	4
1.1 INTRODUZIONE	4
1.2 NORMATIVA CEI EN 61675-1 1998-08 (62-90)	4
1.3 NEMA STANDARD PUBLICATION NU 2-1994 (NEMA-94)	4
1.4 NEMA STANDARD PUBLICATION NU 2-2001 (NEMA-01)	5
1.5 TECHNICAL REPORT IEC-TR 61948-3.....	6
1.6 CONSIDERAZIONI COMPARATIVE	6
1.7 CONCLUSIONI.....	7
2. CONTROLLI DI QUALITA' GIORNALIERI (CQG)	8
2.1 INTRODUZIONE	8
2.2 TOMOGRAFI PET e TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA GENERAL ELECTRIC.....	9
2.3 TOMOGRAFI PET e TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA SIEMENS	13
2.4 TOMOGRAFI PET e TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA PHILIPS.....	15
2.5 CONSIDERAZIONI GENERALI SUL CQG	19
3 PRE-REQUISITI AI CONTROLLI DI QUALITA' PERIODICI (CQP)	19
3.1 INTRODUZIONE	19
3.2 TOMOGRAFI PET e TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA GENERAL ELECTRIC.....	21
3.3 TOMOGRAFI PET e TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA SIEMENS	22
3.4 TOMOGRAFI PET e TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA PHILIPS.....	25
3.5 CONSIDERAZIONI GENERALI.....	29
4. PROVE DI COSTANZA (CONTROLLI DI QUALITA' PERIODICI (CQP))	29
4.1 INTRODUZIONE	29
4.2 UNIFORMITA' (U) - NORME NEMA-94	29
4.3 SENSIBILITA' (S) - NORME NEMA-94.....	32
4.4 SENSIBILITA' (S) - NORME NEMA-01	34
4.5 RISOLUZIONE SPAZIALE TRASVERSALE (RST) - NORME NEMA-94.....	36
4.6 CONSIDERAZIONI GENERALI	37
5. VERIFICA DELL'ALLINEAMENTO DEI TOMOGRAFI PET, CT E DEL LETTINO PORTA PAZIENTE	38
5.1 INTRODUZIONE	38
5.2 TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA GENERAL ELECTRIC: Discovery – LS, Discovery-ST e Discovery-STE	38
5.3 TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA SIEMENS: Biograph (BGO e LSO) e Biograph HiREZ.....	40
5.4 TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA PHILIPS: Gemini e Gemini GXL.....	42
5.5 CONSIDERAZIONI GENERALI SUL TEST DI ALLINEAMENTO DEI TOMOGRAFI PET, CT E DEL LETTINO PORTA PAZIENTE	43
7. BIBLIOGRAFIA	44
8. APPENDICE	46

PREMESSA

Scopo di questo documento è la descrizione di un protocollo per i controlli di qualità di tomografi ad emissione di positroni (PET). Nella definizione del protocollo sono state analizzate le principali caratteristiche dei più importanti e diffusi tomografi PET e sistemi integrati PET/CT al fine di permettere a tutti gli utenti PET di realizzare i controlli di qualità del proprio sistema secondo modalità accurate, ma anche di semplice e pratica realizzazione. Il protocollo si propone di fornire un calendario di controlli di qualità in grado di mantenere il sistema nelle condizioni operative ottimali all'attività clinica. Per tutti i tomografi PET e PET/CT che non sono specificatamente considerati in questo documento e per quelli nuovi che saranno commercializzati nei prossimi mesi/anni il protocollo deve rappresentare una linea guida di riferimento generale da integrare con gli ulteriori controlli che vengano appositamente richiesti dal costruttore per quel particolare tipo di tomografo PET. Non sono state considerate in questo protocollo le Gamma Camere con circuito in coincidenza (GC-cc) in quanto si ritiene che tali sistemi si discostino troppo dalle caratteristiche di un tomografo PET dedicato. Nonostante ciò, quanto proposto per i tomografi PET dedicati può essere utilizzato anche per i sistemi GC-cc avendo cura di integrare il protocollo con test specificamente concepiti per questi sistemi.

Il gruppo di lavoro che ha contribuito alla definizione del protocollo è costituito da:

Dr. Bettinardi Valentino (Opedale San Raffaele, Milano),
Dr. Brambilla Marco (A.O. "Maggiore della Carità" Novara)
Dr.ssa Cargnel Serena (ULSS12 Veneziana),
Dr.ssa Castiglioni Isabella (Consiglio Nazionale delle Ricerche , IBFM, Milano),
Dr. Chiesa Carlo (Istituto Nazionale dei Tumori, Milano),
Dr.ssa Fioroni Federica (ASMN, Reggio Emilia),
Dr.ssa Matheoud Roberta (A.O. "Maggiore della Carità" Novara)
Dr.ssa Pettinato Cinzia (Ospedale Sant' Orsola-Malpighi, Bologna),
Dr.ssa Zito Felicia (Ospedale Policlinico, Milano),

Il protocollo è stato revisionato da colleghi esperti nel settore quali:

Prof.ssa Gilardi Maria Carla (Università degli studi Bicocca, Milano)
Dr.ssa Savi Annarita (Ospedale San Raffaele, Milano)
Dr. Marengo Mario (Ospedale Sant'Orsola-Malpighi, Bologna)

Il protocollo è stato infine sottoposto alla valutazione di personale tecnico / scientifico delle case costruttrici dei tomografi PET

A tutti vanno i più sentiti ringraziamenti per il contributo apportato alla realizzazione del protocollo qui definito.

1. DOCUMENTI DI RIFERIMENTO IN TOMOGRAFIA AD EMISSIONE DI POSITRONI

1.1 INTRODUZIONE

A partire dalla normativa vigente e da documenti proposti a livello nazionale ed internazionale sono state analizzate le pubblicazioni più significative descriventi le procedure per la caratterizzazione dei parametri fisici e per i controlli periodici dei tomografi PET al fine di valutarne l'effettiva utilità nonché la semplicità di realizzazione come controllo di qualità di un sistema PET.

Tra questi:

- la Normativa Italiana CEI (EN 61675-1:1998-02)
- la National Electrical Manufacturers Association (NEMA Standard Publication NU-2-1994)
- la National Electrical Manufacturers Association (NEMA Standard Publication NU-2-2001)
- il Technical Report IEC-TR 61948-3 Nuclear Medicine Instrumentation – Routine tests. Part 3: Positron Emission Tomographs.

Qui di seguito sono descritti, per ciascun documento considerato, i criteri ed i parametri rappresentativi proposti per la caratterizzazione fisica di un sistema PET.

1.2 **NORMATIVA CEI EN 61675-1 1998-08 (62-90)**

Dispositivi di visualizzazione di immagini a radionuclidi. Caratteristiche e condizioni di prova. Parte 1: Tomografi ad Emissione di Positrone (PET)

Nel documento CEI EN 61675-1 1998-08 (62-90) sono specificate la terminologia ed i metodi di prova che permettono di dichiarare le caratteristiche dei tomografi PET. I metodi di prova descritti sono stati selezionati per rispecchiare nel modo più fedele possibile l'impiego clinico dei sistemi PET. S'intende che le metodiche di verifica siano realizzate da parte dei costruttori, in modo tale da poter dichiarare le caratteristiche dei loro.

I parametri rappresentativi delle caratteristiche dei tomografi PET secondo il documento CEI sono riportati nella seguente tabella:

CEI EN 61675-1 1998-08 (62-90)
<ul style="list-style-type: none">• Risoluzione spaziale<ul style="list-style-type: none">• Risoluzione trasversale• Risoluzione assiale• Larghezza assiale della sezione (spessore della sezione tomografica)
<ul style="list-style-type: none">• Coefficiente di recupero
<ul style="list-style-type: none">• Sensibilità
<ul style="list-style-type: none">• Caratteristica della risposta alle frequenze di conteggio.
<ul style="list-style-type: none">• Misura della radiazione diffusa
<ul style="list-style-type: none">• Correzione per l'attenuazione

1.3 **NEMA STANDARD PUBLICATION NU 2-1994 (NEMA-94)**

Performance measurements of Positron Emission Tomography (PET) systems

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.

I parametri rappresentativi delle caratteristiche dei tomografi PET secondo il documento NEMA-94 sono riportati nella seguente tabella:

NEMA Standard Publication NU2-1994
<ul style="list-style-type: none"> • Risoluzione spaziale (<i>Spatial Resolution</i>) <ul style="list-style-type: none"> • Risoluzione trasversale (<i>Transverse Resolution</i>) • Risoluzione assiale (<i>Axial Resolution</i>) • Larghezza assiale della sezione (<i>Axial slice width</i>)
• Misura della radiazione diffusa (<i>Scatter measurement</i>)
• Misura della sensibilità (<i>Sensitivity measurement</i>)
• Misura della uniformità (<i>Uniformity measurement</i>)
• Misura della perdita di conteggi e delle coincidenze casuali (<i>Count Losses and Randoms measurements</i>)
• Accuratezza della correzione per la radiazione diffusa (<i>Accuracy: Scatter correction</i>)
• Accuratezza della correzione per il count rate (<i>Accuracy: Count Rate correction</i>)
• Accuratezza della correzione per l'attenuazione (<i>Accuracy: Attenuation correction</i>)

1.4 NEMA STANDARD PUBLICATION NU 2-2001 (NEMA-01) **Performance measurements of Positron Emission Tomography**

La NEMA ha pubblicato nel 2001 un secondo documento "NEMA Standard Publication NU 2-2001" con gli stessi obiettivi del precedente (NEMA-94) ma che, a seguito dell'evoluzione dei tomografi PET e del tipo di utilizzo clinico prevalente (oncologico), risulta più orientato nella definizione di procedure per la caratterizzazione della risposta di sistemi PET di tipo *total body* in configurazione di acquisizione tridimensionale (3D). 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. Tale verifica risulta essere l'evoluzione della misura del coefficiente di recupero già presente nella normativa CEI. La verifica della qualità dell'immagine simula i contrasti tra le lesioni ed il tessuto circostante di uno studio oncologico con [¹⁸F]FDG, tenendo anche conto della presenza di attività esterna al campo di vista del tomografo PET mediante l'utilizzo di un ulteriore fantoccio radioattivo posizionato al di fuori del campo di vista del tomografo PET.

I parametri rappresentativi delle caratteristiche dei tomografi PET secondo il nuovo documento NEMA-01 sono riportati nella seguente Tabella:

NEMA Standard Publication NU2-2001
<ul style="list-style-type: none"> • Risoluzione spaziale (<i>Spatial Resolution</i>) <ul style="list-style-type: none"> • Risoluzione trasversale (Radiale) - (<i>Transverse Radial</i>) • Risoluzione trasversale (Tangenziale) – (<i>Transverse Tangential</i>) • Risoluzione assiale (<i>Axial resolution</i>)
• Misura della frazione di scatter, perdita di conteggi e delle coincidenze casuali (<i>Scatter Fraction, Count Losses and Randoms measurement</i>)
• Sensibilità (<i>Sensitivity</i>)
• Frequenza di conteggio e coincidenze casuali
• Accuratezza della correzione per la perdita di conteggi e per le coincidenze casuali (<i>Accuracy: Correction for Count Losses and Randoms</i>)
• Qualità dell'immagine, accuratezza delle correzioni per l'attenuazione e per lo scatter (<i>Image Quality, Accuracy of Attenuation and Scatter corrections</i>)

1.5 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.

I parametri rappresentativi delle caratteristiche dei tomografi PET secondo il documento IEC sono riportati nella seguente tabella:

IEC-TR 61948-3 IEC: 2005	
TEST	FREQUENZA
• Fattore di calibrazione e calibrazione incrociata	Dopo ogni correzione del guadagno dei fotomoltiplicatori e/o normalizzazione, almeno semestrale
• Sensibilità relativa per linea di risposta e idoneità della normalizzazione	Giornaliera (ogni giorno in cui lo strumento viene usato)
• Risoluzione spaziale trasversale per tomografi in cui la risoluzione può variare per l'architettura e l'allineamento del rivelatore	Semestrale, se applicabile
• Dimensione del pixel per tomografi in cui la dimensione del pixel può variare elettronicamente per l'architettura e l'allineamento del rivelatore	Semestrale, se applicabile
• Controllo delle parti meccaniche	Secondo le raccomandazioni del costruttore, almeno annuale

1.6 CONSIDERAZIONI COMPARATIVE

- 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
- 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.
- Realizzazione pratica dei protocolli NEMA, CEI e del Technical Report IEC-TR 61948-3
 - Le misure NEMA-94 e le misure Technical Report IEC-TR 61948-3 sono di semplice realizzazione, sia per quanto riguarda la preparazione dei fantocci che la pratica esecuzione delle misure.
 - Le misure NEMA-01 sono più complesse rispetto a quelle della NEMA-94 sia in fase di preparazione dei fantocci che in fase di esecuzione delle misure.
 - Le misure proposte dalla CEI si collocano in una situazione intermedia tra quelle della NEMA-94 e della NEMA-01.

1.7 CONCLUSIONI

Le procedure descritte nei documenti sopra citati (NEMA e CEI) sono sicuramente molto importanti al momento dell'installazione di un nuovo sistema PET, in quanto forniscono una metodologia standardizzata che permette al costruttore di dichiarare le caratteristiche tecniche del proprio tomografo ed all'acquirente di poterle verificare mediante i test di accettazione a seguito della messa in opera del sistema. La maggior parte di queste procedure sono però troppo complesse per essere adottate come controlli di qualità di un sistema PET.

Per contro il documento IEC-TR 61948-3, che è specificatamente orientato alla definizione dei controlli di qualità periodici di un sistema PET, appare in diversi aspetti non sufficientemente dettagliato per poter essere un documento operativo di guida nello svolgimento dei controlli di qualità di tomografi PET.

A partire da queste ultime considerazioni si è quindi cercato di individuare, nell'ambito delle norme NEMA, CEI e del Technical Report IEC-TR 61948-3, quei test con caratteristiche di utilità e nello stesso tempo di semplicità e praticità tali da poter essere proposti nell'ambito di un completo protocollo per i controlli di qualità dei tomografi PET.

2. CONTROLLI DI QUALITÀ GIORNALIERI (CQG)

2.1 INTRODUZIONE

Nell'ambito dei CQ di un tomografo PET 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 (possibilmente di tipo quantitativo).

Le procedure per il CQG oggi implementate nei diversi tomografi PET comprendono:

- Inizializzazioni *Hardware e Software* per una generale verifica funzionale del sistema.
- Verifica dello stato dei file di calibrazione del sistema attraverso il confronto con calibrazioni veloci effettuate durante il CQG.
- Acquisizioni test con cui viene verificato il funzionamento delle principali componenti del tomografo.
- Acquisizioni test per il controllo della risposta dei rivelatori.

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. [D.L 24 febbraio 1997, n.46 (Pubblicato nella Gazzetta Ufficiale 6 marzo 1997, n.54 Supplemento Ordinario) "Attuazione della direttive 93/42/CEE, concernente i dispositivi medici".]

Nell'ambito di questo documento sono state analizzate, nelle loro linee generali, le procedure per il CQG implementate nei più importanti e diffusi sistemi PET tra cui:

TOMOGRAFI PET e TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA GENERAL ELECTRIC

- TOMOGRAFO PET GE- *Advance*
- TOMOGRAFO integrato PET/CT Discovery-LS
- TOMOGRAFO integrato PET/CT Discovery-ST
- TOMOGRAFO integrato PET/CT Discovery-STE

TOMOGRAFI PET e TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA SIEMENS

- TOMOGRAF PET ECAT EXACT, ECAT HR, ECAT HR+ ed ACCEL
- TOMOGRAF integrat PET/CT BIOGRAPH (BGO e LSO)
- TOMOGRAFO integrato PET/CT BIOGRAPH HiReZ

TOMOGRAFI PET e TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA PHILIPS

- TOMOGRAFO PET C-PET Plus
- TOMOGRAFO PET ALLEGRO
- TOMOGRAFO integrato PET/CT Gemini
- TOMOGRAFO integrato PET/CT Gemini GXL

Scopo di tale analisi è di fornire:

- Una panoramica delle procedure per il CQG effettuate nei diversi tomografi PET.
- Suggerimenti operativi per l'effettuazione e la valutazione dei rispettivi CQG.

2.2 TOMOGRAFI PET e TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA GENERAL ELECTRIC

2.2.1 TOMOGRAFO PET *Advance*

Il CQG previsto dal costruttore consiste nell'acquisizione ed analisi di una scansione BLANK.

Acquisizione della scansione BLANK

L'acquisizione della scansione BLANK viene effettuata acquisendo eventi in coincidenza generati da due sorgenti radioattive in dotazione al sistema ed utilizzate per le misure trasmissive. Le due sorgenti radioattive (lunghe quanto il campo di vista assiale del tomografo PET) ruotano a velocità angolare costante in prossimità dei rivelatori PET. Durante l'acquisizione BLANK nulla deve essere interposto nel campo di vista del tomografo.

