

Fisica in Medicina

*Periodico trimestrale di formazione,
informazione e aggiornamento
dell' Associazione Italiana
di Fisica Medica*





Associazione Italiana
di Fisica Medica

Presidente
Michele Stasi

Membri del Consiglio

Direttivo:
A. del Vecchio
F. Fusi
R. Matheoud
L. Menegotti
N. Romeo
S. Russo
L. Strigari
A. Trianni

Segretario
A. Panese

Tesoriere
B. Augelli

Sommario:

MOLECULAR BREAST IMAGING 1
E. BORTOLI

ESPERIENZA DI PARTECIPAZIONE AD UN 9
TAVOLO TECNICO MULTIDISCIPLINARE PER
L'ACQUISIZIONE DI SISTEMI PER
MAMMOGRAFIA CON TOMOSINTESI
M. CAMPOLEONI

NOVITÀ ICRP NCRP 16
R. ROSASCO

*Periodico
Fisica in Medicina*

*Direttore Onorario
P. Tosi (Milano)*

*Direttore Responsabile
F. Levrero (Genova)*

*Segretario di Redazione
L. Moro (Pavia)*

*Componenti del Comitato
di Redazione
M.C. Bagnara (Genova)
G. Borasi (Reggio Emilia)
N. Caretto (Roma)
C. De Ambrosi (Genova)
A. del Vecchio (Milano)
F. Di Martino (Pisa)
P. Mancosu (Milano)
C. Peroni (Torino)
L. Raffaele (Catania)
M. Reggio (Verona)
R. Rosasco (Genova)*

*In copertina: Edifici significativi per la Fisica: la casa
natale di Marie Skłodowska Curie a Varsavia*

*Realizzazione digitale
e grafica interni.*

*Trimestrale
dell'Associazione
Italiana di Fisica
Medica, Piazza della
Repubblica 32, 20124
Milano –
Autorizzazione n. 403
del 20/12/2013
Tribunale di Milano*

*Pubblicato nel mese di
Settembre 2019*

EXAMi» Rad™
TESTER PORTATILE PER DPI RADIOLOGICI



Verifica la protezione e la **sicurezza** dei DPI anti raggi x



Controllo
d'integrità
e livello di
protezione dei
DPI anti RX

Gestione
informatizzata
dei controlli



www.iradpromap.it

Ci contatti per maggiori informazioni

Tel. 051 686 08 11
info@sagomedica.it

www.sagomedica.it



*Massima precisione
al primo colpo.*

NOMEX®

Soluzione chiavi in mano per la dosimetria assoluta
e il controllo qualità nella radiologia diagnostica

- ▶ Due potenti sistemi per uso indipendente o combinato
- ▶ RAD/FLU/DENT, DENT-PAN, MAM, CT, CBCT
- ▶ Acquisizione di tutti i parametri in un unico passaggio
- ▶ Cambio scala automatico per dose, kV e filtrazione totale
- ▶ Valutazione della qualità dell'immagine e determinazione CTDI opzionali
- ▶ Collegamento esterno di camere di ionizzazione o detectori a semiconduttore PTW tramite dosimetro NOMEX®



Maggiori informazioni su NOMEX®?
Visitate il nostro sito Internet o scrivete
all'indirizzo nomex@ptw.de.

WWW.PTWNOMEX.COM USA | LATIN AMERICA | CHINA | ASIA PACIFIC | INDIA | UK | FRANCE | IBERIA | GERMANY

PTW

Knowing what
responsibility means

NEW RaySafe X2



La linea dei multimetri Unfors/RaySafe evolve dalla piattaforma Xi, tutt'ora elevato standard di mercato per i controlli di qualità in radiodiagnostica, alla nuova X2.



Principali vantaggi del nuovo sistema X2

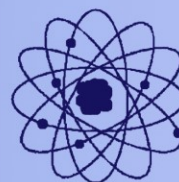
- Migliore accuratezza e sensibilità
- Estrema semplicità e velocità d'uso, nessun settaggio manuale necessario
- Sensori indipendenti dall'angolo di inclinazione rispetto all'asse del tubo
- Ampio display a colori touch screen con memorizzazione delle misure e delle forme d'onda
- Ampia gamma di calibrazioni per tutti i mammografi presenti sul mercato

Dopo l'acquisizione di RaySafe da parte di Fluke Biomedical, SLT è diventato il **distributore unico** per tutti i prodotti Unfors/RaySafe AB. L'aggiunta dei prodotti Unfors/RaySafe alla linea dei prodotti Fluke Biomedical attraverso SLT permette ai clienti di avere un **unico punto di riferimento per vendita, supporto, gestione degli ordini ed assistenza tecnica**.



S.L.T. s.r.l. - Via Torino 30, 20063 Cernusco sul Naviglio (MI)
Tel. (+39) 02.48464064 | unfors-raysafe@slt.eu.com | www.slt.eu.com

Servizi Nucleari s.n.c.



**Sorgenti alfa, beta e gamma,
puntiformi ed estese, soluzioni,
gas, prodotti per *spettrometria*,
medicina nucleare, sorgenti per
calibrazione PET, sorgenti speciali.**



**Sorgenti di
taratura per
la medicina,
l'industria,
l'ambiente
prodotti da
CERCA LEA.**

Sistemi per irradiazione *emoderivati*.



Servizi Nucleari s.n.c.
Strada Pranova 6
15030 Conzano (AL)
tel 0142 925630
347 8497358
fax 0142 925933
<http://www.servizinucleari.it>
e-mail: info@servizinucleari.it



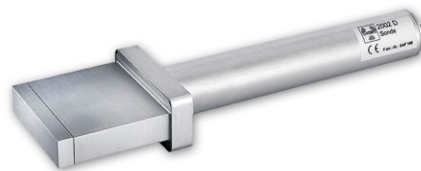
Active Radsys

Soluzioni attive per la radioprotezione e la fisica medica

- **P**roduzione di software per aziende produttrici ed utenti finali
- **P**rogettazione e co-produzione con i partner di soluzioni personalizzate in materia di strumentazione ed oggetti di misura e di controllo
- **S**istemi automatici per il controllo e la misura della radioattività negli ambiti medicale, ambientale ed industriale
- **D**istribuzione in Italia di prodotti e soluzioni di terze parti per: misura e ricerca della radioattività, spettrometria gamma, Alfa e XRF, controlli di qualità in radiologia, radioterapia e medicina nucleare, monitoraggio ambientale, dosimetria del personale, dosimetria del paziente, misura del Radon, ricerca scientifica, sicurezza e protezione del territorio
- **C**orsi di addestramento ed assistenza personalizzata



Il fantoccio Quart Cbct_ap e il Software Dvt-Tec : l'unico sistema conforme alla norma europea E DIN 6868-161



Greatz Nal 2002: la prima innovativa sonda al Nal concepita per i controlli non distruttivi sui rottami metallici, minerali, rifiuti...etc.

www.activeradsys.it info@activeradsys.it Tel: 0544 408071 Fax: 0544 276014



Il primo camice chirurgico sterile con protezione RX

Il primo capo per la protezione dalle radiazioni ionizzanti presente sul mercato che può essere fornito allo stato sterile e certificato come dispositivo medico. Il tessuto SO.X-Versus® è coperto da brevetto industriale.

