ISSN 2282-5746

Fisica in Medicina

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

Aifm
Associazione Italiana di Fisica Medica

www.aifm.it

n. 4 - 2014

Fisica in Medicina

n. 4/2014
Gennaio-Febbraio_marzo

Periodico Trimestrale di formazione
Informazione e aggirnamento de lla
Associazione Italiana di Fisica Medica

www.aifm.it

Associazione Italiana
di Fisica Medica

Presidente
Luisa Begnozzi (Roma)

Consiglieri
D. Aragno (Roma)
B. Augelli (Spoleto)
F. Banci Buonamici
(Siena)
A. del Vecchio (Milano)
L. Nocetti (Modena)
L. Pierotti (Bologna)
E. Pignoli (Milano)
L. Strigari (Roma)

Segretario
L. Gastaldi (Biella)

Tesoriere
A. Nitrosi (Reggio Emilia)

Sommario:

Caratterizzazione dosimetrica dei film GAFCHROMIC® XR-RV3 per la valutazione della distribuzione bidimensionale e puntuale della dose in ingresso nelle procedure di radiologia interventistica……..... 1
V.Salamone , C.Stancampiano , R.M.La Rosa

La sicurezza nei posti di lavoro come stile di vita……..….. 12
A. Del Vecchio

La Scienza in Europa……. 14
V. Tozzini.

Uno sguardo sull'estero…….……..…….. 18
P. Mancosu

Novità ICRP, ICRU, NRCP …..…….. 22
N. Canevarollo

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

G. Borasi (Reggio Emilia)
N. Canevarollo (Genova)
G. Capelli (Cremona)
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)
F. Turrini (Varese)

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 Dicembre 2014

Giornata della Fisica Medica a Como……. 24

Gemelli Informa…….. 25

La Pagina sindacale: Anche I fisici vanno in pensione…….. 26
G. Capelli

Caratterizzazione dell'EPID dell'acceleratore lineare vero ed elaborazione di un programma di gestione delle immagini portal**i**……. 31
P. Bonfanti

Monitoraggio della dose al paziente nel workflow della quality assurance delle procedure radiologiche…….. 39
A. Radice

Implementazione di un Sistema di registrazione e monitoraggio dosimetrico degli esami radiologici digitali….. 46
F. Ria

Implementazione clinica di un protocollo per la verifica dei piani di trattamento IMRTbasato sui software EPIDOSE™ E 3DVH™……... 55
G. Rinaldin, S. Cargnel, L. Binotto, S. Reccanello, D. Bettega.

Point/Counterpoint: Rubrica di Medical Physics……. 62
F. Levrero

In copertina: Spirale di un orologio meccanico: realizza il movimento periodico e isocrono del bilanciere su cui si basa la scansione del tempo

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

inside iRadProMaP by SAGO MEDICA srl

www.iradpromap.it

Ci contatti per maggiori informazioni

Tel. 051 686 08 11
info@sagomedica.it

www.sagomedica.it

SAGO MEDICA
MEDICAL EQUIPMENT

HEALTH PHYSICS | NUCLEAR MEDICINE | **DIAGNOSTIC RADIOLOGY** | RADIATION THERAPY

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 detettori 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

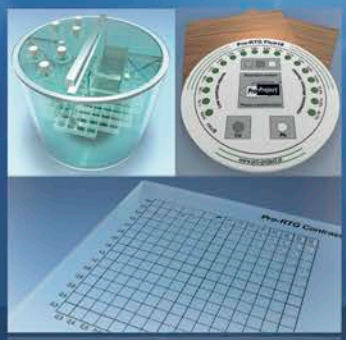
Soluzioni
per i controlli di qualità in diagnostica per immagini

Multimetro TNT 12000

Sistema completo per misure di KV, dose, tempi, HVL e mAs in Radiologia, Mammografia, CT e dentale.
Elevata accuratezza, comunicazione wireless e massima semplicità di utilizzo.

Camera di ionizzazione 451

Camera a ionizzazione per misure di radioprotezione (ad aria libera o pressurizzata). Intensimetro e Integratore.
Tasto freeze per memorizzare il valore di picco della misura di intensità.



Fantocci

Gamma completa di fantocci e accessori per l'esecuzione dei controlli di qualità in RX, Mammografia, RM ed Ecografia.
Possibilità di personalizzare vari modelli per applicazioni particolari.

SLT

S.L.T. s.r.l. Via Torino 30,
20063 Cernusco sul Naviglio (MI)
Tel. (+39) 02.48464064

SLT propone una gamma completa di strumentazioni e sistemi per la verifica di sicurezza e il controllo funzionale delle apparecchiature elettromedicali.
Laboratorio di assistenza tecnica dedicato e staff competente per la formazione tecnica all'utilizzo degli strumenti.

www.slt.eu.com

FLUKE Biomedical
Pro-Project
artinis
KOPP Development Inc.

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

Caratterizzazione dosimetrica dei film GAFCHROMIC® XR-RV3 per la valutazione della distribuzione bidimensionale e puntuale della dose in ingresso nelle procedure di radiologia interventistica

V.Salamone [a], C.Stancampiano [b], R.M.La Rosa [c]

a) A.O.U. Policlinico-Vittorio Emanuele, Catania; b) Università degli studi di Catania c) Policlinico S. Marco - Istituti Ospedalieri Bergamaschi (Gruppo San Donato) - Zingonia- Osio Sotto (BG)

ABSTRACT

In questo lavoro è stata eseguita la caratterizzazione dosimetrica delle pellicole radiocromiche GafChromic® XR-RV3 progettate appositamente per misure di dose nelle procedure di radiologia interventistica. I film sono stati caratterizzati in termini di uniformità, dipendenza dall'energia, dal rateo di dose e dall'orientamento. Le pellicole irradiate sono state lette seguendo il protocollo ISP e analizzate con un programma appositamente realizzato, utilizzando codici di calcolo appositamente sviluppati. I film sono stati calibrati in un intervallo di dose compreso tra 0 e 800 cGy per tre differenti energie. Lo scopo di questo lavoro è quello di caratterizzare il rivelatore, determinando gli errori legati alle caratteristiche proprie del dosimetro e del sistema di lettura, al fine di una corretta valutazione della dose al paziente nelle procedure di radiologia interventistica ad alte dosi

INTRODUZIONE

La dosimetria per la prevenzione dei danni deterministici alla cute deve essere assicurata per tutte le pratiche complesse e/o ripetute sullo stesso paziente. Anche questa valutazione deve rientrare tra le valutazioni periodiche della dose al paziente richieste dall'art. 9 del D.Lgs. 187/00. La grandezza dosimetrica di riferimento per la stima dell'entità del rischio deterministico associato all'esecuzione della procedura in esame è rappresentata dalla Dose in Ingresso (*ESD*) e, in particolare, dalla determinazione del suo valore massimo in corrispondenza della regione cutanea maggiormente irradiata. Si parla infatti di massima dose cutanea (*MSD*) per indicare il valore massimo di *ESD*. Contrariamente a quanto accade per le valutazioni del *DAP*, che sono generalmente effettuate con sufficiente accuratezza e con metodi ben definiti e standardizzati, la stima della *MSD* presenta notevoli difficoltà di valutazione (necessità di non interferire con l'esecuzione della procedura, diverse condizioni di esposizione a cui è soggetto il paziente); inoltre, nella maggior parte dei casi l'informazione dosimetrica non è disponibile nel corso della procedura stessa e quindi risulta essere di poca utilità per la prevenzione di possibili danni deterministici.

Le tecniche di misura si basano essenzialmente sull'utilizzo di *TLD* o di pellicole, radiografiche o radiocromiche, non permettendo di avere l'informazione dosimetrica in tempo reale. I *TLD*, dal canto loro, rappresentano potenzialmente la metodologia di misura più accurata, in quanto la loro risposta è indipendente dall'energia nell'intervallo di energie di interesse diagnostico, ed ha una elevata sensibilità; tuttavia, il loro utilizzo richiede un notevole dispendio di tempo e non permette di conoscere con certezza il massimo valore di *ESD*, nè la sua posizione all'interno della superficie irradiata[2][3].

Le pellicole radiografiche, malgrado la loro ampia diffusione, presentano alcuni svantaggi tra cui la loro sensibilità alla luce visibile e la necessità di eseguire uno sviluppo chimico post irradiazione. Inoltre, le sviluppatrici automatiche, oggi sempre più rare, sono strumenti molto sofisticati e altrettanto delicati: una piccola variazione del tempo e della temperatura di sviluppo, nonché della concentrazione degli agenti chimici sviluppanti, può causare un'alterazione dell'immagine. Per questo motivo è necessaria una costante manutenzione e un continuo controllo della taratura delle sviluppatrici automatiche.

Le pellicole radiocromiche, a differenza di quelle radiografiche, non richiedono uno sviluppo chimico e sono insensibili alla luce visibile. Il loro utilizzo, in alternativa a quello delle pellicole radiografiche, elimina totalmente i costi relativi alla installazione ed alla manutenzione di camere oscure e all’utilizzo di prodotti chimici.

Quando sottoposti a radiazioni ionizzanti, le pellicole radiocromiche subiscono un processo di polimerizzazione che induce una colorazione della pellicola, stabile e duratura, con diverse gradazioni di colore rappresentative della dose assorbita in quel punto: la colorazione diventa infatti più scura in proporzione alla dose assorbita [4]. Una misura della densità ottica o del valore di *pixel-value* (PV), successiva alla esposizione del film a radiazioni ionizzanti, permette dunque di ottenere una valutazione quantitativa dell'esposizione stessa. Le pellicole radiocromiche risultano inoltre essere tessuto equivalenti, indipendenti dal rateo di dose e presentano una bassa dipendenza della sensibilità dall'energia del fascio incidente. Queste caratteristiche li rendono particolarmente adatti per la misura della dose in cute durante le procedure che utilizzano la tecnica fluoroscopica.

Questo lavoro esamina e caratterizza la risposta delle pellicole radiocromiche GafChromic® XR-RV3. I film sono stati caratterizzati in termini di uniformità, dipendenza energetica, dipendenza dall'intensità di dose e orientamento. La caratterizzazione ci ha permesso di calcolare la precisione con la quale si effettuano le valutazioni di dose in cute in procedure interventistiche.

MATERIALI E METODI

Le pellicole radiocromiche, GafChromic® XR-RV3 permettono misure di dose da 0.01 Gy fino a 30 Gy, nell'intervallo tra 30 keV fino a 30 MeV. Le pellicole radiocromiche vengono fornite dalla casa costruttrice in un formato di dimensioni 14" x 17" (35 x 42.5 cm); ogni confezione contiene venticinque pellicole.

I film utilizzati sono di tipo riflettente, in quanto costituiti da due substrati: una trasparente contenente un colorante giallo, e uno opaco, di colore bianco. In particolare, il colorante giallo permette di migliorare le variazioni cromatiche, dal giallo al verdastro-nero scuro, che si verificano quando il film è irradiato. Tale aumento di colorazione (che è visibile dopo l'irradiazione) permette una precoce valutazione qualitativa dei livelli di dose a cui il paziente è stato esposto durante la procedura interventistica. I cinque strati sono composti principalmente da carbonio, idrogeno e ossigeno. Il livello attivo contiene piccole quantità di litio, azoto e cloro, mentre lo strato di poliestere bianco opaco contiene quantità di zolfo e bario [5].

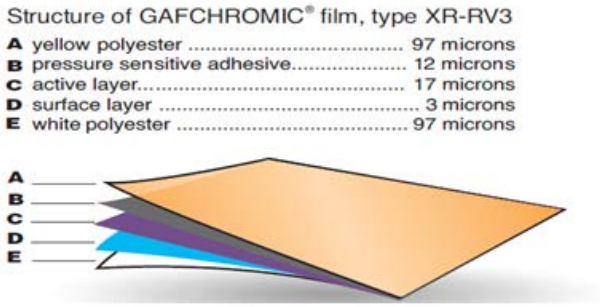


Fig. 1 Struttura del GafChromic XR-RV3

Le pellicole possono essere analizzate in termini di densità ottica (OD) utilizzando un densitometro, oppure in termini di *pixel-value* (PV) utilizzando scanner piani commerciali. In questo lavoro tutte le pellicole sono state lette con uno scanner piano Epson Expression 10000XL.

La risposta in termini di PV dipende dalla lunghezza d'onda usata per la lettura, dalla tipologia dello scanner e dall'orientamento durante la scansione scanner, dal lotto e dal tempo trascorso tra l'irraggiamento e la lettura. Seguendo le raccomandazioni del costruttore, i film sono stati scansionati in modalità a colori, a 72 dpi (0,35 millimetri per pixel) e l'immagine è stata salvata in formato TIFF RGB a 48 bit. Tutti i campioni sono stati letti dopo 24 ± 4 ore dall'esposizione [6][7]. Le immagini sono state analizzate utilizzando un codice appositamente sviluppato. Il codice permette la separazione delle tre componenti di colore (rosso, verde, blu) ottenendo immagini a 16 bit con PV che vanno da 0 a 2^{16}. Inoltre è possibile selezionare ROI all'interno dell'immagine (calcolando media e deviazione standard), realizzare mappe 2D (sia in unità di *Pixel-Value* sia in Kerma) e di estrarre profili lungo la direzione assiale e sagittale del paziente. Per ottenere i valori corrispondenti di dose, il codice applica la calibrazione PV-Dose dell'energia selezionata.

Il lavoro è stato svolto presso l'Unità Operativa Complessa di Radiodiagnostica e Radioterapia dell'A.O.U. Policlinico Vittorio Emanuele di Catania, utilizzando un tubo radiogeno per diagnostica convenzionale. L'apparecchiatura in questione è sottoposta a controlli periodici e per questo lavoro è stato necessario realizzare una curva di rendimento, essenziale alla determinazione del Kerma in aria in funzione dell'HVL e dei mAs erogati, con la massima precisione ottenibile. Per far questo è stata utilizzata una camera a ionizzazione, *PTW Type* 233612 con l'elettrometro PTW UNIDOS, che ha garantito un errore sulla determinazione della dose di circa il 4%.

RISULTATI

1. Uniformità del Film

Per caratterizzare il film in termini di uniformità, è stato utilizzato un foglio intero suddiviso in campioni di 6x6 cm^2, esposti ad una dose di 1Gy. I campioni sono stati numerati in modo tale da conoscere perfettamente la posizione e l'orientamento rispetto al foglio intero. Al fine di limitare l'influenza del sistema di lettura, i singoli campioni sono stati letti al centro del piano dello scanner. Per ogni campione abbiamo considerato una zona centrale di circa 4x4 cm^2 in modo da evitare la zona dei bordi. Tutta l'analisi è stata effettuata in termini di Pixel-Value.

Per migliorare la precisione dell'analisi, all'interno di ogni campione sono state realizzate 5 ROI, per ognuna delle quali è stata calcolata media e deviazione standard. Ciò ha permesso di eliminare i campioni con imperfezioni dovute alla presenza di impronte, polvere, graffi etc., non considerando quelli con differenze superiori al 40% rispetto alla ROI centrale. Per la valutazione dell'uniformità abbiamo calcolato la media in PV delle cinque ROI.

Con i valori ottenuti è stata ricostruita la risposta dosimetrica di un singolo foglio. In esempio (Fig. 2) mostriamo la mappa ottenuta del canale rosso, normalizzata al valore massimo di PV.

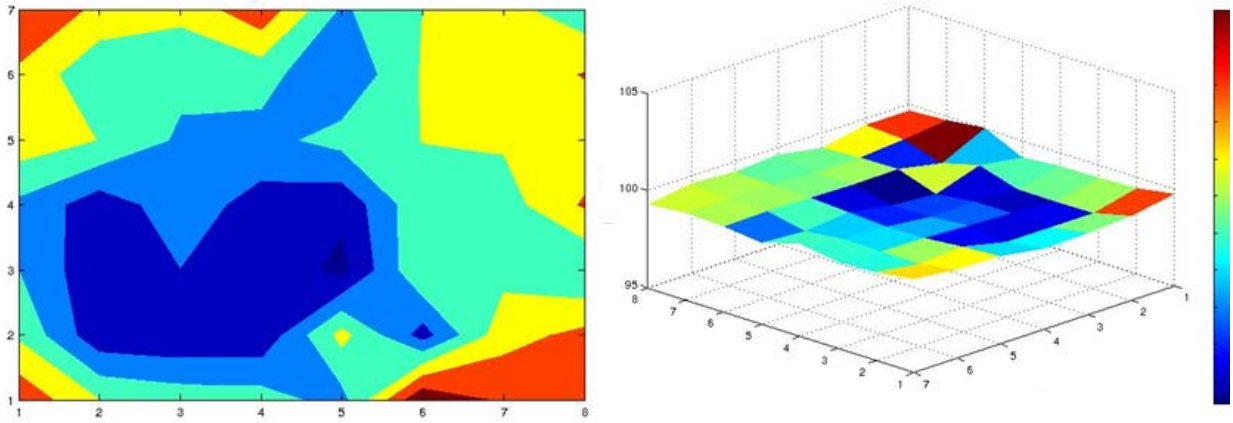


Fig. 2 Mappa di risposta di un singolo foglio, normalizzata al massimo di PV, per una irradiazione uniforme (1Gy), suddividendo, irradiando e analizzando campioni di dimensioni 6x6 cm^2.

L'uniformità della pellicole è calcolata secondo l'equazione (Eq.1):

Eq.1

$$\textbf{Uniformità}\ \% = \frac{\mathbf{PV_{max}} - \mathbf{PV_{min}}}{\mathbf{PV_{max}} + \mathbf{PV_{min}}} * \mathbf{100}$$

L'analisi è stata ripetuta per tutti e tre i canali ottenendo i seguenti risultati: 99% (per il canale rosso e il canale verde) e il 96 % (canale blu).

2. Caratterizzazione del sistema di lettura

Gli scanner a LCD a lampada fluorescente commerciali tendono a produrre valori di PV non uniformi a parità di annerimento a causa degli effetti di *scattering* della luce. La risposta massima si ha, in genere, al centro della superficie dello scanner mentre decresce verso i bordi lungo la direzione perpendicolare alla direzione di scansione [8]. Poiché i film occupano l'intera superficie dello scanner è importante valutare questi effetti.

Tale valutazione è stata effettuata utilizzando un campione di 6 x 6 cm^2. Dopo l'acquisizione al centro del piano di scansione, il cui valore viene preso come valore di riferimento, il campione è stato spostato lungo le due direzioni, trasversale (piano perpendicolare alla direzione di scansione) e longitudinale (piano parallelo alla direzione di scansione); tale procedura ci permette di valutare l'influenza dello *scattering* della luce dello scanner in funzione della posizione. Questa valutazione è stata effettuata per tutti e tre i canali. L'immagine registrata identifica una precisa posizione nel piano di scansione. I valori di PV ottenuti per ogni immagine sono stati memorizzati in una matrice, dove l'indice di riga e l'indice della colonna individuano la posizione nel piano di scansione. La matrice ci ha permesso di ricostruire una mappa spaziale della risposta dello scanner. In Fig. 3 mostriamo la mappa ottenuta, normalizzata al valor medio del campione letto al centro dello scanner.

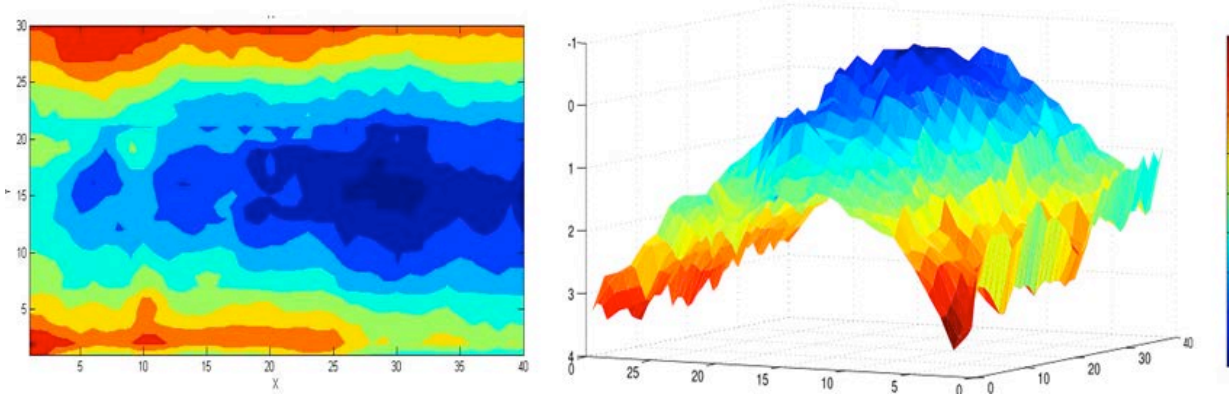


Fig. 3 Dipendenza percentuale dalla posizione del campione sul piano di scansione (canale rosso).

L'uniformità dello scanner viene valutata come la deviazione massima rispetto al valore ottenuto nella posizione centrale. Sono stati ottenuti i seguenti risultati: 98% (canale rosso e verde) e il 87% (canale blu). Restringendo l'analisi nella zona centrale (15 x 15 cm^2), l'uniformità è pari al 99% nel canale rosso e verde e 90% nel canale blu. L'analisi è stata verificata per differenti dosi, con risultati sovrapponibili.

In Fig. 4 sono mostrati i profili ottenuti lungo la direzione di scansione (Figura a) e perpendicolarmente alla direzione scansione (Figura b). Come può essere facilmente verificato, la risposta dello scanner lungo la direzione di scansione è indipendente dalla

posizione (variazioni inferiori al 1.5%). Nell'altra direzione la le variazioni raggiungono valori del 3%.