Le due sorgenti radioattive sono di ^{68}Ge ed hanno un'attività iniziale pari a circa 400 MBq per sorgente. La durata dell'acquisizione BLANK dipende dall'attività delle sorgenti: 20-30 min quando le sorgenti sono al massimo della loro attività e poi per tempi sempre più lunghi a compensare il decadimento naturale delle sorgenti per una pari statistica di conteggio.

Nell'utilizzo clinico del tomografo *Advance* la scansione BLANK ha due funzioni:

- a) Controllo di qualità
- b) Dato di base per la correzione dell'attenuazione.

E' proprio questo secondo aspetto che richiede un'alta statistica di conteggio, per ridurre il rumore introdotto dalla correzione dell'attenuazione (mediante misura trasmissiva) nelle immagini emmissive.

Analisi della scansione BLANK

Al termine della dell'acquisizione BLANK l'analisi della risposta dei rivelatori viene effettuata in modo qualitativo mediante ispezione visiva dei sinogrammi (Fig. 2.1).

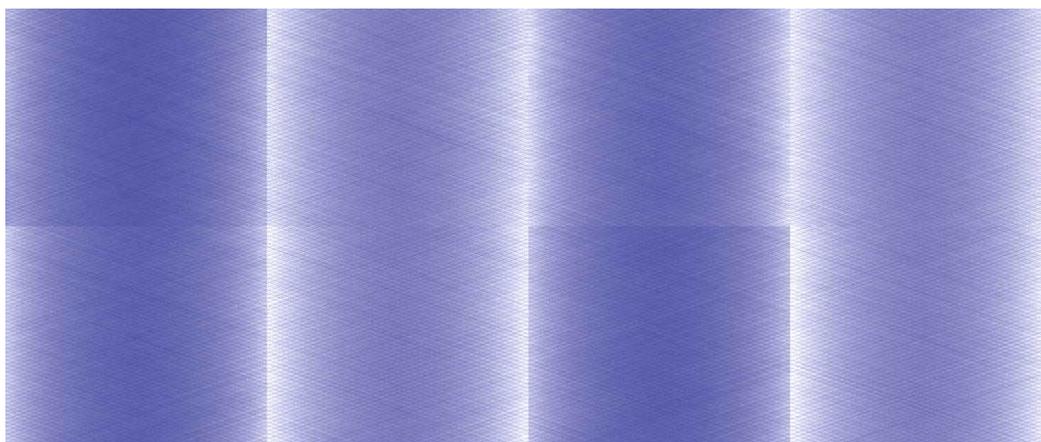


Figura. 2.1 Tomografo *Advance*: Set di sinogrammi risultanti da una scansione BLANK.

Mediante tale analisi è possibile evidenziare problemi di tipo macroscopico come ad esempio la rottura o il malfunzionamento grave di uno o più blocchi o moduli di rivelazione.

Valutazioni relative a riduzioni più o meno significative nell'efficienza di rivelazione di uno o più blocchi sono difficili da valutare in modo obiettivo in quanto non è possibile porre in diretta relazione tali variazioni di efficienza con la qualità dell'immagine clinica (Fig. 2.2).

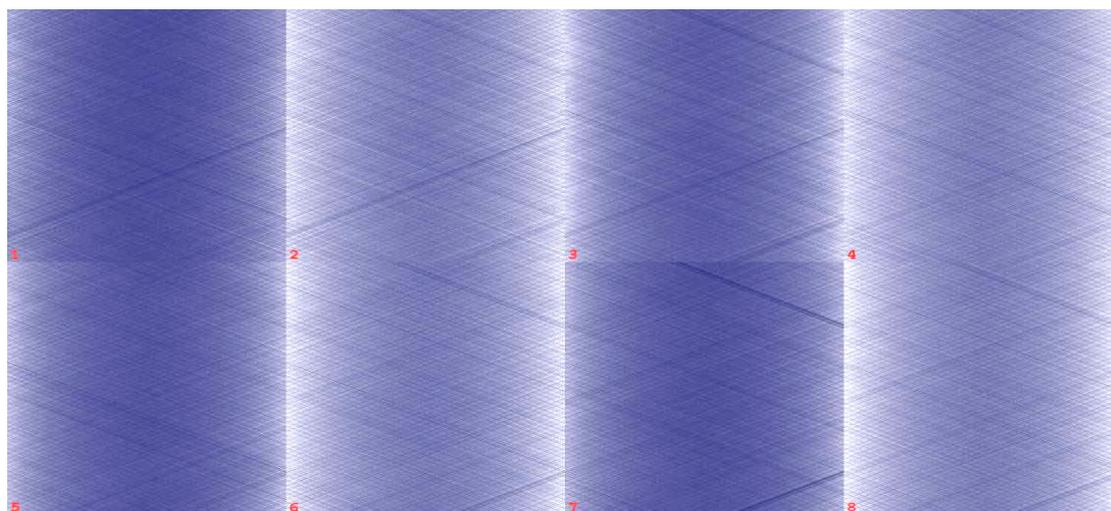


Figura 2.2 Tomografo *Advance* : Set di sinogrammi risultanti da una scansione BLANK in cui si evidenziano diversi cristalli con una ridotta efficienza di rivelazione rispetto alla media.

E' comunque importante tener conto che ad ogni dato di acquisizione clinico viene sempre applicata la correzione di normalizzazione. Tale correzione ha proprio lo scopo di compensare le "normali" differenze nell'efficienza di rivelazione dei diversi cristalli.

Un esempio di come la normalizzazione possa compensare in modo efficace le variazioni di efficienza dei diversi cristalli è mostrato in Fig.2.3 e 2.4.

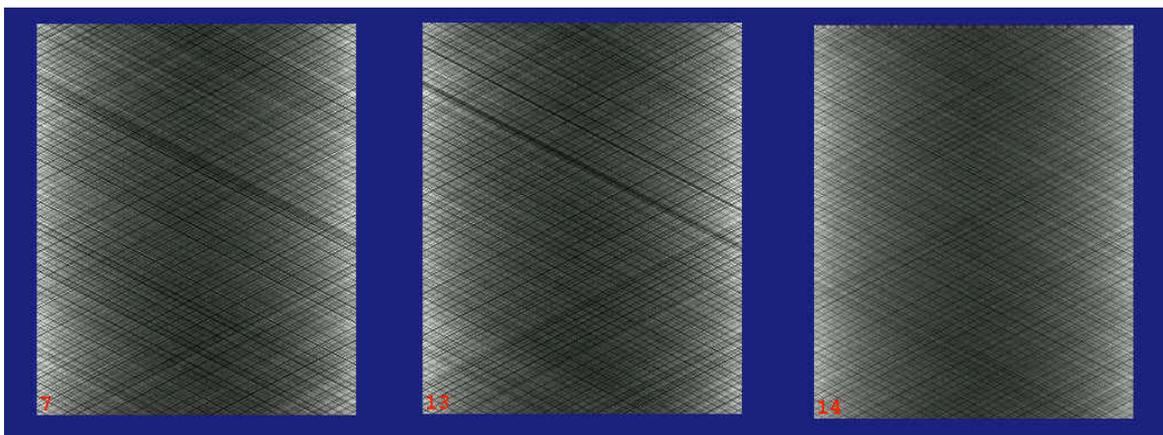


Figura 2.3: Tre piani di un'acquisizione BLANK

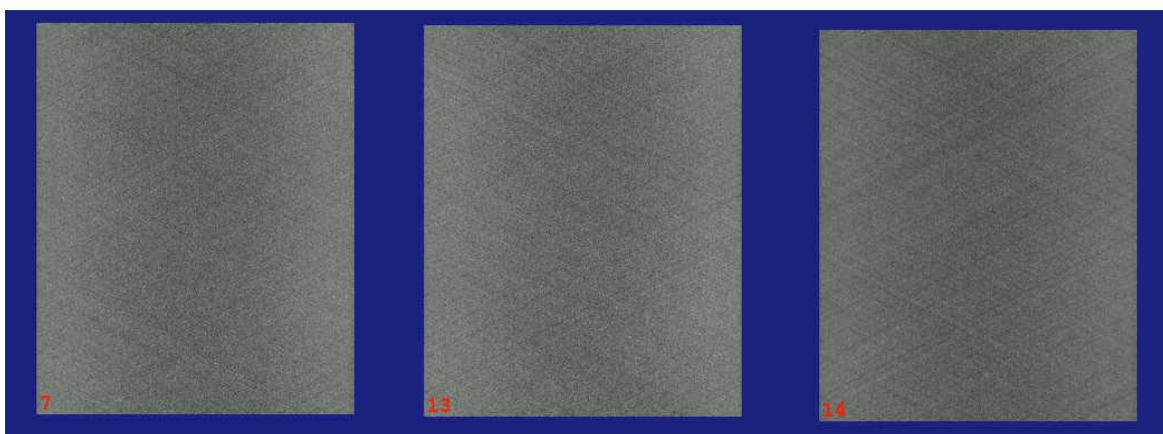


Figura 2.4: Stessi piani dell'acquisizione BLANK di Fig.2.3 "corretti" con il file di normalizzazione in uso.

E' possibile mediante il programma *Investigator* identificare univocamente: cristalli, blocchi e moduli del tomografo che presentino condizioni di conteggio anomale rispetto alla media degli altri rivelatori. E' consigliabile identificare tali rivelatori per monitorarne il comportamento nei giorni successivi al fine di prevenire condizioni di risposta del tomografo PET che ne impediscano l'utilizzo per uso clinico.

2.2.2 TOMOGRAFO INTEGRATO PET/CT *Discovery – LS (D-LS)*

Il CQG del sistema *D-LS* è simile a quello del tomografo *Advance*. Valgono pertanto le stesse considerazioni fatte per il tomografo *Advance*, tranne che per il fatto che per il *D-LS* è sufficiente un'acquisizione di 5 -10 minuti, in quanto i dati di questa acquisizione BLANK non vengono usati per la correzione dell'attenuazione mediante trasmittività, ma solo per il CQG. Nel *D-LS* la correzione per l'attenuazione viene normalmente eseguita utilizzando i dati CT. E' comunque possibile con il *D-LS* effettuare la misura per la correzione dell'attenuazione anche mediante trasmittività utilizzando le due sorgenti radioattive di ^{68}Ge in dotazione al sistema. In tal caso dovrà però essere acquisita una ulteriore scansione BLANK ad alta statistica da utilizzare in fase di ricostruzione dei dati PET (vedi tomografo *Advance*).

2.2.3 TOMOGRAFO INTEGRATO PET/CT *Discovery – ST (D-ST)*

Il CQG del sistema *D-ST* è realizzato utilizzando la sola sorgente radioattiva in dotazione al sistema per le calibrazioni del sistema. La sorgente radioattiva, lunga quanto il campo di vista assiale del tomografo PET, ruota a velocità angolare costante in prossimità dei rivelatori. Durante l'acquisizione del CQG, nulla deve essere interposto nel campo di vista del tomografo PET. La sorgente radioattiva è di ^{68}Ge ed ha un'attività iniziale pari a circa 55 MBq.

Il CQG è eseguito in modo automatico e consiste in una serie di acquisizioni della durata di 1 min effettuate allo scopo di :

- Verificare lo stato delle calibrazioni del sistema.
- Verificare la risposta dei rivelatori per eventi singoli ed in coincidenza.

Acquisizione del CQG

La sequenza della acquisizioni effettuate durante il CQG comprende:

- Acquisizione per la determinazione del tempo di coincidenza.
- Acquisizione per la determinazione del guadagno dei fotomoltiplicatori.
- Acquisizione per la determinazione della discriminazione energetica.
- Acquisizione di una scansione BLANK per la verifica della risposta dei rivelatori.

Analisi ed interpretazione del CQG

Il risultato del CQG consiste in una rappresentazione grafica della risposta di tutti i blocchi di rivelazione del sistema (Fig. 2.5) per quanto riguarda:

- La rivelazione in coincidenza
- La rivelazione per eventi singoli
- Il tempo morto
- Il tempo di coincidenza
- La risposta dei rivelatori in funzione della discriminazione energetica applicata.

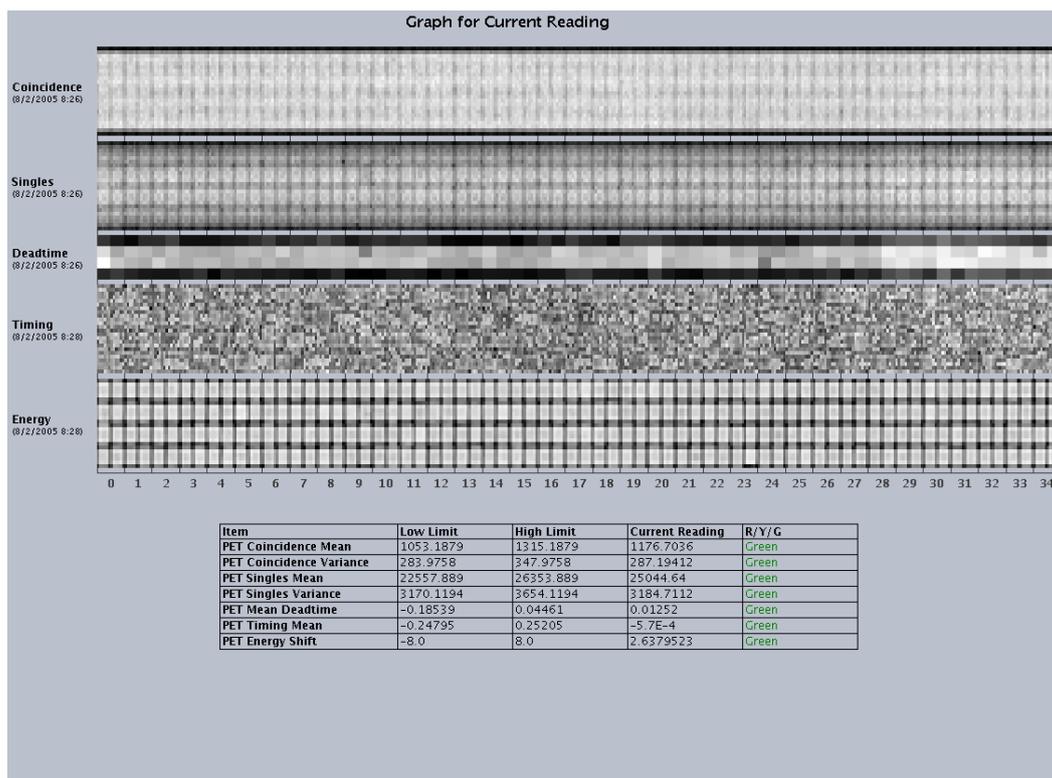


Figura 2.5 Tipico report grafico del CQG per il tomografo PET D-ST.

L'analisi visiva del report grafico del CQG è particolarmente informativa in quanto fornisce una serie di informazioni che permettono, nel caso si evidenzino dei problemi su di un blocco di rivelazione, non solo l'identificazione diretta del blocco in questione ma, attraverso il confronto incrociato delle diverse informazioni, di ottenere importanti informazioni sulla possibile causa del problema.

Il CQG del D-ST fornisce anche dati quantitativi sulla risposta del tomografo PET mediante una serie di parametri come riportato in Tabella 2.1. Il valore di ogni parametro viene confrontato con

quello ottenuto in una scansione di riferimento detta “*Reference QC*” effettuata a seguito di una manutenzione ordinaria del sistema PET in cui siano state effettuate tutte le calibrazioni necessarie a portare il tomografo nelle condizioni operative ottimali. Il *range* di normalità delle possibili variazioni (*Low limit – High Limit*) per ogni parametro analizzato nel test è stabilito dal costruttore. Ogni parametro che risulti entro tali limiti viene segnalato con una scritta verde mentre nel caso il risultato sia fuori dai limiti prestabiliti il parametro verrà segnalato con un colore giallo o rosso.

Dipendentemente dal risultato ottenuto nel CQG seguire le indicazioni suggerite dal costruttore per le azioni conseguenti.

