

## Confronto tra la risposta dosimetrica di tre diversi servizi di dosimetria per irraggiamenti su fantoccio in pratiche angiografiche

De Crescenzo<sup>1</sup> S., Fiore<sup>2</sup> L., Garlati<sup>3</sup> L., Minchillo<sup>2</sup> G., Negri<sup>3</sup> P., Tambussi<sup>3</sup> O.

<sup>1</sup>S.C. Fisica Sanitaria, A.S.S.T Niguarda, Piazza Ospedale Maggiore 3, 20100 Milano

<sup>2</sup>European Commission, Joint Research Centre, JRC Nuclear Decommissioning Unit, Via Enrico Fermi 2749, 21027 Ispra (VA)

<sup>3</sup>Politecnico di Milano, Dipartimento di Energia, Via La Masa 34, 20156 Milano

*Negli ultimi 20 anni si è assistito a un grande sviluppo della radiologia interventistica. La crescente complessità di queste procedure ha comportato una sempre maggiore esposizione del paziente e del personale presente in sala durante il loro svolgimento. La valutazione della dose efficace alle figure professionali impiegate in questo settore, risulta complicata dalla complessità del campo radiante e dalla presenza dei Dispositivi di Protezione Individuale (D.P.I.) impiegati.*

*In questi casi si consiglia, almeno per il personale ai bordi del lettino, l'utilizzo di due dosimetri portati rispettivamente sopra e sotto al camice anti-X: le misure di equivalente di dose personale  $H_p(10)$  fornite da quest'ultimi devono poi essere combinate linearmente, in modo da ottenere una stima conservativa della grandezza dosimetrica.*

*In una delle sale angiografiche dell'A.S.S.T. Niguarda di Milano sono state simulate le diverse condizioni di irraggiamento tipicamente incontrate in una reale procedura interventistica. Nel campo di radiazione diffusa da un fantoccio acqua equivalente di spessore pari a 20 e 25 cm, è stato posto un fantoccio Alderson Rando dotato di diversi dosimetri personali ed è stato misurato l'equivalente di dose personale  $H_p(10)$  in diverse posizioni (cranio, clavicola sinistra, centro del torace, centro dell'addome, gamba sinistra e destra). Per considerare l'effetto dell'attenuazione dei D.P.I. sono state effettuate delle misure di attenuazione del campo di radiazione diffusa e sono stati condotti due irraggiamenti in cui il fantoccio era provvisto di camice anti-X e collare tiroideo.*

*I dosimetri (Film e TL) sono stati forniti da tre differenti servizi di dosimetria: il dosimetro a film del servizio della Fisica Sanitaria di ASST Niguarda di Milano e del servizio del Politecnico di Milano, e il dosimetro a TL del servizio del JRC – Ispra. Il presente lavoro vuole illustrare criticamente i risultati dell'interconfronto tra i tre centri condotto in condizioni più simili alle condizioni di reale impiego dei dosimetri rispetto a quelle che caratterizzano gli interconfronti "classici".*

### INTRODUZIONE

Il personale sanitario impiegato nelle procedure di radiologia interventistica si trova nelle immediate vicinanze del paziente ed è quindi esposto alla radiazione diffusa da esso. Le esposizioni professionali possono essere molto elevate: è quindi di fondamentale importanza una valutazione corretta della dose efficace. A tale scopo è necessario l'impiego di due dosimetri posizionati rispettivamente sopra e sotto al camice anti-X, le cui letture devono essere combinate mediante un opportuno algoritmo. Attualmente sono presenti in letteratura più di 20 algoritmi e non vi è consenso a livello nazionale su quale algoritmo utilizzare per valutare la dose efficace.

I dosimetri impiegati devono essere preventivamente e opportunamente tarati nelle grandezze operative della radioprotezione, equivalente di dose personale superficiale e profonda, in modo da fornire una stima conservativa della dose efficace. Una corretta caratterizzazione dei sistemi dosimetrici è di fondamentale importanza per riuscire a valutare correttamente la dose efficace. Tuttavia le condizioni reali d'impiego dei dosimetri sono molto diverse rispetto a quelle riproducibili in laboratorio e utilizzate nelle procedure standard di caratterizzazione. Infatti il campo di radiazione diffuso dal paziente si discosta in termini di distribuzione energetica e spaziale rispetto al fascio primario. Si hanno inoltre energie dei fotoni mediamente inferiori rispetto a quelle normalmente usate nelle caratterizzazioni periodiche dei sistemi dosimetrici. Quindi è molto complicato per il servizio di dosimetria la stima corretta dell'equivalente di dose personale: questo potrebbe portare ad errori nella valutazione della dose efficace al personale sanitario impiegato nelle procedure interventistiche.