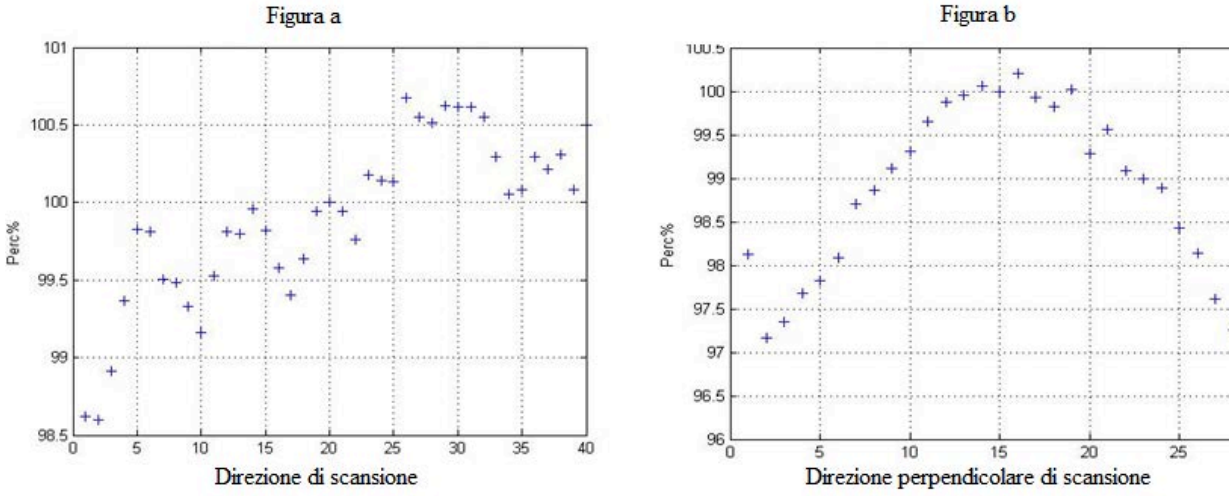


Fig. 4 Dipendenza percentuale lungo la direzione parallela (figura a) e perpendicolare (figura b) alla direzione di scansione.

Per ultimare la caratterizzazione del sistema di lettura è stata verificata la dipendenza dall'orientamento del campione in fase di lettura. Lo stesso campione utilizzato per l'analisi precedente è stato letto, sempre al centro dello scanner, ruotando il campione di 90° per volta, rispetto alla posizione di riferimento. La valutazione è stata fatta realizzando una ROI al centro del campione, calcolando media e deviazione standard. La dipendenza dall'orientamento è stata calcolata come la differenza massima tra il valore medio del campione in esame e quello di riferimento. Anche per questa l'analisi è stata fatto per tutti e tre i canali e per campioni non irradiati e irradiati a diverse dosi. È stata ottenuta una differenza massima del 1%. Anche in questo caso i valori ottenuti per tutte le condizioni di analisi hanno prodotto una deviazione massima dello 0.5%.

3. **Calibrazione Dose-Pixel Value in aria e in fantoccio**

Per poter proseguire con la caratterizzazione è stato necessario calcolare le curve di calibrazione dose-pixel value. Per far ciò un foglio intero è stato suddiviso in campioni di 3 x 3 cm^2. I campioni sono stati numerati e contrassegnati in modo da poter essere posizionati nello scanner sempre nella stessa direzione, sono stati esposti con il lato giallo rivolto verso la sorgente di raggi X.

Per poter poi valutare la dipendenza energetica sono state ottenute tre curve di calibrazione corrispondenti a tre qualità di fascio (60, 80, 100 kVp, relativi a 2.04, 2.67, 3.45 mm Al in

termini di HVL). Le curve sono state realizzate nell'intervallo di dose compreso tra 0 e 800 cGy, intervallo nel quale è possibile evidenziare effetti cutanei sul paziente esposto.
Si è scelto di effettuare la calibrazione in due condizioni geometriche di irraggiamento:

4. In aria, campioni esposti solo alla radiazione primaria.
5. In condizione di retrodiffusa dal paziente – equivalente, grazie all'ausilio di un fantoccio di PMMA di 30 x 30 x 30 cm^3 .

In entrambe le condizioni è stata utilizzata una DFP di 50 cm. Tutti i campioni sono stati letti al centro dello scanner, e i canali sono stati analizzati separatamente ottenendo così per ogni energia e per ogni configurazione tre curve di calibrazione. In esempio in Fig.5 vengono mostrate le tre curve ottenute per 2.67 mmAl HVL nel range di dose che va da 0 a 400 cGy.

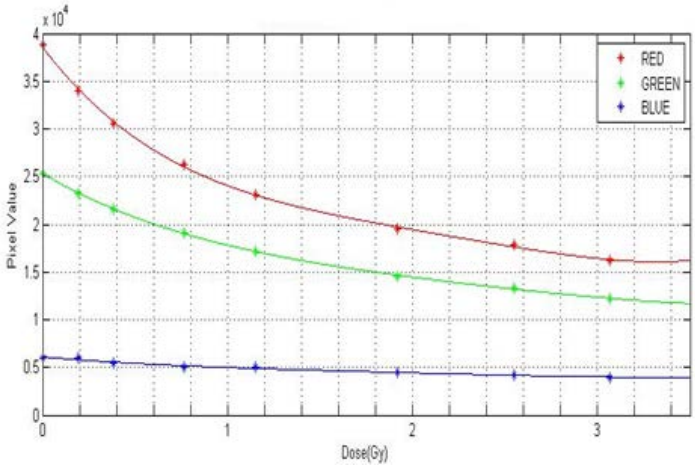


Fig. 5 Curve di calibrazione nei canali rosso, verde e blu, ottenute nell'intervallo di dosi da 0 a 400 cGy per HVL=2.67mmAl.

La Fig.5 mostra come il canale rosso risulti il più sensibile, come previsto dai data sheet rilasciati dalla ditta produttrice. Infatti la ISP suggerisce di utilizzare il canale rosso per intervalli di dose inferiori ai 100 cGy perché più sensibile alle basse dosi, mentre di utilizzare il canale verde per dosi superiori a 10 Gy. Verrà descritta e mostrata solo l'analisi relativa al canale rosso, colore nel quale la pellicola risulta più sensibile. In Fig.6 sono mostrate le tre curve di calibrazione.

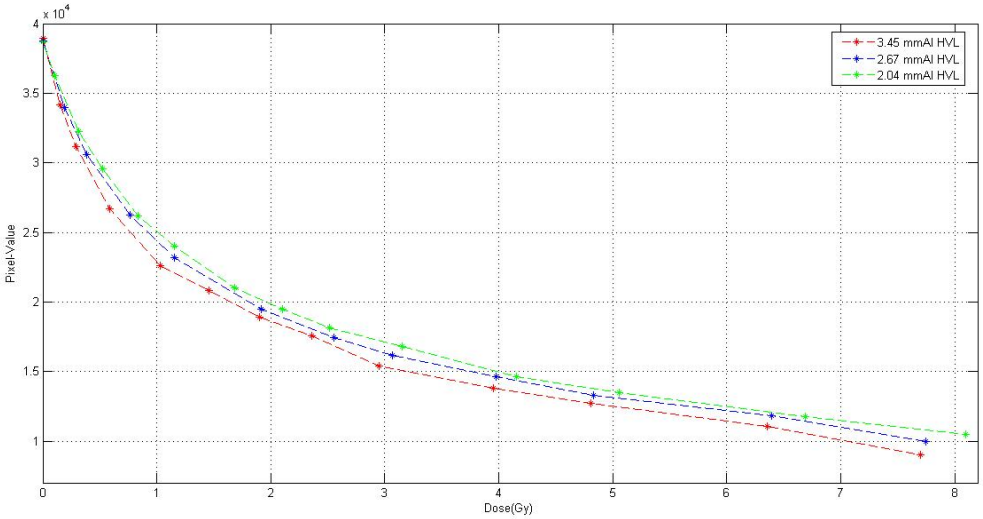


Fig. 6 Curve di calibrazione nel canale rosso (verde HVL=2.04, blu HVL=2.35 e rosso HVL=3.45 mmAl).

Dalle curve mostrate in Fig.6 può essere valutata la dipendenza energetica. In particolare è stato preso come riferimento la risposta corrispondente ad un HVL di 2.67 mmAl ottenendo una dipendenza energetica in termini di dose inferiore all'8%. Nel range di dose che va da 0 a 200 cGy la dipendenza energetica si riduce al 3%.

La valutazione della dipendenza dal rateo di dose è stata ottenuta analizzando quattro campioni irradiati tra 1 mGy\min e 0.8 Gy\min. Fissato come riferimento il campione irradiato a 1 mGy/min, la dipendenza dal rateo di dose è risultata inferiore al 2%.

Per stimare la variazione del valore del pixel con l'esposizione alla luce della lampada, lo stesso campione è stato scansionato più volte, calcolando il valore medio e la deviazione standard dei valori ottenuti, l'errore trovato è inferiore a 0.5%.

L'errore dovuto alla differenza di sensibilità dei lotti è del 10% (dato ISP). Tale errore può essere eliminato con opportuna calibrazione per ogni lotto.

CONCLUSIONI

Considerando tutte le fonti di incertezza, (Dose assoluta, ripetibilità del posizionamento all'interno dello scanner, incertezza della valutazione del valore del Pixel-Value, riproducibilità del valore del pixel, dipendenza dal tempo trascorso tra la scansione e l'esposizione ecc) in Tab.1 sono riportati gli errori corrispondenti. Esprimendo tutte le incertezze come errori relativi, l'errore totale viene calcolato con la propagazione quadratica delle incertezze valutate.

Sistema di lettura	
Riproducibilità del pixel	0.3%
Orientamento	1%
Uniformità	3%
Pellicola	
Uniformità’	1%
Sensibilità del lotto	10%
Dipendenza dall’energia	3-7%
Dipendenza dal dose rate	2%
Incertezze sperimentali	
Dose	4%
Energia	10%

Nel calcolo dell’errore totale bisogna quindi considerare anche l’indeterminazione dell’energia e del rateo di dose durante tutta la procedura.

Dalla propagazione degli errori e in base al range di dose misurato possiamo affermare che l’errore sulla valutazione della ESD e della MSD è dell’ordine del 12% nell’intervallo di dosi fino a 2 Gy e del 14% dell’intervallo di dosi maggiori. Nel computo dell’errore non è stata considerata la differenza di sensibilità dei diversi lotti, visto che l’errore può essere facilmente eliminato. Considerando anche la differenza di sensibilità tra i lotti, l’errore risulterebbe del 15.5% nell’intervallo di dosi fino a 2 Gy e del 17% per intervalli di dose maggiori.

Il dosimetro analizzato e caratterizzato permette quindi di valutare le dosi al paziente in procedure di radiologia interventistica, con errori assolutamente accettabili per le finalità richieste.

E’ in fase di svolgimento presso l’A.O.U. Policlinico Vittorio Emanuele di Catania una mappatura della dose al paziente nelle procedure cardiologiche interventistiche ad alte dosi.

BIBLIOGRAFIA

[1] http://www.ispcorp.com.

[2] S. Balter: *Methods of measuring fluoroscopic of skin dose*. Pediatr Radiolg 36: 136-140 (2006);.

[3] S. Balter, B. A. Schueler, D. L. Miller, P. E. Cole, H. T. Lu, A. Berenstein, R. Albert, J. D. Georgia, P. T. Noonan, E. J. Russell, T. W. Malisch, R. L. Vogelzang, M. Geisinger, J. F. Cardella, J. St. George, G. L. Miller III, and J. Anderson: *Radiation doses in interventional radiology procedures: The RAD-IR study; Part III: Dosimetric performance of the interventional fluoroscopy units*. J Vasc Interv Radiol 15: 919-926 (2004).

[4] S. delle Canne, A. Carosi, A. Bufacchi, T. Malatesta, R. Capparella, R. Fragomeni, N. Adorante, S. Bianchi, and L. Begnozzi. *Use of GafChromic XR type R films for skin dose measurements in interventional radiology: Validation of dosimetric procedure on a sample of patients undergone interventional cardiology*. Phys Medica 22:105 110 (2006).

[5] ISP. *GafChromic XR-RV3 radiochromic film dosimetry for low energy photons: Conguration and specications.* http://online1.ispcorp.com.

[6] L. Paelinck, W. DeNeve, and C. DeWagter. *Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic dosimetry*. Phys Med Biol 52: 231-242 (2007);.

[7] S. Devic, J. Seuntjens, E. Sham, E. B. Podgorsak, C. R. Schmidtlein, A.S. Kirov, and C. G. Soares. *Precise radiochromic film dosimetry using a flatbed document scanner*. Med Phys 32: 2245-2253(2007);

[8] ISP. *Effects of light scattering by films on the performance of CCD scanners*.

La sicurezza nei posti di lavoro come stile di vita

Antonella del Vecchio

Alla fine del mese di agosto ho avuto occasione di partecipare al XX congresso Mondiale su salute e sicurezza che si è tenuto a Francoforte alla fine del mese di agosto. Il mio ruolo era quello di rappresentare l'AIFM all'interno della delegazione italiana del CIIP (Consulta Interassociativa Italiana per la Prevenzione).

Sono stati tre giorni molto intensi, con presentazioni, dibattiti, tavole rotonde e tante sessioni parallele tutte molto interessanti. Una mostra tecnica vastissima ed un'aula dove venivano proiettati e premiati i migliori cortometraggi divulgativi sull'argomento. Uno dei film più belli che ho visto (infatti ha vinto un premio importante) è stato realizzato e prodotto da un italiano ed affrontava l'annoso (per noi) problema della sicurezza nei cantieri.

Per me è stata la prima presenza a questo tipo di convegni, ho scoperto un mondo assolutamente nuovo, che mi ha portato a compiere una serie di considerazioni sia positive che negative. Innanzitutto ho potuto constatare come tutti i paesi, dai più evoluti a quelli ancora meno sviluppati, si stiano muovendo nell'ambito della sicurezza sui posti di lavoro considerandola una delle priorità di governi ed organizzazioni sociali. Nessuno si è vergognato nel raccontare quali sono le reali difficoltà che incontra la nazione che rappresentava nell'affrontare e cercare di risolvere i problemi dei lavoratori, delle organizzazioni socio-sindacali e del servizio di prevenzione e protezione. Perfino i paesi africani più poveri si sono messi in gioco raccontando la loro situazione. E' stato più volte sottolineato come gli incidenti sul lavoro influiscano sui rapporti familiari e sociali e, di contro, come il contesto sociale in cui si vive influisca sulla concentrazione ed il rendimento. Essere poco concentrati può mettere a repentaglio anche la vita o l'incolumità di compagni e colleghi, quindi grande enfasi al senso di responsabilità che ci dovrebbe far sentire in qualche modo tutori del benessere altrui.

Anche i salari e l'ergonomia delle postazioni di lavoro sono stati messi in discussione. Come può una persona che non riesce a pagare l'affitto o a pensare ad un adeguato mantenimento dei propri figli, pensare alla sicurezza sua e dei suoi compagni? Come può un lavoratore essere incolume dallo stress lavoro correlato se il suo posto di lavoro è vecchio, buio e maleodorante? Effettivamente per alcuni aspetti i concetti espressi rasentavano l'utopia (per lo meno per un paese nelle nostre condizioni) ma l'analisi del rapporto lavoro – stile di vita è stata fatta in modo molto approfondito ed efficace. Lavoro male quindi vivo male ed ovviamente vale il vice versa.

Con mia grande sorpresa non è stato fatto nessun riferimento ai rischi fisici, forse perché la radioprotezione in tutto il mondo è una realtà storica e, per quanto riguarda le radiazioni non ionizzanti, a parte la sanità, non rappresentano una possibile fonte di rischio così importante e determinante nel contesto lavorativo generale.

Da sottolineare la totale assenza di rappresentanti del governo italiano (forse perché era agosto?) ed infatti le statistiche italiane non sono state presentate insieme a quelle degli altri paesi europei ma con i dati di Camerun, Filippine, ecc. vergognoso. Mi sembra di aver sentito dire che ci fosse una persona dell'INAIL, ma tutti la cercavano e nessuno l'ha trovata.

Un ultima considerazione : mi sono resa conto che l'Europa non sarà mai, o per lo meno non a breve, una grande nazione unita. Ho potuto toccare con mano le differenze abissali tra paesi nordici e della fascia mediterranea che non sono solo sociali, politiche ed economiche : sono soprattutto culturali. Non è un modo di dire, non è scontato, è una realtà forse anche un po' difficile da accettare e che comunque impone una riflessione. Possiamo arrivare alla stesura di un accordo europeo sulla sicurezza sulla falsa riga di quello di Seoul? Difficile, i contesti sono troppo diversi, le situazioni rigidamente consolidate. La mia sensazione è che non siamo pronti. Per rimanere nell'ambito del tema del congresso, la sicurezza, per i nord europei le certificazioni ISO con la stesura di protocolli, istruzioni operative e procedure è un modus operandi talmente radicato che non possono farne a meno, per noi una noia inutile. Per loro niente spazio alla fantasia e pochissimo all'iniziativa personale, per noi l'arte migliore è sempre quella di arrangiarsi. Non sto dicendo che sia meglio o peggio, solo che siamo diversi.

Sicuramente migliore è invece il loro rapporto col tema della prevenzione e protezione : proteggere se stessi se si è un lavoratore o i propri dipendenti si è un datore di lavoro, non è considerata una perdita di tempo che rallenta la produttività, ma un dovere imprescindibile. Almeno così appare dalla vasta rappresentanza inviata al convegno.

La Scienza in Europa

Valentina Tozzini

Proprio adesso, mentre scrivo, mi trovo in una camera dell'Hotel Metropole nel centro storico di Bruxelles, dove si è appena concluso un evento scientifico piuttosto insolito rispetto alla mia esperienza. Cominciando dalla sede in cui è stato organizzato, questo albergo, costruito nel 1895 e preservato con continui restauri in perfetto stile liberty (arredi e tappezzerie incluse), ha ospitato nel 1911 la storica conferenza organizzata da Ernest Solvay, considerata un punto di svolta nella fisica moderna. Nella foto riportata sotto, scattata durante il convegno in quella che oggi porta il nome di Sala Langevin, sono facilmente riconoscibili Einstein (secondo da destra) e Marie Curie (unica donna). Ma i più osservatori ritroveranno anche Nernst, Brillouin, Lorentz, Wien, Poincaré, Plank, De Broglie, Sommerfeld, Lindemann, Rutherford, Langevin stesso, e altri i cui nomi sono indelebilmente vergati nei libri di testo di Fisica e Chimica. Negli anni successivi, questo consesso sortirà complessivamente 17 premi Nobel tra chimica e fisica (due alla stessa persona, Marie Curie). In questa conferenza vennero anche gettate le basi degli International Institutes for Physics and Chemistry che Solvay fondò l'anno successivo, ancora attivi.

Una prima riflessione è sorta spontanea: possibile che un industriale belga nato nel XIX secolo fosse più moderno e lungimirante degli imprenditori attuali, almeno di quelli italiani, che considerano fantascienza l'investimento nella ricerca?

Il Workshop a cui partecipavo era organizzato da *Science Europe* [http://www.scienceeurope.org/], un'associazione fondata nel 2011 che riunisce organizzazioni di finanziamento e attuazione della ricerca di 27 paesi EU, con lo scopo di indirizzare la politica scientifica europea (l'Italia è rappresentata da CNR e INFN). Non gestisce fondi (tranne quelli per l'organizzazione di eventi come questo), ma raccoglie informazioni, e produce rapporti e documenti che vengono passati ai vertici delle agenzie di finanziamento EU (tipo la ERC, European Research Council), le quali poi ne tengono conto (in maniera non vincolante) nello stilare i bandi per i progetti di finanziamento alla ricerca europea. Dato che non mi sono mai occupata di politica della scienza, l'invito è arrivato del tutto inaspettato, e devo dire che sono venuta qui un po' per rispettare il galateo, un po' spinta dalla curiosità e dall'opportunità capire qualcosa di più nei meccanismi di distribuzione dei finanziamenti europei, che ormai, per la ricerca italiana, sono rimasti le uniche fonti di acqua fresca.

L'incontro è stato però utile anche dal punto di vista scientifico. Invece della solita conferenza in cui lo speaker parla alla platea dalla cattedra, eravamo 15 "invitati", più gli organizzatori (all'incirca lo stesso numero della conferenza Solvay). Ciascuno ha fatto una presentazione di 15 minuti, ma solo allo scopo di illustrare il suo ambito di ricerca, perché il cuore dell'incontro è stata la lunga discussione, seduti intorno ad un tavolo (lo stesso della storica foto, situato nella stessa sala), allo scopo di trovare punti di collegamento tra le discipline, problemi comuni, e convergere verso suggerimenti unitari da fornire per indirizzare i finanziamenti alla ricerca.

L'argomento di questo specifico workshop era "Computational modeling of Complex Spatial Structures and Processes in Natural and Life Sciences" (ma altri ne sono stati fatti e ne saranno fatti su altri specifici argomenti e in altri settori, dalle scienze sociali, medicina, ingegneria, materiali ecc). Oltre a qualche simulatore di sistemi biomolecolari (come me) c'erano ingegneri chimici, alcuni biologi di sistemi (simulatori sistemi cellulari e del sistema immunitario), ecologisti (simulatori di foreste ed altri ecosistemi), climatologi (simulatori dell'atmosfera) e un astrofisico (simulatore di galassie). In pratica un unico denominatore (simulazioni al calcolatore), declinato fino ad estendersi su circa 28 ordini di grandezza, dalle dimensioni dell'angstrom alle centinaia di migliaia di anni luce.

Inizialmente nutrivo qualche dubbio sulla possibilità di trovare delle convergenze con un climatologo o un cosmologo. Invece ci siamo tutti ben presto resi conto che esistono molti punti di contatto. Se pur con equazioni diverse, chi fa dinamica molecolare e chi fa dinamica di galassie studia le traiettorie di un sistema di particelle (più o meno grandi); i modelli della biologia di sistemi, degli ecosistemi, dell'immunologia e dei processi nei reattori si assomigliano molto, tutti consistono in reti di processi descritti da cinetica al primo ordine, un modello molto simile a quello "a compartimenti" usato per simulare la diffusione dei farmaci assunti per via sistemica ai vari organi; inoltre tutti i simulatori si trovano ad affrontare problemi di ottimizzazione di parametri, di gestione di dati e loro analisi statistica che, dal punto di vista matematico, sono pressoché identici (cambiando la natura delle variabili e dei parametri); infine tutti si trovano ad affrontare problemi pratici simili, quali il design e ottimizzazione dei software, (e reclutamento di personale tecnico qualificato per questi scopi), il reperimento di risorse computazionali su sistemi di calcolo ad alte prestazioni (generalmente fornite da *facilities* nazionali tipo il CINECA). Un'altra necessità fortemente emersa dalla discussione, connessa con l'uso di massicce quantità di dati, è la standardizzazione. La modellizzazione in molti campi (inclusa la medicina, per esempio nell'epidemiologia) si basa sull'analisi statistica e traduzione in modelli di enormi quantità di dati, raccolti in laboratori diversi sparsi per tutti i continenti. Le basi di dati per le quali esistono

protocolli standard di raccolta, descrizione e archiviazione sono poche eccezioni, fatto che rende l'analisi e l'estrazione d'informazione accurata molto difficile.