CALIBRAZIONE	CALCOLI ESEGUITI
Coincidenze	Mostra il numero di eventi in coincidenza associati a ciascun cristallo. Questo valore è direttamente correlato alla sensibilità rivelata durante l'acquisizione di un paziente.
PET Coincidence Mean (Media delle Coincidenze PET)	Media delle coincidenze per tutti i cristalli
PET Coincidence Variance (Varianza delle Coincidenze PET)	Deviazione Standard delle coincidenze per tutti i cristalli
Singles (Singoli)	Visualizza il numero di eventi singoli associati a ciascun cristallo
PET Singles Mean (Media degli eventi Singoli PET)	Media degli eventi Singoli per tutti i cristalli
PET Singles Variance (Varianze degli eventi Singoli PET)	Deviazione Standard degli eventi Singoli per tutti i cristalli
DeadTime (TempoMorto)	Visualizza la frazione di tempo in cui ciascun blocco di rivelazione è occupato. Può essere utile per identificare eventuali problemi di rumorosità
PET Mean DeadTime (TempoMorto Medio PET)	Media dei tempi morti di tutti i Blocchi di rivelazione
Timing (Tempo)	Visualizza l'errore di tempo calcolato per ciascun cristallo. Ampie strutture possono indicare la presenza di difetti
PET Timing Mean (Media del Tempo PET)	Regolazione della media dei tempi per tutti i cristalli
Energy (Energia)	Visualizza lo spettro dei picchi di energia per ciascun cristallo

Tabella 2.1 Tabella dei parametri considerati nel CQG del tomografo integrato PET/CT D-ST.

Nonostante il CQG del tomografo D-ST fornisca dati quantitativi relativi allo stato del sistema è sempre consigliabile effettuare anche una ispezione visiva dei sinogrammi acquisiti nella scansione in coincidenza

2.2.4 TOMOGRAFO INTEGRATO PET/CT *Discovery –STE (D-STE)*

Il CQG del sistema integrato PET/CT *D-STE* è uguale a quello del *D-ST*. Valgono quindi le stesse considerazioni fatte per il tomografo integrato *D-ST*.

2.3 TOMOGRAFI PET e TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA SIEMENS

2.3.1 TOMOGRAFI PET: *ECAT EXACT*, *ECAT HR*, *ECAT HR+* ed *ACCEL*

La “famiglia” dei tomografi PET ECAT (ECAT EXACT, ECAT HR, ECAT HR+ ed ACCEL) ha uno stesso CQG che comprende l'acquisizione e l'analisi di una scansione BLANK.

Acquisizione della scansione BLANK

L'acquisizione della scansione BLANK viene effettuata utilizzando le sorgenti radioattive a barre in dotazione al sistema per le misure trasmissive. Le sorgenti ruotano con velocità angolare costante

in prossimità dei rivelatori. Durante l'acquisizione del CQG, nulla deve essere interposto nel campo di vista del tomografo PET.

Le sorgenti radioattive sono di ^{68}Ge ed hanno un'attività compresa in un range di 111-185 MBq. L'acquisizione richiede che vengano rivelati 400 milioni di conteggi.

Analisi della scansione BLANK

L'analisi della risposta dei rivelatori in modo qualitativo è possibile mediante l'ispezione visiva dei sinogrammi della scansione BLANK utilizzando un programma (Sinoviewer), che permette di:

- Identificare in modo univoco ciascun cristallo codificato per blocco/bucket.
- Conoscerne i rivelativi conteggi e quindi individuare quei cristalli che presentino conteggi anomali rispetto ai conteggi medi di tutti i cristalli come segnalato nel report dell'analisi quantitativa di seguito descritta.

L'analisi quantitativa dei sinogrammi della scansione BLANK, parte integrante del protocollo di CQG, analizza i conteggi misurati da ciascun rivelatore e fornisce una serie di parametri correlati allo stato di funzionamento del tomografo. La prima parte dell'analisi confronta, utilizzando la statistica del CHI-QUADRO, i conteggi rivelati da ciascun cristallo nella scansione BLANK corrente con quelli misurati nel BLANK di riferimento definito "Reference BLANK".

I parametri forniti dal confronto dei due sinogrammi sono:

- La varianza media.
- Il numero e le posizioni dei cristalli con conteggi che si differenziano dall'acquisizione di riferimento per più di tre deviazioni standard.

Il "Reference BLANK" è solitamente acquisito dopo la manutenzione ordinaria del tomografo PET in cui siano state effettuate tutte le calibrazioni necessarie a portare il sistema nelle condizioni operative ottimali.

La seconda parte dell'analisi considera solo l'acquisizione del BLANK del giorno e mette a confronto la risposta in conteggio di ciascun blocco rivelatore con la risposta media di tutti i blocchi. In particolare viene determinata la differenza percentuale (Difference%) tra la somma dei conteggi di ciascun blocco e la media delle somme di tutti i blocchi. Nel caso la differenza superi il 10% (in positivo o negativo) il blocco verrà identificato e segnalato per un conteggio anomalo.

Il CQG così effettuato permette di rivelare malfunzionamenti di singoli blocchi di rivelazione, ma è anche sensibile a derive globali nella risposta del tomografo PET. E' consigliabile all'utente identificare tali rivelatori per monitorarne il comportamento nei giorni successivi al fine di prevenire condizioni di risposta del tomografo PET che ne impediscano l'impiego clinico.

Come consigliato dal costruttore i limiti di accettabilità per i parametri calcolati dal CQG sono 2.5 per la varianza media e 20% per la Difference%.

Nel caso siano segnalati uno o più blocchi con Difference% superiori al 20% sarà necessario verificare le calibrazioni e lo stato complessivo ed eseguire le azioni correttive previste dal costruttore per riportare i blocchi entro i limiti di accettabilità e quindi il tomografo in condizioni operative tali da permettere l'attività clinica.

Nel caso la varianza media sia superiore al valore 2.5 e non vengono segnalati blocchi fuori dai limiti di accettabilità viene richiesto di eseguire una nuova normalizzazione del sistema.

2.3.2 TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT: *Biograph BGO* e *LSO* (Tomografi PET ECAT HR+, ACCEL) e *Biograph HiRez*.

In questi sistemi integrati PET/CT il tomografo PET funziona solo ed esclusivamente in modalità 3D e non ha più in dotazione le sorgenti di ^{68}Ge per le misure trasmissive. Il CQG viene effettuato in 3D utilizzando un fantoccio cilindrico (20 cm di diametro x 20 cm di lunghezza) con attività tale da non incorrere in problemi legati al tempo morto di risposta dei rivelatori.

Al fine di garantire una buona riproducibilità del CQG è consigliato l'utilizzo di un fantoccio di ^{68}Ge di tipo solido con attività iniziale di circa 55 MBq.

Acquisizione del fantoccio cilindrico uniforme

Il fantoccio cilindrico viene posizionato al centro del campo di vista del tomografo PET. E' molto importante, per come viene eseguita l'analisi dei risultati del CQ, che il posizionamento del fantoccio sia il più possibile accurato (Fig. 2.6).



Figura 2.6. Fantoccio cilindrico utilizzato per il CQG dei tomografi integrati PET/CT Biograph BGO, Biograph LSO ed HiRez

Il CQG consiste in una acquisizione emissiva (3D) per una statistica di acquisizione complessiva di 200 milioni di conteggi. Qualora il sistema non riveli almeno 20000 conteggi per ogni coppia di cristalli, verrà automaticamente segnalato un messaggio di "warning" al termine della scansione.

Analisi del fantoccio cilindrico uniforme

Al termine della scansione emissiva è possibile, come prima analisi qualitativa, effettuare l'ispezione visiva dei sinogrammi risultanti (Fig.2.7).

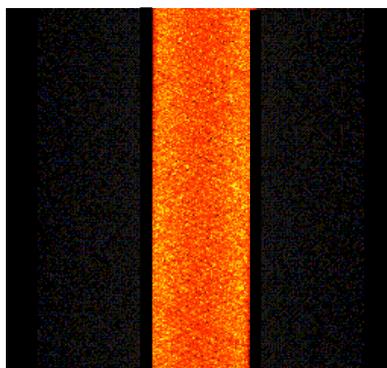


Figura 2.7 Sinogramma di un piano di rivelazione a seguito dell'acquisizione del fantoccio utilizzato per CQG.

L'elaborazione dei dati del fantoccio è identica a quella effettuata sulla scansione BLANK per i sistemi PET: ECAT EXACT, ECAT HR e ECAT HR+ ed ACCEL. Valgono quindi in generale le considerazioni fatte in precedenza per questi tomografi. L'equivalente del "Reference BLANK" è ottenuto utilizzando il fantoccio cilindrico durante la procedura di normalizzazione.

Come per gli altri tomografi della "famiglia" ECAT è disponibile il programma *SinoViewer* che permette di identificare in modo univoco: cristalli, blocchi e moduli che presentino condizioni di conteggio anomale rispetto alla media degli altri rivelatori.

E' consigliabile identificare tali rivelatori per monitorarne il comportamento nei giorni successivi al fine di prevenire condizioni di risposta del tomografo PET che ne impediscano l'utilizzo per uso clinico.

2.4 TOMOGRAFI PET e TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA PHILIPS

2.4.1 TOMOGRAFO C-PET Plus

Il CQG del tomografo C-PET prevede:

- Inizializzazione dell'intero sistema.
- Acquisizione ed analisi dei valori di base.
- Acquisizione ed analisi dei guadagni dei fotomoltiplicatori.
- Acquisizione ed analisi del test per l'energia.
- Acquisizione dati emissivi ed analisi dei sinogrammi.
- Acquisizione di una scansione BLANK ed analisi dei sinogrammi.

Acquisizione del CQG

Per l'esecuzione del CQG viene utilizzata una sorgente di ^{22}Na (attività di circa 3.7MBq) posizionata al centro del campo di vista, su un apposito supporto fornito dalla ditta (Fig 2.8).

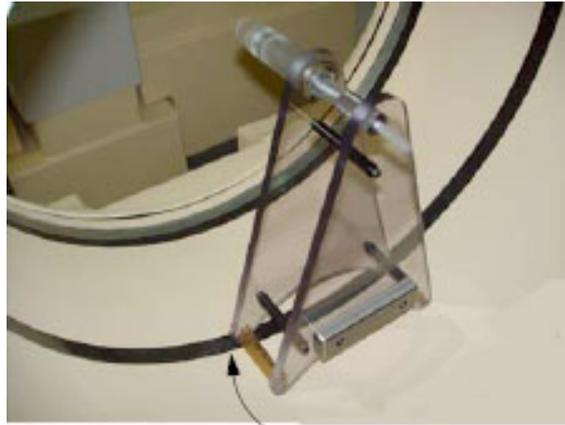


Figura 2.8 Supporto e sorgente per il CQG

Una volta iniziato il test il sistema esegue in successione ed in modo automatico:

Inizializzazione dell'intero sistema

Viene effettuata una inizializzazione *hardware* e *software* dell'intero sistema, per una verifica funzionale dello stesso.

Acquisizione ed analisi dei valori di base

I dati del giorno vengono comparati con quelli del giorno precedente e la massima differenza tra i valori di base viene confrontata con un limite definito.

Acquisizione ed analisi del test per l'energia

Scopo di questo test è la verifica delle curve di Energia Locale e Globale per ogni rivelatore, il calcolo del picco, della FWHM e del centroide.

Acquisizione ed analisi dei guadagni dei fotomoltiplicatori

Questo test prevede la misura del guadagno di ogni fotomoltiplicatore e successiva comparazione con valori di riferimento, di cui vengono riportate le deviazioni.

Acquisizione dati emissivi ed analisi dei sinogrammi

I dati emissivi vengono raccolti effettuando un'acquisizione di due minuti della sorgente puntiforme di ^{22}Na , posizionata al centro del campo di vista.

Analisi del CQG

L'analisi effettuata nel CQG sui sinogrammi emissivi (Fig.2.9) permette di verificare il corretto funzionamento dei rivelatori ed è anche in grado di evidenziare se siano necessarie ulteriori specifiche calibrazioni (es. rimozione di eventuali distorsioni) per ottimizzare le prestazioni del sistema.

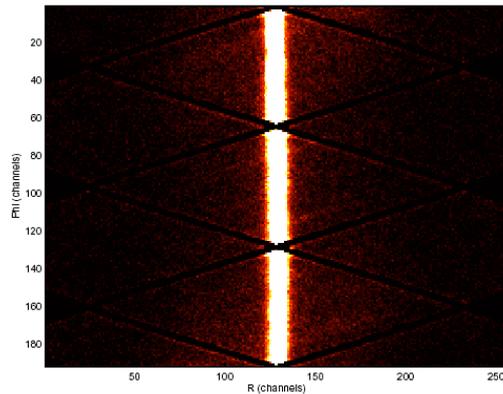


Fig.2.9: Sinogramma

Acquisizione di una scansione BLANK ed analisi dei sinogrammi

Il CQG di questo sistema comprende anche una acquisizione BLANK che consiste in due rotazioni di una sorgente puntiforme di ^{137}Cs in prossimità dei rivelatori. Questo test serve a verificare il corretto funzionamento delle componenti necessarie alle misure trasmissive. La sorgente ruota con velocità angolare costante. Durante l'acquisizione del BLANK, nulla deve essere interposto nel campo di vista del tomografo PET. L'attività della sorgente di ^{137}Cs è di 740MBq. Anche in questo caso al termine della scansione BLANK si ha l'analisi automatica dei sinogrammi acquisiti.

Al termine del completo CQG i risultati dei diversi test sono riportati in un *Log file* giornaliero; per ogni test sono possibili diversi livelli di messaggi (PASSED, NOTICE, WARNING e FAILED), secondo l'esito del controllo. Il risultato di ogni test viene anche visualizzato nell'interfaccia utente del CQG (Fig.2.10).

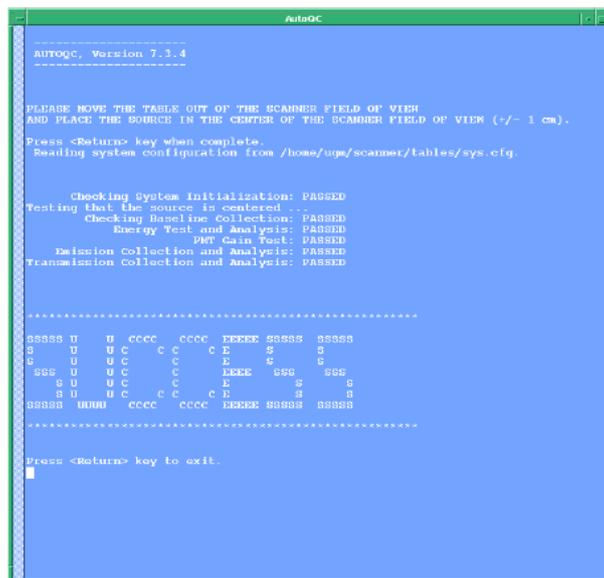


Figura 2.10: Interfaccia utente del programma per il CQG

Dipendentemente dal risultato ottenuto nei diversi test del CQG (PASSED, NOTICE, WARNING e FAILED) seguire le indicazioni suggerite dal costruttore per le azioni conseguenti.

2.4.2 TOMOGRAFO PET *Allegro*

Il CQG del tomografo PET *Allegro* è simile a quello del tomografo C-PET Plus nella sua realizzazione generale. Il CQG comprende infatti : inizializzazione del sistema, acquisizione delle condizioni di base (Base Line), calibrazione del guadagno dei fotomoltiplicatori, analisi e test dell'energia ed infine acquisizione ed analisi del sinogramma emissivo. Va però ricordato che la configurazione dei rivelatori è diversa da quella del tomografo C-PET Plus e quindi anche l'analisi delle acquisizioni EMISSIVA e BLANK è diversa da quella effettuata nel tomografo C-Plus.

2.4.3 TOMOGRAFO INTEGRATO PET/CT *Gemini*

Il CQG del sistema integrato PET/CT *Gemini* è uguale a quello del tomografo *Allegro*. Va infatti ricordato che il tomografo PET integrato nel sistema *Gemini* è proprio l'*Allegro*.

2.4.4 TOMOGRAFO INTEGRATO PET/CT *Gemini-GXL*

Il CQG del sistema *Gemini-GXL* è simile a quello del tomografo *Gemini* nella sua realizzazione generale. Il CQG comprende infatti: inizializzazione del sistema, acquisizione delle condizioni di base (Base Line), calibrazione del guadagno dei fotomoltiplicatori, analisi e test dell'energia ed infine acquisizione ed analisi del sinogramma emissivo. Va però ricordato che il sistema *Gemini-GXL* non dispone della sorgente di ^{137}Cs per le misure in trasmissione pertanto il CQG non comprende la parte di test relativa all'acquisizione della scansione BLANK e relativa analisi quantitativa dei sinogrammi risultanti.

Come per gli altri sistemi è sempre importante al termine del CQG effettuare una ispezione visiva dei sinogrammi emissivi acquisiti.

Una volta terminata l'acquisizione emissiva i dati grezzi vengono automaticamente riordinati ed interpolati dal programma *AutoQC* e risultano quindi direttamente accessibili per l'analisi qualitativa (Fig. 2.11).