Questo lavoro sperimentale ha avuto come obiettivo quello di verificare l'influenza del dato dosimetrico fornito dai servizi di dosimetria del Politecnico di Milano, dell'ospedale Niguarda e del JRC-Ispra in situazioni tipicamente incontrate in radiologia interventistica nella valutazione della dose efficace. Esso si inserisce all'interno di una più ampia tesi sperimentale (Negri, 2017) in cui è stata

calcolata sperimentalmente la dose efficace mediante TLD posti all'interno di un fantoccio Alderson Rando e successivamente si è valutata l'accuratezza dei vari algoritmi presenti in letteratura, per il calcolo della dose efficace stessa, partendo dalle letture dei dosimetri personali.

Poiché i tre servizi di dosimetria hanno la propria caratterizzazione dei dosimetri, eseguita con solo alcuni fasci di radiazione X di riferimento, diversi da quelli attualmente prodotti dai tubi impiegati in fluoroscopia, sono stati eseguiti degli irraggiamenti presso il Politecnico di Milano con fasci X di qualità più simile possibile a quelli impiegati per le procedure oggetto d'indagine (verifica eseguita solo su due sistemi dosimetrici). Questi irraggiamenti hanno permesso di verificare che la misura della pertinente grandezza operativa della radioprotezione da parte dei servizi di dosimetria fosse attendibile, anche partendo da una caratterizzazione diversa.

In seguito agli irraggiamenti in sala angiografica del fantoccio Alderson Rando, equipaggiato con i dosimetri personali dei tre servizi, si sono confrontati i risultati ottenuti, analizzando criticamente le eventuali diversità. Si è quindi valutato quanto la scelta del servizio di dosimetria potesse influenzare la stima della dose efficace alle figure professionali impiegate in radiologia interventistica.

## MATERIALI E METODI

### SERVIZI DI DOSIMETRIA

L'interconfronto è stato fatto utilizzando i dosimetri dei servizi del Politecnico di Milano, dell'ospedale Niguarda e del Centro di ricerca JRC, sito di Ispra.

I dosimetri del **Politecnico di Milano**, utilizzati per questo lavoro sperimentale, sono di due tipologie: a corpo intero e per il cristallino. I primi sono costituiti da un astuccio di plastica contenente un film (Agfa Personal Monitoring) e due cristalli di fluoruro di litio (noti commercialmente come TLD-100). Nelle pareti interne dell'astuccio sono inseriti dei filtri attenuatori, disposti a coppie, che vanno a schermare i film. I filtri sono cinque di diverso spessore e materiale: 0,2 mm Cu, 1 mm Cu, 1 mm Al, 1 mm Sn, 1 mm Pb. Oltre a questi filtri è presente anche una finestra circolare praticata sulle due facce dell'astuccio. I cristalli termoluminescenti sono alloggiati nella parte superiore del contenitore e non sono schermati dai filtri. Per il dosimetro al cristallino si utilizza un contenitore in plastica con due alloggiamenti per i cristalli termoluminescenti.

La caratterizzazione del sistema dosimetrico a film è realizzata in termini di equivalente di dose personale profonda  $H_p(10)$ . I dosimetri, posti sullo *water slab phantom*, sono irraggiati con i fasci di radiazione X, specificati nella norma ISO 4037-1 (UNI ISO, 2009), delle seguenti qualità: H-60, W-60, W-80, W-110, W-150, W-200, W-250, W-300, e con una sorgente di Cs-137. Per il controllo di tutti i parametri che influenzano la lettura dei dosimetri a film, per ogni sessione di sviluppo dei dosimetri si impiega un set di 30 dosimetri, irraggiato preventivamente con il fascio di Cs-137 in termini di kerma in aria a differenti dosi.

I TLD-100 invece sono normalmente utilizzati per la dosimetria alle estremità (bracciale e anello) o per la dose al cristallino; sono pertanto caratterizzati in termini di equivalente di dose personale superficiale  $H_p(0,07)$ , impiegando gli stessi fasci utilizzati per caratterizzare il dosimetro a film e eseguendo gli irraggiamenti sugli appropriati fantocci prescritti dalla norma ISO 4037-3 (UNI ISO, 2009). Anche per i dosimetri a TL per ogni sessione di lettura si ha la presenza di una curva di taratura, costruita come per i dosimetri a film.

L'affidabilità del servizio è stata verificata nel corso degli anni tramite la partecipazione a interconfronti organizzati da Eurados (edizioni 2008, 2010, 2012, 2014 per il corpo intero, edizione 2009 per le estremità).

I dosimetri a corpo intero del servizio di dosimetria dell'**A.S.S.T. Niguarda** sono costituiti da un astuccio in plastica contenente un film (Agfa Personal Monitoring). Sono anch'essi di tipo multifiltro, contenenti 4 filtri: 0,5 mm Cu, 0,3 mm Cu, 1,2 mm Cu, 0,8 mm Pb. Anche in questo caso ciascun dosimetro è provvisto di una finestra circolare.

La loro caratterizzazione è stata effettuata esponendo i dosimetri sugli opportuni fantocci ISO ai fasci di qualità H-60, W-60, W-80, W-110, W-150, W-200, W-250, W-300, e con una sorgente di Cs-137 e verificando periodicamente la continuità della catena metrologica con irraggiamenti effettuati internamente e presso un centro LAT al fascio H-60. In questo modo sono caratterizzati i film in termini di  $H_p(10)$ .