L'originalità del tessuto SO.X-Versus® sta, in primo luogo, nella sua struttura: è il risultato dell'accoppiamento di tessuti conformi alla norma UNI EN 13795 e di una speciale lamina radiopaca, da cui risulta un tessuto multistrato estremamente malleabile, sanificabile con processi di lavaggio industriale, sterilizzabile in autoclave a vapore ed impermeabile ai liquidi ed ai microrganismi.



CORPETTO



GREMBIULE
CHIUSO



GREMBIULE
APERTO



www.sox-versus.it

Molecular breast imaging

Eleonora Bortoli

Unità Operativa Fisica Sanitaria, Azienda Ospedaliero-Universitaria Pisana

Il tumore al seno è una malattia potenzialmente grave se non viene individuata e curata per tempo. Risulta quindi fondamentale diagnosticare la malattia il prima possibile in modo da intervenire precocemente, migliorando la probabilità di sopravvivenza e riducendo gli effetti collaterali di lunghe terapie. In questa ottica, vengono studiate e sviluppate numerose modalità di imaging, sia con obiettivi di screening che di diagnosi. Le tecniche usate in clinica per determinare la diagnosi di cancro al seno sono la mammografia, l'ecografia, la risonanza magnetica nucleare, la mammoscintigrafia, la linfoscintigrafia, la PET e/o PET-TC, la biopsia e/o l'agoaspirato. Allo stato attuale, la mammografia è il gold standard nella diagnostica del tumore del seno e rappresenta l'esame di riferimento nei programmi di screening. Presenta tuttavia dei limiti tra cui la possibilità di mascheramento di alcune lesioni tumorali, soprattutto nei seni densi in cui la componente ghiandolare è prevalente.

Per determinare in maniera più precisa il quadro clinico, un metodo efficace da affiancare alla mammografia è rappresentato dall'imaging nucleare, che permette di individuare la lesione a partire dalla diversa captazione del radiofarmaco attraverso l'uso di gamma-camere dedicate o scanner PET. Per le gamma-camere, il radiotracciante impiegato è il ^{99m}Tc -Sestamibi, che viene captato dalle neoplasie sulla base di due fattori principali: l'aumentata perfusione tissutale nel tumore e la tendenza a fissarsi nei mitocondri, molto numerosi nelle cellule tumorali.

La mammoscintigrafia fu introdotta alla fine del 1980, ma l'uso clinico rimase limitato a causa dell'impiego di una gamma-camera generica per la medicina nucleare, che per via della bassa risoluzione spaziale non permetteva di riconoscere lesioni inferiori al centimetro. Inoltre, la correlazione delle immagini di una mammoscintigrafia con le viste ottenute durante la mammografia risultava difficile.

Il cambiamento chiave che ha permesso la rivalutazione della scintigrafia mammaria è stato il recente sviluppo di gamma-camere specifiche per l'imaging di lesioni del seno, indicate come sistemi MBI (molecular breast imaging) dotate di una risoluzione spaziale migliore delle gamma-camere convenzionali. Il passaggio infatti da un rivelatore formato da un singolo cristallo di NaI accoppiato a tubi fotomoltiplicatori (PMTs) a una matrice di cristalli di CsI o NaI ha permesso di ottenere formati da matrici di singoli detettori, ciascuno accoppiato all'elettronica raggiungendo una

discriminazione spaziale migliore. Un altro vantaggio è la maggior compattezza delle gamma-camere che possono essere messe in diretto contatto con il seno, riducendo di conseguenza la distanza lesione-rivelatore con la minimizzazione del contributo dello scattering.

Il passaggio successivo a una tecnologia che sfrutta detettori di materiale semiconduttore a stato solido (tellurio di cadmio zincato CZT) ha permesso un ulteriore miglioramento della risoluzione energetica e parallelamente dimensioni di pixel ancora minori. Il sistema Discovery NM750b (GE Healthcare, Milwaukee, WI), installato nel reparto di Medicina Nucleare nell'AUOP presenta questa tecnologia, con pixel di 2.5 mm e un field of view (FOV) di 16 x 24 cm.



Figura 1: Discovery NM750b.

Come visibile in figura 1, il sistema di imaging ha una configurazione a due teste. L'uso di due detettori opposti, pur comportando un costo aggiuntivo rispetto alla singola testa, presenta il vantaggio che la lesione non possa trovarsi oltre la metà dello spessore del seno, con un miglioramento della sensibilità di individuazione delle lesioni tumorali (< 10 mm). Questa scelta progettuale permette di acquisire le viste standard della mammografia (craniocaudale [CC] e medialaterale obliqua [MLO]), rendendo la tecnica più abituale e facilmente confrontabile con la mammografia. In figura 2, è riportato un esempio di acquisizione, dove sono visibili le due viste dai due detettori (superiore e inferiore) sia per la vista CC che per MLO.

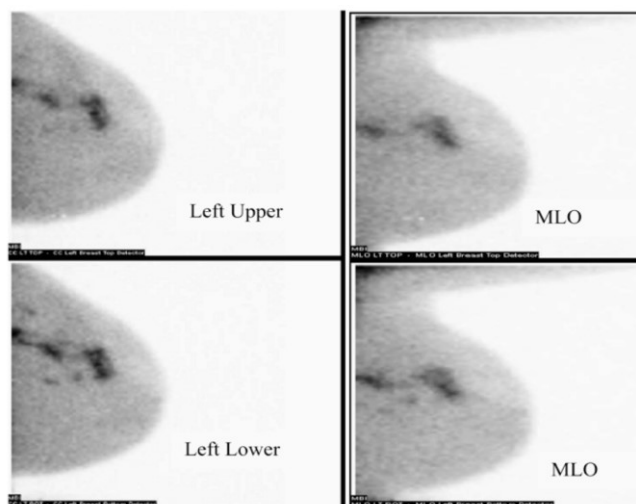


Figura 2: Vista craniocaudale CC e medialaterale obliqua MLO per il seno sinistro.

I detectori sono formati da CZT, materiale semiconduttore con densità pari a 5.8 g/cm^3 e un alto numero atomico effettivo ($Z_{\text{eff}} = 50$) che fornisce un'alta capacità frenante per le energie di interesse della SPECT con un coefficiente di attenuazione lineare maggiore di quello del NaI. La conversione da radiazione a segnale è diretta, per cui i raggi gamma entrano nel rivelatore CZT e sono direttamente convertiti in coppia elettrone/lacuna. Per via dell'applicazione di un campo elettrico, queste cariche (elettroni e lacune) vengono spinte verso gli elettrodi positivi e negativi, rispettivamente, inducendo un segnale elettrico. Evitare la conversione nei fotomoltiplicatori, necessari negli scintillatori, garantisce un'alta risoluzione energetica, limitata solo dalla statistica di Poisson (per Tc99m FWHM $< 6.5 \%$).

L'assenza dei fotomoltiplicatori rende il detector più leggero e compatto. Inoltre, le dimensioni del pixel nei detectori CZT sono determinate dalla posizione degli elettrodi nel materiale e nel design di uno specifico circuito integrato, accoppiato a questi. Ciò garantisce un'elevata risoluzione spaziale e uno spazio morto ridotto sul bordo del campo visivo.