Questa situazione del tutto anomala per me, ha prodotto una seconda riflessione: la diversità stimola la creatività. Non è solo il fatto che soluzioni innovative possono arrivare applicando una metodologia ad un problema diverso da quello per cui era stata progettata. È anche che lo sforzo di farsi capire da persone con background lontano dal nostro ci spinge a cercare possibili convergenze e a considerare i nostri problemi in maniera diversa, con occhio diverso, guidando noi stessi verso soluzioni inaspettate. La diversità è ricchezza, banale, forse, ma vero a tutti i livelli.

Per finire, è emerso l'annoso problema del trasferimento delle corrette informazioni in maniera appetibile all'opinione pubblica, ivi includendo anche l'opinione politica da cui in ultima analisi dipende la gestione dei fondi per la ricerca. Problema particolarmente sentito dai "modellisti" e "simulatori", i quali spesso faticano a far comprendere il significato dei loro studi, che rimangono comunque ad un livello di astrazione superiore degli studi sperimentali. Il punto è quanto i modelli sono predittivi, quanto rispecchiano la realtà? In pratica la domanda alla quale gli epistemologi tentano di rispondere da sempre, e che affonda le radici nella concetto stesso di "modello". Ovviamente non si è preteso di rispondere, ma si è concordato su alcune linee guida per il trasferimento dei risultati, onde evitare "casi incresciosi come quello italiano dei vulcanologi accusati di omicidio colposo per non aver predetto il terremoto dell'Aquila". Il virgolettato (che ho tradotto più fedelmente possibile dall'inglese) è dovuto al fatto che precisamente questa frase è stata pronunciata come caso esemplare (non da me, naturalmente). Mi sono astenuta da qualsiasi commento in proposito, sarebbe stato troppo lungo e penoso spiegare dettagli e retroscena di questa faccenda molto all'italiana. Ma naturalmente questo ha generato un'altra riflessione: è mai possibile che la ricerca italiana emerga al livello internazionale principalmente per questioni come questa?

Al di là delle italiche problematiche, in realtà la discussione generale ha rivelato che la crisi economica ha colpito la ricerca in tutte gli stati europei, e anche negli USA. Tuttavia l'Italia (forse insieme alla Polonia, e non erano rappresentati Spagna, Portogallo e Grecia) però denuncia la situazione più disastrosa, e lo si percepisce chiaramente in incontri come questo. Nessuno degli altri stati mostra una politica scientifica così prolungatamente miope come la nostra.

Ciononostante, sono uscita da questo incontro arricchita di conoscenza e idee, e moderatamente ottimista. Non so se davvero questo workshop produrrà prima o poi qualche specifico vantaggio nel mio ambito di ricerca, oppure per l'Italia. Ma è consolante sapere che, almeno al livello europeo, esistono organismi che chiedono e ascoltano opinioni tecniche, indipendenti e fuori dai giochi politici, per tentare di indirizzare la ricerca in maniera non vincolata ad interessi particolari, bensì ispirandosi a principi di conoscenza e utilità globale. Del resto, l'unico

appiglio che impedisce alla nostra ricerca di essere completamente risucchiata nella spirale negativa in cui ci troviamo da tempo, è proprio l'Europa, i cui finanziamenti consentono ad alcuni gruppi, particolarmente meritevoli o fortunati, di rimanere a galla. Ma è certo che questa è solo una panacea, l'Italia deve dimostrare essa stessa di credere nella propria ricerca, per pretendere legittimamente risorse europee. Perché questo fa un paese moderno, parte di una unione di stati moderni.

Uno sguardo sull'estero

Pietro Mancosu

In this number we switch to the English languagefor an International interview. Last October I was invited as IAEA expert for an IMRT course in Thailand. This gave me the opportunity to meet the Thai way of working and to get in contact with many incredible colleagues. In the following we report the interview with professor Mantana Dhanachai, MD of the Department of Radiology, Faculty of Medicine, Ramathibodi Hospital, Mahidol University, Bangkok Thailand. She is the head of Radiosurgery unit at Ramathibodi Hospital.

What linacs do you have in your institute? How was improved your capabilities with new technologies?

We had only 2 Cobalt machine until 1987 when we acquired the first Varian linac, 2 photon energies and 5 electron energies, which enabled us to start 3D planning for every curative brain tumor cases. In 1997 we acquired a Varian 600 SR with X-Knife planning software, a dedicated SRS/SRT machine. We started the Radiosurgery Unit with one radiation oncologist, one medical physicist and 2 RTTS , working solely for stereotactic technique, separately from the conventional team. Gradually we became a referral center for AVMs and benign brain tumors in the country. However, with the forward planning X-Knife, we could only treated 100-130 cases per year. Considering the number of patients treated finally the administrators agreed to purchase the CyberKnife system in 2009, followed by 2 Varian linacs with MLC and CBCT in 2010 and 2012. So one thing leads to another and finally we can do IMRT (though after SRS/SRT/SBRT)!!

How is the relationship in Thailand between Radiation Oncologists and Medical Physicists?

The relationship between ROs and MPs is excellent! When we were residents, medical physicists were our teachers. On the contrary, when MPs were students, some ROs would have been their teachers. With only a small number of both ROs and MPs practically we knew everybody. So, more like a big family!

Your technological improvement is incredible! How was moving from Cobalt to CyberKnife? Does the relationship with MPs changed in these years?

I think the core is the same: try to be as accurate as our machine and our mind can be! Whatever you have! My teacher and great mentor could use 3D-Cobalt treatment for NPC with the same result as IMRT and say that you just need to pay as much attention and caution with it as you do with IMRT! Relationship with MPs (and also RTTs) grows stronger each day since we are like kids in the always-new-world, starting for adventures together all the time. We can be as strong as the weakest link, so we need to move together as a team!

How is your working day?

7.00-19.00, Monday-Friday. The same for the other ROs. MPs usually 9.00 - 21.00, Monday-Friday, and many on Saturday, or Sundays, too!

How did you meet IAEA?

I was appointed by THASTRO (Thai Society of Therapeutic Radiology and Oncology) to be a NPC (National Project Co-ordinator) for one of the IAEA SBRT project in 2012.

What are you doing with IAEA?

Mostly about training, I'm not quite sure ☺!

What can you recommend to our young colleagues in approaching radiation in medicine?

In medical school we learned a lot about using medicine and knife to try to cure the patients. It is always amazing and fascinating to me how radiation is so effective in getting rid of the disease. The thing that we cannot see or feel, but aware of its existence and the power within, in some ways resemble something religious! This field of medicine always reminds me how small and foolish I am and it drives me to always learn more! And it is also a new opportunity for your career in medicine if you happened to not catching up with the drugs or knife!

Where will you be in 2020?

Either feeding my beloved 40 cats or working with the carbon ion, I'm not quite sure either ☺.

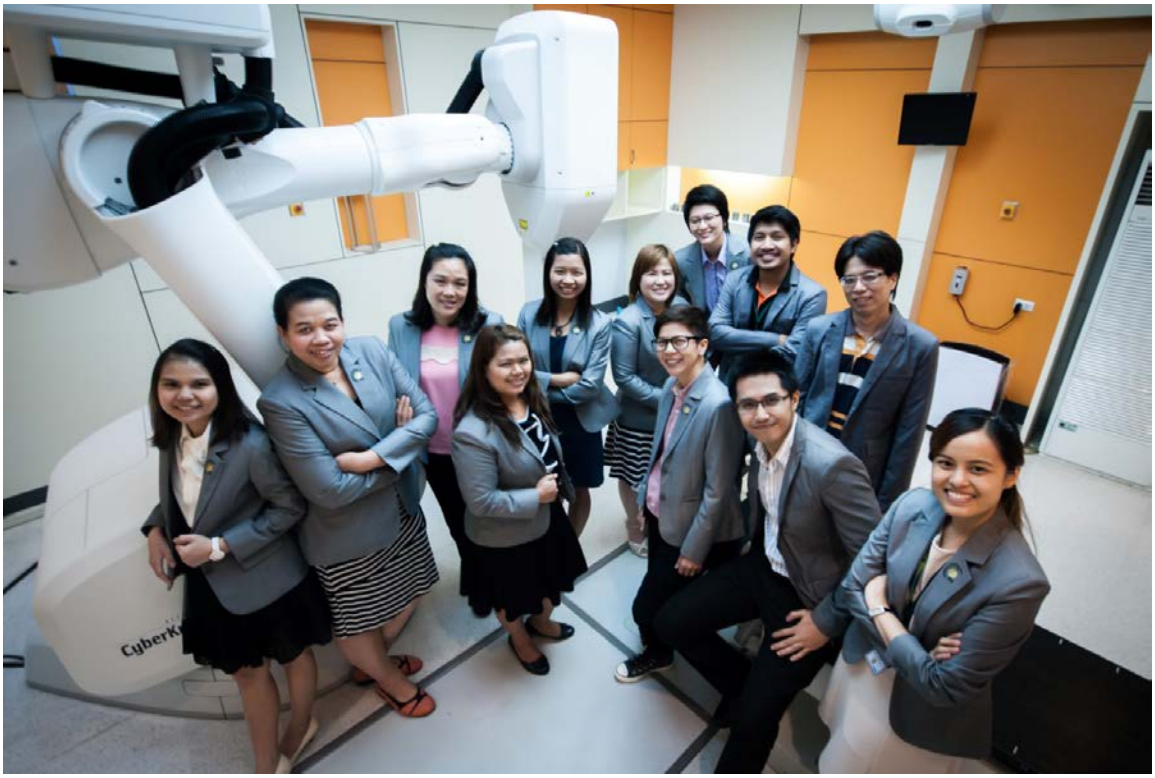


Figure 1: Medical physicist students in Bangkok

Figure 2: Coffee break during the IAEA meeting. Professor Mantana is the second from right.

Figure 3: Professor Puangpen Tangboonduangjit, chief of medical physics, is showing how to perform pre-treatment QA of an IMRT plan during the IAEA meeting.

Novità ICRP, ICRU, NCRP

Rassegna a cura di Nuccia Canevarollo

ICRP INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION

ICRP Pubblicazione 126 – Radiological Protection against Radon Exposure : in questo report la Commissione presenta una guida aggiornata della protezione radiologica per esposizione a radon. E' stato sviluppato considerando le più recenti raccomandazioni ICRP per il sistema di protezione radiologica, tutte le conoscenze a disposizione sui rischi del radon, oltre all'esperienza maturata da molti organismi e paesi nel controllo dell'esposizione a radon. Il report descrive le caratteristiche dell'esposizione, in termini di sorgenti e meccanismi di trasferimento, i rischi sanitari associati all'esposizione da radon e le sfide ad essa connesse. La Commissione raccomanda un approccio integrato per controllare l'esposizione da radon, a partire dall'analisi delle costruzioni o dei luoghi in cui avviene l'esposizione , per qualsiasi tipo di costruzione. L'approccio si basa sul principio di ottimizzazione ed è adattato in base alle responsabilità degli stakeholder nei luoghi di lavoro e l'intento delle autorità nazionali di controllare l'esposizione. Il report espone le raccomandazioni qualora le esposizioni da radon dei lavoratori siano di tipo occupazionale e per le quali si dovrebbero applicare appropriati requisiti della Commissione.

ICRU International Commission on Radiation Units and Measurements, Inc.

ICRU 87 – Radiation Dosimetry and Image Quality Assessment in Computed Tomography.
La tomografia computerizzata ha subito notevoli sviluppi tecnologici nell'ultimo decennio, che hanno avuto un marcato impatto sull'accuratezza della dosimetria delle radiazioni e sulla valutazione della qualità dell'immagine. Dopo la revisione della tecnologia CT e le applicazioni cliniche, il report descrive e discute i metodi dosimetrici esistenti e presenta nuovi metodi per la dosimetria, includendo la valutazione della qualità del fascio e la misura dell'output dello scanner CT in aria e in fantocci. Molte delle quantità dosimetriche proposte possono essere rapidamente misurate usando una camera a ionizzazione real-time , che viene qui introdotta. Le tradizionali misure di qualità dell'immagine per la CT si basano su semplici osservazioni soggettive. Viene qui proposto un approccio più rigoroso , che include l'uso di routine della funzione di trasferimento

della modulazione per descrivere la risoluzione spaziale lungo gli assi e lo spettro di potenza del rumore per descrivere l'ampiezza del rumore e le proprietà dell'immagine CT.

NCRP Report No 174 : Preconception and Prenatal Radiation Exposure : Health Effects and Protective Guidance. Il report aggiorna ed estende il report del 1977 NCRP No 54, Medical Radiation Exposure of Pregnant Women . Le conoscenze scientifiche sono cresciute e l'interesse pubblico è cambiato in questi 36 anni, da quando fu pubblicato il report No54. Lo scopo del report No 174 copre sia le radiazioni ionizzanti che specifiche sorgenti non ionizzanti (per esempio quelle usate nell'imaging con risonanza magnetica, l'imaging con ultrasuoni e i campi a radiofrequenze).
Il report dà informazioni sui tipi, fonti e intensità di esposizione a radiazioni ionizzanti di rilevanza rispetto alla riproduzione. Le esposizioni a radiazioni ionizzanti da cure mediche (procedure diagnostiche e terapeutiche, inclusa la somministrazione di radiofarmaci) vengono trattate insieme alle esposizioni occupazionali, alle esposizioni ambientali e a quelle da rilascio di radionuclidi accidentale o deliberato (per es. in attacchi terroristici). Le sorgenti di radiazioni ionizzanti discusse consistono prevalentemente da radiazioni a basso LET (raggi X in procedure mediche prenatali). I rischi da esposizione di tale tipo vengono analizzati in dettaglio dalla fase pre-concepimento fino alla gravidanza e durante l'accudimento del bambino. I risultati e rischi associati alle esposizioni pre-concepimento includono : infertilità, nascita di un feto morto, difetti alla nascita, alterazioni genetiche e cancro. I risultati e i rischi associati in gravidanza includono : malformazioni congenite, ritardo nella crescita, morte embrionale e fetale, ritardo mentale , effetti neurobiologici e cancro. Viene discusso anche il rischio del lattante per il trasferimento di sostanze radioattive attraverso il latte della mamma (per esempio, latte da una madre cui sono stati somministrati radiofarmaci), così come l'esposizione diretta del lattante per i radionuclidi presenti nel corpo della mamma. Vengono affrontati anche metodi per trattare la dose e ridurre il rischio da varie altre procedure mediche.
Per le sorgenti non ionizzanti (MR, US e RF) l'obiettivo è l'esposizione prenatale, fino all'infanzia e all'esposizione dell'adulto. I risultati e i rischi associati in gravidanza, in quanto rilevanti rispetto all'esposizione ad una particolare sorgente non ionizzante, includono sottopeso alla nascita, ritardo nella parola, dislessia, mancinismo, ridotta performance intellettiva.

del 08 Novembre 2014

CORRIERE DI COMO
QUOTIDIANO LOCALE: COMO

estratto da pag. 3

Anniversari Ieri il "tour" guidato del reparto

La Fisica medica spegne 35 candeline

(**a.cam.**) La Fisica medica dell'ospedale Sant'Anna ha festeggiato ieri i 35 anni di attività, celebrati con un "tour delle alte tecnologie" guidato dal primario **Angelo Ostinelli**. L'unità operativa, che applica i metodi della fisica alla medicina per la prevenzione, diagnosi e cura, è attiva a Como dal 1976. «Il settore di competenza della fisica ospedaliera, inizialmente rivolto alla medicina nucleare e alla radioterapia - ha spiegato Ostinelli - si è esteso. Oggi, al Sant'Anna abbiamo 7 dirigenti fisici e 4 tecnici. La struttura si occupa di fisica delle radiazioni, radioprotezione, qualità applicata alle tecnologie biomediche, didattica, ricerca e sviluppo».

Il primario di Fisica medica (a destra) con alcuni collaboratori (*Fkd*)

«Cittadella sanitaria, accordo da rispettare»

La Fisica medica spegne 35 candeline

www.sifasrl.com - Ritaglio stampa ad uso esclusivo del destinatario, non riproducibile.

Tecnologie emergenti e nuove sinergie tra la fisica e la radioterapia

Il controllo di qualità delle tecnologie utilizzate in campo medico rientra tra gli impegni fondamentali di un Centro Ospedaliero, sia nella fase di nuova acquisizione che durante il loro impiego. Questo aspetto è particolarmente avvertito nel campo dell'Oncologia Radioterapica, dove sono presenti numerose e complesse tecnologie (basti pensare agli acceleratori lineari per la produzione di fasci di radiazioni ionizzanti) finalizzate al raggiungimento di un'elevata accuratezza nella somministrazione della dose in paziente. A tal fine, le linee guida nazionali ed internazionali prevedono un elevato numero di controlli compresi quelli durante l'esecuzione del trattamento radioterapico, cioè in vivo, al fine di ridurre le variazioni tra le dosi pianificate e somministrate.
La ricerca della Fisica applicata nel campo dell'impiego delle radiazioni ionizzanti in medicina ha dato in questi ultimi decenni risultati eccezionali: basti pensare all'impiego della Tomografia Assiale Computerizzata (TAC), la Risonanza Magnetica Nucleare (RMN) e la Tomografia ad Emissione Positronica (PET) in campo diagnostico e lo sviluppo di complessi acceleratori di particelle per la realizzazione di fasci radioterapici altamente conformati per la Radioterapia.
Tra i progetti finalizzati al corretto impiego di queste tecnologie, il progetto DISO finanziato dall'Università Cattolica del Sacro Cuore e dall'Istituto Nazionale di Fisica Nucleare, INFN (di cui si è dato notizia l'anno scorso proprio su questo giornale), ha permesso la realizzazione di una procedura computerizzata per il controllo in vivo della dose radioterapica in paziente. Basandosi sui risultati del progetto, la Best Medical Italy ha avviato la commercializzazione del software "Softdiso" per il controllo in vivo della dose al paziente. Il software fa uso delle immagini ottenute, durante il trattamento, dai sistemi EPID posizionati a valle del paziente. Le immagini ottenute sono analizzate da algoritmi di calcolo che simulano l'interazione radiazione-materia biologica, per ricostruire la dose assorbita dal paziente durante le frazioni dei più complessi trattamenti radioterapici come la 3D CRT, l'intensità modulata IMRT e la cinetica VMAT.
Questo efficace e pratico "feedback" è in grado di intercettare le cause anche di piccole variazioni dosimetriche e quindi applicare mirati controlli di qualità.
Ma le differenze di dose osservate con questa procedura possono essere causate anche da modifiche anatomiche dei tessuti del paziente durante il trattamento radioterapico. In questo caso si può parlare di "adaptive radiotherapy" cioè una moderna strategia radioterapica che prevede, dopo un accurato controllo radiologico e clinico della malattia, l'adeguamento del piano radioterapico.
La praticità e l'efficacia offerta dal sistema Softdiso, oggi in uso presso la Divisione di Radioterapia del Policlinico Gemelli, sono i due aspetti fondamentali per un suo impiego in campo radioterapico dove è fondamentale un lavoro fortemente interdisciplinare.
In base ai risultati preliminari raggiunti, i rispettivi direttori delle UOC di Radioterapia, prof. **Vincenzo Valentini**, e di Fisica Sanitaria, prof. **Angelo Piermattei**, hanno esteso l'impiego di questa nuova procedura nella convinzione che il corretto impiego delle nuove tecnologiche, ottenuto dal sempre maggiore sinergismo tra medici, fisici e tecnici di radiologia, sia fondamentale per il miglioramento della qualità del piano radioterapico (nella foto, alcuni componenti del Team dei Fisici, Medici Radioterapisti e Tecnici di Radiologia del Policlinico Gemelli).

La ricerca della fisica applicata nel campo delle radiazioni ionizzanti in medicina ha dato in questi ultimi decenni risultati eccezionali per l'efficacia delle terapie e il controllo diretto delle dosi di raggi assorbite

QR code: inquadratelo col cellulare

Il simbolo di forma quadrata che trovate in prima pagina è un "QR code". Inquadrato con la fotocamera del cellulare, collega direttamente alla versione pdf, scaricabile e stampabile, che si ottiene dal sito www.policlinicogemelli.it. Perché funzioni, il telefono deve potersi collegare ad internet, avere la fotocamera ed il programma (scaricabile gratis dalla rete) che riesce a "vedere" e leggere i QR code.
Per maggiori informazioni:
http://bit.ly/QRistruzioni

Gemelliinforma - Bollettino a diffusione interna per il Policlinico "A. Gemelli" di Roma
Testata in attesa di registrazione
Direttore: Nicola Cerbino
Board editoriale: A. Giulio De Belvis, Luca Revelli, Giorgio Meneschincheri, Carla Alecci, Francesca Russo, Emiliana Stefanori
Consulenza giornalistico-editoriale: Value Relations srl - Enrico Sbandi
Redazione tecnico-scientifica: Alessandro Barelli, Christian Barillaro, Ettore Capoluongo, Ivo Iavicoli, Roberto Iezzi, Gaetano Lanza, Federica Mancinelli, Marco Marchetti, Mario Rigante, Carlo Rota.
Stampa: Cangiano Grafica
via Palazziello 80040 Volla (Na)

Policlinico Agostino Gemelli
Università Cattolica del Sacro Cuore

Gemelli

Anche i Fisici vanno in pensione.