Anche Niguarda ha partecipato all'interconfronto Eurados edizione 2012 per dosimetri a corpo intero, mostrando l'affidabilità del sistema.

Il dosimetri del servizio di dosimetria del JRC-Ispra, utilizzati per questo lavoro sperimentale, sono gli stessi che il servizio fornisce come dosimetri a corpo intero per assicurare il monitoraggio individuale. Essi sono costituiti da un badge di produzione PANASONIC, modello UD-802A, inserito all'interno di un involucro di plastica, al cui interno sono racchiusi quattro cristalli termoluminescenti, rivestiti con diversi materiali schermanti. I primi due rivelatori sono costituiti da  ${}^6\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Cu}$  mentre gli altri due da  $\text{CaSO}_4:\text{Tm}$ ; i filtri sono in plastica con uno spessore tale da avere una risposta ottimale alle radiazioni di diversa energia, mentre l'ultimo rivelatore è schermato anche col piombo.

Il servizio procede alla caratterizzazione del sistema con periodicità annuale, in termini di  $H_p(10)$ , esponendo il dosimetro sullo *water slab phantom* e impiegando fasci X specificati nella norma ISO 4037-1 (W-60, W-80, W-110, W-150, W-200, W-250, W-300) e sorgenti gamma di Co-60. Prima di ogni sessione di lettura viene costruita una curva di taratura irraggiando i dosimetri in aria libera con una sorgente di Cs-137.

Il servizio di dosimetria ha partecipato agli interconfronti Eurados, nelle edizioni 2010, 2012, 2014 e 2016 per il corpo intero, edizione 2015 per le estremità, ottenendo ottimi risultati.

## IRRAGGIAMENTI PRESSO IL CENTRO DI TARATURA

Inizialmente è stato predisposto un protocollo per la caratterizzazione dei dosimetri esponendoli ai fasci RQR, specificati nella norma CEI/IEC 61267 (CEI/IEC, 2005), molto più simili ai fasci X impiegati in fluoroscopia rispetto ai fasci di qualità W. Gli irraggiamenti sono stati condotti presso il centro LAT n. 104 – settore Radiazioni Ionizzanti del Politecnico di Milano. Per questi fasci non sono ancora stati determinati i coefficienti di conversione  $h_{pK}$  (coefficienti di conversione che permettono in fase d'irraggiamento dei dosimetri, in determinate condizioni geometriche, di ricavare il valore dell'equivalente di dose dalla misura del kerma in aria): pertanto tutti gli irraggiamenti sono stati eseguiti attribuendo come valore convenzionalmente vero la grandezza dosimetrica di base kerma in aria.

Per prima cosa sono stati eseguiti degli irraggiamenti in aria libera dei TLD-100 del Politecnico di Milano con 7 diversi fasci di qualità RQR (RQR 4,5,6,7,8,9,10), le cui caratteristiche sono riportate in tab. 1: per ognuno di essi sono stati esposti 3 pacchettini da 6 cristalli ciascuno, a 3 diversi valori di kerma in aria. In questo modo è stata eseguita una caratterizzazione rispetto ai fasci RQR dei TLD posti sia nel fantoccio Alderson Rando, sia nei dosimetri a corpo intero.

Successivamente sono stati irraggiati i dosimetri a corpo intero del Politecnico di Milano e del JRC-Ispra con 4 diversi fasci RQR (RQR 2,4,8,10) e con il fascio di qualità H-60 (A4). Per ogni fascio sono stati eseguiti due irraggiamenti a due diversi valori di kerma in aria: due dosimetri del Politecnico e uno del JRC-Ispra sono stati posti sullo *water slab phantom*. Le risposte dei dosimetri dei due servizi sono state confrontate tra loro e col valore di kerma in aria convenzionalmente vero. In questo modo è stato possibile valutare se la caratterizzazione "standard" dei due sistemi dosimetrici, fatta con i fasci W e H, permetta di ottenere una stima dell'equivalente di dose personale affidabile anche in presenza di campi di radiazione con fasci di qualità diversa da questi, come nel caso della radiologia interventistica, utilizzando eventualmente dei fattori correttivi.

Tabella 1 - Fasci utilizzati per la caratterizzazione dei TLD-100

Fascio	Tensione [kV]	Filtrazione addizionale	Energia media [keV]
RQR2	40	2,3 mm Al	26,2
RQR4	60	2,7 mm Al	32
RQR5	70	2,6 mm Al	34,8
RQR6	80	3,25 mm Al	37,8
RQR7	90	3,4 mm Al	41
RQR8	100	3,7 mm Al	44,2
RQR9	120	3,7 mm Al	50,8
RQR10	150	4,4 mm Al	61,2
H-60 (A4)	60	2,9 mm Al	36,4