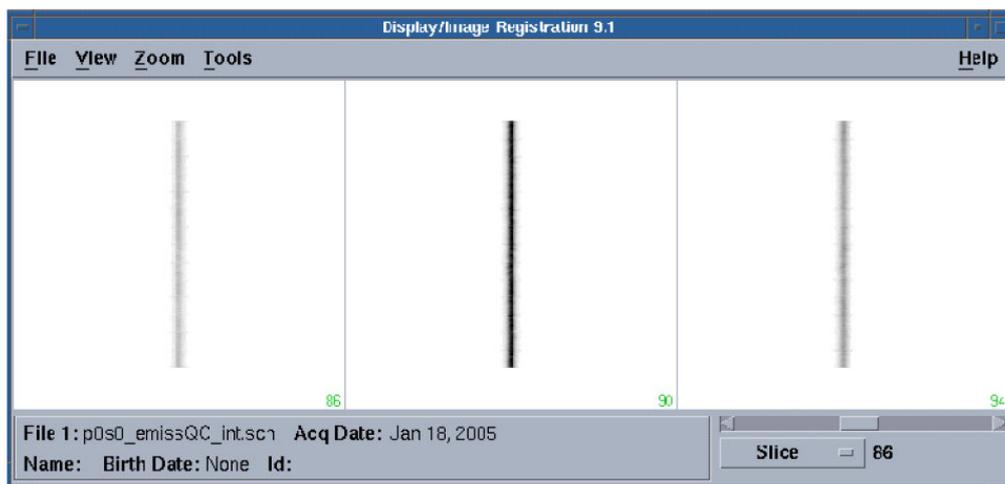


Figura 2.11 Esempio di finestra di visualizzazione del sinogramma emissivo del CQG

In una condizione di normale funzionamento del sistema l'immagine della sorgente puntiforme deve presentarsi come un sinogramma continuo e non mostrare deviazioni in direzione orizzontale. Nel caso siano evidenziate deviazioni, interruzioni più o meno grandi nella linea dei dati di acquisizione o linee ondegianti (Fig. 2.19) sarà necessario procedere ad una analisi più approfondita dello stato del sistema prima di poter iniziare l'attività clinica.

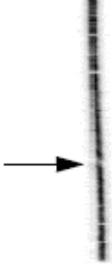
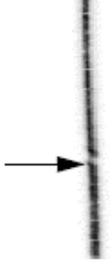
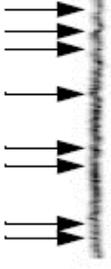
Superato	Avviso	Avvertenza	Non superato
			
Gli spazi vuoti tra i segmenti sono normali.	Visualizza deviazioni minime dal sinogramma normale.	Visualizza deviazioni più significative da un sinogramma normale.	Visualizza numerose deviazioni minime da un sinogramma normale.

Figura 2.12 Esempi di sinogrammi emissivi del CQG

E' possibile inoltre verificare tutti i *Log files* associati alle diverse calibrazioni eseguite dal sistema durante il controllo di qualità. Tali *Log Files* sono direttamente accessibili ed analizzabili in quanto semplici *files* di testo.

Dipendentemente dal risultato ottenuto nei diversi test del CGQ (PASSED, NOTICE, WARNING e FAILED) seguire le indicazioni suggerite dal costruttore per le azioni conseguenti.

2.5 CONSIDERAZIONI GENERALI SUL CQG

Indipendentemente dal tomografo PET è buona norma effettuare giornalmente il controllo delle condizioni ambientali nella stanza in cui opera il tomografo. I sistemi PET e PET/CT risultano sensibili in particolare alle variazioni della temperatura ambientale. Condizioni ambientali non ottimali possono influire sulla risposta del sistema al punto tale da rendere difficili alcuni calibrazioni o addirittura produrre artefatti nelle immagini ricostruite. E' quindi buona norma registrare in tempo reale e su tutte le 24 ore le condizioni ambientali (Temperatura e Umidità) della stanza in cui opera il tomografo. Si consiglia di tenere nella stanza del tomografo un Termogrometro che permetta di registrare e di monitorare costantemente le condizioni ambientali e se possibile adottare dei semplici allarmi che si attivino qualora vengano superati i limiti di tollerabilità ammessi per il sistema in uso.

3. PRE-REQUISITI AI CONTROLLI DI QUALITA' PERIODICI (CQP)

3.1 INTRODUZIONE

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.

Indipendentemente dal tomografo in esame, si ritiene che i CQP dovrebbero essere sempre preceduti una sessione di manutenzione preventiva del sistema in cui vengano effettuate le calibrazioni e le operazioni correttive tali da portare il tomografo PET nelle condizioni ottimali di funzionamento.

In particolare, oltre alle specifiche calibrazioni periodiche (es. guadagno dei fotomoltiplicatori, etc) richieste dal costruttore, è buona norma acquisire periodicamente i *files* di correzione che vengono normalmente utilizzati in fase di ricostruzione delle immagini quali:

- NORMALIZZAZIONE 2D / 3D
- ECAT CALIBRATION FACTOR - ECF (per i sistemi Siemens) 2D / 3D
- WELL COUNTER (per i sistemi General Electric) 2D / 3D
- STANDARD UPTAKE VALUE - SUV (per i sistemi Philips) 3D

Correzione di NORMALIZZAZIONE

Scopo della correzione è di correggere i dati di acquisizione emissivi PET per le variazioni in efficienza delle diverse linee di risposta (LORs) in ogni sintogramma. Per poter misurare le differenze in efficienza delle LORs si deve esporre ogni coppia di rivelatori alla stessa sorgente radioattiva, per uno stesso tempo di misura e nelle identiche condizioni geometriche di acquisizione. E' quindi necessario effettuare tale misura mediante l'utilizzo di sorgenti geometricamente semplici e ben definite. Altro importante fattore da considerare nell'acquisizione di è che la statistica dei conteggi rivelati per ogni singola LOR deve essere tale da garantire che le differenze statistiche siano mantenute entro il 5%.

Files di CORREZIONE (ECF, WELL-COUNTER, SUV)

Scopo di questi files di correzione è in generale di:

- Rimuovere le variazioni di sensibilità assiale tra i diversi piani di acquisizione (sia in configurazione 2D che 3D).
- Instaurare la corrispondenza tra conteggi e concentrazione di attività al fine di poter ottenere una quantificazione assoluta dei dati PET.

Tali operazioni (calibrazioni e correzioni) non devono essere considerate alla stregua dei controlli di qualità, ma devono costituire un pre-requisito, in quanto la qualità dell'immagine finale dipende non solo dalla risposta del sistema in un dato momento, ma anche dalle correzioni che vengono applicate al dato di acquisizione in fase di ricostruzione delle immagini. E' quindi necessario che non solo il tomografo PET sia nelle condizioni ottimali per la realizzazione degli studi clinici ma anche che le correzioni in uso siano adeguate allo stato del sistema in quel momento.

Anche per questo tipo di operazioni non è possibile standardizzare una unica procedura di riferimento in quanto ogni sistema utilizza tecniche, fantocci e sorgenti radioattive diverse per la loro realizzazione.

Nell'ambito di questo protocollo si raccomanda di eseguire come pre-requisito ai CQP:

- Le calibrazioni previste costruttore per la manutenzione del sistema che rientrano nelle scadenze trimestrali del protocollo di CQ qui proposto.
- Le correzioni sopra indicate a frequenza trimestrale.

Tutte le operazioni (calibrazioni e correzioni) dovranno essere eseguite secondo le modalità richieste e descritte dal costruttore nei rispettivi manuali operativi di ogni sistema PET.

Nell'ambito di questo documento sono stati analizzati, nelle loro linee generali, i protocolli di calibrazione e di correzione utilizzati per la manutenzione dei più importanti e diffusi sistemi PET e PET/CT.

3.2 TOMOGRAFI PET e TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA GENERAL ELECTRIC

3.2.1 TOMOGRAFO PET *Advance*

CALIBRAZIONI

Le principali calibrazioni richieste per il tomografo PET *Advance* comprendono:

Guadagno dei Fotomoltiplicatori (PMT GAIN)

Scopo di questa calibrazione è di determinare i guadagni ottimali da applicare ai fotomoltiplicatori (PMT) di tutti i blocchi di rivelazione del tomografo PET.

Tempo di Coincidenza (COINCIDENCE TIME CALIBRATION (CTC))

Scopo di questa calibrazione è di compensare le differenze temporali nell'arrivo di due segnali in coincidenza processati separatamente come eventi singoli.

Mappe di Posizione degli Eventi (CRYSTAL MAP)

Scopo di questa calibrazione è di creare una mappa spaziale ottimale dei cristalli costituenti un blocco di rivelazione che permetta di assegnare univocamente gli eventi rivelati nel blocco stesso.

Soglie Energetiche (ENERGY)

Scopo di questa calibrazione è di determinare la posizione ottimale delle soglie energetiche inferiore e superiore rispetto al picco di rivelazione delle radiazioni (511 keV) per ogni singolo cristallo di rivelazione.

Nell'ambito di questo protocollo si raccomanda di eseguire come pre-requisito ai CQP le calibrazioni previste dal costruttore che rientrano nella frequenza trimestrale di manutenzione del sistema secondo le modalità descritte nei rispettivi manuali operativi del tomografo PET.

CORREZIONI

Correzione di NORMALIZZAZIONE

L'acquisizione per la normalizzazione è effettuata acquisendo eventi in coincidenza generati da una sorgente radioattiva in dotazione al sistema ed utilizzata anche per le diverse calibrazioni del tomografo. La sorgente radioattiva (lunga quanto il campo di vista assiale del tomografo PET) ruota a velocità angolare costante in prossimità dei rivelatori PET. Durante l'acquisizione nulla deve essere interposto nel campo di vista del tomografo.

La sorgente radioattiva è di ^{68}Ge ed ha un'attività iniziale pari a circa 55 MBq.

La necessità di acquisire una statistica di eventi molto alta utilizzando una sorgente a bassa attività fa sì che la durata della misura sia in generale molto lunga: almeno 12 ore quando la sorgente è alla massima attività e poi per tempi sempre più lunghi a compensare il decadimento naturale delle sorgenti per una pari statistica di conteggio.

L'acquisizione per la normalizzazione è eseguita in modalità 2D.

Al termine dell'acquisizione di normalizzazione bisogna sempre eseguire un'ispezione visiva (qualitativa) dei sinogrammi prima di effettuare l'installazione della nuova correzione di normalizzazione.

Correzione di WELL COUNTER 2D e 3D (WC-2D, WC-3D)

L'acquisizione dei WC-2D e/o WC-3D viene eseguita mediante l'utilizzo di un fantoccio cilindrico (20 cm di diametro x 20 cm di lunghezza). Tale fantoccio viene riempito con una soluzione omogenea di ^{18}F ed acqua.

L'attività utilizzata per il WC-2D è di 92.5MBq, mentre per il WC-3D è di 18.5MBq.

In entrambe le misure (WC-2D e WC-3D) il fantoccio viene posizionato al centro del campo di vista del tomografo ed acquisito per 30 min.

La procedura per il calcolo del fattore di WC-3D comprende anche una acquisizione per la determinazione della correzione geometrica 3D. Tale acquisizione consiste in una scansione BLANK.

E' importante in fase di preparazione del test:

- Misurare (mediante un calibratore di dose accuratamente calibrato) l'attività da inserire nel fantoccio ed il tempo in cui si effettua tale misura.
- Verificare che gli orologi del tomografo e dello strumento con cui si misura l'attività siano sincronizzati.
- Misurare il residuo di attività rimasto in siringa dopo la somministrazione nel fantoccio ed il tempo in cui si effettua tale misura.
- Conoscere il volume del fantoccio di misura.

Tutti questi dati dovranno essere utilizzati in fase di elaborazione dei dati per il calcolo dei fattori WC-2D e WC-3D.

Terminate le acquisizioni, i dati dei fantocci vengono ricostruiti ed elaborati per la generazione dei corrispondenti files di correzione. I fattori di correzione di WC devono essere determinati utilizzando lo stesso protocollo di ricostruzione con cui saranno anche ricostruite le immagini cliniche.

Nel caso in ambito clinico siano utilizzati protocolli di ricostruzione diversi dovranno essere generati i corrispondenti fattori di WC.

Alla fine della generazione del nuovo WC verificarne il *trend* in relazione ai valori ottenuti nelle precedenti calibrazioni. Questo confronto permette di evidenziare possibili errori commessi nella realizzazione del nuovo valore di WC ma anche possibili graduali derive nella risposta del sistema.

Per i dettagli nella realizzazione pratica delle misure di correzione (preparazione dell'attività e relativa tolleranza, preparazione del fantoccio e suo posizionamento, tempo di acquisizione, statistica di acquisizione, elaborazione dei dati) riferirsi alle modalità descritte dal costruttore nei rispettivi manuali operativi del tomografo PET.

3.2.2 TOMOGRAFO Integrato PET/CT *Discovery-LS (D-LS)*

Le procedure di calibrazione e di correzione del sistema D-LS sono uguali a quelle del tomografo *Advance*. Valgono pertanto le stesse considerazioni fatte per il tomografo *Advance*.

3.2.3 TOMOGRAFO Integrato PET/CT *Discovery-ST (D-ST)*

Le procedure di calibrazione e di correzione del sistema D-LS sono simili a quelle del tomografo *Advance*. Valgono pertanto le stesse considerazioni fatte per il tomografo *Advance*.

3.2.4 TOMOGRAFO Integrato PET/CT *Discovery -STE (D-STE)*

Le procedure di calibrazione e di correzione del sistema D-STE sono simili a quelle del tomografo *Advance*. Valgono pertanto le stesse considerazioni per il tomografo *Advance*.

3.3 TOMOGRAFI PET e TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA SIEMENS

3.3.1 TOMOGRAFI PET: *ECAT EXACT, ECAT HR, ECAT HR+ ed ACCEL*

La "famiglia" dei tomografi PET ECAT (ECAT EXACT, ECAT HR, ECAT HR+ ed ACCEL) richiede simili calibrazioni e correzioni.

CALIBRAZIONI

Constant Fraction Discriminator (CFD)

Ha lo scopo di stabilire la soglia (CFD-Threshold) per determinare se un segnale generato dal PMT ha un'ampiezza tale da giustificare un successivo processo. Il valore della soglia è testato in maniera elettronica senza necessità di sorgenti nel campo di vista.

XY Setup

Serve a creare la mappa delle coordinate spaziali associate a ciascun cristallo del blocco.

BLOCK Set-Up

E' un processo multifase. Viene eseguito con sorgente radioattiva lineare nel centro del gantry per irraggiare in modo uniforme tutti i rivelatori e serve a calibrare il guadagno dei fotomoltiplicatori (PMT AMPLIFIER GAIN) per ogni blocco e a creare le mappe di posizione ed energia degli eventi (CRYSTAL PEAK LOCATION and CRYSTAL ENERGY) per ciascun cristallo costituente un blocco di rivelazione per permettere di assegnare univocamente gli eventi rivelati nel blocco stesso come singoli.

Alignone

Completate le precedenti calibrazioni di Detector Setup è necessaria questa ulteriore calibrazione del blocco per compensare le differenze temporali nell'arrivo di due segnali in coincidenza processati separatamente come eventi singoli da blocchi contrapposti. Un corretto allineamento temporale di uno scanner consente, infatti, di usare una finestra di coincidenza più breve, riducendo il numero di eventi random di coincidenza rivelati dal processore di coincidenza.

Nell'ambito di questo protocollo si raccomanda di eseguire come pre-requisito ai CQP le calibrazioni previste dal costruttore che rientrino nella frequenza trimestrale di manutenzione del sistema secondo le modalità descritte nei rispettivi manuali operativi del tomografo PET.

CORREZIONI

Correzione di NORMALIZZAZIONE

In questi sistemi per ciascuna modalità di acquisizione (2D e 3D) esistono due distinte procedure di normalizzazione. Il protocollo prevede infatti l'acquisizione di un fantoccio di ^{68}Ge uniforme (20 cm di diametro x 20 cm di lunghezza) di tipo solido con attività di circa 111 MBq e 37 MBq per 2D e 3D rispettivamente. Il fantoccio viene posizionato nel centro del campo di vista del tomografo ed acquisito per il tempo necessario a rivelare 200 milioni di conteggi.

