ISSN 2281-7956

56
DICEMBRE 2019

Aggiornamenti di radioprotezione

FONDATA NEL 1977

Organo ufficiale dell'Associazione Italiana di Radioprotezione Medica

VERSIONE RIDOTTA

DIVENTA SOCIO PER AVERE LA TUA COPIA COMPLETA

ASPETTI SCIENTIFICI E PROFESSIONALI

- Una possibile metodologia per ricostruire la dose agli organi a partire dalle grandezze operative della radioprotezione con particolare riferimento alle esposizioni professionali nell'ambito della radiologia interventistica. — S. De Crescenzo | G. Pedroli | P. Negri
- La radioprotezione degli operatori nelle attività di medicina nucleare nell'esperienza dello S.Pre.S.A.L. - ASP – ME. — F. Ferrara | E. Paino | F. Vitulo
- Le «Linee Guida di pratica clinica» alla luce della Legge «Gelli» e del DMS 2 agosto 2017. — F. Vimercati |
- Indagini PET/TC: aspetti dosimetrici e radioprotezionistici per il paziente e per gli operatori. — C. Pettinato |

NOTIZIE DALL'ASSOCIAZIONE

- Verbale della 5° riunione del CD-2017 - Pavia - 29 maggio 2019.
- Allegato - Bilancio AIRM 2018.
- Verbale dell'assemblea ordinaria dei soci AIRM - Pavia - 30 maggio 2019.

CONGRESSI,CONVEGNI E CORSI

- Convegno Nazionale AIRM - Ragusa Ibla - 29 - 30 aprile 2019.

Personalizzare la radioprotezione

2019

A TUTTI I SOCI LA REDAZIONE AUGURA

Buon Natale e Felice Anno Nuovo

FONDATA NEL 1977

Aggiornamenti di radioprotezione

56 DICEMBRE 2019

Associazione Italiana di Radioprotezione Medica, Via Isidoro del Lungo 7, 00137 Roma (RM) - www.airm.name

PERIODICO SEMESTRALE DESTINATO AI SOCI DELLA ASSOCIAZIONE ITALIANA DI RADIOPROTEZIONE MEDICA FONDATO DA ERNESTO STRAMBI

ANNO XXVII, N.2 (DICEMBRE 2019)

Direttore:
Roberto Moccaldi

Responsabile:
Franco Claudiani

Redazione:

Alessandro Arru	Giulia Castellani	Valerio Ciuffa	Franco Claudiani
Giuseppe De Luca	Fabrizio Gobba	Vittorio Lodi	Roberto Moccaldi
Benedetta Persechino	Andrea Stanga	Giuseppe Taino	Massimo Virgili

Realizzazione elettronica:
Dario Marino - d.marino@dmxlab.it

Il periodico è disponibile sul sito www.airm.name per i Soci AIRM in regola con le quote sociali. I contenuti degli articoli sono di esclusiva responsabilità degli autori e non implicano necessariamente la posizione ufficiale dell'Associazione. Non è consentita la riproduzione, anche parziale, senza il consenso scritto dell'Associazione. Per esigenze editoriali la redazione può apportare modifiche ai testi, informandone gli autori. Manoscritti ed altro materiale, anche se non pubblicati, non si restituiscono.

I manoscritti devono essere inviati a franco.claudiani@gmail.com.

I manoscritti devono indicare i nomi degli autori, la loro affiliazione, un recapito mail, essere in formato word; non ci sono limiti di pagine, le tabelle e le fotografie devono essere numerate e con didascalia, la bibliografia deve essere numerata secondo l'ordine di citazione nel testo.