A cura Gabriele Capelli

La professione del Fisico Medico è una professione che fino a qualche anno fa potevamo dire "giovane", ma poiché negli ultimi anni i Nostri Padri storici, fondatori della Fisica Medica in Italia negli anni sessanta, hanno cominciato ad andare in pensione, dobbiamo renderci conto che ormai dobbiamo definirla "relativamente giovane".

Nel nostro lavoro l'aggiornamento è continuo, si ha l'impressione di essere sempre all'inizio di un progetto che deve svilupparsi ed arricchirsi e ci sembra di non essere mai alla fine di un percorso, ma in un continuo accrescimento di conoscenze ed esperienze. Ma la variabile tempo aumenta comunque e anche per i Fisici arriva il momento nel quale dobbiamo confrontarci con il futuro dopo il tempo del Lavoro con la "L" maiuscola e conoscere cosa ci aspetta a fine "carriera".

Le regole della previdenza/pensionamento sono parecchie e complesse e in continua evoluzione.

Quando Fabrizio, il Nostro Direttore, mi ha proposto di affrontare l'argomento ho avuto molte titubanze poiché mi si sono presentati più punti scuri (se non addirittura oscuri) rispetto a quelli chiari, ma ho tentato comunque di raccogliere e sintetizzare le informazioni sulla materia già in molte sedi affrontata e non ancora scritta nella sua versione definitiva.

Dal 2012 è partita una rivoluzione nelle regole della previdenza.

Dalla fine dell'anno 2011 chi non ha raggiunto i requisiti richiesti dalla vecchia normativa ricade in pieno nelle nuove disposizioni. Per prima cosa cambia la modalità di calcolo della pensione, ossia il suo importo, la quota maturata dal 1 gennaio 2012 in poi verrà calcolata con il metodo contributivo. Nulla cambierà invece relativamente alla quota di pensione derivante dai contributi versati fino al 31 dicembre 2011.

Per i trattamenti maturati dal 2012 in poi, immediatamente dopo il conseguimento dei requisiti , bisogna attendere solo il primo giorno del mese successivo per assentarsi dal servizio . Non esistono più le così dette finestre

Cambiano anche le modalità di accesso alla pensione che si possono riassumere principalmente in due modalità.

Pensione anticipata

Dal 2012 è l'unica modalità che permette di lasciare il lavoro prima della maturazione dell'ordinaria pensione di vecchiaia (unica forma che regolerà la materia dal 2018) e sarà quello di aver raggiunto il periodo di contributi richiesto : per gli uomini 42 anni e 6 mesi mentre per le donne 41 anni e 6 mesi.

Il requisito comunque non sarà fisso ma al pari delle soglie di età anagrafica dovrà essere aggiornato ogni tre anni (e poi ogni due) in base all'evoluzione della speranza di vita.

Per la pensione anticipata quindi non bastano più 41- 42 anni di contribuzione.

Pensione di vecchiaia

Chi non ha maturato entro il 2018 i requisiti della pensione anticipata potrà andare in pensione solo dopo aver raggiunto l'età minima e almeno **20 anni di contributi versati** .

L'**età minima** per andare in pensione, che per decenni è stata di 60 anni per le donne e di 65 per gli uomini, è ora diventata come indicato nella tabella.

Età minima per il pensionamento al 2012		
	Donne	**Uomini**
Lavoro dipendente pubblico	66 anni e 3 mesi	66 anni e 3 mesi
Lavoro dipendente privato	63 anni e 9 mesi	66 anni e 9 mesi
Lavoro autonomo	64 anni e 9 mesi	66 anni e 3 mesi

L' età diventerà progressivamente, per tutti i dipendenti pubblici, **66 anni e 7 mesi**, nel 2018, senza distinzioni di sesso o di ambito lavorativo. Poi subirà degli adeguamenti ogni due anni, in base alle variazioni della speranza di vita.

I **professionisti** iscritti agli Ordini, e di conseguenza alle **Casse previdenziali autonome**, seguono invece le regole della propria Cassa.

Inoltre, vige ancora la norma che consente alle **donne**, in via sperimentale e fino al 31 dicembre **2015**, di andare in pensione coi **requisiti di anzianità**.

L'«opzione donna», prevede per le lavoratrici con almeno 35 anni di contributi e 57 anni d'età di andare in pensione, se lo vogliono, ma con l'assegno interamente calcolato col metodo contributivo, che di regola comporta un taglio del 15-20%, rispetto al calcolo retributivo (valido fino al 31/12/2011). L'opzione scade il 31 dicembre 2014. L'Inps, contrariamente a quanto disposto in precedenza, ha deciso di continuare ad accettare le domande di chi matura i requisiti fino alla fine del 2015.

Pensionamento flessibile

Con le nuove regole, è possibile ritirarsi da lavoro anche **dopo aver maturato i requisiti** di vecchiaia, fino all'età di **70 anni**. In tal caso, l'importo della pensione aumenta, essendo applicato il "coefficiente di trasformazione" che tiene conto dell'età.

Per i dipendenti pubblici, invece, nessuno potrà restare a lavoro dopo avere raggiunto i requisiti pensionistici, mentre finora la carriera poteva protrarsi ancora per due anni.

Le pubbliche amministrazioni potranno mandare a riposo i loro dipendenti, motivando la scelta, a 62 anni, purché abbiano l'anzianità massima. Si tratta di uscite anticipate di 4 anni rispetto al limite dei 66 anni. La possibilità era già prevista, ma viene modificata, includendo nella platea degli interessati anche in dirigenti. La soglia d'età non è però uguali per tutti, per i medici sale a 65 anni. Sono esclusi invece magistrati, professori universitari e primari.

In caso di esuberi e in assenza di criteri e modalità condivise con i sindacati, "la PA procede alla risoluzione unilaterale, senza possibilità di sostituzione, del rapporto di lavoro di coloro che entro il biennio successivo maturano il diritto all'accesso alla **pensione** con conseguente corresponsione del trattamento". Chi è in pensione, infine, non potrà avere incarichi dirigenziali o cariche in organi delle amministrazioni.

Nel 2014 un ulteriore gradino viene fatto dalle dipendenti nel settore privato, che dal primo gennaio devono aver maturato 63 anni e 9 mesi di anzianità per poter accedere al trattamento pensionistico.

Le uniche lavoratrici che, anche per il 2014, conserveranno le caratteristiche antecedenti saranno quelle nate prima del 30 settembre 1951.

Nel 2016 si verificherà il prossimo aggiustamento: verrà, cioè, aggiunto un altro anno ai minimi pensionabili, portando la quota di anzianità per le lavoratrici autonome a 65 anni e 9 mesi.

Per gli uomini impiegati nel settore privato per quanto riguarda la pensione: rimangono validi i requisiti di 66 ani e 3 mesi, in attesa dell'aggiornamento alla speranza di vita, che li riguarderà, proprio come le donne, nel 2016.

Sulla materia circolano poi molte ipotesi di modifica, ma che sono tutte solo proposte e vanno considerate in quanto tali fino alla loro presentazione in Parlamento, anzi perché diventino concrete è indispensabile attendere la loro approvazione.

Tra queste una proposta di uscita anticipata prevedrebbe l'uscita con la cosiddetta Quota 100, che implica sempre la maturazione dei 35 anni di contributi, combinandola con l'anzianità anagrafica; un'altra è quella dell'ormai noto prestito pensionistico, proposto dall'ex ministro Giannini e rilanciato dal ministro Poletti. Il prestito pensionistico darebbe al lavoratore (al quale mancano 2-3 anni per la pensione) la possibilità di andare in pensione prima dei 66 anni attualmente richiesti dalla riforma Fornero con un anticipo della pensione (abbastanza modesto) da restituire una volta maturati i requisiti richiesti. Il datore di lavoro continua a versare i contributi, ed alla scadenza il pensionato inizia a restituire con piccole trattenute mensili gli emolumenti percepiti prima dei termini normali per il pensionamento.

Ciò significa che Stato o Inps non metterebbero nulla a disposizione, perché verrebbe erogata in anticipo parte della pensione che comunque spetterebbe al lavoratore una volta conclusa la sua vita lavorativa tramite un prestito.

Per stimare l'ammontare delle propria pensione bisogna tenere conto che il sistema di calcolo cambia a seconda dell'anzianità contributiva maturata al 31 dicembre 1995. Una vera e propria data spartiacque.
Per chi può contare su almeno 18 anni di assicurazione si applica il tradizionale, e più favorevole, criterio retributivo, legato agli stipendi dell'ultimo periodo lavorativo. Con l'ultima riforma, il calcolo retributivo interessa solo l'anzianità maturata sino al 31 dicembre 2011.
Per chi ha meno di 18 anni di contribuzione al 31 Dicembre 1995, il criterio utilizzato è quello misto. Per l'anzianità maturata sino al 31 dicembre 1995 si applica il metodo retributivo, e per i periodi successivi vale il criterio contributivo, strettamente legato al valore dei versamenti effettuati.
A chi è stato assunto dopo il primo gennaio 1996, per finire, si applica invece soltanto il criterio contributivo.

Ho cercato di sintetizzare gli aspetti principali dell'argomento, è ovvio che addentrarci nelle varie sfaccettature dei vari casi personali è opera molto ardua per un Fisico Medico con qualche interesse per gli aspetti sindacali e normativi.

Comunque, per ora, buon Lavoro a tutti.

Caratterizzazione dell'EPID dell'acceleratore lineare VERO ed elaborazione di un programma di gestione delle immagini portali

Paolo Bonfanti[1,2],
RELATORE: Prof.ssa D. Bettega[1]
CORRELATORE: Dr.ssa Milena Frigerio[2]
[1]Università degli Studi di Milano, Milano, It; [2]Azienda Ospedaliera Sant'Anna, Como, It;

INTRODUZIONE

Lo scopo di questo lavoro di tesi è lo studio del sistema elettronico per immagini portali (EPID), montato sull'acceleratore lineare MHI-TM2000 (VERO) installato presso il reparto di Radioterapia dell'Azienda Ospedaliera Sant'Anna di Como, per valutare la possibilità di un suo utilizzo nella verifica pre-clinica geometrica e dosimetrica dei campi di trattamento radioterapici. L'EPID è stato caratterizzato in termini di risposta ai parametri impostati sulla macchina: unità monitor (UM), rateo di dose (UM/min) e dimensioni del campo. La risposta dell'EPID è stata ottimizzata anche al di fuori dell'asse centrale del fascio andando a confrontare i profili in direzione x e y misurati con l'EPID rispetto a quelli calcolati in un fantoccio omogeneo acqua equivalente. Dopo aver caratterizzato l'EPID sono stati elaborati due programmi in linguaggio MATLAB che consentono l'uso delle immagini EPID per la verifica pre-trattamento di campi statici ad intensità modulata (IMRT) e di archi dinamici.

MATERIALI E METODI

L'acceleratore lineare studiato è il MHI-TM2000 (nome commerciale VERO) nato dalla collaborazione tra MHI (Mitsubishi Heavy Industries Ltd., Tokyo, Japan) e Brainlab (Brainlab AG, Feldkirchen, Germany). La sua struttura principale consiste in un anello (*O-ring*) all'interno del quale è montata la guida acceleratrice, due tubi radiogeni con i rispettivi pannelli rivelatori per la formazione delle immagini kV e l'EPID diametralmente opposto all'uscita del fascio di trattamento per la formazione delle immagini MV [1]. La testata ha la possibilità di ruotare rispetto a due sospensioni cardaniche nella direzione longitudinale e laterale, fino a un massimo di 2.5°. Grazie a questo sistema di movimentazione della testata, il fascio viene messo in moto rispetto all'isocentro della macchina in modo tale da poter seguire il movimento del volume bersaglio. L'*O-ring* può ruotare rispetto al suo asse verticale di ± 60° con una velocità di 3°/s dando la possibilità di erogare campi non complanari senza spostare il lettino. Il VERO è un acceleratore lineare monoenergetico e

produce fasci fotonici di energia pari a 6MV, mentre il rateo di dose massimo è pari a 500 UM/min. Il sistema di collimazione multilamellare (MLC) dell'acceleratore è composto da 30 coppie di lamelle di dimensione pari a 5 mm all'isocentro, con la possibilità quindi di produrre un campo di dimensione massima di 150x150 mm^2.

Il sistema elettronico per immagini portali integrato nel sistema VERO è basato sulla tecnologia a silicio amorfo. Il rivelatore utilizza il materiale scintillante GdOS:Tb posto al di sopra di una matrice 1024x1024 di fotodiodi sensibili alla luce visibile e connessi ad un *Thin Film Transistor* (TFT) [2]. All'isocentro ciascun pixel ha dimensione 0.18 mm per un'area totale di 184.32x184.32 mm^2. Il segnale letto da ciascun elemento della matrice viene digitalizzato con risoluzione di 16 bit. Il fascio RX incidente viene convertito dal materiale scintillante in luce visibile che genera coppie elettrone-lacuna all'interno del fotodiodo dove i portatori di carica sono immagazzinati. La lettura del segnale viene regolata dai TFT, infatti, in fase di acquisizione, essi fanno in modo che non ci sia conduzione e così la carica generata dalla radiazione viene integrata nell'elemento capacitivo presente in ciascun pixel. La lettura del segnale può aver luogo quando i TFT consentono la conduzione della carica scaricando gli elementi capacitivi. L'EPID si trova a una distanza fissa dalla sorgente pari a 2212 mm e l'acquisizione delle immagini avviene in modalità continua (*free running mode*).

Il pannello del rivelatore è costituito da due parti elettronicamente separate, ciascuna delle quali composta da 8 gruppi di lettura della matrice, indicati con ROG (*Read Out Group*). Ogni ROG risulta a sua volta essere formato da 128 canali. La scansione all'interno di ciascun gruppo avviene da sinistra verso destra, mentre nella parte bassa la lettura segua l'ordine da destra a sinistra. I gruppi superiori sono scansionati dall'alto verso il basso, mentre quelli inferiori dal basso verso l'alto. E` importante conoscere l'ordine di lettura di ciascun elemento della matrice in quanto, quando si lavora in modalità continua, i cicli di lettura del rivelatore interferiscono con gli impulsi di radiazione dando origine ad artefatti di sincronizzazione. Questi effetti di sincronizzazione si presentano come strisce verticali chiare e scure alternate e diventano particolarmente evidenti quando si utilizzano bassi ratei di dose [3].

L'EPID salva in modo automatico, con parametri definiti dal costruttore, le immagini acquisite in formato *.raw*. Esse sono costituite da 1024x1024 dati di tipo *16-bit-unsigned* con memorizzazione dell'informazione dal *byte* meno significativo a quello più significativo (*little-endian byte order*). Per ogni acquisizione viene salvato un diverso numero di immagini *raw* (N_{raw}) e queste vengono sommate mediante un programma elaborato con MATLAB in modo da restituire una matrice rappresentante il segnale integrale dell'acquisizione. Le immagini così salvate sono già corrette per: *offset*, guadagno e *pixel* difettosi.

RISULTATI

L'EPID è stato caratterizzato in termini di risposta ai parametri impostati sulla macchina: unità monitor (UM), dimensioni del campo e rateo di dose (UM/min). Il segnale integrale dell'EPID, espresso dal valore del *pixel* (PV), risulta variare in funzione delle UM secondo una retta passante per l'origine con pendenza pari a 4.207 x 10^3 PV/UM e, in funzione delle dimensioni dei campi, secondo la funzione biesponenziale $f(x) = a \cdot e^{b \cdot x} + c \cdot e^{d \cdot x}$ ($a=8.60 \times 10^{-1}$, $b=1.37 \times 10^{-2}$, $c=-8.50 \times 10^{-1}$, $d=-1.08$).

La risposta dell'EPID al variare del rateo di dose si traduce in una comparsa sulle immagini di strisce verticali chiare e scure di ampiezza e posizione variabile (Figura 1). Questo artefatto è trascurabile una volta che si considera il segnale somma delle immagini EPID. Valutando il segnale EPID integrale per i ratei di dose considerati (100, 200, 300, 400 e 500 UM/min) si è stimata una deviazione percentuale massima dalla media, per le cinque acquisizioni, pari a −4.2% per il rateo di dose di 400 UM/min.

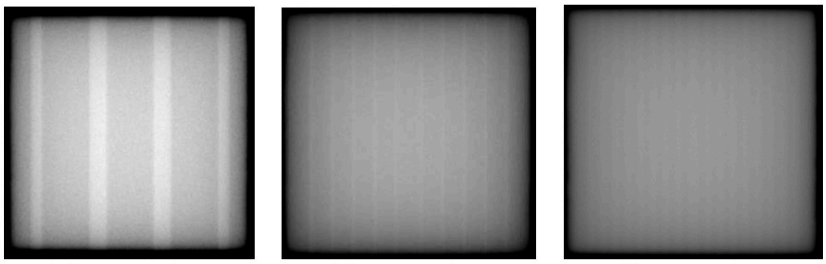


Figura 1: *Immagine raw ottenuta per tre differenti ratei di dose. All'aumentare del rateo di dose le bande diventano di ampiezza minore e la differenza di valore del pixel tra bande chiare e bande scure diminuisce.*

La risposta dell'EPID è stata ottimizzata anche al di fuori dell'asse centrale del fascio andando a confrontare i profili in direzione x e y misurati con l'EPID rispetto a quelli calcolati in un fantoccio omogeneo acqua equivalente. Per questo tipo di ottimizzazione sono stati applicati due metodi. Il primo prevede il calcolo della matrice di correzione fuori asse, data dal rapporto tra il campo calcolato a 50 mm di profondità e quello misurato con l'EPID [4]. Il secondo metodo consiste invece nel determinare la profondità in acqua per la quale si ha il miglior accordo tra il profilo acquisito con l'EPID e quello calcolato dal TPS [5]. Questo è stato effettuato valutando la differenza massima tra i profili nell'area di *flatness* e delle code del profilo per i campi di dimensione 5x5 cm^2 e 10x10 cm^2 alle profondità di 50, 100, 125, 150, 165 e 180 mm. I valori trovati in questo modo hanno evidenziato un andamento decrescente fino alla profondità di 150 mm, oltre la quale la differenza rimane pressoché costante. La profondità di 150 mm è confermata anche dal calcolo del γ−index [6] per il campo 10x10 cm^2 acquisito dall'EPID rispetto alle matrici di dose calcolata a varie profondità. L'indice γ (2%, 2 mm) tra la matrice di dose calcolata a 150 mm di profondità e la matrice acquisita con l'EPID risulta essere pari a 96.41%.

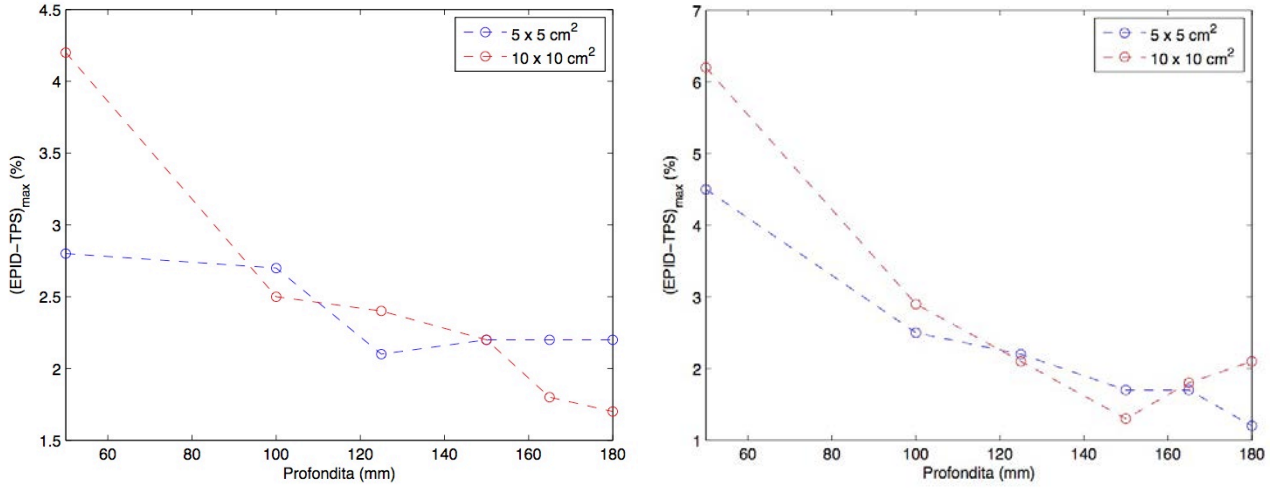


Figura 2: *Differenze percentuali massime tra i profili acquisiti con l'EPID e quelli esportati dal TPS alla profondità di 50, 100, 150 165 e 180 mm per i campi di dimensione 10x10 cm^2 e 5x5 cm^2 nell'area di flatness (grafico a sinistra) e nelle code del profilo (grafico a destra).*

Dopo aver caratterizzato l'EPID sono stati elaborati due programmi in linguaggio MATLAB che consentono l'uso delle immagini EPID per la verifica pre-trattamento di campi statici ad intensità modulata (IMRT) e di archi dinamici.