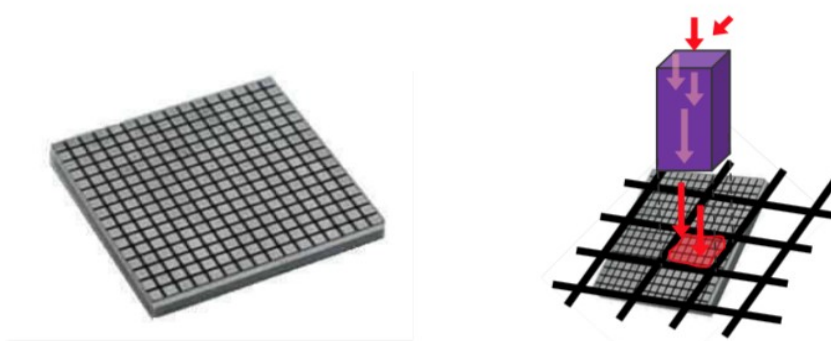


Figura 3: Dettagli del rivelatore, formato da una matrice di pixel con collimatore ottimizzato.

Per la rivelazione di radiazione γ , è fondamentale l'utilizzo del collimatore per discriminare i raggi contenenti informazioni spaziali da quelli scatterati. Ciascuna gamma-camera del sistema Discovery NM750b è dotata di un collimatore di piombo integrato, solidale con il rivelatore durante il movimento. L'inserimento del collimatore causa una diminuzione della quantità di fotoni rilevabili rispetto a quelli emessi dal campione. Per ottimizzare la sensibilità, senza però perdere in risoluzione spaziale, i fori del collimatore sono di forma quadrata in modo da garantire la corrispondenza tra questi e ciascun pixel del detector CZT, come illustrato in figura 3.

Le specifiche del design del collimatore del sistema Discovery NM750b sono riportate in tabella 1.

Lunghezza foro (cm)	Lato foro (mm)	Spessore setto (mm)
3.47	2.26	0.24

Tabella 1

MISURE DI ACCETTAZIONE

Dopo l'installazione l'apparecchiatura deve essere sottoposta ai test di accettazione, step fondamentale per assicurare che le performance di un'apparecchiatura soddisfino le specifiche tecniche e le prestazioni dichiarate dalla ditta produttrice.

Durante i test si vanno ad individuare le caratteristiche minime di performance accettabili. Alcuni di questi valori andranno a costituire il riferimento dei parametri che saranno poi l'oggetto dei controlli di mantenimento per monitorare la prestazione nel tempo della macchina.

I parametri che sono stati valutati nelle misure effettuate sul sistema Discovery NM750b sono:

- Uniformità
- Sensibilità
- Risoluzione spaziale in aria e in fantoccio
- Risoluzione spaziale a contatto
- Dimensione del pixel

Il primo test eseguito consisteva nella misura del grado di uniformità della risposta di una gamma camera, quando viene irraggiata da una distribuzione uniforme di radioattività. In figura 4 è visibile l'acquisizione per entrambe le testate, eseguita utilizzando una sorgente flood di 20 MBq di Co-57 di dimensioni 256 mm x 256 mm e con uniformità intrinseca = 1%.

Le misure sono state effettuate all'interno del campo di vista (FOV) di entrambe le testate: si è calcolata l'uniformità sia per il campo di vista utile (UFOV), definito come il 95% del raggio in cui

si hanno la metà di conteggi rispetto al pixel centrale sia per il campo di vista centrale (CFOV), definito come il 75% dell'UFOV.

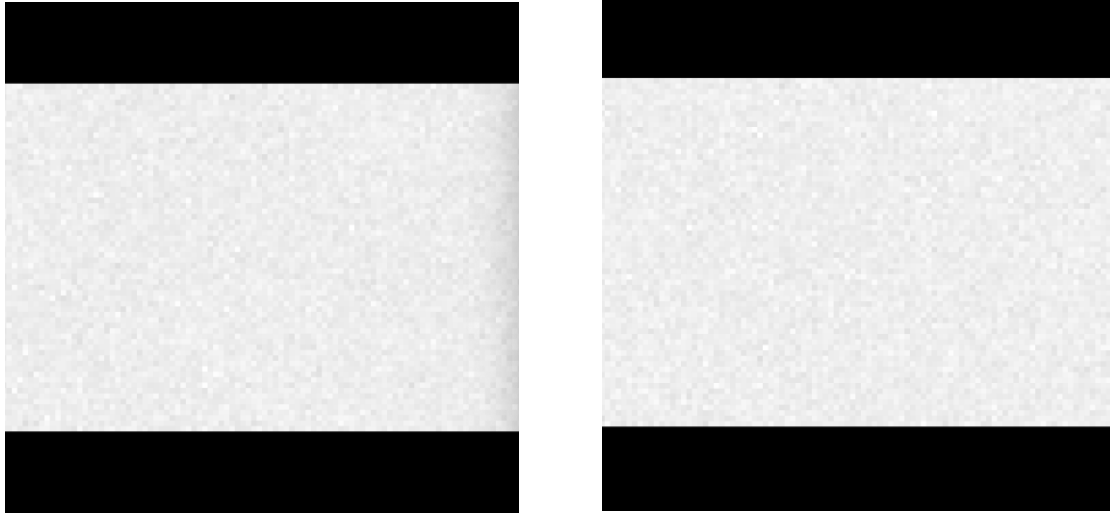


Figura 4: Test dell'uniformità su ciascuna testata.

$$U = 100 \frac{C_{max} - C_{min}}{C_{max} + C_{min}}$$

Per quantificare l'uniformità è stata utilizzata la seguente formula

dove Cmax è il numero di conteggi massimo e Cmin è il numero di conteggi minimo.

L'elaborazione dei dati è stata eseguita con codice Matlab versione 6.0.

Come indicato dalle Norme NEMA, si sono calcolate l'uniformità integrale in cui Cmax e Cmin si riferiscono ai conteggi massimi e minimi nell'intero UFOV e CFOV, e l'uniformità differenziale che è più sensibile ai cambiamenti locali. Per calcolare l'uniformità differenziale, viene calcolato U in ogni pixel con Cmax e Cmin riferiti ai conteggi nei 5 pixel adiacenti a quello considerato lungo la riga e la colonna. L'uniformità differenziale massima è il valore più alto di U trovato fra tutti i pixel dell'UFOV e CFOV, mentre l'uniformità differenziale mean ne è il valor medio.

In tabella 2, sono riportati i valori ottenuti.