Terminate le acquisizioni eseguire un'ispezione visiva (qualitativa) dei sinogrammi e del profilo d'attività nel piano (Fig.3.1), prima di salvare i risultati nei file di normalizzazione 2D Norm e 3D Norm da utilizzare poi in fase di ricostruzione dei dati emissivi PET

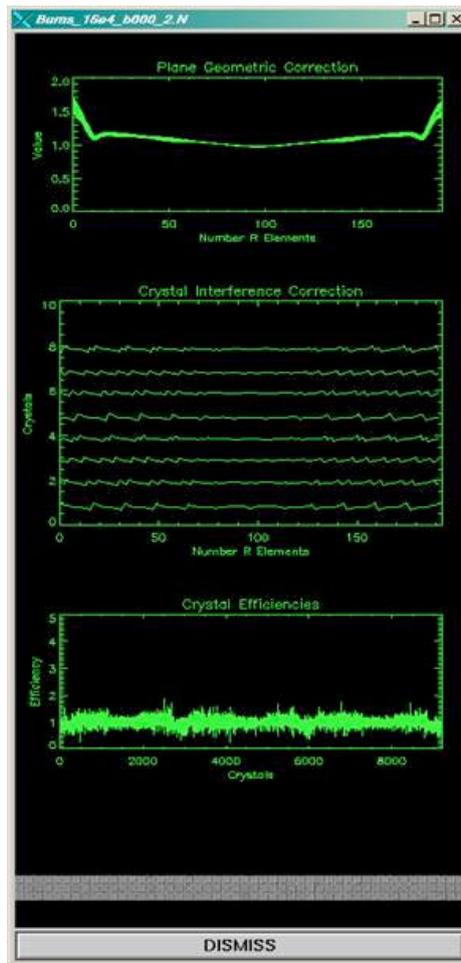


Figura 3.1 Finestra di visualizzazione dei risultati di normalizzazione

A seguito di una nuova normalizzazione viene richiesto di effettuare la generazione di un nuovo fattore di calibrazione per gli studi emissivi (ECF).

ECAT Calibration Factor (ECF)

La misura dei fattori ECF-2D ed ECF-3D viene eseguita utilizzando gli stessi fantocci della normalizzazione. Come per la misura di normalizzazione i fantocci vengono posizionati al centro del campo di vista del tomografo. L'acquisizione viene effettuata per un tempo necessario a rivelare una statistica di 100 milioni di conteggi.

Terminate le acquisizioni i dati dei fantocci vengono ricostruiti elaborati per la generazione dei corrispondenti files di correzione.

E' importante che fattori di correzione ECF siano determinati utilizzando il protocollo di ricostruzione più frequentemente utilizzato nella pratica clinica.

Alla fine della generazione del nuovo ECF verificarne il *trend* in relazione ai valori ottenuti nelle precedenti calibrazioni. Questo confronto permette di evidenziare possibili errori commessi nella realizzazione del nuovo valore di ECF ma anche possibili graduali derive nella risposta del sistema.

Per i dettagli nella realizzazione pratica delle misure di correzione (preparazione dell'attività e relativa tolleranza, preparazione e disposizione del fantoccio, tempo di acquisizione, statistica di acquisizione, elaborazione dei dati) riferirsi alle modalità descritte dal costruttore nei rispettivi manuali operativi del tomografo PET.

3.3.2 TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT: *Biograph (BGO e LSO) e Biograph HiRez*

Le procedure di calibrazione e di correzione dei sistemi *BIOGRAPH (BGO e LSO)* sono simili a quelle richieste per la “famiglia” dei tomografi *PET ECAT (ECAT EXACT, ECAT HR, ECAT HR+ ed ACCEL)*. Infatti, va ricordato che i tomografi PET all'interno dei sistemi *Biograph BGO e Biograph LSO* sono i tomografi *ECAT HR+ ed ACCEL* rispettivamente. Tuttavia, le procedure di Normalizzazione, ECF (Emission Calibration Factor) e creazione del reference blank, sono attuate attraverso un'unica acquisizione del fantoccio cilindrico di Ge-68, ed il display dei risultati presenta alcune modifiche rispetto ai tomografi PET dedicati, come visualizzato nelle figure 3.2 e 3.3.

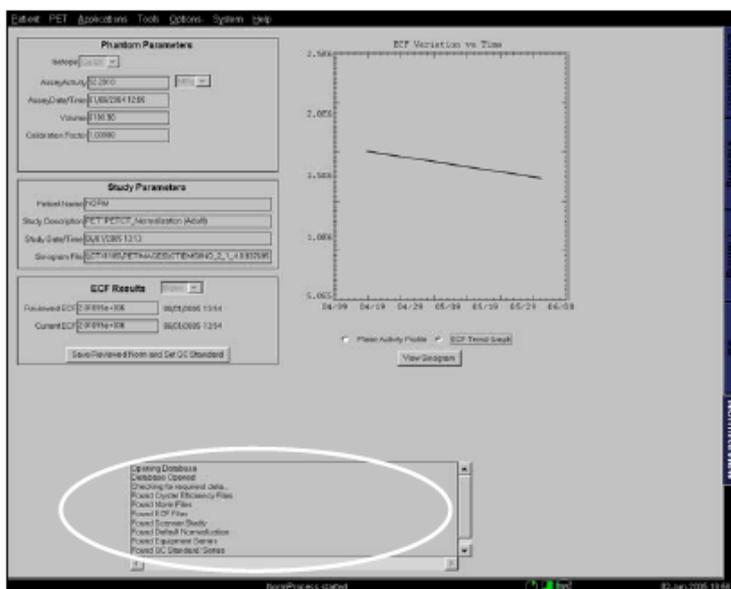


Figura 3.2 Finestra di visualizzazione dei risultati di normalizzazione

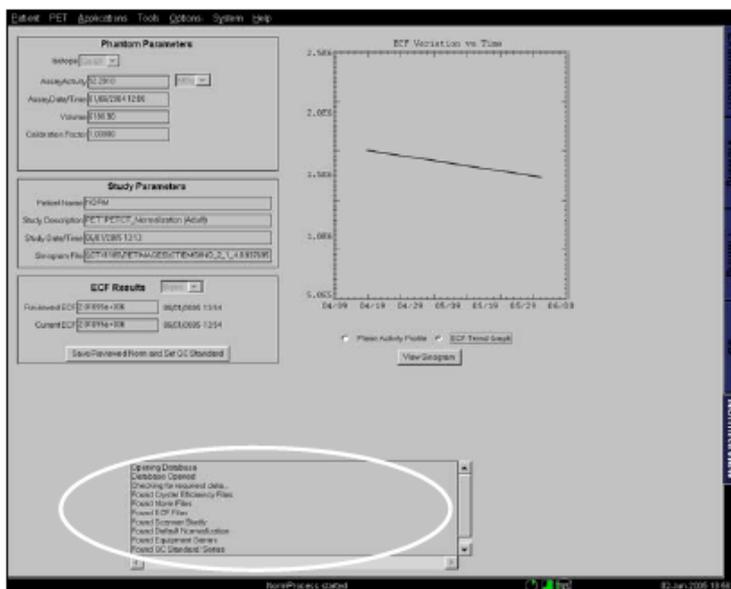


Figura 3.3 Finestra di visualizzazione del fattore ECF.

3.4 TOMOGRAFI PET e TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA PHILIPS

3.4.1 TOMOGRAFO C-PET Plus

Le calibrazioni e le correzioni richieste per questo Tomografo comprendono:

CALIBRAZIONI

Preamp and sumamp offset

Tale calibrazione ha lo scopo di sintonizzare gli offset dei preamp e dei summing amplifiers, dando origine ad un valore di base di riferimento.

CFD (Constant Fraction Discriminator) THRESHOLD

La calibrazione della soglia della CFD ha lo scopo di stabilire il valore minimo dell'energia richiesto per avviare il processo di rivelazione dell'evento.

Tali soglie richiedono correzioni periodiche, al fine di compensare i cambiamenti dei guadagni dei fotomoltiplicatori.

Ampiezza dell'impulso di Coincidenza (COINCIDENCE PULSE WIDTH)

Tale calibrazione è finalizzata a definire l'ampiezza dell'impulso di coincidenza.

Tempo di Coincidenza (COINCIDENCE TIMING)

Scopo di questa calibrazione è allineare i segnali di coincidenza per tutti i canali, regolando i ritardi. Tale calibrazione risulta essere altamente dipendente dagli offsets degli amplificatori somma e dovrebbe quindi essere sempre preceduta da una correzione dell'offset.

Guadagno dei Fotomoltiplicatori (GAIN)

Questa calibrazione ha lo scopo di regolare il guadagno di tutti i fotomoltiplicatori.

Rimozione delle Distorsioni (DISTORTION REMOVAL)

La calibrazione della rimozione delle distorsioni è una calibrazione spaziale che converte le posizioni degli eventi misurati nelle posizioni reali, fisiche sulla superficie del rivelatore.

Al fine di rimuovere errori sistematici, vengono quindi aggiunti offsets bidimensionali ai valori di posizione calcolati.

Calibrazione / Correzion per l' Energia (ENERGY CORRECTION)

La correzione per l'energia dipende dai cambiamenti del guadagno, e deve quindi essere eseguita periodicamente in concomitanza di shift dei guadagni dei fotomoltiplicatori.

Nell'ambito di questo protocollo si raccomanda di eseguire come pre-requisito ai CQP le calibrazioni previste dal costruttore che rientrino nella frequenza trimestrale di manutenzione del sistema secondo le modalità descritte nei rispettivi manuali operativi del tomografo PET

CORREZIONI

BLANK Scan

L'acquisizione BLANK consiste nell'acquisizione di eventi singoli generati da una sorgente puntiforme che ruota a velocità angolare costante in prossimità dei rivelatori.

Durante l'acquisizione BLANK nulla deve essere interposto nel campo di vista del tomografo PET.

La sorgente utilizzata, in dotazione al sistema, è di ^{137}Cs con un'attività pari a circa 740 MBq.

La scansione BLANK deve essere eseguita ogni volta che viene effettuata la correzione di normalizzazione.

NORMALIZZAZIONE

Nel tomografo C-PET plus le variazioni di efficienza dei rivelatori sono in particolare associate a cambiamenti nella risposta dei fotomoltiplicatori (PMT).

In particolare i cambiamenti di guadagno dei PMT influenzano la risposta dei rivelatori in due diversi modi:

- Spazialmente: l'errato posizionamento degli eventi sposta conteggi da una parte all'altra del rivelatore.
- In termini di sensibilità: come il guadagno di un PMT cambia, così si modifica l'energia degli eventi vicini a tale PMT. Ciò può spostare conteggi al di fuori delle finestre energetiche, provocando un cambiamento locale in termini di sensibilità.

L'acquisizione di normalizzazione viene effettuata utilizzando un fantoccio cilindrico (20 cm di diametro x 30 cm di lunghezza). Tale fantoccio viene riempito con un'attività di circa 28MBq di ^{18}F e posizionato al centro del FOV del tomografo.

La scansione di normalizzazione richiede che vengano acquisiti 250 milioni di conteggi.

Al termine dell'acquisizione effettuare sempre una ispezione visiva (qualitativa) dei sinogrammi prima di installare la nuova mappa di normalizzazione.

CALIBRAZIONE E CONVALIDA DEI VALORI DI CAPTAZIONE STANDARD (SUV)

I valori di captazione standard (SUV) esprimono il rapporto tra la concentrazione dell'attività in una struttura (fantoccio) e la concentrazione media in un corpo intero.

Per ottenere i valori SUV, è necessario calibrare periodicamente lo scanner per convertire i conteggi per pixel in concentrazioni di attività. Il SUV viene calcolato per una parte specifica dell'immagine in base al peso del paziente e alla quantità di attività iniettata.

La fase di calibrazione SUV include:

- Preparazione e posizionamento del fantoccio per una scansione di calibrazione SUV.
- Il fantoccio utilizzato è cilindrico (20 cm di diametro x 30 cm di lunghezza) (Fig. 3.3).
- L'attività da utilizzare per la generazione del fattore SUV è di 74MBq.
- Acquisizione di una scansione di calibrazione. La scansione di calibrazione comprende la scansione dinamica di 20 sequenze, che impiega circa 11 ore. È possibile acquisire la scansione durante la notte. Una volta terminata l'acquisizione devono essere effettuate le ricostruzioni secondo:
 - Ricostruzione della scansione usando il metodo di ricostruzione clinico.
 - Generazione di una tabella di calibrazione corrispondente.

Nel caso siano utilizzati diversi algoritmi e/o parametri di ricostruzione dovranno essere generate più tabelle di calibrazione corrispondenti.

La fase di convalida del parametro SUV include:

- Preparazione e posizionamento del fantoccio per una scansione di convalida SUV
- L'attività da utilizzare per la generazione del fattore SUV è di 18-28MBq.
- Acquisizione di una scansione di convalida
- Ricostruzione della scansione usando il metodo di ricostruzione clinico
- Verifica della calibrazione SUV

Nel caso in ambito clinico siano utilizzati protocolli di ricostruzione diversi dovranno essere generati i corrispondenti fattori SUV.

Nell'ambito di questo protocollo si propone di eseguire la generazione di un nuovo fattore SUV ogni sei mesi come richiesto dal costruttore e di eseguire la convalida del fattore SUV nell'ambito dei CQP del sistema a frequenza trimestrale.

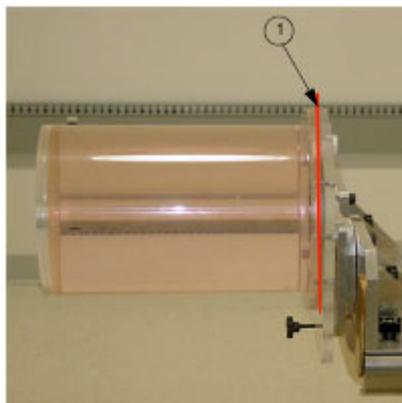


Figura 3.3 Fantoccio per la calibrazione e convalida del fattore SUV

Una volta eseguita l'acquisizione di calibrazione SUV l'analisi dei dati per la generazione delle tabelle avviene mediante il programma *Calgen*.

Alla fine della generazione del nuovo SUV verificarne il *trend* in relazione ai valori ottenuti nelle precedenti calibrazioni. Questo confronto permette di evidenziare possibili errori commessi nella realizzazione del nuovo valore di WC ma anche possibili graduali derive nella risposta sistema.

Per i dettagli nella realizzazione pratica delle misure di correzione (preparazione dell'attività e relativa tolleranza, preparazione e posizionamento del fantoccio, tempo di acquisizione, statistica di acquisizione, elaborazione dei dati) riferirsi alle modalità descritte dal costruttore nei rispettivi manuali operativi del tomografo PET.

3.4.2 TOMOGRAFO Allegro

Le calibrazioni e la correzioni del tomografo PET Allegro sono simili a quelle del tomografo C-PET Plus nella loro realizzazione generale. Valgono quindi in generale le considerazioni fatte per il tomografo C-PET Plus.

3.4.3 TOMOGRAFO PET/CT Gemini

Le calibrazioni e la correzioni del sistema integrato PET/CT Gemini sono uguali a quelle del tomografo PET Allegro. Infatti, va ricordato che il tomografo PET integrato nel sistema Gemini è proprio l'Allegro.

3.4.4 TOMOGRAFO PET/CT Gemini GXL

Le calibrazione e la correzioni del sistema integrato PET/CT Gemini sono simili a quelle del tomografo Gemini nella loro realizzazione generale. Valgono quindi in generale le considerazioni fatte per gli altri tomografi PET della Philips.

In particolare nel sistema GXL la correzione di normalizzazione viene effettuata a seguito di due acquisizioni; la prima "standard" utilizza un fantoccio cilindrico (20 cm di diametro x 30 cm di lunghezza) mentre la seconda LOR *Normalization* (LOR-N) viene effettuata utilizzando una specifica sorgente planare. I dati ottenuti nella LOR-N vengono combinati con quelli dalla normalizzazione "standard" per ottenere le tabelle di correzione per tutte le LOR del tomografo PET. In questo sistema le attività per la calibrazione di SUV e per la convalida sono di 296MBq e 74MBq rispettivamente.

3.5 CONSIDERAZIONI GENERALI

La tolleranza nelle quantità di radioattività da utilizzare nella preparazione dei fantocci per misure di calibrazione e/o correzioni (es. WC, ECF, SUV) è da ritenersi del 10% se non altrimenti specificato dal costruttore.

4. PROVE DI COSTANZA (CONTROLLI DI QUALITÀ PERIODICI (CQP))

4.1 INTRODUZIONE

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

In questo protocollo è stato identificato un numero ristretto di test da utilizzare come CQP realizzabili da tutti gli utenti PET.

Le caratteristiche con cui tali misure sono state scelte sono tali da:

- Poter essere realizzate in modo automatico.
- Richiedere l'utilizzo di fantocci semplici.
- Permettere un'analisi standardizzata dei dati d'acquisizione in modo automatico e quantitativo.
- Permettere un'associazione del valore numerico numero ottenuto dal test con una valutazione qualitativa visiva dell'immagine associata.

Com'è stato rilevato nell'analisi dei diversi CQG dei diversi sistemi, in nessuno di essi è presente la visualizzazione di un'immagine ricostruita. Nel CQG rimane pertanto escluso il processo di ricostruzione e quindi anche molte delle correzioni che sono applicate ai dati grezzi di acquisizione prima o durante il processo di ricostruzione.