Per i controlli di qualità pre-trattamento di campi IMRT, il programma prevede: l'importazione delle immagini EPID, che sommate compongono il singolo campo IMRT, la loro conversione in dose, l'importazione della matrice di dose esportata dal TPS su un piano coronale e il calcolo del γ−index per il confronto tra la matrice di dose calcolata e misurata. Il programma è stato validato confrontando le matrici di fluenza ottenute da un sistema di misure indipendente (*BIS 2G Beam Imaging System, Wellhofer*) con quelle esportate dal TPS a 50 mm di profondità calcolando il γ-index (3%, 3 mm) sia mediante il programma in MATLAB che mediante il software *OmniPRO ImRT*. I γ−index calcolati con i due software presentano un valore medio delle differenze pari a 0.26% ± 2% dimostrando la correttezza dell'algoritmo implementato. I γ−index calcolati con OmniPRO delle matrici di fluenza BIS-TPS sono inoltre serviti come valore di riferimento per i γ−index risultati dal confronto delle matrici di fluenza EPID-TPS. In questo caso la differenza delle mediane è 4.72%. L'ultima analisi eseguita per i campi IMRT ha riguardato il confronto in dose assoluta delle matrici EPID-TPS. Le immagini EPID possono essere convertite in dose mediante la formula:

$$F_{EPID,Dose}(Gy) = \frac{F_{EPID}(PV) \cdot \frac{D_{150mm}^{DFP=850mm}}{D_{15mm}^{DFP=1000mm}}}{100 \cdot F_C(PV/UM)}$$

dove la matrice dell'EPID in *pixel value* (F_{EPID}) è convertita in dose ($F_{EPID,Dose}$) grazie al fattore di calibrazione F_C, ottenuto dalla pendenza della retta di interpolazione del segnale dell'EPID in funzione delle unità monitor, e al rapporto tra la dose misurata a 150 mm di profondità con distanza fuoco pelle (DFP) pari a 850 mm con la dose al *build-up* a DFP di 1000 mm. Il fattore 100 serve per

avere il risultato in Gy. Si è valutata la distribuzione dei γ−index calcolati su tutto il campo (mediana pari a 78.51%) e la differenza di dose puntuale sull'asse centrale del fascio (ΔD_{CAX} medio pari a 0.068 Gy). In Figura 3 sono mostrate le matrici di dose acquisite dall'EPID e calcolate in fantoccio ad acqua alla profondità di 150 mm per un campo IMRT ottimizzato per un trattamento alla prostata e vescicole seminali. In grafico si trovano i profili passanti per l'asse centrale del fascio nelle due direzioni x e y. Tra le due matrici di dose è stato calcolato il γ−index e, dell'area contenuta nella regione quadrata indicata in giallo, è stato fatto l'istogramma dei valori assunti dal parametro $\gamma_{EPID,Dose}$(3%, 3 mm) (Figura 4). La percentuale di *pixel* aventi $\gamma_{EPID,Dose}$(3%, 3 mm) < 1 risulta essere il 99.40%.

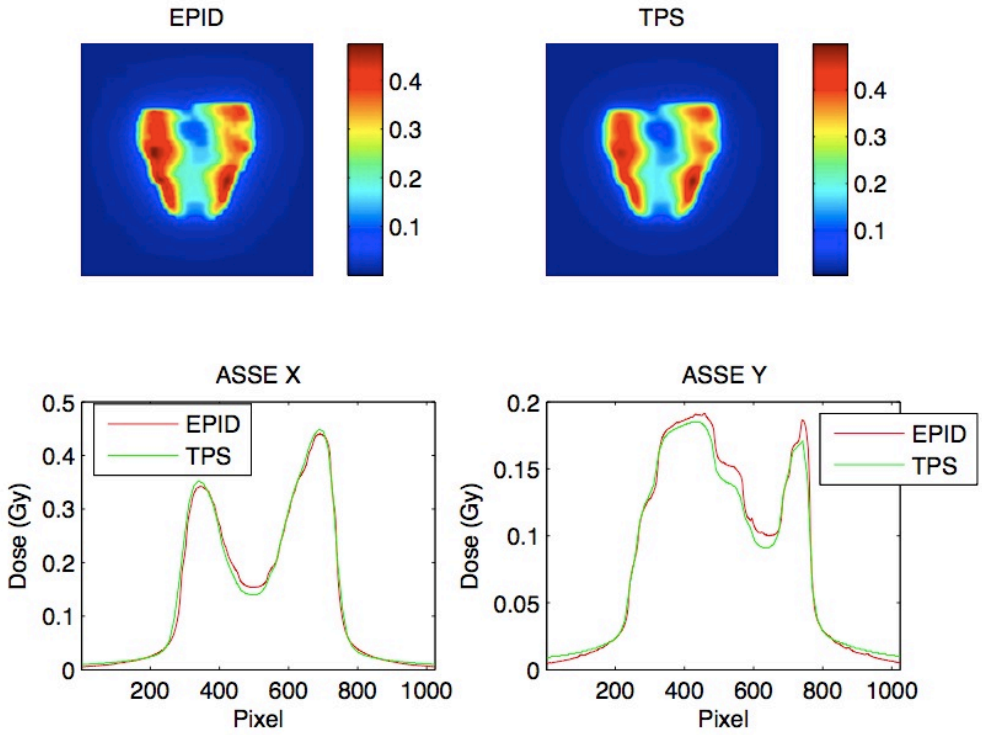


Figura 3: *Matrici di dose di un campo IMRT di un trattamento alla prostata e vescicole seminali acquisito con l'EPID e calcolato su fantoccio cubico omogeneo acqua equivalente a una profondità di 150 mm. Per entrambi i campi si sono delineati i profili di dose passanti per il centro del campo lungo i due assi x e y.*

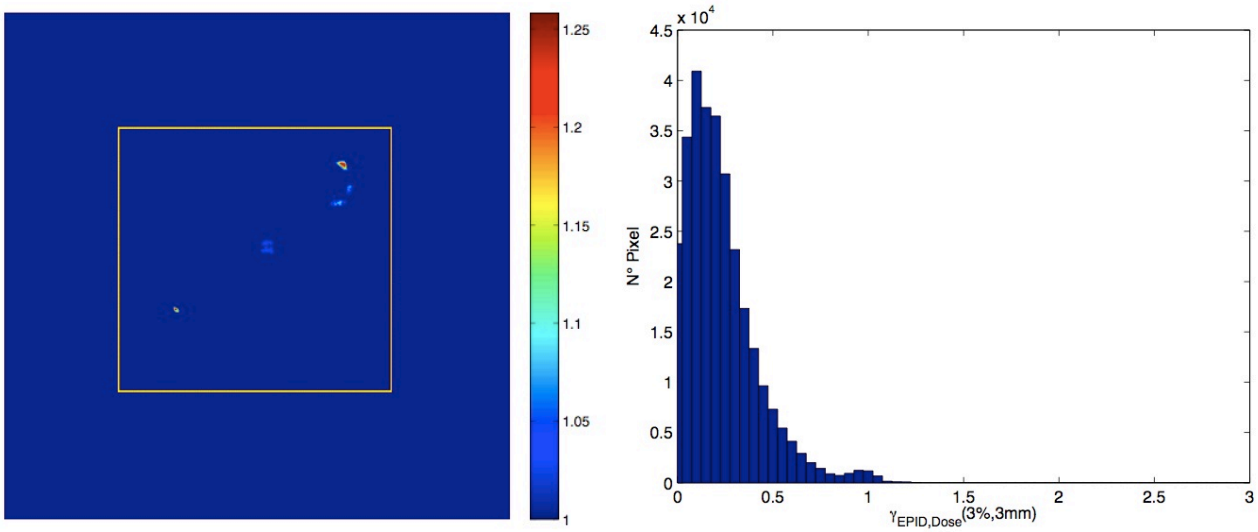


Figura 4: *Matrice di $\gamma_{EPID,Dose}$(3%,3mm) ottenuta dal confronto tra il campo acquisito con l'EPID e quello calcolato, entrambi espressi in dose. A destra è invece mostrato l'istogramma dei valori contenuti nella regione quadrata circoscritta al campo di trattamento.*

Il secondo programma in MATLAB è invece finalizzato ai controlli di qualità di archi statici e dinamici. L'algoritmo consiste nel determinare sulle immagini EPID le posizioni delle lamelle e confrontarle con quelle pianificate al TPS e salvate in file *.csv* esportabili dal *Record and Verify*. La tecnica di erogazione ad archi dinamici prevede che durante la rotazione del *gantry* il collimatore multilamellare cambi configurazione (segmento) ogni 10° in modo da adattarsi al PTV da ogni angolo di vista. L'algoritmo implementato per l'analisi di questo tipo di tecnica è simile a quello impiegato per gli archi statici, con la differenza che in questo caso si presenta la difficoltà dovuta al fatto che le immagini sono acquisite con intervallo temporale costante durante l'intera erogazione, mentre le lamelle cambiano conformazione con intervallo angolare costante. Visto che l'intervallo di tempo con cui l'EPID salva le immagini è inferiore al tempo necessario al *gantry* per ruotare di 10°, N_{raw} è sempre maggiore del numero di segmenti che costituiscono l'arco. Per questo motivo all'algoritmo descritto per gli archi statici si aggiunge una parte che crea la corrispondenza tra le immagini .raw e il segmento impostato nel file *.csv*. In Figura 5 sono poste in grafico le differenze tra le posizioni delle tre coppie centrali di lamelle misurate (X_{EPID}) e calcolate (X_{TPS}) in funzione dell'angolo di erogazione di un arco con rotazione del *gantry* da 210° a 330° pianificato per un trattamento della loggia prostatica. L'istogramma di Figura 6 mostra la differenza delle posizioni di tutte le lamelle per lo stesso arco dinamico della Figura 5. La quantità ($X_{EPID} - X_{TPS}$) varia tra -0.90 mm e 0.20 mm. Per 467 differenze di posizione le lamelle assumono un valore nel bin con estremi -0.03 mm e 0.15 mm.

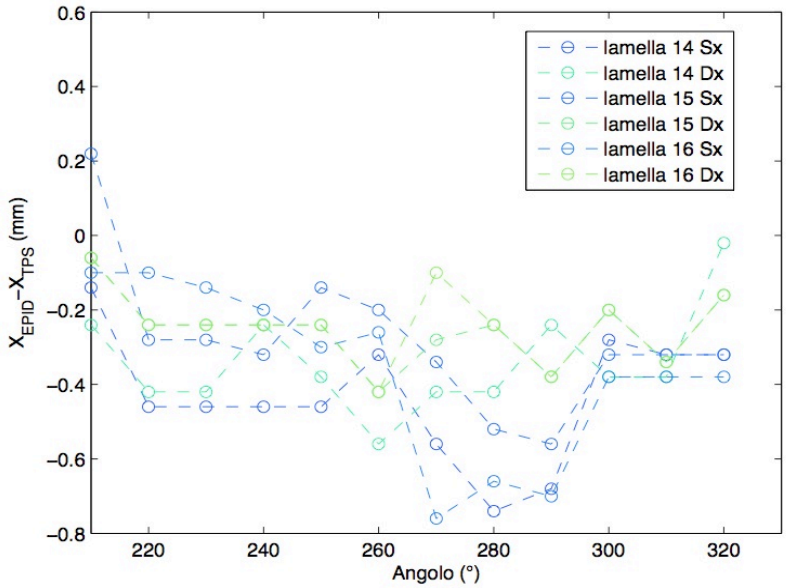


Figura 5: *Andamento delle differenze tra le posizioni delle lamelle misurate (X_{EPID}) e calcolate (X_{TPS}) in funzione dell'angolo di erogazione per l'arco dinamico per un trattamento alla prostata e angolo di rotazione del gantry da 210° a 330°.*

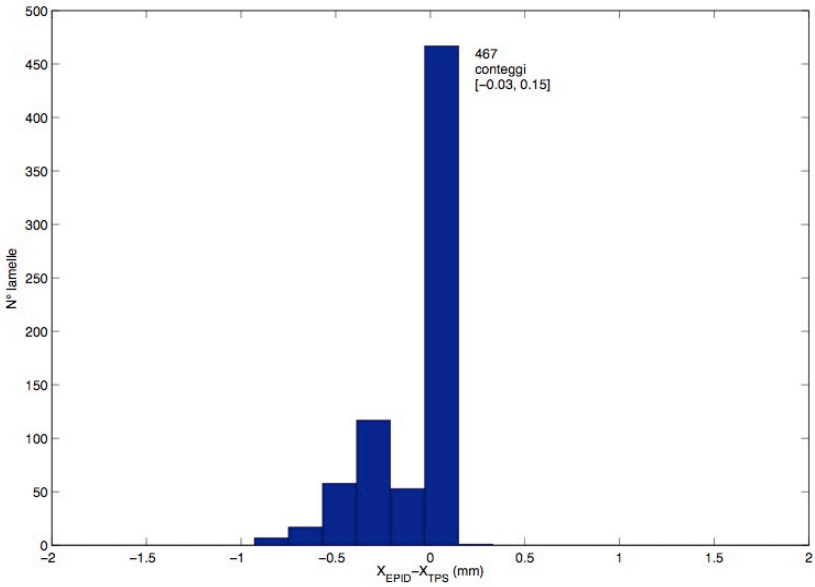


Figura 6: *Istogramma delle differenze ($X_{EPID} - X_{TPS}$) per le 60 lamelle, dello stesso arco, valutate per tutti i segmenti. L'ampiezza del bin dell'istogramma è pari alla dimensione del pixel e il numero totale di conteggi è 720 ovvero il prodotto tra le 60 lamelle e 12 segmenti che costituiscono l'arco.*

CONCLUSIONI

L'EPID può essere usato per le verifiche di archi dinamici e delle fluenze IMRT. Un miglioramento, sia di queste verifiche che quelle di dose assoluta può essere raggiunto una volta che i parametri di acquisizione saranno modificabili dall'utente e non fissati dal costruttore. La limitazione principale consiste nel limitato numero di immagini portali salvate per ogni campo di erogazione.

BIBLIOGRAFIA

1. Kamino Youchiro, Takayama Kenji, Kokubo Masaki, Narita Youchiro, Hirai Etsuro, and Kawawda Noriyuki. *Development of four-dimensional image guided radiotherapy system with a gimbaled x-ray head*. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 66(1):271-278, 2006.
2. *Reference manual XRD 1640 AN, Perkinelmer*
3. Mooslechner Michaela, Mitterlechner Bernhard, and Weichenberger Harald. *Analysis of a free-running synchronization artifact correction for MV-imaging with aSi:H flat panels.* Medical Physics, 40, March 2013.
4. Bucciolini Talamonti, Casati. *Pretreatment verification of IMRT absolute dose distributions using a commercial a-Si EPID.* Medical Physics, 33(11):4367-4378, November 2006.
5. Monti Angelo F. and Frigerio Giovanna. *Dosimetric verification of 6 MV and 18 MV intensity modulated photon beams using a dedicated fluoroscopic electronic portal imaging device (EPID).* Radiotherapy and Oncology, 81:88–96, 2006.
6. Low Daniel A., Harms William B., Mutic Sasa, and Purdy James A. *A technique for the evaluation of doses distribution.* Medical Physics, 25(5):656–661, May 1998.

Monitoraggio della dose al paziente nel workflow della quality assurance delle procedure radiologiche

Anna RADICE

Relatore: dott.ssa Daniela BETTEGA
Correlatore: dott. Andrea CRESPI
Correlatore: dott.ssa Nicoletta PARUCCINI

INTRODUZIONE E SCOPO

Negli ultimi vent'anni, la radiologia interventistica (RI) ha conosciuto uno sviluppo molto rapido e una crescente estensione dei campi di applicazione (vascolare, extra-vascolare e oncologico). Grazie al rapido evolversi delle apparecchiature radiologiche, dei materiali utilizzati e delle tecniche di cateterismo, la RI affianca e spesso si sostituisce all'intervento chirurgico, con il vantaggio di un approccio meno invasivo per il paziente e, dunque, minori costi sociali e riduzione dei tempi di degenza ospedaliera.

Il problema della radioprotezione del paziente è di particolare rilevanza nelle procedure interventistiche a guida fluoroscopica e rientra nel processo della garanzia della qualità, che ha il compito di mantenere e migliorare la qualità delle prestazioni in radiodiagnostica e riguarda non soltanto i controlli di qualità sulle attrezzature radiologiche, ma l'intero processo clinico e, dunque, anche l'aspetto della dose al paziente. La gestione della dose al paziente pone le sue basi nell'impiego di un'apparecchiatura radiologica, generalmente un sistema angiografico, che rispetti le specifiche nella norma IEC 60601-2-43, perfettamente funzionante e adeguata per l'uso clinico cui è destinata. Tutto il personale deve ricevere una formazione adeguata e continua, rivolta non soltanto alla pratica clinica, ma anche a un impiego consapevole e prudente delle radiazioni ionizzanti. Le apparecchiature radiologiche sono provviste di dispositivi per la riduzione della dose, sia in fluoroscopia sia in fluorografia, tali da non comportare una riduzione della qualità dell'immagine diagnostica ed è responsabilità dell'operatore mettere in atto le raccomandazioni per la riduzione della dose[1]. Sebbene con una tecnica ottimizzata non sempre sia possibile mantenere la dose al paziente inferiore ai valori soglia per l'insorgenza di reazioni tissutali, un operatore formato e motivato può ridurre l'incidenza e l'entità di tali effetti. Infine, i pazienti sottoposti a procedure nelle quali sono superati i *Substantial Radiation Dose Levels* (SRDL) devono essere informati sui possibili effetti cutanei e inseriti in un adeguato programma di *follow-up* [2][3].

L'ottimizzazione della dose al paziente è un punto fondamentale del processo di garanzia della qualità nelle procedure radiologiche e il ruolo che la fisica medica riveste in questo processo è rilevante.

È ben noto che le esposizioni mediche costituiscono la principale fonte di dose collettiva alla popolazione da radiazioni ionizzanti dopo il fondo naturale; tra queste, il contributo della RI è in continuo aumento[4]. Il trattamento di casi sempre più complessi e tecnicamente difficili, può richiedere lunghi tempi di fluoroscopia e un elevato numero d'immagini acquisite in fluorografia; come conseguenza, la dose assorbita dal paziente può essere molto elevata e superiore alle soglie per l'insorgenza di reazioni tissutali. La radiosensibilità del paziente, legata a numerosi fattori (es. genetici, irradiazioni precedenti, assunzione concomitante di farmaci, complessità della procedura, etc.), può modificare le soglie di dose cui tali reazioni si manifestano. In letteratura sono stati riportati casi di danni da radiazione anche gravi, sia alla cute sia al cuoio capelluto, a seguito di procedure interventistiche ad alta dose[5][6].

La normativa italiana in materia di radioprotezione del paziente (D.lgs. 187/00 attuazione della direttiva 97/43/Euratom) riconosce le procedure di RI come tecniche speciali ad alta dose ed impone per esse valutazioni periodiche della dose al paziente.

Per valutare la necessità di ottimizzare una qualsiasi pratica radiologica, i dati dosimetrici devono essere confrontati con i "livelli diagnostici di riferimento" (LDR). Il processo di definizione e applicazione dei livelli di riferimento è semplice nel caso di esami ben definiti nei quali sono utilizzati protocolli standard. Per quanto riguarda la RI, stabilire i livelli di riferimento rappresenta una sfida poiché le procedure non sono standardizzate e mostrano una forte variabilità dovuta a numerosi fattori, tra i quali i fattori paziente-dipendenti, come il peso, i fattori clinici e anatomici e la complessità della lesione da trattare oltre alle caratteristiche dell'apparecchiatura, all'abilità dell'operatore e alle differenti modalità operative. Tuttavia si può fare riferimento ai risultati di studi multicentrici pubblicati in letteratura: in questo caso si parla di "livelli di riferimento" (*Reference Levels*, RL).

Al fine di migliorare la gestione della dose al paziente, diventa indispensabile introdurre una nomenclatura omogenea delle procedure e, per quanto possibile, una standardizzazione dei protocolli clinici impiegati. Nonostante l'esistenza di un nomenclatore nazionale proposto dalla sezione di radiologia vascolare e interventistica della Società Italiana di Radiologia Medica, il confronto con i dati raccolti e i RLs presenti in letteratura è tuttora difficoltoso per la mancanza di omogeneità e uniformità nella codifica delle procedure di RI. La stessa IAEA evidenzia la necessità di individuare un lessico universalmente riconosciuto per raggruppare gli esami radiologici simili.

Il presente lavoro di tesi si pone l'obiettivo di monitorare la dose al paziente in alcune procedure di radiologia diagnostica e interventistica a guida fluoroscopica. I parametri dosimetrici

raccolti sono stati confrontati con la letteratura, al fine di individuare le procedure che richiedono l'ottimizzazione, e sono stati creati dei livelli di riferimento interni. Sono stati descritti alcuni esempi di ottimizzazione della dose al paziente in radiologia interventistica, emodinamica ed elettrofisiologia con particolare attenzione all'analisi delle criticità e all'attuazione di un protocollo per il *follow-up* dei pazienti per i quali i dati dosimetrici hanno superato i valori soglia per l'insorgenza di reazioni tissutali avverse.

MATERIALI E METODI

A partire dal mese di novembre 2008 sono state condotte valutazioni dosimetriche periodiche di dose al paziente in 2262 procedure diagnostiche e interventistiche a guida fluoroscopica di emodinamica, elettrofisiologia, radiologia e neuroradiologia interventistica.

L'Azienda Ospedaliera San Gerardo (Monza) dispone di quattro sale angiografiche nelle quali sono installati i seguenti sistemi angiografici fissi a soffitto (Philips Medical System): i modelli Integris Allura 9 e Allura Xper FD10 per applicazioni cardiologiche, mentre per le applicazioni vascolari, extra-vascolari e neurologiche due angiografi Allura Xper FD20, uno dei quali con possibilità di acquisizioni rotazionali.

Per ogni procedura sono stati raccolti, manualmente dalle apparecchiature angiografiche o con l'impiego del software DoseWatch® (General Electric) per la gestione automatica del dato dosimetrico, quando disponibili, il prodotto dose-area (P_{KA} in $Gycm^2$), il kerma in aria al punto di riferimento interventistico ($K_{a,i}$ in mGy), il tempo di fluoroscopia (FT in minuti) e il numero d'immagini acquisite in fluorografia (N_{imm}).

I 730 esami di radiologia interventistica, eseguiti non consecutivamente da settembre 2011 ad agosto 2013, sono stati classificati inizialmente come procedure diagnostiche e interventistiche e, in seguito, con l'aiuto di un medico radiologo, suddivisi per campo di applicazione in procedure vascolari, extra-vascolari, oncologiche e neuroradiologiche. La valutazione della dose al paziente in emodinamica ha riguardato 680 coronarografie (*Coronary Angiography*, CA) e 713 angioplastiche coronariche percutanee transluminali con/senza l'inserimento di stent (P*ercutaneous Coronary Interventions*, PCI) effettuate non consecutivamente da novembre 2008 a marzo 2014. Durante il lungo periodo di osservazione, si è assistito a modifiche procedurali e tecnologiche che hanno influito sulla dose al paziente: passaggio dalla modalità di acquisizione fluorografica a 30 immagini/s alla modalità a 12,5 immagini/s (marzo 2010); modifica nella tipologia di accesso – da femorale a radiale (maggio 2012); da ultimo, a settembre 2013, sostituzione dell'angiografo dotato di intensificatore di brillanza (Integris Allura 9) con un sistema angiografico a *flat panel detector* (Allura Xper FD10). Infine, in elettrofisiologia è stata valutata la dose al paziente in 139 ablazioni a

radiofrequenza; nel 38% dei casi, oltre alla fluoroscopia, è stato utilizzato anche un sistema di mappaggio elettroanatomico (CARTO®, Biosense Webster).