## IRRAGGIAMENTI IN SALA ANGIOGRAFICA

In una delle sale angiografiche dell'ospedale Niguarda sono stati eseguiti gli irraggiamenti col fantoccio Alderson Rando posizionato sopra a due supporti riempiti d'acqua, atti a simulare le gambe del fantoccio. Questo fantoccio, mostrato in fig. 1, rappresenta un uomo alto 175 cm e di 73,5 kg di peso corporeo, è costituito da materiale tessuto molle equivalente, tessuto polmonare equivalente in prossimità dei polmoni e la sua struttura scheletrica è di materiale tessuto osseo equivalente. I dosimetri personali dei tre servizi di dosimetria, sono stati collocati in diverse posizioni sulla superficie del fantoccio: clavicola sinistra, torace, addome, gamba destra e sinistra. Invece sulla fronte è stato posto un dosimetro per il cristallino del Politecnico, affiancato da un dosimetro per corpo intero del Niguarda. Questi ultimi due dosimetri non sono stati però impiegati per il confronto tra i dati dosimetrici, non essendo i dosimetri a corpo intero caratterizzati per la stima della dose al cristallino.

Figura 1 - Fantoccio Alderson Rando



Il fantoccio è stato collocato nella posizione normalmente occupata dal primo operatore durante lo svolgimento della procedura interventistica, approssimativamente a una distanza di 70 cm dall'asse del lettino e 80 cm dal fascio primario.

Si sono quindi simulate sei diverse condizioni d'irraggiamento tipicamente incontrate nelle procedure interventistiche: due diversi spessori del paziente (rappresentato da 20 e 25 cm di materiale acqua equivalente RW3) e tre proiezioni di irraggiamento (LAO, PA, RAO). In totale sono stati svolti 8 irraggiamenti: uno per ogni condizione di irraggiamento simulata più due ulteriori irraggiamenti col fantoccio equipaggiato con camice anti-X e collare tiroideo. In questi ultimi due irraggiamenti sono stati impiegati solo i dosimetri del Politecnico e del JRC-Ispra, inoltre quelli in corrispondenza di torace e addome sono stati posti sotto al camice anti-X. Per ogni prova sperimentale eseguita si sono confrontati i dati dosimetrici espressi in termini di  $H_p(10)$  forniti dai tre servizi posti nella medesima posizione.

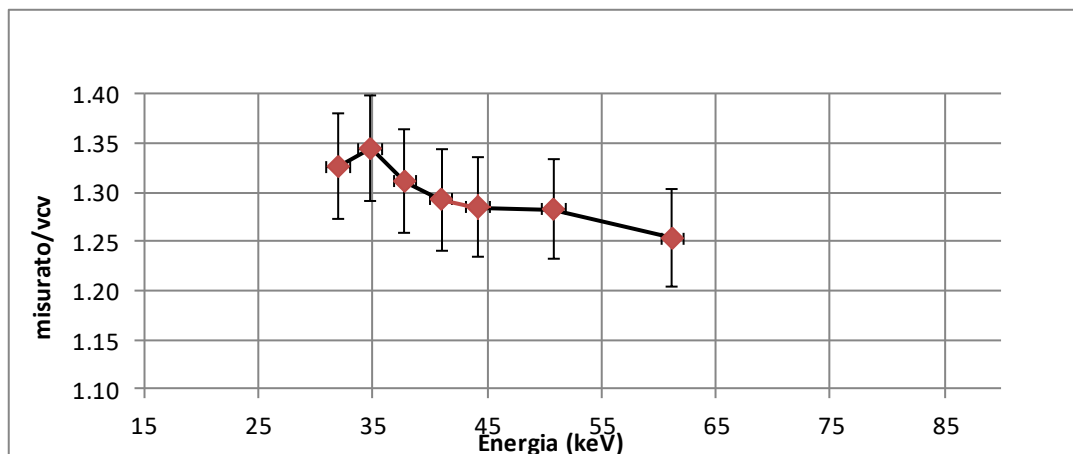
## RISULTATI

In tab. 2 e fig. 2 sono illustrati i risultati relativi alla caratterizzazione dei TLD-100 del Politecnico di Milano con i fasci RQR. In particolare sono mostrati i rapporti tra il valore di kerma in aria ottenuto dalla lettura dei TLD irraggiati e il valore convenzionalmente vero espresso in kerma in aria. Si può notare come il valore ottenuto per i TLD sia superiore a quello di riferimento. Infatti il fattore di conversione utilizzato per determinare il kerma, deriva dalla curva di taratura ricavata in seguito agli irraggiamenti fatti col Cesio 137, la cui energia è molto diversa rispetto alle energie medie dei fasci RQR. A queste energie inferiori i cristalli risultano più sensibili alla radiazione incidente; tuttavia la loro maggiore sensibilità risulta piuttosto uniforme nel range energetico considerato. Pertanto si è scelto di riferirsi a un fattore di sensibilità medio, pari a  $1,30 \pm 0,05$ , con cui andare a correggere le letture dei TLD in modo da ricavare il kerma in aria libera in seguito all'esposizione dei cristalli ai fasci utilizzati in fluoroscopia.