	Uniformità integrale	Uniformità diff. max	Uniformità diff. mean
UFOV	2.8 %	2.2 %	0.8%
CFOV	2.4 %	2.2 %	0.6%

Tabella 2

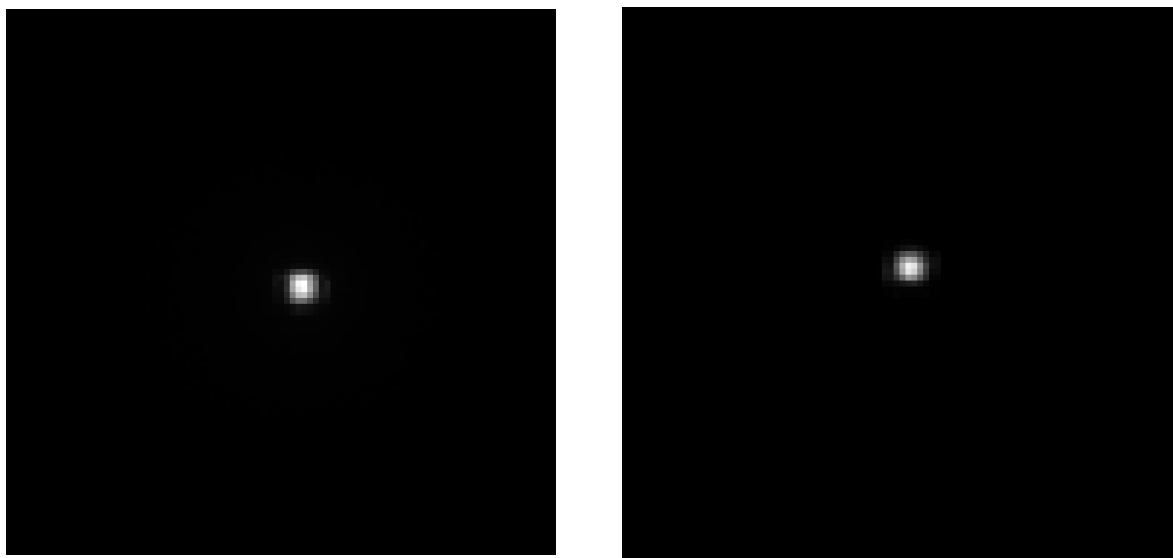


Figura 5: Risoluzione spaziale in aria e in fantoccio.

La risoluzione spaziale è stata misurata utilizzando una sorgente a "penna" di Co-57. Si è acquisita la sorgente sia inserita nel foro centrale di un fantoccio cilindrico in PMMA di raggio pari a 11 cm, che in aria mantenendo la distanza di 11 cm dalla faccia del detector.

I dati sono stati estratti dal programma ImageJ e fittati con una funzione gaussiana, da cui si è calcolata la FWHM.

$$FWHM_{aria} = 0.8 \text{ cm}$$

$$FWHM_{fantoccio} = 0.6 \text{ cm}$$

La risoluzione spaziale intrinseca non può essere testata direttamente in quanto il collimatore, come spiegato in precedenza, è integrato nel rivelatore e non può essere rimosso. Per avere quindi la misura della risoluzione spaziale, si può misurare la risoluzione a contatto. Tuttavia, questa quantità è influenzata dalla posizione della sorgente rispetto ai setti del collimatore: può essere determinata studiando l'andamento lineare della distanza tra sorgente e collimatore ed estrapolando poi il valore alla superficie del collimatore (cioè distanza=0).

Si è utilizzata una sorgente puntiforme di Co-57, posizionata a distanza di 8 cm, 15 cm e 22.8 cm dalla testata. Da ciascuna acquisizione, riportate in figura 5, si è estratta la FWHM utilizzando il codice ImageJ. Le tre FWHM sono state graficate in funzione dalla distanza dalla testata e, dal fit lineare, si è ricavata la risoluzione a contatto, pari a un valore minore di 0.5 mm su tutto il campo di vista per entrambe le testate.

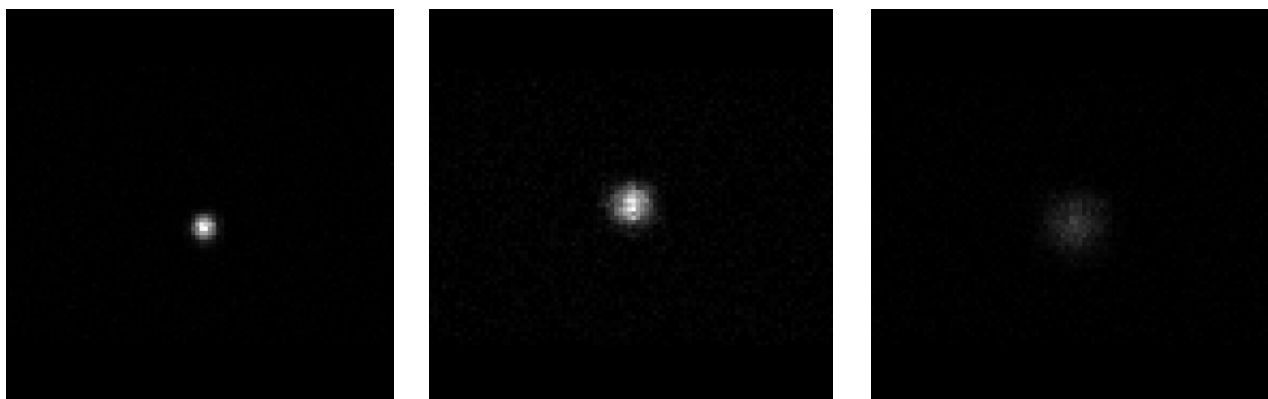


Figura 6: Acquisizione della sorgente puntiforme di Co-57 a 8, 15 e 22.8 cm.

La dimensione del pixel è pari a quella dichiarata dalla casa produttrice (2.46 mm). Il test è stato eseguito spostando la sorgente puntiforme di Tc-99m nella direzione longitudinale e laterale a passi di 5 cm, a partire dal centro del FOV. I punti acquisiti con questa procedura sono illustrati nella figura 7. Tramite il programma ImageJ, si è ottenuto il numero di pixel della distanza massima tra i punti sia nella direzione orizzontale che verticale e, rapportandoli con la distanza nota in cm, si sono ricavate le dimensioni geometriche del pixel.

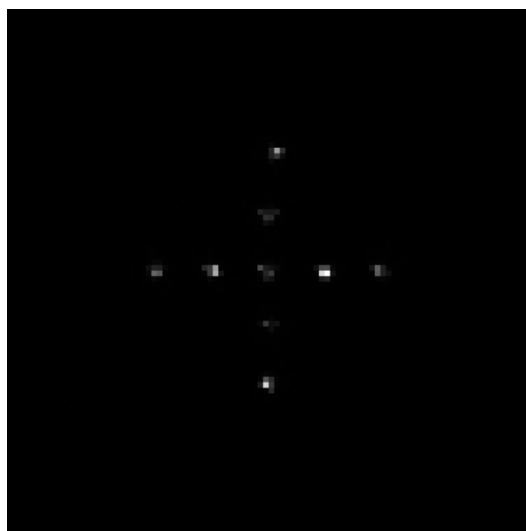


Figura 7: Acquisizioni per determinare le dimensioni del pixel.

Dalle acquisizioni del fantoccio planare riempito con un'attività nota di 20 MBq di Co-57, è stata determinata la sensibilità planare per ciascuna testata. Correggendo i dati per il background e considerando la correzione per il decadimento, si è determinata una sensibilità maggiore di 750 cpm/ μ Ci per entrambe le testate. Per l'analisi dati, si è utilizzato il codice Matlab versione 6.0.

La capacità del sistema di imaging di riprodurre immagini lineari senza effetti di distorsione è stata testata qualitativamente tramite fantoccio a barre. Come illustrato in figura 8, la linearità risulta essere visivamente buona.