La massima dose in ingresso alla cute del paziente ($D_{skin,p}$) è stata misurata con pellicole Gafchromic® XR-RV2/RV3 (ISP), opportunamente calibrate. La lettura è avvenuta a 24 ore dall'esposizione con scanner Epson 10000XL e la $D_{skin,p}$ è stata calcolata dalle immagini digitali così ottenute, utilizzando per l'analisi un software dedicato (Picodose XPRO, Tecnologie Avanzate). Dalla correlazione lineare tra P_{KA} e $D_{skin,p}$ è stato determinato il valore di P_{KA} corrispondente al superamento di 2 Gy in cute (dose soglia per l'eritema cutaneo transitorio); ciò può permettere all'operatore di discriminare in tempo reale situazioni in cui si è prossimi al primo valore soglia per l'insorgenza di reazioni tissutali senza dover più ricorrere alla misura diretta della $D_{skin,p}$. Per approfondire l'analisi dosimetrica sono stati, inoltre, introdotti dei metodi di secondo livello, quali per esempio la correzione del P_{KA} per le dimensioni del paziente[7] e l'analisi della complessità nelle PCI, che ha portato alla formulazione di un indice di complessità locale[8]. Infine, sono stati individuati i pazienti da includere nel *follow-up* per il controllo delle reazioni tissutali avverse in seguito a procedure di RI ad alta dose. Nel caso di dosimetria in vivo con pellicole Gafchromic® si è scelto come valore soglia una $D_{skin,p}$ superiore a 2 Gy, altrimenti il $K_{a,i}$ superiore a 5000 mGy. La parte sperimentale di questo lavoro di tesi ha riguardato simulazioni in fantoccio condotte per valutare l'influenza sulla dose al paziente di alcuni effetti procedurali specifici e misure di mappe di dose in cute con le pellicole Gafchromic®.

RISULTATI

Si riportano in tab.1 i principali risultati dell'audit dosimetrico e il confronto con i RL.

Rientrano nello studio solo le procedure con una numerosità superiore a 10 e sono stati perciò esclusi alcuni esami a bassa frequenza, ma non per questo trascurabili dal punto di vista della dose al paziente (es. TIPS).

Mediana / RL	**FT** [min]	**P_{KA}** [Gyc m^2]	**$K_{a,i}$** [mGy]	**N_{imm}**
Procedure diagnostiche				
Arteriografia arti inferiori *RL*[9]	5 *5*	43 *100*	106 -	121 *300*
Angiografia cerebrale *RL*[9]	14 *15*	129 *120*	1098 -	216 *500*
Coronarografia (CA) *RL*[10]	4 *9*	25 *50*	- -	- *1000*
Procedure interventistiche				
Embolizzazione arterie polmonari *RL*[11]	12 50	71 240	207 2000	81 450
Vertebroplastica *RL*[11]	7 21	98 120	516 2000	949 120
Procedure sulle vie biliari *RL*[11]	8 30	35 100	137 1400	0 20
Chemioembolizzazione epatica *RL*[11]	15 25	335 400	1178 1900	476 300
Embolizzazione aneurisma cerebrale *RL*[11]	47 90	222 360	3314 4750	487 1350
Embolizzazione MAV/FAVD *RL*[11]	62 135	338 550	5594 6000	652 5594
Angioplastica coronarie (PCI) *RL*[10]	18 22	88 125	- -	- 1700
Ablazione RF elettrofisiologia *RL*[12]	14 21	16 35	129 -	0 -

Tab.1 – confronto della mediana dei parametri dosimetrici con i RL disponibili in letteratura

In emodinamica, la sostituzione dell'angiografo a intensificatore di brillanza con un nuovo sistema a FPD ha comportato il dimezzamento del P_{KA}, per la minor dose in ingresso al rivelatore (25% in media) e l'uso di fluoroscopia pulsata e protocolli a bassa dose, e il raddoppio del tempo di fluoroscopia, giustificato dal fatto che, in alcuni casi, le acquisizioni fluorografiche (posizionamento pallone o stent) sono sostituite dalla registrazione degli ultimi secondi di fluoroscopia.

Infine, nel 16% degli esami effettuati in RI e nel 6% delle procedure di emodinamica sono stati superati i valori soglia per il *follow-up* del paziente.

CONCLUSIONE

In radiologia interventistica, l'audit dosimetrico ha evidenziato alcune problematiche come la scelta non corretta dei protocolli (ad esempio l'utilizzo del protocollo "addome frontale" per gli esami agli arti inferiori) o la non standardizzazione di alcune procedure, in particolare per le vertebroplastiche e le biopsie CT polmonari (acquisizioni rotazionali). Il confronto con i pochi RL disponibili in letteratura ha comunque permesso di identificare alcune procedure che richiedono l'ottimizzazione, quali le angiografie cerebrali.

Di contro in emodinamica l'ottimizzazione delle procedure di cardiologia interventistica ha permesso una riduzione della dose al paziente e all'operatore. Il valore di P_{KA} trigger, determinato dalla buona correlazione lineare tra P_{KA} e $D_{skin,p}$, può essere utile all'operatore per monitorare in tempo reale l'esposizione del paziente; inoltre, alcuni parametri anatomici, clinici e tecnici legati alla complessità della procedura permettono di predire la possibilità di superamento del primo valore soglia per l'insorgenza di reazioni tissutali e dovrebbero essere presi in considerazione nella pianificazione delle procedure. Infine, questo studio ha evidenziato come le condizioni cliniche, procedurali e le caratteristiche delle apparecchiature varino nel tempo e, quindi, come sia necessario da parte del fisico medico un monitoraggio periodico della dose al paziente.

Ulteriori indagini sono necessarie in elettrofisiologia, dove la dose in cute al paziente per alcune procedure può anche superare il valore di 3 Gy. Anche in questo campo mancano dei RL specifici, in particolare per le ablazioni a radiofrequenza. Nonostante in letteratura sia riportata una riduzione del tempo di fluoroscopia con l'impiego dei sistemi di mappaggio elettroanatomico, in questo studio non è stato possibile dimostrare un'effettiva diminuzione di P_{KA} e $K_{a,i}$.

I software per la registrazione automatica dei dati dosimetrici possono essere utili per il controllo di dose al paziente, specie per monitorare esami ripetuti nel breve periodo non solo in radiologia interventistica.

Da questo lavoro di tesi è nato un progetto per l'attuazione di un programma di follow-up dei pazienti sottoposti a procedure ad alta dose e la realizzazione di un corso di formazione rivolto agli operatori dediti alle pratiche di radiologia interventistica.

BIBLIOGRAFIA

- Steele JR et al. Establishing an interventional radiology patient radiation safety program. Radiographics 2012:32;277-287
- NCRP. Radiation dose management for fluoroscopically-guided interventional medical procedures. Report 168; 2010
- ICRP. Radiological protection in cardiology. ICRP Publication 120; 2013

- Compagnone G, Angelini P, Domenichelli S. Radiation dose to the population of Emilia-Romagna region from medical exposures. Radiol Med 2012;117:312-321
- ICRP. Radiological protection in fluoroscopically guided procedures outside the imaging department. ICRP publication 117. Ann ICRP 40; 2010
- Balter S, Hopewell JW, Miller DL, Wagner LK et al. Fluoroscopically guided interventional procedures: a review of radiation effects on patients' skin and hair. Radiology 2010; 254:326-341.
- Chapple CL, Broadhead DA, Faulkner K. A phantom based method for deriving typical patient doses from measurement of dose-area product on population of patients. Br J of Radiol 1995;68:1083-6
- Bernardi G, Padovani R, Morocutti G et al. Clinical and thecnical determinants of the complexity of percutaneous transluminal cornary angioplasty procedures: analysis in relation to radiation exposure parameters. Cath Cardiov Interv 2000:51;1-9
- Vano E, Jarvinen H, Kosunen A et al. Patient dose in interventional radiology: an European survey. Rad Prot Dosim 2008; 129:39-45
- Balter S, Miller DL, Vano E et al. A pilot study exploring the possibility of establishing guidance levels in x-ray directed interventional procedures. Med Phys 2008;35: 673-680
- Miller DL et al. Reference levels for patient radiation doses in interventional radiology: proposed initial values for US practice. Radiology 2009;253:753-64
- Padovani R, Vano E, Trianni A et al. Reference levels at European level for cardiac interventional procedures. Radiat Prot Dosim 2008; 129:104-107

Implementazione di un Sistema di registrazione e monitoraggio dosimetrico degli esami radiologici digitali

Francesco Ria[1,2]
[1]Centro Diagnostico Italiano S.p.A. – MILANO, [2]Fondazione Bracco – MILANO

Relatore: Prof.ssa Daniela Bettega
Correlatore: Dott. Achille Bergantin
Controrelatore: Dott.ssa Luisa Pierotti

OBIETTIVO

Obiettivo del lavoro è descrivere l'implementazione del software DoseWatch® presso il Dipartimento di Diagnostica per Immagini del Centro Diagnostico Italiano, al fine di garantire un completo monitoraggio degli indici dosimetrici degli esami radiologici digitali e l'individuazione di parametri che possano essere indicativi della qualità degli esami radiologici digitali.

MATERIALI E METODI

Sono otto le apparecchiature diagnostiche digitali connesse con il software. In particolare:

- TC Siemens Definition 64 strati dual source;
- TC GE LightSpeed Ultra 8 strati;
- Radiografo digitale 3500 Kodak Carestream (due apparecchiature);
- Mammografo Hologic Selenia Dimension (tre apparecchiature di cui una con connessione al software in via di convalida).
- Mammografo IMS Giotto Image 3DL (connessione al software in via di convalida).

Primo passo per raggiungere gli obiettivi descritti è la configurazione delle apparecchiature radiologiche per l'invio dei dati al software e la verifica che questi siano ricevuti senza alterazioni. Inoltre, deve essere controllata la corretta interpretazione delle informazioni che giungono al programma. DoseWatch®, infatti, riceve ed elabora le informazioni secondo quanto definito nello standard *DICOM (Digital Imaging and COmmunications in Medicine)*. Tuttavia, differenti modalità diagnostiche hanno differenti impostazioni di compilazione dell'*header DICOM* e ciò può comportare errori nell'archiviazione e, quindi, nella consultazione dei dati riportati dal software.

Tale approccio garantisce come l'attendibilità dei dati dosimetrici sia assicurata dal rispetto del programma di garanzia della qualità, delle singole apparecchiature radiologiche, secondo quanto previsto dal D.Lvo 187/2000 [1].

La connessione scelta è di tipo denominato *raw*, che prevede l'invio al sistema delle immagini. E' possibile anche connettere le apparecchiature prevedendo l'invio del *DICOM-MPPS*[1] o del *DICOM-RDSR*[2] che, però, rendono disponibili meno dati. Inizialmente, infatti, le apparecchiature erano state configurate per l'invio del solo *MPPS*, ma ciò comportava non pochi problemi di interpretazione di alcune informazioni, del quale se ne discuterà in seguito.

DoseWatch® è uno strumento informatico che consente di acquisire e analizzare i dati di esposizione alle radiazioni ionizzanti dei pazienti che si sottopongono ad esami con tecnica digitale di tomografia computerizzata, mammografia, radiologia generale e radiologia cardiovascolare ed interventistica.

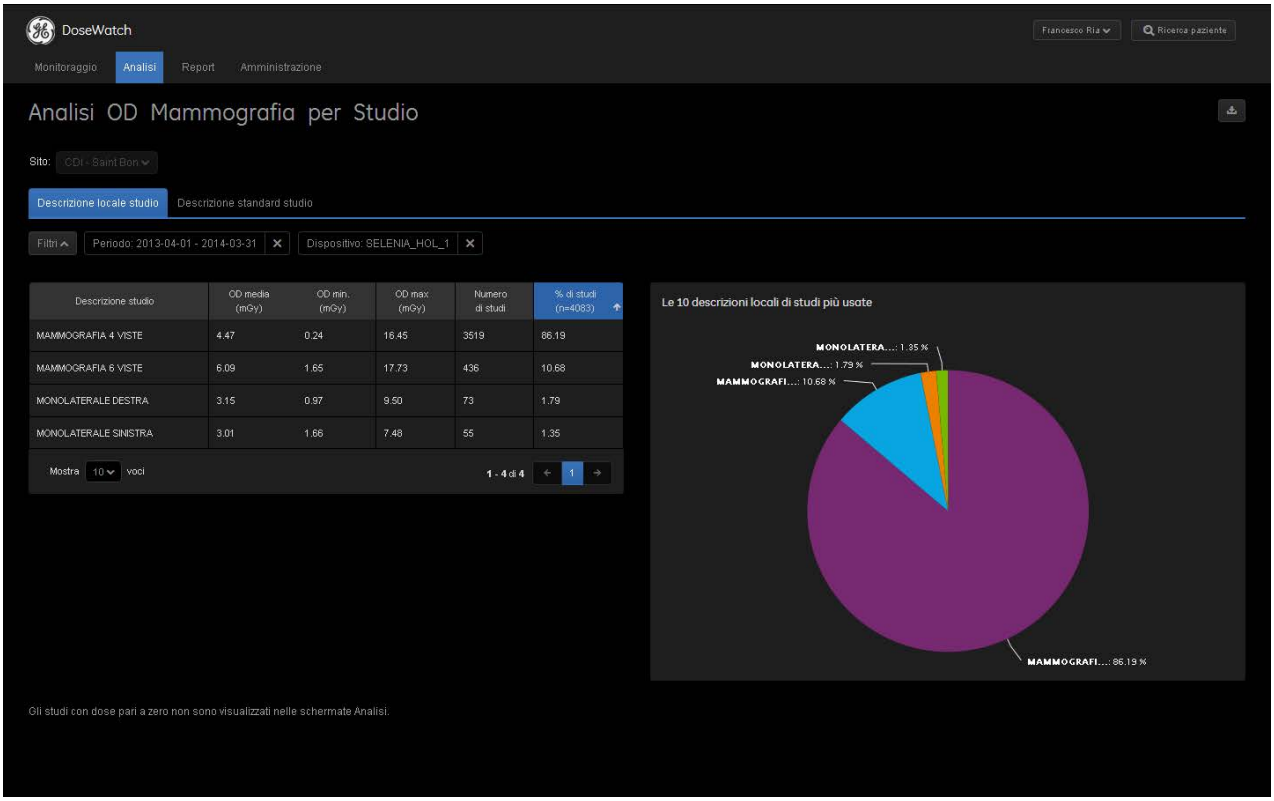
Secondo quanto indicato dalla casa costruttrice, a regime, il programma dovrebbe essere in grado di tracciare la storia dosimetrica del paziente e di acquisire, registrare e calcolare gli indici della dose in modo automatico. Inoltre, il software dovrebbe effettuare analisi statistiche dei dati dosimetrici e report mensili automatici, ai fini dell'ottimizzazione delle procedure e dei protocolli radiologici e del confronto con i livelli diagnostici di riferimento. Infine, il sistema, dovrebbe essere in grado di inviare messaggi di posta elettronica al superamento di determinati valori dosimetrici di soglia impostati dall'utente.

RISULTATI

Allo stato attuale, i dati anagrafici, di dose e dei parametri di esposizione sono ricevuti correttamente per tutte le apparecchiature. In particolare sono riportati i dati relativi ai principali indici dosimetrici per le modalità connesse ($CTDI_{vol}$ e *DLP* per la TC, *dose ghiandolare media* per la mammografia [2], [3], [4], *DAP* per la radiografia digitale). Il software è in grado di generare report automatici riassuntivi delle metriche della dose per le diverse modalità diagnostiche. Inoltre, è attiva la funzionalità di invio di messaggi di posta elettronica al superamento di valori limite dosimetrici.

[1] *DICOM-MPPS*: *modality performed procedure step*. Si tratta di un report dell'esame effettuato che contiene informazioni anagrafiche del paziente, dosimetriche e relative ai parametri di esposizione.

[2] *DICOM-RDSR: radiation dose structured report*. Oggetto DICOM che contiene informazioni più dettagliate rispetto al *MPPS* e che viene generato per singolo evento di esposizione.



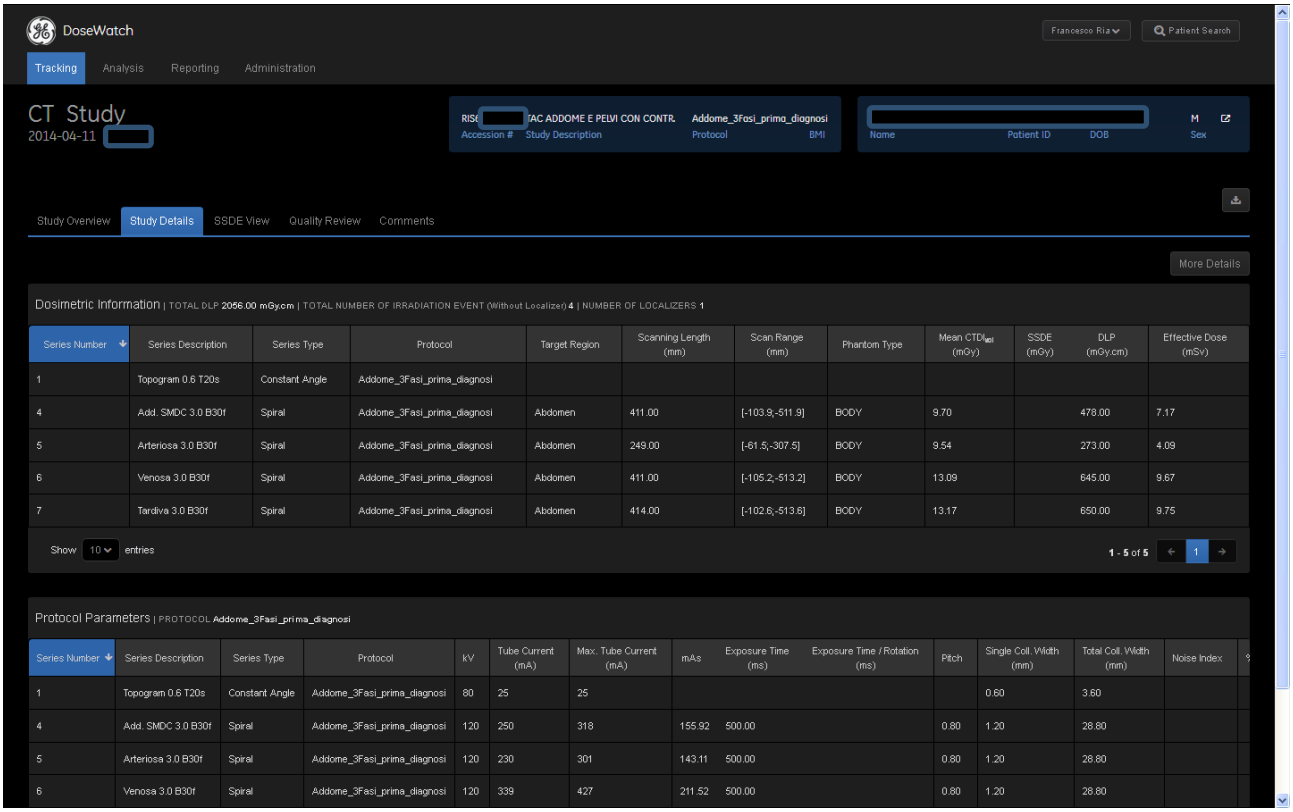


Figura 5. *Analisi dei protocolli diagnostici utilizzati con uno dei mammografi Hologic Selenia Dimension e dettagli di uno studio TC(addome senza e con mezzo di contrasto nella fase arteriosa, venosa e tardiva).*

Tutti i dati sono esportabili su foglio di calcolo elettronico, attraverso il quale è possibile effettuare confronti con i Livelli Diagnostici di Riferimento (D.L.vo 187/2000) su una statistica molto ampia. E' possibile, inoltre, individuare e monitorare nel tempo alcuni importanti parametri riguardanti l'esecuzione delle procedure radiologiche e che hanno un impatto sulla dose al paziente. In particolare:

Allegato 1. verifica, nell'indagine TC, della corretta centratura del paziente e della congruenza dei parametri di erogazione con quelli impostati nei protocolli diagnostici standardizzati [5];

Allegato 2. verifica dell'adeguata collimazione delle dimensioni del campo esposto in radiografia digitale;

Allegato 3. verifica della forza di compressione applicata durante l'esecuzione delle indagini mammografiche.