Tabella 2 - Dipendenza energetica dei cristalli TLD-100 alle varie energie

Fascio	Energia media (keV)	Misurato/vcv	Incertezza relativa
RQR4	32,0	1,33	4%
RQR5	34,8	1,34	4%
RQR6	37,8	1,31	4%
RQR7	41,0	1,29	4%
RQR8	44,2	1,29	4%
RQR9	50,8	1,28	4%
RQR10	61,2	1,25	4%

Figura 2 – Rapporto tra valore misurato e valore convenzionalmente vero in funzione dell'energia



Una volta calcolato il kerma in aria libera, è possibile ottenere il valore di equivalente di dose personale profonda utilizzando il fattore correttivo di backscattering (pari a 1,4) (Garlati, 2010) e i coefficienti di conversione specificati nelle normative ISO.

Nella tab. 3 sono mostrati i risultati delle letture dei dosimetri personali del Politecnico e del JRC-Ispra in seguito agli irraggiamenti sullo *water slab phantom* con i fasci RQR e il fascio H-60. Per i dosimetri del Politecnico vengono presentati gli equivalenti di dose ottenuti sia dallo sviluppo della pellicola, sia dalla lettura del TLD. Le dosi relative ai TLD sono state calcolate mediante la caratterizzazione precedentemente descritta, utilizzando i coefficienti  $h_{pK}$  relativi all'energia media del fascio considerato, per passare dal kerma in aria all'equivalente di dose personale profonda. Questi coefficienti, mostrati in tab. 4, sono stati ricavati mediante un'interpolazione lineare dei coefficienti specificati nella ISO 4037-3, relativi a fotoni monoenergetici.

Tabella 3 - Risultati dei dosimetri del Politecnico e JRC-Ispra in seguito agli irraggiamenti su fantoccio coi fasci RQR

Fascio	v.c.v kerma in aria ( $\mu\text{Gy}$ )	Politecnico				JRC	
		Film $H_p(10)$ ( $\mu\text{Sv}$ )	( $\mu\text{Sv}/\mu\text{Gy}$ )	TLD $H_p(10)$ ( $\mu\text{Sv}$ )	( $\mu\text{Sv}/\mu\text{Gy}$ )	TLD $H_p(10)$ ( $\mu\text{Sv}$ )	( $\mu\text{Sv}/\mu\text{Gy}$ )
RQR2	517	500	0,97	367	0,71	770	1,49
RQR2	517	500	0,97	364	0,70		
RQR2	2048	1600	0,78	1559	0,76	480	0,23
RQR2	2048	1600	0,78	1474	0,72		
RQR4	517	700	1,35	544	1,05	850	1,64
RQR4	517	700	1,35	562	1,09		
RQR4	2061	2600	1,26	2194	1,06	2440	1,18
RQR4	2061	2500	1,21	2126	1,03		
RQR 8	523	868	1,66	803	1,54	1000	1,91
RQR8	523	867	1,66	801	1,53		
RQR 8	2079	3000	1,44	3261	1,57	2330	1,12
RQR 8	2079	3000	1,44	3183	1,53		
RQR 10	517	950	1,84	972	1,88	930	1,80
RQR 10	517	1000	1,93	944	1,83		
RQR 10	2095	4400	2,10	3851	1,84	3450	1,65
RQR 10	2095	4200	2,00	4032	1,92		
H-60 (A4)	519	750	1,45	645	1,24	540	1,04
H-60 (A4)	519	750	1,45	643	1,24		
H-60 (A4)	2087	2600	1,25	2638	1,26	1400	0,67
H-60 (A4)	2087	2600	1,25	2540	1,22		

Tabella 4 - Coefficienti di conversione di fotoni monoenergetici ottenuti con interpolazione lineare dei dati riportati nella UNI ISO 4037-3

Fascio	Energia media	$h_{pK}$
RQR2	26	0,90
RQR4	32	1,19
RQR8	44	1,60
RQR10	61	1,89
H-60 (A4)	36	1,34

Si può notare che i risultati in termini di equivalente di dose personale dei TLD e film del Politecnico sono tra loro confrontabili; inoltre il loro rapporto col valore di kerma in aria convenzionalmente vero risulta molto simile ai coefficienti di conversione ( $h_{pk}$ ) mostrati in tab. 4. Invece, nel caso dei dosimetri del JRC-Ispra, si possono riscontrare due valori anomali (evidenziati in rosso nella tab. 3) corrispondenti a basse energie del fascio incidente. Questi valori sono imputabili al fatto che la caratterizzazione del sistema dosimetrico del JRC non è stata fatta con radiazione X di qualità RQR, ma solo con qualità W, e per energie medie dei fasci X superiori a 44,5 keV. Pertanto, a queste energie, vengono utilizzati dei coefficienti di conversione inappropriati per passare dal kerma in aria a  $H_p(10)$ . Per correggere questo effetto, si è scelto di calcolare l'equivalente di dose personale profonda partendo dai risultati dei dosimetri in termini di kerma in aria, correggendoli per un fattore di conversione pari a 1,44, calcolato come la media tra i rapporti  $H_p(10)/v.c.v$  in tutti gli irraggiamenti fatti, escludendo però i due valori anomali, considerati inaccettabili.