4.2 UNIFORMITÀ (U) - NORME NEMA-94

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 and NEMA NU-2 1994 - APPENDICE Fig.1). Tale fantoccio viene riempito con una soluzione omogenea di ^{18}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}F (alternativamente possono essere usati altri radionuclidi emittenti positroni come il ^{68}Ga o il ^{68}Ge).

La quantità di radioattività della sorgente deve essere tale che:

- Il tempo morto del sistema (perdita di conteggi percentuale) sia < del 20%
- La frequenza di rivelazione delle coincidenze casuali (Randoms) sia < 20% della frequenza delle coincidenze totali.

L'attività da usare nel test che soddisfi le condizioni sopra richieste dipende dalle specifiche prestazioni di ogni tomografo PET. Tale attività può essere estrapolata dal risultato ottenuto nel test di Linearità di Conteggio e Tempo Morto del sistema, che pone in relazione l'attività nel campo di vista del tomografo con le coincidenze causali ed il tempo morto del sistema.

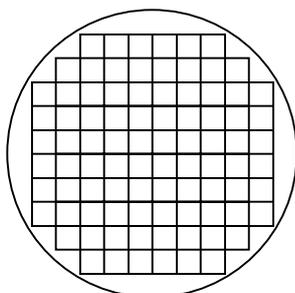
Il centro del fantoccio deve coincidere con la posizione $x = 0, y = 2.5$, in modo che il fantoccio si trovi con l'asse parallelo a quello del tomografo, ma spostato verticalmente di 2,5 cm.

La misura di U viene effettuata acquisendo una statistica di almeno 20 milioni di conteggi per ogni piano di acquisizione.

Ricostruzione ed analisi dei dati

Le immagini del fantoccio di U vengono ricostruite utilizzando un algoritmo di ricostruzione Filtered Back-Projection (FBP) con filtro a Rampa su di una matrice di 256 x 256 per un FOV di ricostruzione di 25 cm ed applicando tutte le correzioni disponibili come per i protocolli clinici. Al fine di evitare l'introduzione di rumore statistico a seguito della correzione per l'attenuazione con dati misurati tale correzione dovrebbe essere effettuata mediante misura calcolata.

L'analisi dei dati viene eseguita creando delle regioni d'interesse (ROI) contigue di forma quadrata di 1 cm di lato, inscritte in un cerchio di diametro pari a 175 mm, centrato sull'immagine del fantoccio cilindrico.



Griglia di regioni di interesse utilizzate per il calcolo dell'uniformità.

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

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

L'esame dell'uniformità intra-sezione si ottiene calcolando per ogni immagine ricostruita la massima e la minima non-uniformità % (NU_i) secondo la formula :

$$NU_{sezione=i} = \left\{ \begin{array}{l} +100 \cdot \frac{MAX(C_k) - AVE(C_k)}{AVE(C_k)} \% \\ -100 \cdot \frac{AVE(C_k) - MIN(C_k)}{AVE(C_k)} \% \end{array} \right\}$$

dove, per ogni ROI k nella sezione i vengono calcolati tre valori:

$MAX(C_k)$ = massimo numero di conteggi

$AVE(C_k)$ = numero medio di conteggi

$MIN(C_k)$ = minimo numero di conteggi

La deviazione standard ed il coefficiente di correlazione intra-sezione vengono calcolati secondo le formule:

$$SD_{sezione=i} = \sqrt{\frac{1}{(K-1)} \sum_{k=1}^k (C_k - AVE(C_k))^2}$$

$$CV_{sezione=i} = 100 \cdot \frac{SD_{slice=i}}{AVE(C_k)}$$

dove K è il numero delle ROI's nella sezione i

L'analisi dell'uniformità volumetrica per l'intero FOV del tomografo si ottiene calcolando, la minima e la massima non-uniformità % (NU_{vol}), secondo la formula:

$$NU_{vol} = \left\{ \begin{array}{l} +100 \cdot \frac{MAX(C_j) - AVE(C_j)}{AVE(C_j)} \% \\ -100 \cdot \frac{AVE(C_j) - MIN(C_j)}{AVE(C_j)} \% \end{array} \right\}$$

dove, per ogni ROI j in ogni immagine ricostruita :

$MAX(C_j)$ = massimo numero di conteggi

$AVE(C_j)$ = numero medio di conteggi

$MIN(C_j)$ = minimo numero di conteggi

La deviazione standard ed il coefficiente di correlazione per l'intero volume vengono calcolati secondo le formule:

$$SD_{vol} = \sqrt{\frac{1}{(J-1)} \sum_{j=1}^j (C_j - AVE(C_j))^2}$$

$$CV_{vol} = 100 \cdot \frac{SD_{vol}}{AVE(C_j)}$$

dove J è il numero delle ROI's nell'intero volume.

L'analisi uniformità di sistema o inter-sezione si ottiene calcolano la minima e la massima non-uniformità % (NU_{sys}) secondo la formula:

$$NU_{sys} = \left\{ \begin{array}{l} +100 \cdot \frac{MAX(C_i) - AVE(C_i)}{AVE(C_i)} \% \\ -100 \cdot \frac{AVE(C_i) - MIN(C_i)}{AVE(C_i)} \% \end{array} \right\}$$

dove, per ogni immagine ricostruita i :

$MAX(C_i)$ = massimo numero di conteggi mediati su tutte le ROI's nella sezione i , $MAX(Ave(C_k))$

$AVE(C_i)$ = numero medio di conteggi di tutte le ROI's nella sezione k mediati su tutte le sezioni i ,
 $AVE(Ave(C_k))$

$MIN(C_i)$ = minimo numero di conteggi mediati su tutte le ROI's nella sezione i , $MIN(Ave(C_k))$

La deviazione standard ed il coefficiente di correlazione inter-sezione vengono calcolati secondo le formule:

$$SD_{sys} = \sqrt{\frac{1}{(I-1)} \sum_{i=1}^I (C_i - AVE(C_i))^2}$$

$$CV_{sys} = 100 \cdot \frac{SD_{sys}}{AVE(C_i)}$$

dove I è il numero delle sezioni ricostruite.

Indipendentemente dal risultato quantitativo ottenuto nel test di uniformità è sempre importante effettuare una attenta ispezione visiva delle immagini ricostruite confrontandole se possibile con quelle ottenute nel controllo precedente.

Per i dettagli nella realizzazione pratica della misura di U (preparazione dell'attività e relativa tolleranza, preparazione e posizionamento del fantoccio, tempo di acquisizione, statistica di acquisizione, elaborazione dei dati) riferirsi al protocollo NEMA-94 ed all'ultima versione dei documenti tecnici forniti dal costruttore descriventi le procedure di esecuzione dei TEST NEMA applicabili per lo specifico tomografo PET.

Valori di riferimento, tolleranza e frequenza del controllo

La misura di U non ha un valore di riferimento.

La tolleranza per la misura di U è di:

- $NU_{vol} < 15\%$

La frequenza del controllo è trimestrale

4.3 SENSIBILITA' (S) - NORME NEMA-94

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 - APPENDICE Fig.1). Tale fantoccio viene riempito con una soluzione omogenea di ^{18}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}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}Ge è possibile utilizzare come radionuclide per il riempimento del fantoccio di misura sia il ^{18}F che il ^{68}Ga .

La quantità di radioattività da inserire nel fantoccio deve essere tale che:

- Il tempo morto del sistema (perdita di conteggi percentuale) sia < del 2%
- La frequenza di rivelazione delle coincidenze casuali (Randoms) sia < 2% della frequenza delle coincidenze totali.

L'attività da usare nel test che soddisfi le condizioni sopra richieste può essere estrapolata per ogni tomografo dal risultato ottenuto nel test di Linearità di Conteggio e Tempo Morto del sistema, che pone in relazione l'attività nel campo di vista del tomografo con le coincidenze casuali ed il tempo morto del sistema.

Il fantoccio viene posizionato al centro del campo di vista del tomografo .

Il test viene effettuato acquisendo una statistica di almeno 200000 eventi per sezione.

Elaborazione ed Analisi dei dati

I dati di acquisizione devono essere elaborati come sinogrammi a cui non vengono applicate correzioni, eccetto che per le coincidenze casuali.

Nel caso i dati siano stati acquisiti in modalità 3D i sinogrammi di acquisizione devono essere "ricostruiti" con un algoritmo di rebinnig in dotazione al sistema in modo da poterli successivamente analizzare secondo la modalità 2D.

Dai sinogrammi acquisiti vanno sommati i conteggi $C_{i,TOT,120mm}$ al centro del sinogramma i entro un raggio di 12 cm e va calcolata, sulla base della attività media misurata al gamma counter ed estrapolata al tempo di acquisizione, la sensibilità per ciascun piano usando la misura della frazione di scatter SF_i e la durata dell'acquisizione T_{acq}

$$S_i = \frac{C_{i,TOT,120mm}}{T_{acq}} \left(\frac{1 - SF_i}{a_{ave}} \right)$$

S_i = sensibilità per il piano i -esimo

$C_{i,TOT,120mm}$ = Conteggi Totali per il piano i -esimo (entro un raggio di 120mm)

SF_i = Scatter Fraction

T_{acq} = Tempo di acquisizione

a_{ave} = Attività media nel tempo di acquisizione

Si calcola inoltre la sensibilità totale del sistema come somma totale delle S_i sia in cps/Bq/ml che in cps/ $\mu\text{Ci/ml}$. Per confronto con il valore di accettabilità imposto dalla ditta (dato con lo scatter incluso) viene calcolata la sensibilità anche senza togliere la frazione di coincidenze da radiazione diffusa (SF).

Il risultato della misura di S dipende criticamente dall'accuratezza della misura di attività utilizzata per il test. E' quindi necessario che il calibratore di attività utilizzato abbia una elevata accuratezza, verificata con sorgenti certificate.

Per i dettagli nella realizzazione pratica della misura di S (preparazione dell'attività e relativa tolleranza, preparazione e posizionamento del fantoccio, tempo di acquisizione, statistica di acquisizione, elaborazione dei dati) riferirsi al protocollo NEMA-94 ed all'ultima versione dei documenti tecnici forniti dal costruttore descriventi le procedure di esecuzione dei TEST NEMA applicabili per lo specifico tomografo PET.

Valori di riferimento, tolleranza e frequenza del controllo

I valori di riferimento della misura di sensibilità sono quelli ottenuti nella prova di accettazione o di stato.

La tolleranza per la misura di Sensibilità è: $S_{\text{misurata}} > 0.95 * S_{\text{riferimento}}$

La frequenza del controllo è trimestrale

PER TUTTI I TOMOGRAFI PET CHE NON SONO DOTATI DEL PROTOCOLLO DI ACQUISIZIONE E DI ANALISI DELLE SENSIBILITA' SECONDO LE NORME NEMA-94 E' POSSIBILE IN ALTERNATIVA UTILIZZARE IL PROTOCOLLO DI MISURA DELLA SENSIBILITA' SECONDO LA NEMA-01.

4.4 SENSIBILITA' (S) - NORME NEMA-01

Generale

Il diverso fantoccio e la diversa procedura di realizzazione della misura di S secondo la NEMA-01 sono stati originalmente proposti al fine rendere indipendente, in particolare per le misure eseguite in modalità 3D, la misura di S dal contributo nei dati di acquisizione dovuto alla radiazione diffusa (scatter).

Scopo della misura

Lo scopo della misura è quello di determinare la frequenza di rivelazione delle coincidenze vere, per unità di concentrazione dell'attività.

Fantoccio, radionuclide e condizioni di misura

Il fantoccio per la prova di S secondo la NEMA-01 è il *sensitivity phantom*, costituito da 5 tubi concentrici in alluminio e da un capillare riempibile in polietilene (APPENDICE Fig.2):

	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

Il radionuclide da impiegare per questa misura è il ^{18}F . L'attività inserita nel fantoccio deve essere tale che:

- Il tempo morto del sistema (perdita di conteggi percentuale) sia < del 1%
- La frequenza di rivelazione delle coincidenze casuali (Randoms) sia < 5% della frequenza delle coincidenze vere.

L'attività da usare nel test che soddisfi le condizioni sopra richieste può essere estrapolata per ogni tomografo dal risultato ottenuto nel test di Linearità di Conteggio e Tempo Morto del sistema, che

pone in relazione l'attività nel campo di vista del tomografo con le coincidenze causali ed il tempo morto del sistema.

Protocollo di Acquisizione

- Il capillare in polietilene è riempito con un'attività pari a 2-10 MBq di ^{18}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 FOV 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/sezione). 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.

Ricostruzione ed analisi dei dati

L'elaborazione dei dati deve essere eseguita come descritto nella norma NEMA - 01.

Nel caso i dati siano stati acquisiti in modalità 3D i sinogrammi di acquisizione devono essere "ricostruiti" con un algoritmo di rebinnig in dotazione al sistema in modo da poterli successivamente analizzare secondo la modalità 2D.

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 sezione viene calcolata a partire dai dati raccolti dal 1 tubo a 0 cm come:

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

Va riportata la S per ciascuno degli offset radiali in kcps/MBq.

Il risultato della misura di S dipende criticamente dall'accuratezza della misura di radioattività utilizzata per il test. Valgono quindi le stesse considerazioni fatte per la misura di S secondo le norme NEMA-94.

Ulteriori considerazioni pratiche particolarmente importanti per la misura della S NEMA-01, quando effettuata in condizioni 3D sono:

- Che il riempimento dell'attività nel tubicino di polietilene avvenga sempre e solo per 70 cm, come descritto nel protocollo NEMA-01.
- Che i supporti di sostegno dei tubi di alluminio, esterni al campo di vista del tomografo, siano posizionati agli estremi dei tubi e siano di materiale a bassa densità.

Per i dettagli nella realizzazione pratica della misura di S (preparazione dell'attività e relativa tolleranza, preparazione e posizionamento del fantoccio, tempo di acquisizione, statistica di acquisizione, elaborazione dei dati) riferirsi al protocollo NEMA-94 ed all'ultima versione dei documenti tecnici forniti dal costruttore descriventi le procedure di esecuzione dei TEST NEMA applicabili per lo specifico tomografo PET.

Valori di riferimento, tolleranza e frequenza del controllo

I valori di riferimento della misura di sensibilità sono quelli ottenuti nella prova di accettazione o di stato.

La tolleranza per la misura di Sensibilità è : $S_{\text{misurata}} > 0.95 * S_{\text{riferimento}}$

La frequenza del controllo è trimestrale.

4.5 RISOLUZIONE SPAZIALE TRASVERSALE (RST) - NORME NEMA-94

Generale

La misura della risoluzione spaziale trasversale di un sistema PET rappresenta la capacità di riprodurre la distribuzione spaziale di un tracciante all'interno di un oggetto, in un'immagine ricostruita. La misura della risoluzione deve essere eseguita producendo l'immagine di una sorgente puntiforme o di una sorgente lineare poste in aria e ricostruendo le immagini, utilizzando un filtro di ricostruzione a rampa.

Scopo della misura

Il fine di questa misura consiste nel qualificare la capacità da parte del tomografo di rivelare sorgenti di piccole dimensioni, caratterizzando la larghezza delle funzioni trasversali di dispersione di sorgenti radioattive puntiformi o di sorgenti lineari estese, posizionate perpendicolarmente rispetto alla direzione di misura. L'ampiezza della funzione di dispersione (generalmente di tipo Gaussiano) è misurata dalla larghezza a metà altezza (Full Width at Half Maximum - FWHM). La risoluzione spaziale è anche descritta mediante la larghezza ad un decimo dell'altezza (Full Width at Tenth Maximum – FWTM) per tener conto di eventuali scostamenti dalla curva gaussiana in particolare in corrispondenza delle "code" del profilo (Fig.4.1)

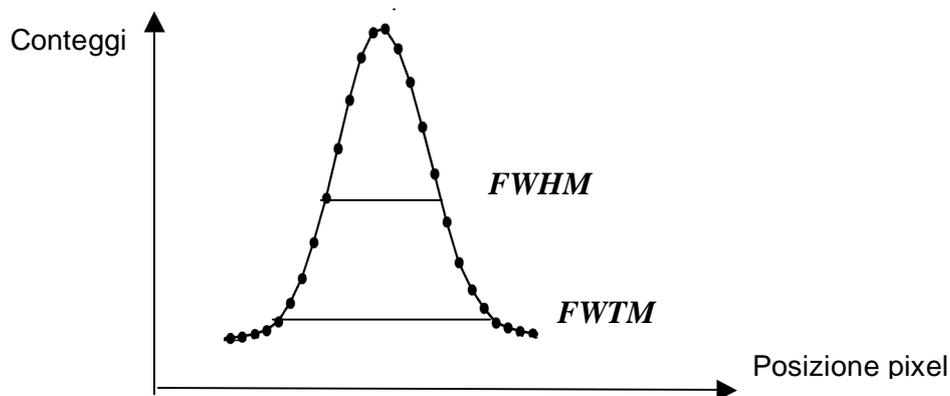


Figura 4.1 Profilo di attività per la misura della risoluzione spaziale

Fantoccio, radionuclide e condizioni di misura

La sorgente per la misura di risoluzione è un capillare di acciaio del diametro interno di 1mm (APPENDICE Fig.3). Il capillare in acciaio ha lo scopo di fermare i positroni e quindi far sì che il risultato del test non sia inficiato dal *range* del positrone del radioisotopo utilizzato per il test.