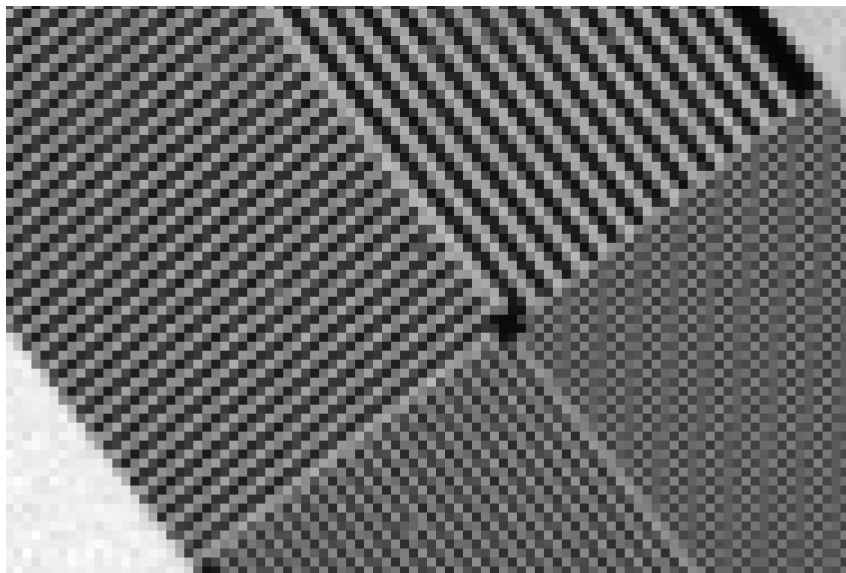


Figura 8: Acquisizione con fantoccio a barre.

Bibliografia

- [1] <http://www3.gehealthcare.co.uk/media/downloads/uk/education/nm>.
- [2] C. B. Hruska, A. L. Weinmann, and M. K. O'Connor. Proof of concept for low-dose molecular breast imaging with a dual-head czt gamma camera. part i. evaluation in phantoms. *Medical Physics*, (3466-3475), 39.
- [3] C. B. Hruska, A. L. Weinmann, C. M. Tello Skjerseth, E. M. Wagenaar, A. L. Connors, C. L. Tortorelli, R. W. Maxwell, D. J. Rhodes, and M. K. O'Connor. Proof of concept for low-dose molecular breast imaging with a dual-head czt gamma camera. part ii. evaluation in patients. *Medical Physics*, (3476-3483), 39.
- [4] J. T. Kakuda, M. E. Stuntz, H. I. Vargas, and I. Khalkhali. Status of scinti- mammography and its relationship to other detection methods for breast cancer. *Cancer Biother Radiopharm.*, 14(6):435–42, 1999.
- [5] B. Mueller, M. K. O'Connor, I. Blevis, D. J. Rhodes, R. Smith, D. A. Collins, and S. W. Phillips. Evaluation of a small cadmium zinc telluride detector for scintimammography. *J Nucl Med April* 1, vol. 44(4):602–609, 2003.
- [6] D. Volterrani, P. A. Erba, and G. Mariani. *Fondamenti di medicina nucleare: Tecniche e applicazioni*. Springer, 2010.

Esperienza di partecipazione ad un tavolo tecnico multidisciplinare per l'acquisizione di sistemi per mammografia con tomosintesi

Mauro Campoleoni

*Unità Operativa Semplice Dipartimentale di Fisica Medica.
Fondazione Ca' Granda Ospedale Maggiore Policlinico – Milano*

Questo breve articolo riassume alcuni tra gli aspetti principali da tenere in considerazione nella fase di acquisto di un sistema per mammografia con tomosintesi, senza voler fare una disamina dettagliata delle tecnologie e senza analizzare direttamente le proposte del mercato. Deriva da un'esperienza di acquisto tramite soggetto aggregatore regionale.

In qualità di fisici medici veniamo spesso chiamati a far parte delle commissioni giudicatrici nell'ambito di gare gestite dai soggetti aggregatori, in Lombardia oggi ARIA (ex ARCA). È un'attività interessante ed istruttiva non solo per la necessità di approfondimento tecnologico ma anche perché ci porta a lavorare con altri specialisti, soprattutto radiologi ed ingegneri, con un approccio multidisciplinare in cui il fisico ha molto da dire ma che soprattutto ci rende partecipi di una visione molto più ampia rispetto al semplice compito di acquisire delle apparecchiature. Questa nota riguarda la costituzione di un tavolo tecnico per l'acquisizione di sistemi per mammografia con tomosintesi.

Negli anni recenti la tecnologia impiegata nell'imaging della mammella ha avuto una serie di innovazioni che ne hanno cambiato tutti gli outcomes di sensibilità e specificità oltre a modificarne l'ergonomia e il management complessivo dell'esame e delle immagini. Questo soprattutto per l'impiego di tecnologie avanzate completamente digitali e grazie alle funzioni che consentono un collegamento ad un order entry e a un PACS. Nel campo della mammografia, l'evoluzione dei sistemi 2D ormai comprende quasi sempre la possibilità di ottenere anche immagini di tomosintesi, praticamente immagini 3D realizzate tramite proiezioni acquisite durante la rotazione del sistema "complesso radiogeno – detettore" attorno all'organo da esaminare.

Quando si affronta una gara d'acquisto, valutare le caratteristiche tecniche di queste apparecchiature alla luce delle necessità connesse con gli aspetti più operativi non è un'operazione semplicissima per molti motivi. Siamo in presenza di un'offerta di mercato di altissimo livello, per cui tutti prodotti offrono ottime prestazioni, quasi tutti ormai FDA approved o in procinto di esserlo, e con le stesse modalità di esposizione che normalmente comprendono l'effettuazione automatica di immagini 2D insieme alle immagini 3D e immagini 2D sintetiche. Oggi è possibile ottenere anche tutte queste immagini con un'unica esposizione, con notevole vantaggi in termini di ergonomia, efficienza di impiego e comfort della paziente in quanto può essere sufficiente un'unica compressione.

Orientarsi ad una scelta diventa difficile non solo per la complessità dei sistemi ma anche per l'oggettiva difficoltà nel confrontare performance leggermente diverse tra loro basandosi in buona parte solo sulle caratteristiche nominali dichiarate dai vendors non sempre immediatamente paragonabili tra loro.

È fondamentale poi rispettare le esigenze degli operatori destinatari della nuova apparecchiatura che possono trovarsi in condizioni diverse che dipendono da vari fattori, per esempio la quantità di accessi, le apparecchiature già presenti, la partecipazione o meno a un programma di screening e non ultime le abitudini personali.

Le caratteristiche tecnologiche principali

Ad ogni modo per scegliere una apparecchiatura è opportuno attenersi almeno all'inizio alla disamina degli aspetti tecnologici sostanziali quindi un primo sforzo è quello di focalizzare quelle caratteristiche che davvero contano per definire la qualità del risultato iconografico, destreggiandosi anche tra le varie terminologie impiegate dai vendors che spesso parlano lingue un po' diverse, visto che molte definizioni non sono univoche e quindi non immediatamente confrontabili, ed effettuare poi scelte più consone alle proprie necessità.

I vendors hanno poi buon gioco a rendere il proprio prodotto più appetibile sottolineando spesso anche caratteristiche molto attraenti e moderne ma che non sempre sono davvero importanti, come una struttura innovativa del detettore, il design, la qualità e le dimensioni e i colori del monitor di acquisizione o i pannelli di comando completamente *touch*. Tutti aspetti che vanno giustamente confrontati con i gusti degli utilizzatori senza perdere di vista però che le caratteristiche più importanti sono altre ed è da queste che si comincia a valutare i sistemi offerti.