In seguito a questi irraggiamenti si è quindi concluso che i risultati dei dosimetri personali del Politecnico di Milano sono affidabili anche quando impiegati nei settori della radiologia, così come quelli del JRC-Ispra dopo essere stati corretti col fattore 1,44.

Successivamente sono state confrontate le letture dei dosimetri posti sulla superficie del fantoccio Alderson Rando, in seguito agli irraggiamenti fatti in sala angiografica. I risultati, in termini di  $H_p(10)$ , sono mostrati nella tab. 5, per ogni condizione di irraggiamento simulata e per ogni punto monitorato sulla superficie del fantoccio.

Nella fig. 3 si riportano i dati all'interno di una curva di affidabilità, o curva a trombetta, costruita secondo quanto indicato nella ISO 14146 (UNI ISO, 2009). I valori evidenziati in rosso in tab. 5, sono relativi alle dosi al di sotto del limite inferiore della curva (sottostima rispetto al valore di riferimento), quelli in blu al di sopra del limite superiore (sovrastima rispetto al valore di riferimento). Come valore di riferimento dell'equivalente di dose personale profonda è stato preso quello stimato con i film del Politecnico di Milano, i cui risultati, come è possibile vedere dalla tab. 5, sono stati confermati dalle letture dei TLD posti all'interno del medesimo astuccio.

La maggior parte dei risultati dosimetrici sono compresi all'interno della curva di affidabilità. Tra i dosimetri dell'ospedale Niguarda, soltanto due valori risultano al di sotto del limite inferiore della curva e una sola lettura sopra al limite superiore. Per quanto riguarda i dosimetri del JRC-Ispra, sei dosimetri hanno fornito un valore al di sotto del limite inferiore, di cui due durante le prove sperimentali fatte con i dispositivi di protezione individuali (in queste prove i dosimetri dell'ospedale Niguarda non sono stati esposti); sempre durante questi irraggiamenti si sono ottenuti anche due risultati al di sopra del limite superiore.

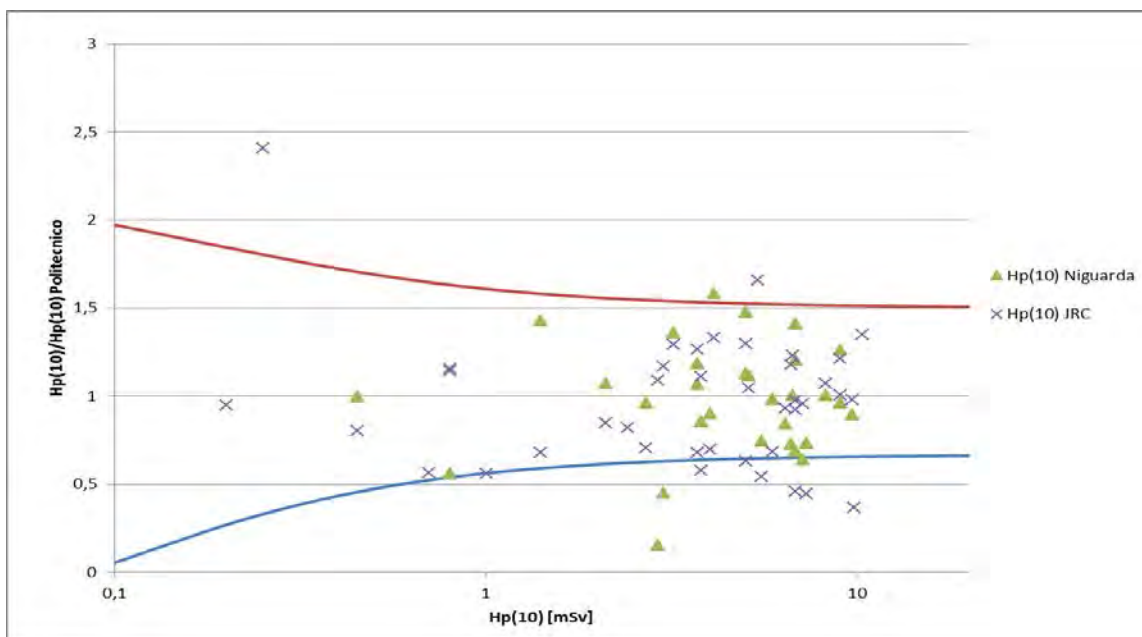
Sono molti i fattori che possono influire sulla diversità delle dosi riportate dai tre servizi. Innanzitutto il campo di radiazione diffusa presenta una distribuzione spaziale non uniforme, con gradienti d'intensità molto elevati. Anche la distribuzione energetica del fascio influisce sulla risposta di questi dosimetri, avendo diversa sensibilità in funzione dell'energia del fascio incidente. Inoltre in funzione della loro posizione rispetto al fascio incidente c'è una diversa dipendenza angolare, che contribuisce a una diversa risposta dosimetrica. Tali effetti sono particolarmente pronunciati negli irraggiamenti fatti con i dispositivi personali di protezione, in cui la presenza del camice, del collare tiroideo e dei teli protettivi per le gambe complicano ulteriormente il campo di radiazione. Queste considerazioni possono giustificare il fatto che alcuni dosimetri, sebbene molto vicini tra loro, abbiano fornito delle risposte così diverse.