Il radionuclide che deve essere usato per la misura è il ^{18}F . Nel caso vengano utilizzati altri isotopi emittenti positroni è importante tener conto che la diversa energia di emissione del positrone può influenzare il risultato del test di risoluzione spaziale.

All'interno del capillare di acciaio la distribuzione della radioattività deve essere uniforme. Si deve quindi prestare particolare attenzione durante il riempimento a non lasciare bolle d'aria o zone di discontinuità del radioisotopo.

La quantità di radioattività da inserire nel capillare deve essere tale che:

- Il tempo morto del sistema (perdita di conteggi percentuale) sia < del 5%
- La frequenza di rivelazione delle coincidenze casuali (Randoms) sia < 5% della frequenza delle coincidenze totali.

L'attività da usare nel test che soddisfi le condizioni sopra richieste può essere estrapolata per ogni tomografo dal risultato ottenuto nel test di Linearità di Conteggio e Tempo Morto del sistema, che pone in relazione l'attività nel campo di vista del tomografo con le coincidenze casuali ed il tempo morto del sistema.

Nell'ambito di questo protocollo di CQ la sorgente lineare viene acquisita nelle posizioni :

- 1) X=0, Y=1
- 2) X=0, Y=10
- 3) X=0, Y=20

Il test viene effettuato acquisendo in ogni misura una statistica di almeno 50000 eventi per sezione.

Ricostruzione e analisi dei dati

Le acquisizioni della sorgente lineare vengono ricostruite utilizzando un algoritmo di ricostruzione Filtered Back-Projection (FBP) con filtro a Rampa su di una matrice di 256 x 256 per un FOV tale da permettere la descrizione della FWHM attesa su almeno 10 pixel della matrice di ricostruzione. L'analisi dei dati viene effettuata su ogni piano immagine mediante il calcolo della FWHM su profili di attività passanti per la sorgente nelle due direzioni ortogonali (radiale e tangenziale).

La FWHM viene determinata mediante interpolazione lineare tra i pixels adiacenti a metà del valore del pixel massimo della funzione di risposta.

Si calcola infine, per ogni posizione della sorgente, la FWHM (radiale e tangenziale) media tra tutti i piani come indice di risoluzione spaziale del sistema.

Per i dettagli nella realizzazione pratica della misura di RST (preparazione dell'attività e relativa tolleranza, preparazione e posizionamento del fantoccio, tempo di acquisizione, statistica di acquisizione, elaborazione dei dati) riferirsi al protocollo NEMA-94 ed all'ultima versione dei documenti tecnici forniti dal costruttore descriventi le procedure di esecuzione dei TEST NEMA applicabili per lo specifico tomografo PET.

Valori di riferimento, tolleranza e frequenza del controllo

I valori di riferimento per la misura di risoluzione spaziale media (FWHM) sono quelli ottenuti nella prova di accettazione o di stato.

La tolleranza per la misura di risoluzione spaziale è $FWHM_{misurata} < 1.1 * FWHM_{riferimento}$

La frequenza del controllo è semestrale.

4.6 CONSIDERAZIONI GENERALI

Nel caso si operi con un tomografo che presenti una non trascurabile naturale radioattività nel materiale dei rivelatori dovranno essere considerate con attenzione le modifiche ai protocolli di acquisizione ed elaborazione indicate dal costruttore per tener conto dei possibili effetti dovuti al contributo di tale radioattività intrinseca presente durante le misure.

E' importante, in tutti i test in cui si richiede il riempimento del fantoccio di misura con una concentrazione di radioattività nota, verificare l'accuratezza del calibratore di attività al fine di garantire l'accuratezza del risultato del test. Al riguardo ove sia possibile si consiglia di utilizzare fantocci con radionuclidi a lunga vita media (es ^{68}Ge) e di tipo solido.

Le caratteristiche di tali fantocci sono tali da garantire:

- Sicurezza nell'uso.
- Ripetibilità della misura, poiché indipendente dall'accuratezza del calibratore di attività.
- Minima esposizione all'operatore.

Nel caso vengano utilizzate sorgenti certificate verificare l'accuratezza con cui viene garantita l'attività della sorgente.

Essendo i test qui proposti realizzabili sia in configurazione 2D che 3D si suggerisce di effettuare il controllo di qualità nella versione corrispondente all'utilizzo clinico del tomografo PET.

5. VERIFICA DELL'ALLINEAMENTO DEI TOMOGRAFI PET, CT E DEL LETTINO PORTA PAZIENTE

5.1 INTRODUZIONE

Un altro controllo di qualità particolarmente importante dei sistemi integrati PET/CT è rappresentato dalla verifica dell'allineamento tra i tomografi PET, CT e del lettino porta paziente. La verifica dell'allineamento tra i tomografi ed il lettino è di fondamentale importanza in quanto costituisce la condizione necessaria per poter ottenere immagini PET e CT spazialmente registrate. Il test deve essere eseguito al momento dell'installazione e dopo ogni manutenzione sul lettino o a seguito di operazioni che comportino la separazione dei due tomografi PET e CT rispetto alla posizione di funzionamento clinica. E' però importante notare che, anche qualora i tomografi PET e CT non siano separati per un lungo periodo, può succedere di rivelare un disallineamento tra immagini PET e CT a seguito di possibili spostamenti della parte scorrevole del lettino, che regolarmente subisce delle sollecitazioni ad ogni salita e la discesa del paziente. E' quindi buona norma controllare periodicamente l'allineamento tra i sistemi ed il lettino porta paziente.

Anche per questo tipo di controllo ogni costruttore utilizza una diversa procedura e un diverso fantoccio per verificarne l'accuratezza.

Come per gli altri controlli nell'ambito di questo documento sono state analizzate, nelle loro linee generali, le procedure per la verifica dell'allineamento tra i tomografi PET, CT e del lettino porta paziente dei più importanti e diffusi sistemi integrati PET/CT.

5.2 TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA GENERAL ELECTRIC: *Discovery –LS, Discovery-ST e Discovery-STE*

Tutti e tre questi sistemi utilizzano sostanzialmente lo stesso metodo e lo stesso fantoccio per la verifica dell'allineamento dei tomografi PET, CT e del lettino porta paziente.

Il test di allineamento viene chiamato "Volumetric Registration QC (VQC)"

Fantoccio, Acquisizione ed Analisi dei dati

Il fantoccio da utilizzare per il test VQC è mostrato in Fig. 5.1

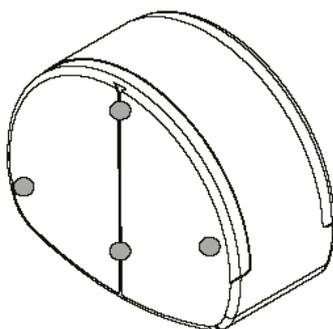


Figura 5.1 Fantoccio VQC

Il fantoccio è costituito da materiale a bassa densità all'interno del quale sono posizionate 5 sfere di vetro. Come pre-requisito al test è necessario eseguire un'acquisizione BLANK mediante l'utilizzo delle/della sorgente lineare (di ^{68}Ge) in dotazione al tomografo PET.

Il fantoccio è posizionato sul lettino porta paziente e inizialmente centrato nel campo FOV del tomografo CT.

Il test consiste in una acquisizione CT tale da coprire tutta l'estensione assiale del fantoccio. Terminata l'acquisizione CT si esegue una corrispondente acquisizione PET trasmissiva mediante l'utilizzo delle/della sorgente lineare (di ^{68}Ge) in dotazione al sistema. La durata della misura PET trasmissiva è di 30 min per sorgenti alla massima attività. Una volta terminata l'acquisizione PET trasmissiva, le immagini sono automaticamente ricostruite utilizzando l'acquisizione BLANK effettuata in precedenza. Le immagini CT e PET (trasmissive) sono analizzate in modo automatico da un algoritmo che calcola per ogni sfera la posizione assoluta del corrispondente centroide sia nelle immagini CT che nelle immagini trasmissive PET. E' importante in questo test ottenere sempre dei dati di buona qualità dal punto di vista statistico in quanto la successiva analisi dei dati risente di possibili fluttuazioni statistiche in caso di dati con scarsa statistica di conteggi.

I valori sono riportati in una tabella (Fig.5.2) e confrontati con quelli della tolleranza ammessa per ognuna delle tre direzioni spaziali: x,y,z).

Report			
	Delta X	Delta Y	Delta Z
1	0.189124	3.264472	2.060086
2	1.117261	3.477736	2.763159
3	0.665633	3.395633	1.765633
4	0.414257	2.694426	2.665636
5	0.286466	4.061826	1.164226

Fig. 5.2 Esempio di report a seguito del test VQC

Se i disallineamenti calcolati sono entro valori di tolleranza specificati dal costruttore, il controllo si considera terminato con successo.

Nel caso i disallineamenti superino le tolleranze indicate dal costruttore, ma siano comunque di piccola entità, possono essere compensati via software mediante l'applicazione dei corrispondenti offset sulle immagini ricostruite.

Nel caso i disallineamenti superino le tolleranze indicate dal costruttore in modo significativo, è necessario una correzione meccanica nella posizione del gantry e/o del lettino porta-paziente che

riporti i componenti in condizioni di allineamento meccanico. In tal caso, una volta effettuati tutti gli aggiustamenti meccanici richiesti, è necessario ripetere il test VQC.

Per i dettagli nella realizzazione pratica della verifica dell'allineamento tra i tomografi PET, CT e del lettino porta paziente (fantoccio, posizionamento, tempo di acquisizione, statistica di acquisizione, elaborazione dei dati) riferirsi alle modalità descritte dal costruttore nei rispettivi manuali operativi del tomografo PET.

Valori di tolleranza e frequenza del controllo

I valori di riferimento e la tolleranza del test sono stabiliti dal costruttore.

La frequenza del controllo è trimestrale.

5.3 TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA SIEMENS: *Biograph (BGO e LSO) e Biograph HiREZ*

Tutti e tre questi sistemi utilizzano sostanzialmente lo stesso metodo ed il medesimo fantoccio per la verifica dell'allineamento dei tomografi PET, CT e del lettino porta paziente.

Il test di allineamento viene chiamato "Gantry Offset Calibration".

Fantoccio, Acquisizione ed Analisi dei dati

La strumentazione richiesta per poter effettuare il test "Gantry Offset Calibration" consiste in un:

- Fantoccio Cross-rod (CPS P/N 3300454-00, twin rod phantom). Il fantoccio Cross-rod è costituito da una scatola in materiale fibra di carbonio (Fig.5.3) entro il quale vengono posizionate due sorgenti lineari radioattive di ^{68}Ge . Le due sorgenti lineari sono inclinate una rispetto all'altra a formare una X (Fig. 5.4)
- Dispositivo di ancoraggio del fantoccio alla fine del lettino porta paziente.

Il fantoccio va disposto come di seguito:

- Installare il dispositivo di ancoraggio del fantoccio alla fine del lettino porta paziente.
- Posizionare, fissandolo, il fantoccio cross-rod su tale dispositivo.
- Aggiustare l'altezza del lettino in modo che il fantoccio sia centrato sia verticalmente che nell'asse X del gantry CT. Posizionare il fantoccio nella posizione di start appena all'esterno del FOV CT.

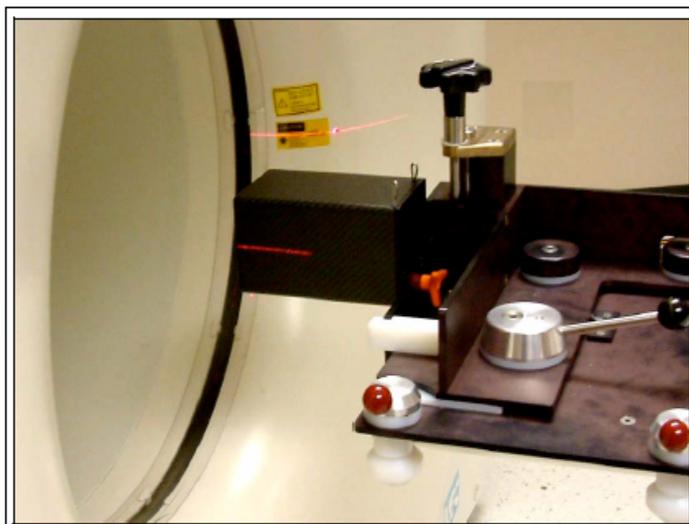


Fig. 5.3 Fantoccio Cross-Rod

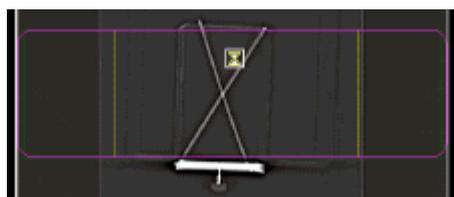


Fig. 5.4 Topogramma R-X del fantoccio Cross-Rod in cui si vedono le due sorgenti radioattive lineari utilizzate per il test Gantry Offset Calibration

Una volta posizionato il fantoccio si eseguono in sequenza il topogramma, la scansione CT e la scansione PET EMISSIVA.

Le immagini CT e PET sono analizzate in modo automatico da un algoritmo che calcola l'offset fra immagini CT e PET.

I valori vengono riportati in una tabella (Fig. 5.5) e confrontati con quelli della tolleranza ammessa per ognuna delle tre direzioni spaziali (x,y), che è di 5 mm

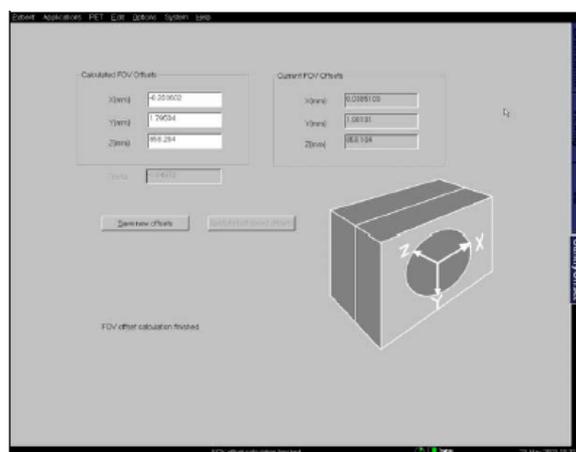


Fig. 5.5 Calibrazione degli offset

Se i risultati sono all'interno delle tolleranze ammesse, i nuovi offset possono essere salvati. Se i valori sull'asse X o Y eccedono i 5 mm è necessario procedere ad una calibrazione meccanica del gantry.

Il sistema Biograph HiRez, a differenza dei restanti tomografi Siemens, chiede di ripetere questa procedura per 5 volte, spostando il lettino ogni volta di 30 cm. Il calcolo degli offset in direzione X e Y è effettuato prendendo il valore medio sulle 5 posizioni.

Per la realizzazione pratica della verifica dell'allineamento tra i tomografi PET, CT e del lettino porta paziente (fantoccio, posizionamento, tempo di acquisizione, statistica di acquisizione, elaborazione dei dati) riferirsi alle modalità descritte dal costruttore nei rispettivi manuali operativi del tomografo PET.

Valori di tolleranza e frequenza del controllo

I valori di riferimento e la tolleranza del test sono stabiliti dal costruttore.

La frequenza del controllo è trimestrale.

5.4 TOMOGRAFI INTEGRATI PET/CT DELLA PHILIPS: *Gemini e Gemini GXL*

La verifica dell'allineamento tra i sistemi PET, CT e del lettino porta paziente comprendono le seguenti operazioni:

- Set up del sistema.
- Riscaldamento del tubo CT.
- Inizializzazione del sistema PET.
- Misura CT-PET di un fantoccio multi-puntiforme con il sistema PET vicino al sistema CT (Closed Position).
- Misura CT-PET del fantoccio multi-puntiforme con il sistema PET vicino al sistema CT (Open Position).
- Ricostruzione CT del fantoccio multi-puntiforme in Posizione Closet.
- Ricostruzione PET del fantoccio multi-puntiforme in Posizione Open.
- Verifica dell'allineamento.