Nella tabella seguente [1] sono riassunte queste caratteristiche principali dei sistemi ad oggi approvati dal FDA relativamente alle prestazioni in tomosintesi.

Parameter	Hologic Selenia Dimensions	GE SenoClaire	Siemens Mammomat	Fujifilm Aspire	GE Senographe
X-ray tube					
Anode target	W	Mo/Rh	W	W	Mo/Rh
Filter*	Al (700 μm)	Mo (30 μm)/Rh (25 μm)	Rh (50 μm)	Al (700 μm)/Rh	Mo (30 μm)/Rh (30 μm)
Tube motion	Continuous	Step and shoot	Continuous	Continuous	Step and shoot
Flat-panel detector					
Detector	Amorphous Se	Amorphous Si/CsI	Amorphous Se	Amorphous Se	Amorphous Si/CsI
Pixel size (μm)	140 (2×2 binned)	100	85	150 (ST binned 2×1), 100 (HR)	100
Grid	No	Yes	No	No	Yes
Acquisition					
Tube motion	Continuous	Step and shoot	Continuous	Continuous	Step and shoot
Sweep angle (degrees)	15	25	50	15 (ST), 40 (HR)	25
No. of projections	15	9	25	15	9
Scanning time (sec)	3.7	10	25	9 (HR), 7 (ST)	7
Reconstruction algorithm	FBP	FBP/ASiR	FBP	FBP	FBP/ASiR
Note.—Al = aluminum, ASiR = adaptive statistical iterative reconstruction, CsI = cesium iodide, FBP = filtered back projection, HR = high resolution, Rh = rhodium, Mo = molybdenum, Se = selenium, Si = silicone, ST = standard mode, W = tungsten. * Some systems use combinations of targets and filters that are specific to DBT and not used for FFDM.					

Per quanto riguarda gli aspetti tecnologici in senso stretto, il cuore del sistema è certamente il *detettore*. Ormai da anni sono disponibili apparecchiature interamente digitali che sfruttano rivelatori particolarmente evoluti, molto più performanti di quelli adottati in radiologia generale e con pixel di dimensioni minime. Oggi sul mercato sono presenti quasi solo detettori digitali a matrice attiva a conversione diretta al selenio amorfo, solo un vendor propone la conversione indiretta al silicio amorfo. L'unico prodotto con rivelatore a scansione del singolo fotone è stato ormai abbandonato come anche i rivelatori a CCD. Le dimensioni dei pixel sono tra i 50 e 100 μm che indicano risoluzioni spaziali in 2D tra 5 e 10 lp/mm mentre in 3D questa risoluzione può variare molto a seconda del *binning* ma promette risoluzioni indicativamente tra i 3,5 e 6 lp/mm.

In 3D la resa iconografica dipende strettamente dalla geometria di acquisizione e dagli algoritmi di ricostruzione delle immagini, quindi tra i primi aspetti da valutare ci sono quelli legati alla modalità di acquisizione durante la rotazione del sistema, come l'angolo di pendolazione, il numero di proiezioni e la frequenza di campionamento: è intuitivo comprendere che queste caratteristiche determinano fortemente la capacità del sistema di distinguere le strutture sui piani in profondità visto che la tomosintesi vuole consentire proprio una visione praticamente tridimensionale. I sistemi in commercio hanno angoli piuttosto limitati, tra i 15 e i 25 gradi, solo due sistemi arrivano a 40-50 gradi e realizzano così una risoluzione lungo z (in verticale) decisamente superiore con un leggero aumento della dose e del tempo d'esame.

L'acquisizione di ogni singola proiezione durante la rotazione del sistema può avvenire in modalità continua o "step and shoot" e anche questo comporta delle differenze sia sulla qualità immagine, visto che introduce in misura diversa fenomeni di *blurring* dovuti al movimento, ma determina anche i tempi di scansione che possono variare dai 3,7 ai 25 secondi.

Per quanto riguarda gli aspetti dosimetrici, tutti i sistemi rispettano bene i limiti di dose indicati per esempio dal protocollo EUREF [2] e possiamo dire che le dosi ghiandolari medie oggi sono relativamente basse. La scelta di sistemi che comportino dosi inferiori rimane importante per quei centri con programmi di screening al alto afflusso.

Software

La voce del software è una tra le più importanti, e qui aziende diverse propongono prodotti diversi, più o meno noti, in versioni che possono variare sensibilmente nel tempo, che a volte sono di proprietà del vendor e in altri casi sono frutto di accordi commerciali con terzi. Alcuni software come il *CAD con riconoscimento delle strutture*, sono da considerarsi indispensabili anche se non tutti i centri li usano con la stessa frequenza e convinzione. Sono ormai piuttosto noti e più vendors propongono soluzioni identiche visto che originariamente questi software sono prodotti da un paio di aziende in tutto il mondo che hanno contratti con i produttori di mammografi.

Altri software utili sono quelli per la determinazione della *densità della mammella*. In questo campo esistono oggi 3 o 4 prodotti, simili tra loro, che evolvono nel tempo di versione in versione ed hanno principalmente lo scopo di esprimere per ogni paziente indici BIRADS e ACR di densità, sfruttando immagini sia 2D che di tomosintesi. In diversi casi calcolano anche altri dati utili (area della sezione, pressione esercitata, volume della mammella compressa...) ed altri valori connessi con la densità fisica della mammella sulla base di un modello fisico che ne schematizza la struttura (densità volumetrica, percentuale di ghiandolarità, ecc).

Più recentemente sono apparsi sul mercato software per il controllo della qualità dell'esecuzione delle proiezioni che sostanzialmente associano ad ogni immagine indici di buon posizionamento, spesso confrontandoli con i dati di un database pre-esistente, anche questi certamente utili per il miglioramento della qualità complessiva della prestazione e il training del personale tecnico.

Le attenzioni principali che l'esperienza suggerisce, relativamente a questi software, sono:

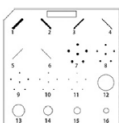
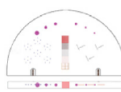
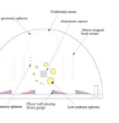
- capire bene dalla letteratura specializzata quanto siano già stati validati,
- quanta compatibilità offrono, cioè se sono applicabili anche ad immagini di altre apparecchiature di altri vendors che sono già in casa,
- se l'acquisto comporta l'acquisizione di una licenza perenne o se comporterà in futuro spese aggiuntive in proporzione al numero di casi trattati.