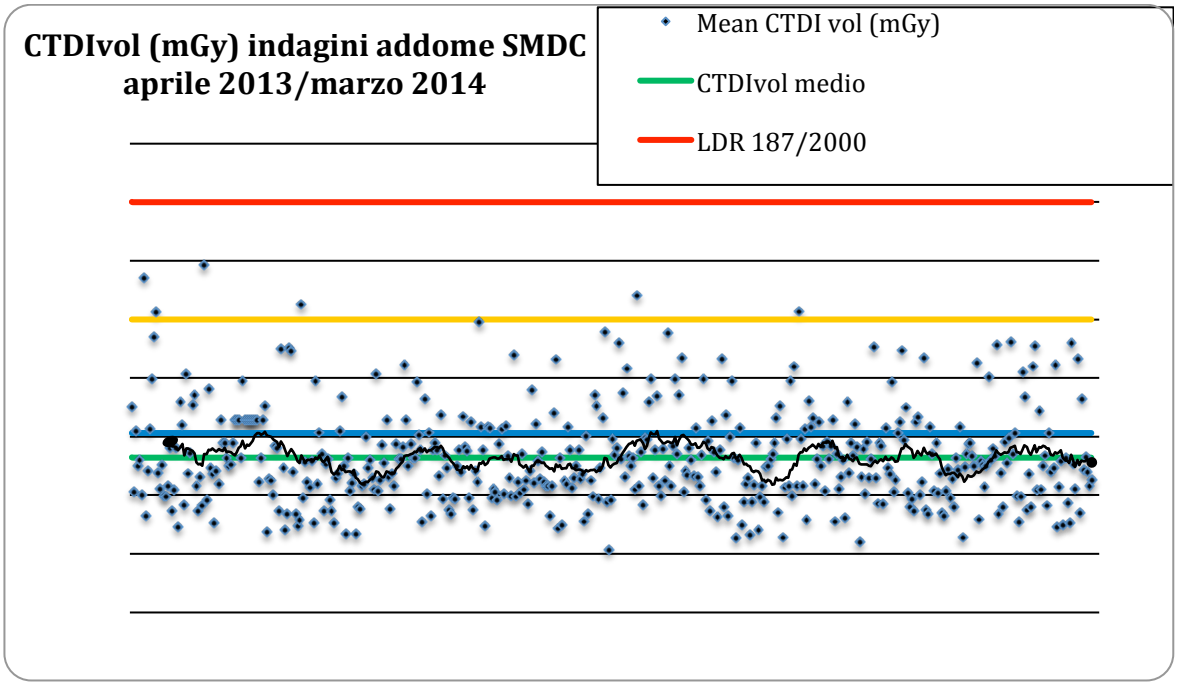


Figura 6. *Valori di $CTDI_{vol}$ espressi in mGy di tutte le indagini addome senza mezzo di contrasto eseguite con la TC Siemens Definition nei 12 mesi tra aprile 2013 e marzo 2014. Come si evince chiaramente, il 75° percentile è ben al di sotto dei valori imposti dal D.Lvo 187/2000 e dalla pubblicazione ISTISAN 07/26 [6]. La media mobile, inoltre, indica che non ci sono particolari andamenti temporali dei dati che potrebbero essere attribuiti a modifiche nei protocolli clinici o a diverse modalità di esecuzione dell'indagine [7].*

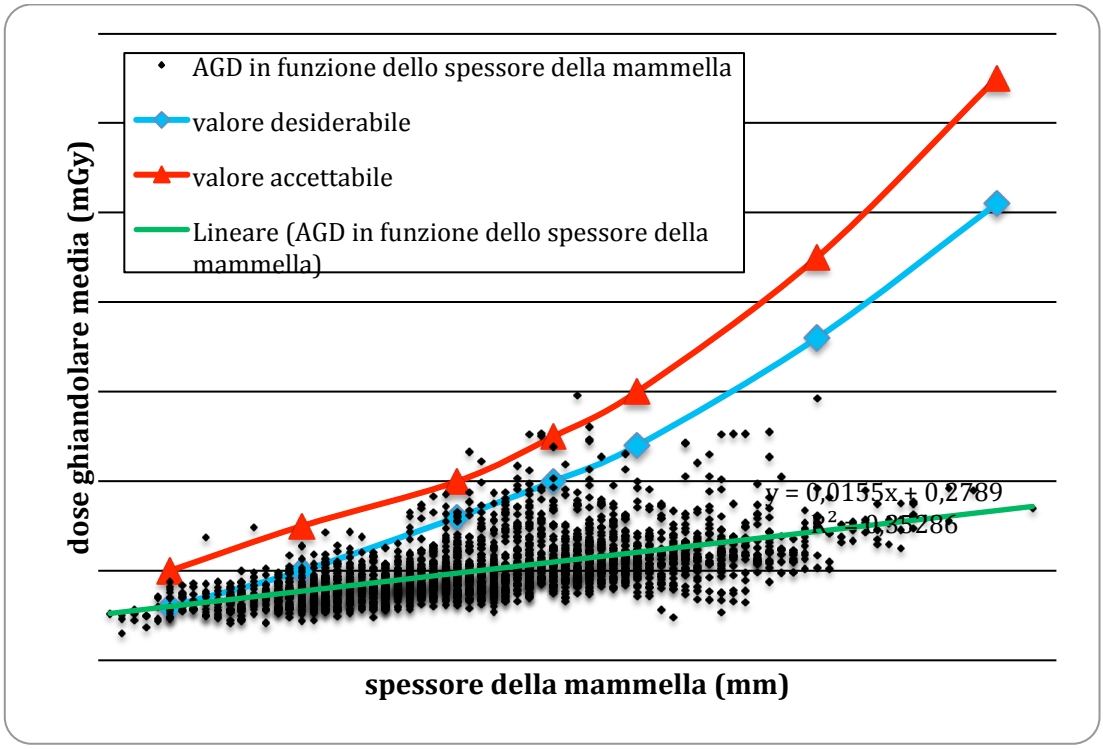


Figura 7. *Confronto con i LDR previsti dalla quarta edizione della pubblicazione European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis della Commissione Europea[8]. I dati si riferiscono agli esami effettuati nel mese di marzo 2014 con un mammografo Selenia Hologic Dimension. Le curve in rosso e in azzurro si riferiscono ai valori accettabili e desiderabili suggeriti dalla linea guida. La linea di tendenza verde mostra, come ci si attendeva, l'aumento dei valori di dose ghiandolare media al crescere dello spessore dell'organo.*

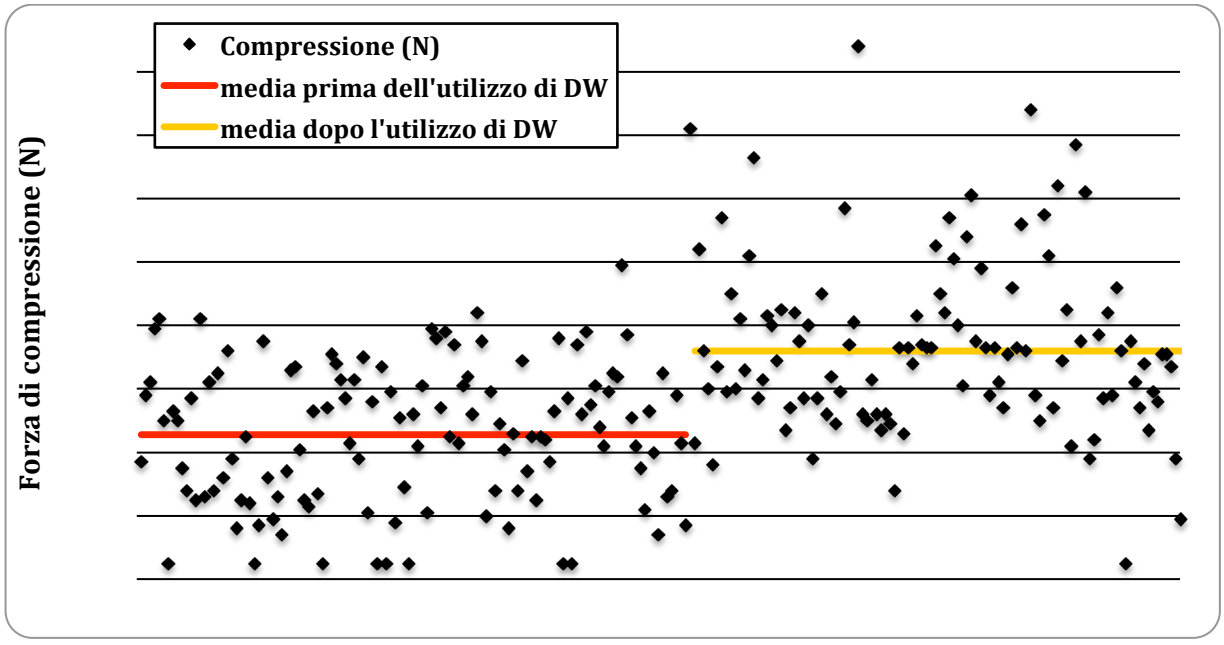
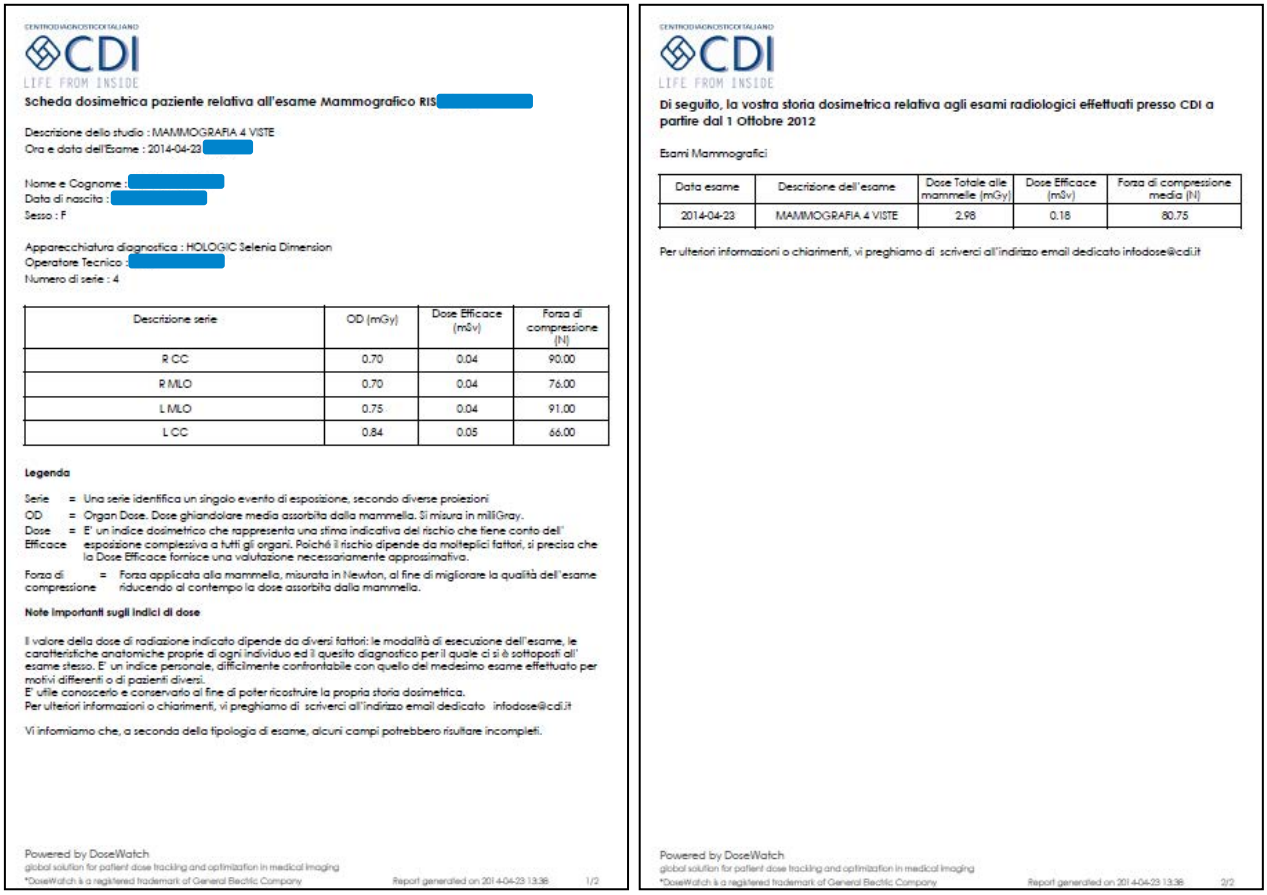


Figura 8. *Valori di forza di compressione applicata durante l'esecuzione degli esami mammografici nei due mesi precedenti l'installazione del software DoseWatch® e nei due mesi successivi all'inizio del monitoraggio di tale parametro. In rosso e in giallo le media relative ai due periodi di tempo.*

Nonostante il lavoro fatto in fase di implementazione del software, diverse problematiche sono ancora da risolvere e sono state segnalate agli sviluppatori del software, che hanno allo studio le possibili soluzioni:

- TC. Errata mappatura del campo *regione di scansione* e del *phantom type* (necessari alla stima della dose efficace e del *Size-Specific Dose Estimates – SSDE* [9]); errata definizione, in alcuni esami, delle corrette dimensioni anatomiche del paziente (indispensabili per il calcolo dell'indice *SSDE*); non identificazione di secondi eventi di scansione riconducibili ad uno stesso paziente (es: serie ultra-tardive).
- Radiografia digitale. La dose in ingresso (*ESD*) non è fornita dal programma e deve essere calcolata su foglio di calcolo introducendo la funzione di rendimento del tubo radiogeno.

Per quanto riguarda le indagini mammografiche, è stata sviluppata una procedura automatica di calcolo su foglio elettronico in grado di stimare la dose efficace e di compilare una scheda dosimetrica personale, che sarà consegnata ai pazienti che ne faranno richiesta. Ciò consente di iniziare il percorso di adeguamento alla nuova *Direttiva Euratom 2013/59* [10] in materia di radioprotezione (ben prima del recepimento da parte degli Stati Membri, previsto entro febbraio 2018) e di allinearsi a molti programmi internazionali, come ad esempio *Image Wisely* negli Stati Uniti, che hanno come obiettivo finale quello di ridurre la dose di radiazioni erogate alla collettività. In futuro il software potrà consentire di rispondere pienamente a quanto previsto dalla nuova Direttiva Europea, poiché sarà possibile prevedere l'invio al sistema *RIS* degli indici dosimetrici, che potranno essere inseriti nel referto medico della procedura, come previsto dalle ultime disposizioni legislative.



CDI
LIFE FROM INSIDE

Scheda dosimetrica paziente relativa all'esame Mammografico RIS [redacted]

Descrizione dello studio : MAMMOGRAFIA 4 VISTE
Ora e data dell'Esame : 2014-04-23 [redacted]

Nome e Cognome : [redacted]
Data di nascita : [redacted]
Sesso : F

Apparecchiatura diagnostica : HOLOGIC Selenia Dimension
Operatore Tecnico : [redacted]
Numero di serie : 4

Descrizione serie	OD (mGy)	Dose Efficace (mSv)	Forza di compressione (N)
R CC	0.70	0.04	90.00
R MLO	0.70	0.04	76.00
L MLO	0.75	0.04	91.00
L CC	0.84	0.05	66.00

Legenda

Serie = Una serie identifica un singolo evento di esposizione, secondo diverse proiezioni
OD = Organ Dose. Dose ghiandolare media assorbita dalla mammella. Si misura in milliGray.
Dose Efficace = E' un indice dosimetrico che rappresenta una stima indicativa del rischio che tiene conto dell' esposizione complessiva a tutti gli organi. Poiché il rischio dipende da molteplici fattori, si precisa che la Dose Efficace fornisce una valutazione necessariamente approssimativa.
Forza di compressione = Forza applicata alla mammella, misurata in Newton, al fine di migliorare la qualità dell'esame riducendo al contempo la dose assorbita dalla mammella.

Note importanti sugli indici di dose

Il valore della dose di radiazione indicato dipende da diversi fattori: le modalità di esecuzione dell'esame, le caratteristiche anatomiche proprie di ogni individuo ed il quesito diagnostico per il quale ci si è sottoposti all' esame stesso. E' un indice personale, difficilmente confrontabile con quello del medesimo esame effettuato per motivi differenti o di pazienti diversi.
E' utile conoscerlo e conservarlo al fine di poter ricostruire la propria storia dosimetrica.
Per ulteriori informazioni o chiarimenti, vi preghiamo di scriverci all'indirizzo email dedicato infodose@cdi.it

Vi informiamo che, a seconda della tipologia di esame, alcuni campi potrebbero risultare incompleti.

Powered by DoseWatch
global solution for patient dose tracking and optimization in medical imaging
*DoseWatch è a registered trademark of General Electric Company
Report generated on 2014-04-23 13:38 1/2

CDI
LIFE FROM INSIDE

Di seguito, la vostra storia dosimetrica relativa agli esami radiologici effettuati presso CDI a partire dal 1 Ottobre 2012

Esami Mammografici

Data esame	Descrizione dell'esame	Dose Totale alle mammelle (mGy)	Dose Efficace (mSv)	Forza di compressione media (N)
2014-04-23	MAMMOGRAFIA 4 VISTE	2.98	0.18	80.75

Per ulteriori informazioni o chiarimenti, vi preghiamo di scriverci all'indirizzo email dedicato infodose@cdi.it

Powered by DoseWatch
global solution for patient dose tracking and optimization in medical imaging
*DoseWatch è a registered trademark of General Electric Company
Report generated on 2014-04-23 13:38 2/2

Figura 9. *Report automatico generato dal software in seguito all'integrazione con la procedura automatica sviluppata nel corso dello studio.*

CONCLUSIONI

Come si è visto nel corso dello studio, il software di gestione e archiviazione del dato dosimetrico DoseWatch® consente di avere a disposizione molte informazioni riguardanti le esposizioni mediche dei pazienti che si sottopongono ad indagini radiologiche digitali. Tramite gli strumenti automatici del software o la post elaborazione dei dati esportati dal programma su foglio di calcolo elettronico, è possibile effettuare confronti con i Livelli Diagnostici di Riferimento previsti dalla normativa e dalle linee guida in materia. Inoltre, le analisi dei dati archiviati possono essere utilizzate per la stima e il monitoraggio nel tempo di parametri indicativi della qualità dell'esame radiologico anche in ambito non strettamente dosimetrico.

Il programma può offrire, inoltre, un utile supporto nell'adempimento dei più recenti obblighi normativi: in particolare della nuova Direttiva Euratom 2013/59 che prevede come "*l'informazione relativa all'esposizione del paziente faccia parte del referto della procedura medico-radiologica*".

In conclusione, si può affermare come il software DoseWatch® può rappresentare un importante strumento di lavoro per i fisici medici. Occorre precisare, però, che la sua gestione necessita di una

presenza professionale continua senza la quale, i rischi di una errata interpretazione delle informazioni sono elevati. Un obiettivo importante per il prossimo futuro, infatti, è quello di avvalersi anche di questi nuovi strumenti informatici nella gestione dei programmi di garanzia della qualità delle prestazioni radiologiche. I dati a disposizione, infine, potranno essere utilizzati anche per definire e valutare azioni di ottimizzazione delle indagini radiologiche.

BIBLIOGRAFIA

1) Italia, *Decreto Legislativo 26 maggio 2000, n. 187. Attuazione della direttiva 97/43/Euratom in materia di protezione sanitaria delle persone contro i pericoli delle radiazioni ionizzanti connesse ad esposizioni mediche*. Gazzetta Ufficiale n. 157, 7 luglio 2000.
2) Dance DR, *Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose,* Physics in Medicine and Biology, 1990, 35:1211-1219.
3) Dance DR, Skinner CL, Young KC, Beckett JR, Kotre CJ, *Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol,* Physics in Medicine and Biology, 2000, 45:3225-3240.
4) Dance DR, Young KC, van Engen, RE, *Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols,* Physics in Medicine and Biology, 2009, 54:4361-4372.
5) T. Kubo, P. J. Paul Lin, W. Stiller, M. Takahashi, H. U. Kauczor, Y. Ohno, H. Hatabu, *Radiation Dose Reduction in Chest CT: A Review*, America Journal of Roentgenology, 2008; 190:335-343.
6) Istituto Superiore di Sanità, Rapporto ISTISAN 07/26 *Linee guida per la garanzia di qualità in radiologia diagnostica e interventistica,* Gruppo di studio per l'assicurazione di qualità in radiodiagnostica 2007.
7) V. Tsapaki, J. E. Aldrich, R. Sharma, M. A. Staniszewska, A Krisanachinda, M. Rehani, A. Hufton, C. Triantopoulou, P. N. Maniatis, J. Papailiou, M. Prokop, *Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: Diagnostic Reference Levels at Routine Head, Chest and Abdominal CT – IAEA coordinated Research Project*, Radiology, 2006; 240(3).
8) Unione Europea, *European protocol quality assurance breast cancer screening and diagnosis*. 4 ed., Lussemburgo: ufficio delle pubblicazioni ufficiali delle Comunità europee, 2006.
9) Report of American Association of Physicist in Medicine Task Group 204, *Size-Specificazione Dose Estimate (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations*, 2011.

Unione Europea, *Council Directive 2013/59/Euratom of 5 December 2013 laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionizing radiation, and*

repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom, and 2003/122/Euratom, 2014, Official Journal of the European Union, Vol.57.

Iimplementazione clinica di un protocollo per la verifica dei piani di trattamento IMRT bastao sui software EPIDOSE™ e 3DVH™

Giuseppe Rinaldin[1,2], Serena Cargnel[2], Luca Binotto[2], Sonia Reccanello[2], Daniela Bettega[1]

[1]Università degli studi di Milano, [2]Ospedale dell'Angelo ULSS 12 Veneziana

INTRODUZIONE

Lo studio si colloca nell'ambito dell'assicurazione di qualità dei trattamenti radioterapici eseguiti con tecnica IMRT a campi statici; in particolare affronta una delle problematiche emergenti circa le verifiche pre-trattamento[1,2,3,4,5]: la necessità di andare oltre alla verifica dei singoli fasci per arrivare a un sistema che permetta di quantificare le discrepanze in dose sull'intero volume di trattamento, ovvero il passaggio da un'analisi "per campo" bidimensionale a una valutazione 3D.
L'obiettivo del lavoro è implementare l'utilizzo del sistema composto dai software EPIDose e 3DVH nella pratica clinica delle verifiche pre-trattamento di piani radioterapici realizzati con tecnica IMRT

MATERIALI e METODI

3DVH genera dei file di perturbazione (PDP) a partire dal confronto tra misure planari e relative mappe di dose calcolate dal sistema di pianificazione, le informazioni contenute in tali file vengono poi utilizzate dal programma per modificare la distribuzione di dose originariamente calcolata dal TPS: si ottiene così una nuova distribuzione perturbata, che fornisce una stima tridimensionale della dose effettivamente ricevuta dal paziente.

Rispetto all'impiego documentato di questo strumento[6,7,8,9,10] una novità di rilievo è l'utilizzo di un apparato di imaging portale in vece della matrice di diodi MapCHECK per la determinazione della dose erogabile dall'acceleratore sui singoli campi; vantaggi potenziali sono dati sia dalla comodità di utilizzo del pannello EPID, sia dalla maggiore risoluzione di tale rivelatore rispetto alla matrice di diodi (1 mm contro 5 mm). La possibilità di ottenere mappe di dose a una certa profondità in acqua a partire dalle misure di fluenza eseguite con EPID è garantita dal software EPIDose.