Le prime tre fasi sono preparatorie all'acquisizione CT e PET del fantoccio multi-puntiforme.

Fantoccio, Acquisizione ed Analisi dei dati

Il fantoccio multi-puntiforme utilizzato e' costituito di un parallelepipedo di plexiglass che contiene al suo interno sei sorgenti puntiformi di ^{22}Na da 370 kBq, allineate lungo l'asse principale del sistema (Fig. 5.6). Esse costituiscono i reperi puntiformi per la verifica dell'allineamento tra i sistemi CT e PET.



Figura 5.6 Supporto di calibrazione per l'allineamento delle immagini

Acquisizione ed analisi

Come prima operazione del test viene eseguita un'acquisizione CT del fantoccio multi-puntiforme in Closed Position. Durante questa misura i sistemi PET e CT sono completamente avvicinati. Il fantoccio multi-puntiforme e' posto sul lettino, nel campo di vista CT, a 6 pollici dal bordo del campo di vista della CT, e centrato verticalmente. Si esegue una prima scansione CT di 20 secondi per un totale di 180 immagini e una seconda scansione PET di 25 milioni di conteggi.

Il test prosegue con una seconda acquisizione CT del fantoccio multi-puntiforme in Open Position. Durante questa misura i sistemi PET e CT sono posti alla massima distanza. L'altezza del lettino e' mantenuta uguale alla misura in Closed Position. Si esegue una scansione PET del fantoccio multi-puntiforme per un totale di 25 milioni di conteggi. Il rateo di conteggio deve essere di circa 30 kcps.

Vengono quindi ricostruite le immagini CT e PET del fantoccio multi-puntiforme in Closed Position ed in Open Position. In particolare per entrambe le misure PET le immagini del fantoccio sono corrette per l'attenuazione e ricostruite con il medesimo protocollo di ricostruzione.

Il software di sistema calcola eventuali disallineamenti tra PET e CT calcolando eventuali disallineamenti del sistema PET in Open Position e del sistema PET in Closed Position.

Per i dettagli nella realizzazione pratica della verifica dell'allineamento tra i tomografi PET, CT e del lettino porta paziente (attività, fantoccio, posizionamento, tempo di acquisizione, statistica di acquisizione, elaborazione dei dati) riferirsi alle modalità descritte dal costruttore nei rispettivi manuali operativi del tomografo PET.

Valori di tolleranza e frequenza del controllo

I valori di riferimento e la tolleranza del test sono stabiliti dal costruttore.
La frequenza del controllo è trimestrale.

5.5 CONSIDERAZIONI GENERALI SUL TEST DI ALLINEAMENTO DEI TOMOGRAFI PET, CT E DEL LETTINO PORTA PAZIENTE

Indipendentemente dal tomografo PET, a causa di possibili piccole deflessioni del lettino quando questi si trova nella posizione di massima escursione (solitamente la posizione PET) dovute al peso del paziente, è buona norma effettuare il test di allineamento dei sistemi e del lettino porta paziente utilizzando dei pesi distribuiti sul lettino a simulare la presenza di un paziente di peso normale.

6. SOMMARIO DEI CONTROLLI DI QUALITÀ IN PET

Controllo di Qualità	Modalità di esecuzione del controllo	Valore/i di riferimento	Tolleranza	Frequenza
Giornaliero	Secondo le modalità del costruttore	Stabilito/i dal costruttore	Stabilita dal costruttore	Giornaliero
Uniformità*	Protocollo NEMA-94	-	$NU_{vol} < 15\%$	Trimestrale
Sensibilità*	Protocollo NEMA-94	prova di accettazione o di stato.	$S_{misurata} > 0.95 * S_{riferimento}$	Trimestrale
Sensibilità*	Protocollo NEMA-01	prova di accettazione o di stato.	$S_{misurata} > 0.95 * S_{riferimento}$	Trimestrale
Risoluzione Spaziale*	Protocollo NEMA-94	prova di accettazione o di stato.	$FWHM_{misurata} < 1.1 * FWHM_{riferimento}$	Semestrale
Allineamento tomografi PET/CT e lettino porta paziente	Secondo le modalità del costruttore	Stabilito/i dal costruttore	Stabilita dal costruttore	Trimestrale

*Pre-requisiti ai controlli di qualità periodici:

Eeguire le calibrazioni richieste dal costruttore a frequenza trimestrale.

Le correzioni specifiche di ogni sistema: Normalizzazione (2D/3D), WC (2D/3D), ECF (2D/3D) e SUV (3D)

7. BIBLIOGRAFIA

- 1) Bergstrom M, Eriksson L, Bohm C, Blomquist G, Greitz T, Litton J and Widen L. "A procedure for calibrating and correcting data to achieve accurate quantitative values in Positron Emission Tomography". IEEE Trans Nucl Sci NS29, 1:555-557, 1982.
- 2) Spinks T, Jones T, Heather J, Gilardi MC. "Quality Control in Positron Emission Tomography" Eur J Nucl Med. 15:736-740, 1989.
- 3) Reist WH, Stadelman O, Kleeb W. "Study on the stability of the calibration and normalization in PET and the influence of drifts on the accuracy of quantification". Eur J Nucl Med 15:732-735, 1989.
- 4) Daghighian F, Hoffman EJ, Huang SC. "Quality control in PET systems employing 2-D modular detector". IEEE Trans Nucl Sci 36:1034-1037, 1989.
- 5) Hoffman EJ, Guerrero TM, Germano G, Digby WM, Dahlbom M. "PET systems calibrations and corrections for quantitative and spatially accurate images. IEEE Trans Nucl Sci 36:1108-1112, 1989.
- 6) Kearfott KJ. "Long term performance of a multiplanar Positron Emission Tomography." J Nucl Med 30:1378-1385, 1989.
- 7) Chesler DA, Stearns CW. "Calibration of detector sensitivity in Positron Cameras" IEEE Trans Nucl Sci 37:768-772, 1990.
- 8) Strother SC, Casey ME, Hoffman EJ: "Measuring PET scanner sensitivity: relating count rates to image signal to noise ratios using noise equivalent counts". IEEE Trans Nucl Sci 37:783-788, 1990.
- 9) Bailey DL, Jones T, Spinks TJ: "A method for measuring the absolute sensitivity of positron emission tomography scanners". Eur J Nucl Med 18:374-379, 1991.
- 10) IEC: "Evaluation and routine testing in medical imaging departments. Part 1: General aspects". IEC 1223-1. 1993.
- 11) National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU- 2-1994: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. Washington, DC: National Electrical Manufacturers Association; 1994.
- 12) IEC: "Radionuclide imaging devices. Characteristics and test conditions. Part 1: Positron emission tomographs". IEC 61675-1, 1998.
- 13) National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU- 2-2001: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2001.
- 14) Adam LA, Karp JS, Daube-Witherspoon ME, Smith RJ: "Performance of a Whole-Body PET Scanner Using Curve-Plate NaI(Tl) Detectors". J Nucl Med 42:1821-1830, 2001.
- 15) Daube-Witherspoon ME, Karp JS, Casey ME; DiFilippo FP, Hines H, Muehllehner G, Simcic V, Stearns CW, Adam LE, Kohlmyer S, Sossi V: "PET Performance Measurements Using the NEMA NU 2-2001 Standard". J Nucl Med 43:1398-1409, 2002.

- 16) Karp JS, Surti S, Daube-Witherspoon ME, Freifelder R, Cardi CA, Adam LA, Bilger K, Muehllehner G: "Performance of a Brain PET Camera Based on Anger-Logic Gadolinium Oxyorthosilicate Detectors". J Nucl Med 44:1340–1349, 2003.
- 17) Tarantola G, Zito F, Gerundini P. "PET instrumentation and Reconstruction algorithms in Whole Body Applications". J Nucl Med 44:756-769, 2003.
- 18) Mawlawi O, Podoloff DA, Kohlmyer S, Williams JJ, Stearns CW, Culp RF, Macapinlac H: "Performance Characteristics of a Newly Developed PET/CT Scanner Using NEMA Standards in 2D and 3D Modes". J Nucl Med 45:1734–1742, 2004.
- 19) Surti S, Karp JS: "Imaging Characteristics of a 3-Dimensional GSO Whole-Body PET Camera". J Nucl Med 45:1040–1049, 2004.
- 20) Watson CC, Casey ME, Eriksson L, Mulnix T, Adams D, Bendriem B: "NEMA NU 2 Performance Tests for Scanners with Intrinsic Radioactivity". J Nucl Med 45:822–826, 2004.
- 21) Bettinardi V, Danna M, Savi A, Lecchi M, Castiglioni I, Gilardi MC, Bammer H, Lucignani G, Fazio F: "Performance evaluation of the new whole-body PET/CT scanner: Discovery ST". Eur J Nucl Med Mol Imaging 31:867–881, 2004.
- 22) Erdi YE, Nehmeh SA, Mulnix T, Humm JL, Watson CC: "PET Performance Measurements for an LSO based Combined PET/CT Scanner Using the National Electrical Manufacturers Association NU 2-2001 Standard". J Nucl Med 45:813–821, 2004.
- 23) IEC: "Nuclear Medicine Instrumentation – Routine tests. Part 3: Positron Emission Tomographs". IEC/TR 61948 – 3, 2005.
- 24) Brambilla M, Secco C, Dominiotto M, Matheoud R, Sacchetti G, Inglese E. "Performance characteristics obtained for a new 3-dimensional lutetium oxyorthosilicate-based whole-body PET/CT scanner with the National Electrical Manufacturers Association NU 2-2001 standard". J Nucl Med 46(12):2083-91, 2005.

8. APPENDICE

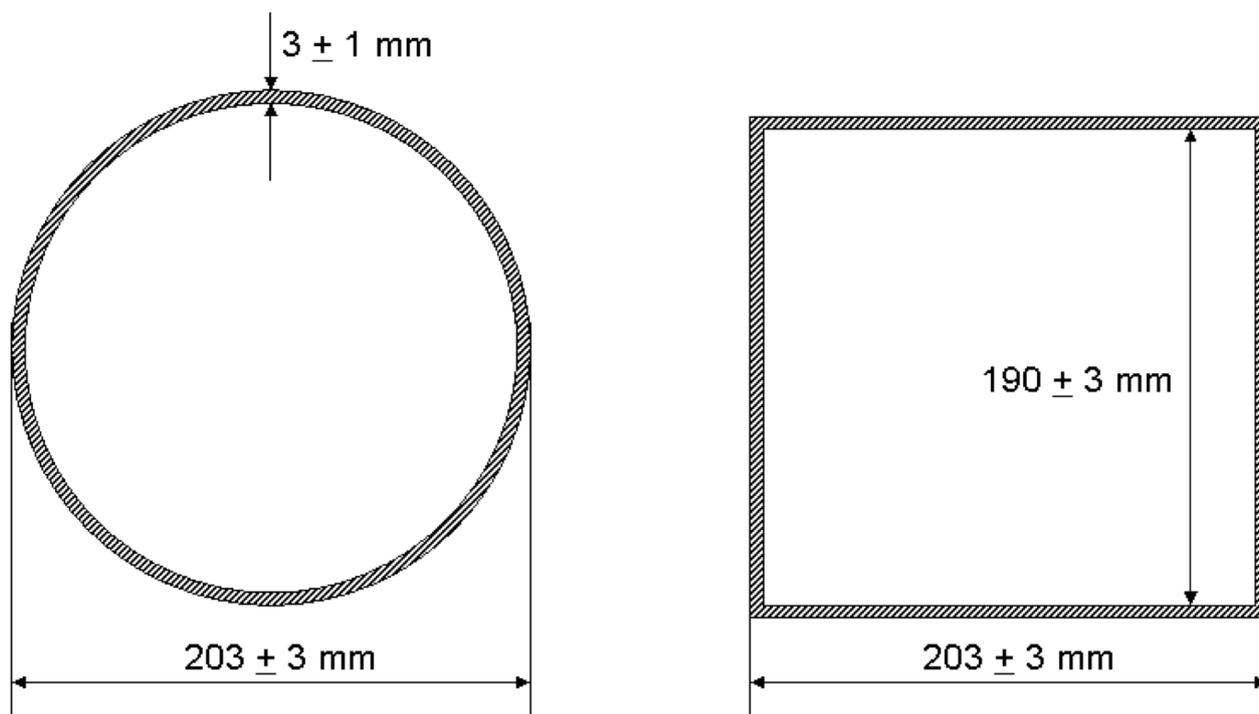
FIGURA 1. FANTOCCIO PER LA MISURA DI UNIFORMITA' (NEMA-94)

FIGURA 1. FANTOCCIO PER LA MISURA DI SENSIBILITA' (NEMA-94)

FIGURA 2. FANTOCCIO PER LA MISURA DI SENSIBILITA' (NEMA-01)

FIGURA 3. FANTOCCIO PER LA MISURA DELLA RISOLUZIONE SPAZIALE
TRASVERSALE (NEMA-94)

APPENDICE : FIGURA 1.

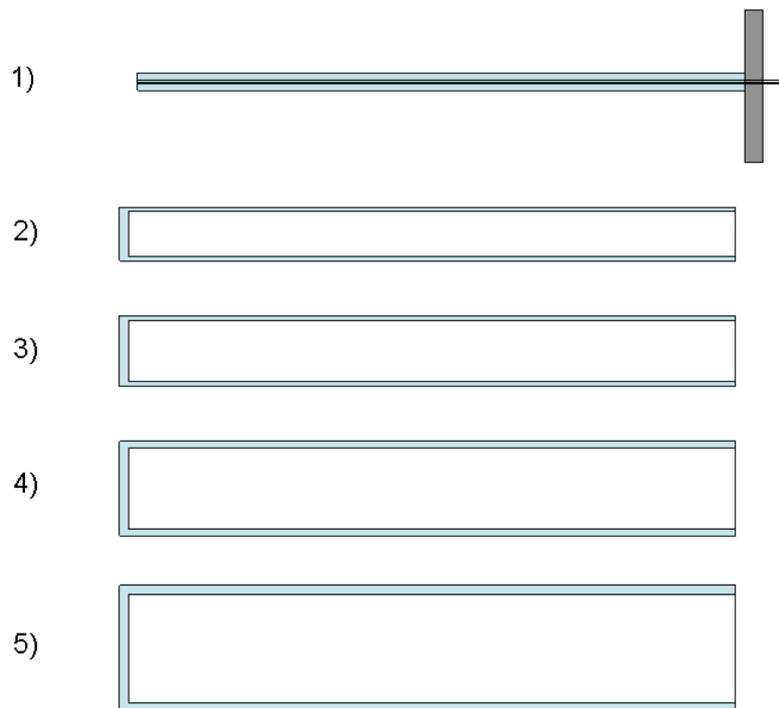


IEC 61675-1 Head phantom and NEMA NU-2 1994

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

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

APPENDICE : FIGURA 2

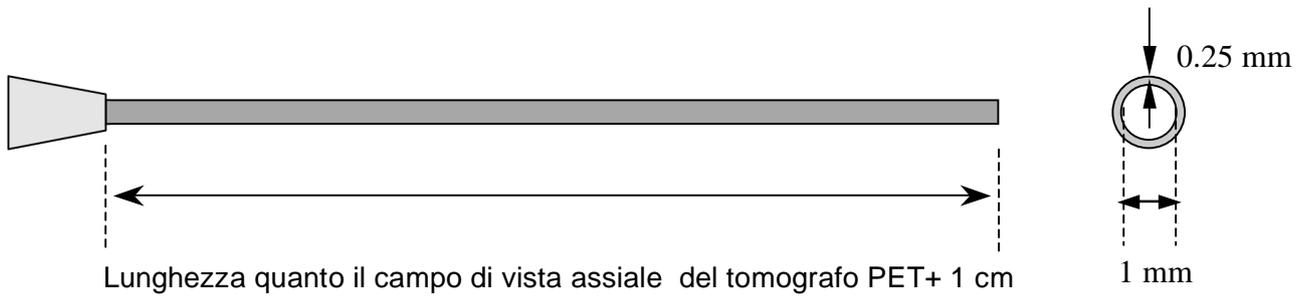


FANTOCIO PER LA MISURA DELLA SENSIBILITA' (NEMA-01)

Tubo n.	ID (mm)	OD (mm)	Spessore (mm)	Lunghezza (mm)
1	3.9	6.4	1.25	700
2	7.0	9.5	1.25	700
3	10.2	12.7	1.25	700
4	13.4	15.9	1.25	700
5	16.6	19.1	1.25	700

Il materiale dei tubi è Alluminio

APPENDICE : FIGURA 3



Il materiale della sorgente lineare è Acciaio.

FANTOCIO (SORGENTE LINEARE) PER LA MISURA DI RISOLUZIONE SPAZIALE (NEMA-94)