DICOM

La compatibilità DICOM è oggi assodata per tutti i sistemi. Va sempre richiesto che la modalità invii correttamente, senza oneri aggiuntivi, il *report strutturato di dose*, come definito da DICOM. Questo piccolo file non solo ci consente di controllare l'andamento dosimetrico dei nostri esami ma è materia prima per il funzionamento di gran parte dei software per il monitoraggio degli indici di dose, oggi sempre più diffusi

Fantocci

Per quanto riguarda i fantocci, si è osservata negli ultimi anni una certa evoluzione degli stessi. Una disamina dei prodotti a disposizione non è materia di questo scritto, ma sembra utile dare alcune indicazioni ed un riferimento bibliografico aggiornato. Nella tabella seguente [3] sono presentate le caratteristiche dei principali fantocci per la tomosintesi oggi presenti sul mercato:

Principal specifications of the seven phantoms included in the study regarding image scoring.							
Manufacturer	CIRS	CIRS	CIRS	CIRS	CIRS	PHANTOM LABORATORY	QUART
Model	ACR Mammographic Accreditation phantom Model 015	BR3D Breast Imaging Phantom Model 020	DBT QC model 021 (prototype version)	MTM 100	TOMOMAM®	TOMOPHAN® TSP004	Mam Digi/EPQC
Shape	Rectangular	Semi-circular	Semi-circular	Semi-circular	Semi-circular	Semi-circular	Semi-circular
Dimensions	108 mm × 102 mm	100 mm × 180 mm	100 mm × 180 mm	180 mm × 130 mm	Ø : 190 mm	100 mm × 180 mm	180 mm × 240 mm
Thickness (mm)	44	60 6 plates of 10 mm	60 6 plates of 10 mm	45	60	42 or 56 ^c	45
Background	Homogenous – PMMA	Heterogeneous – Epoxy resin ^a	Homogenous	Homogenous – Epoxy resin ^b	Homogenous – Epoxy resin ^b	Homogenous	Homogenous
Micro-calcifications (groups)	5 (Al ₂ O ₃) from 0.16 to 0.54 mm	6 (CaCO ₃) From 0.13 to 0.40 mm	6 NC	7 From 0.09 to 0.30 mm	6 (glass) From 0.14 to 0.33 mm	/	12 ^d From 0.18 to 0.60 mm
Masses	5 From 0.25 to 2 mm	6 From 1.8 to 6.3 mm	6 NC	7 From 1.8 to 6.3 mm	6 From 1.8 to 5.5 mm	8 (acrylic) From 1 to 10 mm	/
Fibres	6 (nylon) From 0.4 to 1.56 mm	7 From 0.15 to 0.60 mm	/	7 (nylon) From 0.30 to 1.25 mm	6 (nylon) From 0.15 to 0.41 mm	/	/
Drawings							
Other parameters available	No	No	Yes	No	Yes	Yes	Yes
Designed for DBT	No	No	Yes	No	Yes	Yes	Yes

^a Two tissue-equivalent materials mimicking 100% adipose and 100% gland tissues “swirled” together in an approximate 50/50 ratio.
^b Equivalent to 50% adipose and 50% gland tissues.
^c Thickness used in this study.
^d Each group is composed of six Landolt objects.

Anche in questo caso la scelta, questa volta di esclusiva competenza del fisico, può essere guidata più che altro dalla letteratura specifica. Visto che un fantoccio perfetto non esiste, è naturale orientarsi verso quelli più performanti, spesso ad integrazione di sistemi già in casa, e soprattutto

verso quelli associati ad un software automatico per la lettura delle immagini che con un sistema di scoring ci possono aiutare a valutare le caratteristiche fisiche delle immagini.

Contrasto

La mammografia con contrasto, (*CEDM contrast enhanced digital mammography*) oggi anche in 3D è considerata una modalità ancora poco diffusa ma molto promettente. Può essere realizzata con due tecniche distinte: una con sottrazione temporale e una a doppia energia. Nel primo caso, la mammella compressa viene esposta ad un'energia piuttosto alta per creare una maschera. Successivamente viene iniettato il contrasto così che immagini successive prese in sequenza possano essere digitalmente confrontate con la maschera iniziale. Una procedura piuttosto lunga che necessita un certo discomfort per la paziente, con rischi di artefatti da movimento, mantenendo comunque dosi molto limitate. La modalità a doppia energia invece si basa su esposizioni ad energia superiore all'energia di assorbimento dello iodio (K-edge) sfruttando le differenze di attenuazione del fascio nell'attraversare strutture di diversa composizione. Il contrasto viene iniettato quando la mammella è compressa e due esposizioni a due diverse energie, una bassa l'altra molto più alta, sono poi combinate per generare un'immagine dell'uptake.

Questa caratteristica dei sistemi, al di là delle usuali considerazioni dosimetriche ed ergonomiche, può essere valutata esclusivamente dal radiologo.

Considerazioni generali

Concludendo gli aspetti più importanti di questa esperienza, vorrei sottolineare alcune considerazioni generali. In questo contesto, il fisico si muove all'interno di una visione necessariamente multidisciplinare. Naturalmente ciò vale per tutte le figure professionali coinvolte ma l'esperienza dice che noi fisici medici giochiamo un ruolo centrale e lo si intuisce anche dalle aspettative verso di noi che spesso gli altri membri della commissione lasciano intravedere. Per questo dobbiamo porre attenzione anche alla necessità di considerare con attenzione altri aspetti meno tecnici, meno "nostri" ma altrettanto fondamentali per il contesto acquisitore e vedere quindi anche con gli occhi degli altri. Per esempio, dal punto di vista strettamente fisico quella dell'angolo di pendolazione è una caratteristica determinante nella formazione dell'immagine, anche se di solito questo vantaggio comporta un aumento della dose ghiandola media. Per il radiologo invece non è sempre altrettanto importante: infatti, nel management complessivo di una paziente, può essere sufficiente avere una visualizzazione della lesione senza un dettaglio molto fine in termini di definizione lungo z in quanto la paziente viene comunque inviata alla biopsia.

Altri aspetti “non fisici” riguardano il comfort per la paziente, o la velocità di esecuzione, un dato, quest’ultimo, che impatta non solo sul discomfort della paziente che potrebbe essere sottoposta ad una compressione prolungata ma anche sui tempi di esecuzione complessiva dell’esame. Nei centri ad alto afflusso con programmi di screening in cui la tomosintesi comincia ad essere introdotta almeno al secondo livello e ai livelli successivi questo aspetto è assolutamente fondamentale.

Poi ci sono le caratteristiche ergonomiche, le modalità di compressione, o quegli accorgimenti per favorire i pazienti disabili, oltre ovviamente ai costi e alla qualità dell’assistenza. Sono esempi di come la nostra visione deve essere integrata da quella più strettamente clinica. Da ultimo va ricordato che il criterio principe per una scelta rimane la valutazione complessiva della qualità dell’immagine da parte di un radiologo esperto che sceglie sulla base della propria esperienza.

Riferimenti

- [1] Nikki Tirada, Guang Li, David Dreizin, Luke Robinson, Gauri Khorjekar, Sergio Dromi, Thomas Ernst Digital Breast Tomosynthesis: Physics, Artifacts, and Quality Control Considerations Radiographics - Published Online:Feb 15 2019
- [2] R.E. van Engen et al., Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems version 1.03 March 2018
- [3] Julie Sage, Karen L. Fezzani, Isabelle Fitton, Lama Hadid, Aurélie Moussier, Noëlle Pierrat, Antoine Martineau, Serge Dreuil, Loïc Heulers, Cécile Etard Experimental evaluation of seven quality control phantoms for digital breast tomosynthesis, Physica Medica 57 (2019) 137–144

Novità ICRP e NCRP

a cura di Raffaella Rosasco



ICRP propone due documenti draft in pubblica consultazione.

ICRP Publication – Pediatric Reference Computational Phantoms (6 August, 2018).