Tabella 5 - Risultati dosimetrici riportati dai tre servizi di dosimetria in seguito agli irraggiamenti in sala angiografica del fantoccio Alderson Rando (LAO= latero anteriore sinistra; RAO= latero anteriore destra; PA= postero anteriore; 25= spessore paziente in cm; 20= spessore paziente in cm)

Condizione di irraggiamento	Posizione dosimetro	Politecnico		Niguarda	JRC-Ispra
		Film H <sub>p</sub> (10) (mSv)	TLD H <sub>p</sub> (10) (mSv)	H <sub>p</sub> (10) (mSv)	H <sub>p</sub> (10) (mSv)
LAO 25	Clavicola sinistra	5,0	4,9	7,4	6,5
LAO 25	Torace	6,7	6,4	6,7	8,3
LAO 25	Addome	9,0	8,8	8,6	10,9
LAO 25	Gamba sinistra	8,2	8,5	8,2	8,8
LAO 25	Gamba destra	6,6	7,0	4,8	7,8
PA 25	Clavicola sinistra	2,9	2,0	0,4	3,2
PA 25	Torace	3,2	2,9	4,3	4,1
PA 25	Addome	4,1	4,1	6,5	5,5
PA 25	Gamba sinistra	6,4	6,3	5,4	6,0
PA 25	Gamba destra	3,7	3,6	4,4	4,7
RAO 25	Clavicola sinistra	0,8	0,5	0,4	0,9
RAO 25	Torace	2,1	1,8	2,2	1,8
RAO 25	Addome	5,1	4,7	5,7	5,3
RAO 25	Gamba sinistra	9,7	9,9	8,7	9,5
RAO 25	Gamba destra	6,8	6,6	8,2	6,6
RAO 20	Clavicola sinistra	0,5	0,3	0,4	0,4
RAO 20	Torace	3,0	3,4	1,3	3,5
RAO 20	Addome	7,1	6,6	4,5	6,8
RAO 20	Gamba sinistra	9,0	8,9	11,3	9,1
RAO 20	Gamba destra	6,8	6,9	9,6	6,3
PA 20	Clavicola sinistra	1,4	0,5	2,0	1,0
PA 20	Torace	2,7	1,7	2,6	1,9
PA 20	Addome	3,8	2,9	3,2	2,2
PA 20	Gamba sinistra	5,0	3,9	5,6	3,2
PA 20	Gamba destra	3,7	2,8	3,9	2,5
LAO 20	Clavicola sinistra	4,0	2,8	3,6	2,8
LAO 20	Torace	5,5	4,2	4,1	3,0
LAO 20	Addome	5,9	3,9	5,8	4,0
LAO 20	Gamba sinistra	7,3	5,3	5,3	3,3
LAO 20	Gamba destra	6,8	4,7	4,7	3,1
LAO 25 camice 1	Clavicola sinistra	10,3	12,5		13,9
LAO 25 camice 1	Torace	0,7	0,9		0,4
LAO 25 camice 1	Addome	2,4	3,2		2,0
LAO 25 camice 1	Gamba sinistra	3,8	4,6		4,2
LAO 25 camice 1	Gamba destra	0,8	0,9		0,9
LAO 25 camice 2	Clavicola sinistra	5,4	6,7		9,0
LAO 25 camice 2	Torace	0,25	0,3		0,6
LAO 25 camice 2	Addome	0,2	0,1		0,2
LAO 25 camice 2	Gamba sinistra	9,8	8,2		3,6
LAO 25 camice 2	Gamba destra	1,0	1,0		0,6



Figura 3 - Curva a trombetta



Curva di affidabilità relativa agli irraggiamenti fatti in sala angiografica. Risultati dei dosimetri del Politecnico di Milano presi come valori convenzionalmente veri.

Tabella 6 - Scarto tipo, mediato sui sei irraggiamenti, tra i valori di dose efficace ottenuti partendo dai dati di Niguarda e del JRC-Ispra rispetto a quelli ricavati con i dati dosimetrici del servizio di dosimetria del Politecnico di Milano

Condizione di utilizzo	Algoritmo	Scarto tipo medio	
		JRC	Niguarda
Non riportate	NCRP 122	0%	-11%
	Sherbini-De Cicco	-9%	-5%
Senza copri tiroide	Swiss Ordinance	-8%	-7%
	Mc Ewan	-8%	-8%
	Borasi	-8%	-8%
	Franken, Huyskens	-8%	-7%
	Von Boetticher (2008), ICRP 60	-8%	-7%
	Von Boetticher (2008), ICRP 103	-9%	-7%
	Clerinx	-7%	-8%
	Von Boetticher (2010), ICRP 60	-8%	-7%
	Von Boetticher (2010), ICRP 103	-8%	-7%
	Niklason	-5%	5%
Con copri tiroide	Swiss Ordinance	-9%	-4%
	Borasi	-9%	-4%
	Franken, Huyskens	-9%	-5%
	Von Boetticher (2008), ICRP 60	-8%	-6%
	Von Boetticher (2008), ICRP 103	-10%	-3%
	Clerinx	-9%	-5%
	Von Boetticher (2010), ICRP 60	-8%	-6%
	Von Boetticher (2010), ICRP 103	-10%	-4%
Niklason	-7%	-1%	