Gli apparati a disposizione sono un acceleratore Elekta Precise utilizzato a 6MV – 300 MU/min, con collimatore iMLC e EPID-iViewGT, TPS Oncentra Masterplan 4.3 dotato di

algoritmo Collapsed Cone, il rivelatore a matrice di diodi MapCHECK (MC) e i software EPIDose (ED) e 3DVH,

Il processo di validazione si è sviluppato per gradi di crescente complessità, fino ad arrivare al livello richiesto dalla pratica clinica:

- Verifica della capacità di EPIDose di ricostruire distribuzioni affidabili se comparate con lo strumento di riferimento: MapCHECK
- Capacità del software di ricostruire con sufficiente accuratezza distribuzioni di dose ottenute da QA di semplici trattamenti conformazionali.
- Capacità del software di discriminare un piano 3DCRT erogato correttamente da un altro cui differisca unicamente per numero di unità monitor.
- Capacità del software di ricostruire con sufficiente accuratezza distribuzioni di dose ottenute da QA di trattamenti IMRT semplici.
- Capacità del software di discriminare un piano IMRT erogato correttamente da un altro cui differisca unicamente per errori indotti nel posizionamento dell'MLC.

a) Si sono confrontate – tramite l'analisi dell'indice gamma – le distribuzioni di dose misurate da MC e ricostruite da ED per una serie di campi: dai campi quadrati utilizzati per la creazione del modello EPIDose, fino a campi di trattamenti IMRT.

b) Sono stati creati 9 piani 3DCRT composti da 4, 8 e 12 campi 10x10cm^2 con output compresi tra le 5MU e le 10MU ciascuno, equispaziati angolarmente.

La distribuzione di dose è stata calcolata dal TPS su di un fantoccio cubico omogeneo di densità unitaria, al cui interno sono state realizzate 4 diverse strutture. Tali piani sono stati dosimetrati sia con MC che con ED, i relativi dati importati in 3DVH. Per quantificare l'accordo tra calcolato e misurato si sono utilizzati: la funzione gamma 2D per i singoli campi, la funzione gamma 3D per l'intero piano e il confronto tra il DVH importato dal TPS e quello ricalcolato da 3DVH in termini di indici DVH delle singole strutture.

c) A partire dalle misure eseguite con ED e MC per il punto precedente sono stati creati dei piani con errori dosimetrici noti (Mod): inserendo nel modulo di confronto planare e in quello di generazione delle PDP le distribuzioni di dose di un piano (p_{ref}) e i campi di un altro piano (p_{del}).

Si ha così a disposizione a priori l'informazione circa l'attendibilità del piano sottoposto a verifica: si potrà confrontare quest'informazione con i risultati della gamma analisi sia 2D che 3D e determinare che livello di discrepanza le due modalità sono in grado di riconoscere. E' nota, inoltre

la differenza tra i DVH generati dalle due distribuzioni di dose e la si può confrontare con la differenza che 3DVH estrapola grazie al suo algoritmo di perturbazione.
Più in dettaglio, sia per MC che per ED sono stati calcolati, per ogni indice DVH:

- $\Delta Diff_{(TPS\text{-}3DVH)}$: ogni piano Mod è costituito utilizzando un piano di riferimento (p_{ref}) e un diverso piano erogato (p_{del}), a priori è quindi nota la differenza attesa per ogni singolo indice DVH identificabile con $Diff_{TPS}$; 3DVH ricostruisce la stessa differenza – cui si può attribuire la sigla $Diff_{3DVH}$ – ma a partire dalle PDP ottenute combinando p_{ref} e p_{del} . Indice dell'accuratezza del software nell'identificare le differenze tra calcolato dal TPS e ricostruito dall'algoritmo di perturbazione sarà quindi:

$$\Delta Diff_{(TPS\text{-}3DVH)} = (Diff_{TPS} - Diff_{3DVH})/ Diff_{TPS}*100.$$

- $\Delta Diff_{(3DVH\text{-}3DVH)}$: entrambi i piani utilizzati p_{ref} e p_{del} hanno già, ciascuno, una propria ricostruzione in 3DVH, a $Diff_{3DVH}$ si può quindi sostituire la differenza tra le due rispettive ricostruzioni e non tra una ricostruzione e il DVH importato nel software. Questo valore permette di valutare la performance del software al netto, ad esempio, delle problematiche di import dell'RTDose, di calibrazione in dose assoluta di MC o di implementazione del modello fisico di ED.

d) Si è proceduto a realizzare un semplice piano IMRT (pianoA1) composto da 4 campi di 3 segmenti ciascuno in modalità DirectStep&Shoot. Del piano ottenuto sono state create due copie in cui – segmento per segmento – si sono modificate le posizioni dell'MLC di uno spostamento pari a una lunghezza di penombra, in un caso in eccesso (diminuendo l'area irradiata, pianoA2), nell'altro in difetto (aumentando quindi l'area irradiata, pianoA3); i tre piani sono stati erogati sia su MC che su ED e sottoposti ad analisi gamma 2D e 3D, anche in questo caso per la valutazione delle performance si è fatto ricorso agli indici DVH.

e) Associando le distribuzioni di dose calcolate per ciascun piano alle misure delgi altri due – tramite la stessa procedura descritta al punto c) – si sono ottenuti 6 piani IMRT con errori di posizionamento delle lamelle noti. Come nel caso dei trattamenti 3DCRT si è proceduto a calcolare il passing rate della funzione gamma sia in 2D che in 3D e lo scostamento degli indici DVH sia rispetto a quanto pianificato, sia a quanto precedentemente misurato.
In particolare, oltre la precisione del sistema rivelatore-SNCPatient-3DVH nel ricostruire la dose erogata in questi semplici trattamenti, si è voluto testare l'accuratezza del sistema nel discriminare scostamenti nella distribuzione di dose rispetto a quanto pianificato ($\Delta Diff_{(TPS\text{-}3DVH)}$).
Da ultimo è stato possibile quantificare quanto la catena di valutazione sia sensibile alle variazioni nella fluenza misurata attraverso l'indice $\Delta Diff_{(3DVH\text{-}3DVH)}$.

In ognuna della analisi sopra elencate è insito il confronto tra le performance del software 3DVH quando lavora su PDP ottenute tramite strumenti diversi: ED e MC.

RISULTATI

a) La validazione del modello EPIDose con i campi utilizzati per la sua creazione fornisce risultati ottimi: il passing rate dell'analisi gamma in normalizzazione locale resta pari al 100% fino a TH 0% e parametri 2%-2mm. La linearità del sistema acceleratore + EPID + EPIDose nel range 1-50 MU risulta ottimale con un R^2=1.000. Applicando la gamma analisi al confronto tra quanto misurato da MC e quanto calcolato da ED nelle verifiche di alcuni trattamenti IMRT del distretto testa-collo l'accordo medio tra misura dei diodi e ricostruzione di EPIDose è del 98.4% ± 1.6% con parametri 2%-2mm, 5%TH, soglia a 0.0cGy e "Apply Measurement Uncertainty" selezionato.

b) Raffrontati con la distribuzione di dose calcolata dal TPS i campi erogati su MC e quelli ricostruiti da ED restituiscono un passing rate del 100% con parametri 5TH, soglia 1.0cGy, 3%-3mm e 2%-2mm.
Dalla gamma2D di SNCPatient si è poi passati alla gamma3D di 3DVH: mantenuto il parametro 5TH, si è valutato il passing rate per 3%-3mm e 2%-2mm sia in normalizzazione globale che locale; in normalizzazione globale non si ottengono valori medi di passing rate inferiori al 97.2%.
Sottoponendo i dati al test di Pearson, si ottiene una buona correlazione (coeff corr >0.68 e p-value<0.02) tra i passing rate ottenuti a partire da set di acquisizione diversi (ED vs MC) o con parametri di valutazione diversi (3%-3mm vs 2%-2mm). La media delle deviazioni ($\Delta Diff_{(TPS-3DVH)}$) ottenute sulla dose ricostruita a partire da una PDP generata con ED è 0.6% ± 1.6%, per le distribuzioni ottenute con MC invece il valore risulta 1.6% ± 0.7%

c) All'analisi gamma bidimensionale gli errori sono facilmente individuabili: i campi in cui l'erogato non corrisponde alla misura non arrivano a totalizzare un passing rate superiore al 35%.
Nei piani "modificati" in cui la variazione complessiva di output è – in modulo – pari almeno al 5% l'analisi gamma tridimensionale rileva con altrettanta facilità la presenza di errori; le differenze vanno via via attenuandosi man mano che si riduce la variazione in output ma la situazione diventa critica solo quando l'errore simulato ha un peso totale inferiore al 2%.
Sull'intero insieme dei piani Mod il $\Delta Diff_{(TPS-3DVH)}$ medio risulta 0.8%±1.6% per ED e 1.7%±1.1% per MC. Un risultato migliore si ottiene andando a calcolare il $\Delta Diff_{(3DVH-3DVH)}$ medio: 0.1%±1.1% per ED e 0.3%±1.4% per MC.

Calcolando la correlazione tra i $\Delta Diff_{(3DVH-3DVH)}$ calcolati a partire da ED o da MC si ritrova un valore del coefficiente di correlazione di Pearson di 0.737 ($p<0.0001$).

d) I piani IMRT sottoposti a gamma analisi 2D con paramteri 3%-3mm e 2%-2mm, 5TH e soglia a 1.5cGy hanno restituito valori medi di passing rate non inferiori al 98.9% e valori minimi per i singoli campi non inferiori a 98.4%. Passando alla gamma analisi 3D i valori medi di passing rate si differenziano marcatamente tra 3%-3mm e 2%-2mm: mentre nel primo caso sia ED che MC, sia in normalizzazione globale che locale restituiscono valori non inferiori al 99.0%, nel secondo caso solo MC in normalizzazione globale supera il 90% e la variabilità tra le diverse strutture arriva al 30%.
La media di $\Delta Diff_{(TPS-3DVH)}$ ottenuta sulla dose ricostruita a partire da PDP generate con ED è -0.8% ± 1.6%, per le PDP generate con MC il valore risulta -0.6% ± 1.5%.

e) I risultati della gamma analisi 2D restituiscono valori di passing rate medi per i diversi piani "errati", inferiori a quanto rilevato per i piani corretti (il valore minimo per i passing rate medi risultava 98.9%), ma che in almeno 2 casi su 6 non sembrerebbero sottendere a errori nell'erogazione dei piani: entrambi ottengono valori superiori al 95% per la valutazione con parametri 3%-3mm, per il 2%-2mm fallisce tale soglia solo la misura effettuata con MC.
La gamma analisi 3D riesce invece a evidenziare i problemi volutamente introdotti nei piani di trattamento: prendendo a riferimento per il passing rate i risultati ottenuti con gli stessi parametri e strumenti nell'erogazione di piani corretti si trova che i valori ottenuti per i piani modificati sono sistematicamente inferiori di almeno il 6%.
La correlazione tra i passing rate 3D calcolati con diversi parametri o a partire da strumenti diversi conferma i risultati trovati nel caso 3DCRT: i coefficienti calcolati secondo Pearson vanno da 0.637 a 0.976 e hanno tutti p-value<0.001.
Prendendo in considerazione la totalità degli indici DVH a disposizione per i piani IMRT modificati si trova che la media di $\Delta Diff_{(TPS-3DVH)}$ ottenuta sulla dose ricostruita a partire da PDP generate con ED è -1.4% ± 1.0% per le PDP generate con MC il valore risulta 0.4% ± 2.2%; passando alle differenze $\Delta Diff_{(3DVH-3DVH)}$ i risultati per ED sono una media di 0.3% ± 1.1% e per MC una media di 0.7% ± 2.2%; il coefficiente di correlazione tra i dati ottenuti con ED piuttosto che con MC risulta pari a 0.663 con $p<0.0001$; risultato pressoché sovrapponibile si ritrova quando si ripete il test sui dati di $\Delta Diff_{(3DVH-3DVH)}$: 0.675 con $p<0.0001$.

CONCLUSIONE

Il lavoro svolto ha permesso di determinare i margini di affidabilità di una nuova procedura per le verifiche pre-trattamento di piani di cura erogati con tecnica IMRT; di entrambi i software impiegati è stata eseguita una accurata caratterizzazione al fine di evidenziarne potenzialità e limiti.

Mettendo a confronto i dati ottenuti dalle elaborazioni eseguite con 3DVH a partire da misure effettuate con MapCHECK o da distribuzioni calcolate da EPIDose si ottiene un ottimo accordo sia in termini di compatibilità dei valori medi ottenuti per i singoli piani, sia in termini di correlazione tra i valori ottenuti per i singoli indici DVH sottoposti ad analisi.

I risultati per $\Delta Diff_{(TPS\text{-}3DVH)}$ e $\Delta Diff_{(3DVH\text{-}3DVH)}$ si dimostrano decisamente incoraggianti e non manifestano alcuna marcata differenza, a suggerire che il software 3DVH è in condizioni di lavorare su dati non affetti da particolari deviazioni sistematiche: in tutti i casi presi in esame i valori medi non superano l'1.7% con deviazioni standard inferiori al 2.4%. Analisi stratificate in funzione della struttura cui fa riferimento il singolo indice DVH, in funzione del piano cui appartiene o della tipologia di indice (dose media, dose massima, dose-volume), non hanno rivelato alcuna dipendenza caratteristica e non sono state quindi riportate tra i risultati.

EPIDose si è dimostrato essere uno strumento utile per ridurre il carico di lavoro nelle verifiche pre-trattamento, permette inoltre di ottenere un dato dosimetrico ad alta risoluzione. Il confronto con il rivelatore di riferimento (MapCHECK) ha permesso di verificarne a fondo l'attendibilità.

3DVH offre funzioni nuove e potenzialmente influenti nell'ottica di una loro completa integrazione nel processo di assicurazione di qualità legato al trattamento radioterapico. La possibilità di calcolare la distribuzione di dose e il DVH ottenuti grazie a misure eseguite con MapCHECK o con EPID ha fornito risultati attendibili e riproducibili, l'impiego di EPIDose apre scenari promettenti.

L'introduzione delle mappe di dose ottenute con EPIDose all'interno del processo di validazione dei piani di trattamento effettuato con 3DVH si configura quindi come una scelta consona alle richieste di affidabilità, riproducibilità e accuratezza del dato dosimetrico necessarie nell'ambito dell'assicurazione di qualità per trattamenti radioterapici con fasci esterni a intensità modulata.

BIBLIOGRAFIA

1) P. Carrasco, N. Jornet, A. Latorre, T. Eudaldo e A. Ruiz *"3D DVH-based metric analysis versus per-beam planar analysis in IMRT pretreatment verification"* Med Phys, vol. 39, no. 8, p. 5040, Agosto 2012.

2) J. J. Kruse "*On the insensitivity of single field planar dosimetry to IMRT inaccuracies*" Med Phys, vol. 37, no. 6, p. 2516, June 2010.

3) B. E. Nelms, H. Zhen e W. A. Tomé, "*Per-beam, planar IMRT-QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors*" Med Phys, vol. 38, no. 2, p. 1037, February 2011.

4) M. Stasi, S. Bresciani, A. Miranti, A. Maggio, V. Sapino e P. Gabriele *"Pretreatment patient-specific IMRT quality assurance: a correlation study between gamma index and patient clinical dose volume histogram"* Med Phys, vol. 39, n. 12, p. 7626, December 2012.

5) H. Zhen, B. E. Nelms e W. A. Tomé "*Moving from gamma passing rates to patient DVH-based QA metrics in pretreatment dose QA*" Med Phys, vol. 38, no. 10, p. 5477, October 2011.

6) A. J. Olch *"Evaluation of the accuracy of 3DVH software estimates of dose to virtual ion chamber and film in composite IMRT QA"* Med Phys, vol. 39, n. 1, p. 81, January 2012.

7) Y. J. Song, Y. H. Kim, J. U. Jeong et al. *"Dosimetric evaluation of MapCHECK2 and 3DVH in the IMRT delivery quality assurance process"* Med Dos, Article in Press, November 2013.

8) Y. Watanabe e Y. Nakaguchi, *"3D evaluation of 3DVH program using BANG3 polymer gel dosimeter"* Med Phys, vol. 40, n. 8, pp. 1-11, 2013.

9) M. Bakhtiari, A. Parniani, F. Lerma et al. *"Evalutaion of a software system for estimating planned dose error in patients, based on planar IMRT QA measurements"* Radiol Oncol, vol. 48, n. 1, pp. 87-93, 2014.

10) V. P. Keeling, S. Ahmad, O. Algan and J. Hosang, *"Dependency of planned dose perturbation on the spatial resolution of MapCHECK2 detector"* Jacmp, vol. 15, no. 1, p. 100, 2014.

Point/Counterpoint: rubrica di *Medical Physics*

Rassegna a cura di Fabrizio Levrero
U.O.C. Fisica Medica e Sanitaria

IRCCS Azienda Ospedaliera Universitaria S. Martino – IST Genova

La pianificazione adattativa contestuale al trattamento del cancro prostatico è necessaria e disponibile

Med. Phys. 41 (8), Agosto 2014

E' noto a tutti che durante i trattamenti radioterapici del cancro prostatico avvengono cambiamenti significativi di forma e posizione sia nei tessuti sani che nel bersaglio. La necessità di adattare la radioterapia a questi cambiamenti è ampiamente riconosciuta da tutti, tuttavia solo alcuni sostengono che questo debba avvenire mentre il paziente si trova sul lettino in attesa del trattamento.

E' XA Li a pronunciarsi a favore di quanto enunciato dal titolo; il dr. Li è Professore e Responsabile della Fisica Medica del Reparto di Radio-Oncologia al Medical College del Wisconsin a Milwaukee. Secondo l'autore la letteratura riporta autorevoli testimonianze di come le variazioni citate nell'introduzione avvengano tra le varie frazioni del trattamento. Si tratta di traslazioni, rotazioni, deformazioni e movimento degli organi che determinano un aumento prudenziale dei margini del volume bersaglio pianificato (Planning Target Volume – PTV) rispetto al volume bersaglio clinico (Clinical Target Volume – CTV) con conseguente aumento della dose ai tessuti sani e/o agli organi a rischio. Le tecniche di Image-Guided Radio Therapy (IGRT) permettono di correggere variazioni di posizionamento che determinano roto-traslazioni del bersaglio, ma soltanto la Radioterapia Adattativa (Adaptive RT – ART) può tenere conto di tutte le variazioni di natura anche casuale che possono emergere durante il trattamento.

Risponde per l'opinione contraria Q Wu, Professore del Reparto di Radio-Oncologia al Duke University Medical Center. Secondo il dr. Wu le tecniche avanzate di radioterapia guidata dalle immagini sono altamente efficienti nella correzione dei difetti di posizionamento e dei movimenti rigidi degli organi; le variazioni residue, vengono previste nei margini di trattamento che risultano comunque ridotti rispetto a quelli utilizzati nella radioterapia convenzionale. La tecnologia più avanzata in grado di realizzare la radioterapia adattativa consiste nell'impiego di una CBCT nella sala di trattamento; secondo l'autore questa tecnica risulta comunque ancora inadeguata nel

caso di trattamento della prostata e notevolmente dispendiosa dal punto di vista del tempo di pianificazione.

Il Fisico Medico è il professionista più adatto a stabilire linee guida di Assicurazione della Qualità per lo sviluppo e l'uso del software clinico non commerciale

Med. Phys. 41 (9), Settembre 2014

I programmi non commerciali vengono ampiamente utilizzati in Radioterapia, specie nei centri universitari. Ormai questi programmi riguardano gli aspetti più disparati della pratica clinica, dal controllo delle unità monitor, ai sistemi di pianificazione e di verifica del piano di trattamento, ai codici di pubblico dominio utilizzati in IMRT. Questi programmi vengono generalmente sviluppati da Fisici Medici che lavorano nelle strutture e il punto cruciale è come certificare la qualità di un prodotto di questo genere: c'è chi afferma che solo i professionisti del software hanno la possibilità di garantire la qualità del prodotto e chi, al contrario, crede che i Fisici siano nella migliore posizione per giudicare applicativi di questo genere.

Concorda con il titolo D Kelly, Professoressa Associata al Dipartimento di Matematica e Computer Science del Royal Military College of Canada di Kingstom, Ontario. La ragione principale per cui l'autrice sottoscrive l'affermazione del titolo è che i Fisici Medici dimostrano di essere in piena sintonia con la cultura della sicurezza, mentre gli ingegneri che si occupano di certificazione del sofwarre agiscono in un contesto molto più evanescente, legato al mercato del prodotto e alla minimizzazione dei costi. Si tratta di un tipo di attività estremamente generale che spesso privilegia la soluzione più debole, economicamente più conveniente, mentre nell'ambiente sanitario è la soluzione forte, sicuramente più dispendiosa, a risultare adeguata quale supporto all'attività sanitaria di diagnosi e cura.

Discorde invece è l'intervento di A Wassyng, Professore Associato e Direttore del Centro per la Certificazione del Software della McMaster University di Hamilton, Ontario. Questi rivendica che solo un Ingegnere del Software o un Informatico possiedono i fondamentali teorici per garantire la qualità di un programma. Indubbiamente i Fisici Medici sono esperti nella loro materia ma non hanno né avuto formazione, né fatto pratica circa l'Assicurazione di Qualità in questo campo. Egli continua il proprio intervento illustrando i criteri fondamentali che deve possedere un software di qualità: *safety* (non deve poter indurre comportamenti di scarsa sicurezza), *security* (deve essere intrinsecamente protetto dagli usi truffaldini o malevoli), *dependability* (produzione di quanto richiesto, senza effetti collaterali avversi), *continuity* (piccoli cambiamenti

nei dati in ingresso generano piccoli cambiamenti in quelli in uscita), *information hiding* (ciascun modulo deve mostrare solo le informazioni necessarie, lasciando a moduli successivi quelle non necessarie).