Questo report descrive lo sviluppo e l'impiego previsto di una serie di deci fantocci computazionali rappresentanti la femmina e il maschio di riferimento del neonato, del bambino di un anno, 5 anni, 10 anni e 15 anni come definiti nella Pubblicazione 89. Questi fantocci sono stati adottati formalmente dall'ICRP dal Comitato 2 dell'ICRP per lo sviluppo dei coefficienti di dose età-dipendenti seguendo le Raccomandazioni del 2007. Sono presentati in questo report con strutture a voxel e numeri ID di tessuto molto simili a quanto riportato nella Pubblicazione 110 per i fantocci computazionali dell'adulto di riferimento. Questi fantocci pediatrici sono stati usati dal *Task Group 90* del Comitato 2 dell'ICRP per lo sviluppo di coefficienti di dose età-dipendenti rappresentanti le esposizioni esterne da aria, acqua e terreno contaminati. Essi sono anche stati usati dal *Task Group 96* del Comitato 2 dell'ICRP nello sviluppo di frazioni assorbite specifiche età-dipendenti per fotoni, elettroni, particelle alfa e neutroni emessi internamente in modo simile ai valori SAF dell'adulto (Frazione Assorbita Specifica) dati nella Pubblicazione 133. Questi valori SAF età-dipendenti sono stati al momento impiegati dal *Task Group 96* nella preparazione dei coefficienti di dose età-dipendenti per ingestione e inalazione di radionuclide come parte di una serie di pubblicazioni disponibili di EIR (Intake ambientale di radionuclide) che aggiorna i coefficienti di dose delle Pubblicazioni 56, 67, 71 e 72 dell'ICRP.

Il capitolo 1 riassume i motivi principali della costruzione di tali fantocci – fantocci a voxel che rispettano le caratteristiche anatomiche di riferimento degli individui di riferimento non adulti presentati nella Pubblicazione 89. Il capitolo 2 riesamina la taglia/forma del corpo e le descrizioni dettagliate dell'organo specifico dei fantocci di riferimento pediatrici dell'ICRP. Il capitolo 3 presenta in dettaglio i metodi della loro costruzione che include 9 passaggi specifici del loro sviluppo: (1) selezione dei dati tomografici CT, (2) segmentazione di queste immagini CT, (3) contornamento del corpo e modellizzazione dell'organo per via di superfici NURBS/PM, (4)

adattamenti dei contornamenti esterni al corpo in modo da avere corrispondenza con la massa totale corporea, (5) aggiustamenti dei valori individuali dell'organo per far corrispondere le masse di riferimento, (6) suddivisione dei tessuti scheletrici, (7) costruzione delle strutture a voxel delle superfici NURBS/PM, (8) ricodifica dei voxel per i linfonodi e muscoli scheletrici e (9) ulteriori modifiche per ottenere una serie di fantocci pediatrici con strutture identiche a quelle definite in origine per i fantocci adulti della Pubblicazione 110. Il capitolo 4 segue con la descrizione dei fantocci di riferimento pediatrici dell'ICRP includendo le loro principali caratteristiche, regioni scheletriche sorgente/target, distribuzione locale del sangue e limitazioni dei fantocci. Questo report è supportato da una serie di allegati. L'allegato A fornisce dettagli sui numeri ID tissutali, tessuti, densità di massa, localizzazioni dell'organo sia con le coordinate della posizione che con i conteggi dei voxel. L'allegato B fornisce una lista completa dei vari tessuti età-dipendenti e genere-dipendenti, le loro masse nel fantoccio e le composizioni degli elementi. Gli allegati C e D riportano, rispettivamente, elenchi di tutte le regioni sorgente e target, necessarie nelle applicazioni di dosimetria interna oltre che a quella esterna. Gli allegati E e F forniscono, rispettivamente, le distribuzioni in profondità e in coppie di organi, in modo simile a quello descritto nella Pubblicazione 110 per i fantocci dell'adulto. L'allegato G fornisce immagini di sezione dei piani sagittali, coronali e trasversi. Infine l'allegato H dà una descrizione dei file disponibili e scaricabili per utilizzare ognuno dei 10 fantocci pediatrici computazionali di riferimento.

ICRP Publication – Adult Mesh-Type Reference Computational Phantoms (6 September, 2018).

Seguendo l'emissione delle nuove raccomandazioni di radioprotezione nella Pubblicazione 103 (ICRP, 2007), la Commissione ha realizzato, nella Pubblicazione 110 (ICRP, 2009), i fantocci di riferimento computazionali di tipo voxel per l'uomo e la donna da usare per il calcolo di coefficienti di dose di riferimento sia per le esposizioni esterne che interne. Nonostante costituiscano rappresentazioni anatomicamente più realistiche rispetto ai più datati fantocci stilizzati, i fantocci a voxel hanno i loro limiti, principalmente dovuti alla risoluzione del voxel, in special modo nel caso delle strutture dei piccoli tessuti (es. i cristallini degli occhi) e per gli strati tissutali molto sottili (es. gli strati delle cellule staminali nella mucosa delle pareti dello stomaco e nell'epitelio intestinale).

Questo report descrive la costruzione dei fantocci di riferimento computazionali *mesh-type* (MRCP) che sono le modellizzazioni equivalenti dei fantocci di riferimento computazionali di tipo voxel della Pubblicazione 110. I MRCP includono tutti le regioni sorgente e target di cui si ha bisogno per la stima della dose efficace, anche delle regioni target dello spessore micrometrico nel tratto

respiratorio e alimentare, pelle, vescica, ovviando così alla necessità di modelli supplementari stilizzati. I MCRP possono essere direttamente implementati nei codici Monte Carlo di trasporto di particelle per i calcoli di dose, cioè senza voxelizzazione, mantenendo interamente i vantaggi della geometria *mesh*. I coefficienti di dose (DC) della dose all'organo e dose efficace e le frazioni assorbite specifiche (SAF) calcolate con i MCRP per alcune esposizioni esterne e interne mostrano che – mentre sono state osservate alcune differenze per le strutture dei piccoli tessuti e per le radiazioni debolmente penetranti – i MCRP forniscono stessi valori o molto simili per i DC e SAF di riferimento precedentemente pubblicati per la maggior parte dei tessuti e per radiazioni penetranti; di conseguenza, non è stato rilevato che i DC per la dose efficace, ovvero la quantità fondamentale di protezione, siano differenti. I DC della Pubblicazione 116 (ICRP, 2010) e i SAF della Pubblicazione 133 (ICRP, 2016) rimangono quindi validi.

Per dimostrare la deformabilità dei MCRP in questo report, i fantocci sono stati trasformati in fantocci costituiti in modo tale da rappresentare il 10° e 90° percentile dell'altezza e peso del corpo della popolazione caucasica. I fantocci costruiti non di riferimento sono stati quindi usati per calcolare i DC delle sorgenti radiografiche industriali vicino al corpo che possono essere usate per stimare le dosi agli organi di lavoratori esposti accidentalmente a queste sorgenti e che riflettono le stature di questi lavoratori esposti. I MCRP di questo report sono stati anche trasformati in fantocci che rappresentassero differenti posture (camminata, seduta, lo stare piegati, inginocchiati e rannicchiati) che sono state impiegate per valutare le variazioni nei DC rispetto alla tradizionale posizione eretta.