Tuttavia i risultati dell'interconfronto sono soddisfacenti: nelle posizioni in cui normalmente vengono indossati i dosimetri dal personale sanitario presente in sala angiografica (clavicola, torace e addome) soltanto 3 dosimetri dell'ospedale Niguarda e 4 del JRC-Ispra differiscono in maniera significativa da quelli calcolati dal Politecnico di Milano, preso come riferimento per questo confronto. Certi dell'affidabilità dei risultati ottenuti dai tre servizi, si è verificato come la scelta del servizio di dosimetria per la valutazione delle dosi influenzi in modo trascurabile la stima della dose efficace complessiva, su tutte le condizioni d'irraggiamento simulate. Nella tab. 6 viene riportato lo scarto tipo nella stima della dose efficace partendo dai dati di Niguarda e del JRC-Ispra, rispetto ai dati ottenuti partendo dai valori dosimetrici del Politecnico, al variare dell'algoritmo e alle condizioni in cui è previsto il loro utilizzo.

Si può osservare che, seppure gli equivalenti di dose personale stimati da ciascun servizio siano differenti tra loro, mediamente su tutte le condizioni d'irraggiamento simulate, la stima della dose efficace da parte di ogni algoritmo è poco influenzata dal dato dosimetrico rispetto alla scelta dell'algoritmo impiegato (scelta che può portare alla sovrastima della dose anche di un fattore 2).

## CONCLUSIONI

La valutazione della dose efficace al personale sanitario impiegato in sala angiografica può essere effettuata mediante dei dosimetri personali caratterizzati con i fasci di qualità W e H, utilizzando opportuni fattori correttivi nel caso in cui la caratterizzazione non si estende nel range energetico tipico delle procedure interventistiche. Infatti, sebbene la qualità della radiazione utilizzata in fluoroscopia sia più simile a quella dei fasci RQR, non è possibile caratterizzare i dosimetri in termini di equivalente di dose impiegando questi fasci a causa della mancanza dei fattori  $h_{pk}$ .

Tale risultato è stato confermato anche negli irraggiamenti in sala angiografica, ove è stata dimostrata la coerenza dei risultati dosimetrici ottenuti dai tre servizi di dosimetria.

Pertanto, sebbene vi siano molte difficoltà nel valutare correttamente l'equivalente di dose personale, legate principalmente al campo di radiazione non convenzionale, la scelta del servizio di dosimetria, purché affidabile, non influenza in modo significativo l'accuratezza nella stima della dose efficace. I fattori che la influenzano maggiormente sono altri, come la scelta dell'algoritmo utilizzato e la collocazione del dosimetro sul busto dell'operatore (addome, centro torace, clavicola).

## RINGRAZIAMENTI

Si porge un ringraziamento speciale al Dott. Rampoldi che ha consentito l'impiego della sala angiografica per compiere le misure. Si ringrazia anche il TSRM Giuseppe Nizzardelli, il cui contributo ha reso possibile lo svolgimento di tutte le prove sperimentali.

## BIBLIOGRAFIA

1. Negri P., *“Validazione sperimentale di modelli di calcolo per la valutazione della dose efficace in attività di radiologia interventistica”*, Anna Accademico 2016-2017.
2. UNI ISO 4037-1, *“Radiazioni X e gamma di riferimento per la taratura dei dosimetri e dei rateometri e per la determinazione della loro risposta in funzione dell'energia dei fotoni – Parte 1: Caratteristiche e metodi di produzione della radiazione”*, 2009.
3. UNI ISO 4037-3, *“Radiazioni X e gamma di riferimento per la taratura dei dosimetri e dei rateometri e per la determinazione della loro risposta in funzione dell'energia dei fotoni – Parte 3: Taratura dei dosimetri ambientali e individuali e misurazione della loro risposta in funzione dell'energia e dell'angolo di incidenza”*, 2009.
4. CEI/IEC 61267, *“Medical diagnostic X-ray equipment - Radiation conditions for use in the determination of characteristics”*, 2005.
5. Garlati L., Klamert V., Tambussi O., *“Verifica sperimentale mediante rivelatori a TL del fattore di backscattering per la determinazione della dose al paziente”*, 2010, Atti del convegno nazionale di radioprotezione *“La radioprotezione in ambito sanitario”*, Bolzano.
6. UNI ISO 14146, *“Protezione dalle radiazioni - Criteri e limiti di prestazione per la verifica periodica dei servizi di dosimetria individuale per radiazioni X e gamma”*, 2009.