ASSOCIAZIONE ITALIANA DI RADIOPROTEZIONE MEDICA (AIRM)

Associazione culturale e professionale senza fini di lucro, istituita nel 1977, con Atto Notaio Nazzareno Dobici, serie 1313, vol.464 - Codice Fiscale 80457430587

Consiglio Direttivo:
Presidente: Roberto Moccaldi
Vice Presidente: Fabriziomaria Gobba
Segretario: Giulia Castellani
Tesoriere: Andrea Stanga

Consiglieri:
Arru Alessandro - Valerio Ciuffa
Franco Claudiani - Giuseppe De Luca
Vittorio Lodi - Benedetta Persechino
Giuseppe Taino - Massimo Virgili

Consiglio scientifico:
Franco Bistolfi - Guido Galli
Martino Grandolfo - Franco Ottenga
Maurizio Pelliccioni - Mario Pulcinelli
Ernesto Strambi - Giorgio Trenta

Presidenti Emeriti:
Ernesto Strambi
Giorgio Trenta

Segreteria:
segreteriairm@gmail.com
Tel: 3283299877

Webmaster:
Dario Marino - d.marino@dmxlab.it

Versamenti: L'AIRM si autogestisce mediante le quote dei propri Soci. Tutti i versamenti in favore dell'AIRM devono essere effettuati esclusivamente mediante bonifico bancario intestato a:

AIRM – IBAN: IT 56 L 03111 74950 000000010128

SOMMARIO

ASPETTI SCIENTIFICI E PROFESSIONALI

Una possibile metodologia per ricostruire la dose agli organi a partire dalle grandezze operative della radioprotezione con particolare riferimento alle esposizioni professionali nell'ambito della radiologia interventistica.	S. De Crescenzo G. Pedroli P. Negri	5
La radioprotezione degli operatori nelle attività di medicina nucleare nell'esperienza dello S.Pre.S.A.L. - ASP – ME.	F. Ferrara E. Paino F. Vitulo	19
Le «Linee Guida di pratica clinica» alla luce della Legge «Gelli» e del DMS 2 agosto 2017.	F. Vimercati	31
Indagini PET/TC: aspetti dosimetrici e radioprotezionistici per il paziente e per gli operatori.	C. Pettinato	35

NOTIZIE DALL'ASSOCIAZIONE

Verbale della 5° riunione del CD-2017 - Pavia - 29 maggio 2019.	45
Allegato - Bilancio AIRM 2018.	51
Verbale dell'assemblea ordinaria dei soci AIRM - Pavia - 30 maggio 2019.	55

CONGRESSI, CONVEGNI E CORSI

Convegno Nazionale AIRM - Ragusa Ibla - 29 - 30 aprile 2019.	63

Una possibile metodologia per ricostruire la dose agli organi a partire dalle grandezze operative della radioprotezione con particolare riferimento alle esposizioni professionali nell'ambito della radiologia interventistica.

Stefano De Crescenzo A.S.S.T Papa Giovanni XXIII Bergamo
Guido Pedroli IEO Milano
Pietro Negri Cesnef Milano

Introduzione

Le procedure di radiologia interventistica costituiscono una sempre maggiore fonte di esposizione del paziente e degli operatori sanitari alle radiazioni ionizzanti.

Storicamente originate in ambito radiologico, stanno rapidamente coinvolgendo nuove figure professionali in ambito cardiologico, endoscopico, nella terapia del dolore, nella chirurgia vascolare.

Tale evidenza fa sì che, a livello nazionale e internazionale (1), (2), (3), (4) stia crescendo l'attenzione della comunità scientifica rispetto a tali attività, sia in relazione al tema dell'ottimizzazione dell'esposizione del paziente e degli operatori, sia in relazione al tema del follow up delle lesioni cutanee che possono essere potenzialmente indotte sul paziente.

Le attività in oggetto infatti si collocano a pieno titolo tra quelle che in ambito medico comportano i rischi potenziali maggiori sia per il paziente che per il personale sanitario e tra quelle in cui si evidenzia la maggior correlazione tra l'ottimizzazione delle dosi assorbite dal paziente e quelle assorbite dagli operatori.

Dosi assorbite dal paziente e dagli operatori sanitari e strumenti di ottimizzazione

Una delle peculiarità associate allo svolgimento delle procedure speciali è costituita dalla durata dell'esposizione. Presenta una elevata variabilità legata principalmente al tipo di procedura, alla sua complessità, all'abilità dell'operatore ma in ogni caso può risultare anche dell'ordine delle decine di minuti per procedura.

Conseguentemente le dosi assorbite dalla cute del paziente possono risultare superiori alle soglie per il verificarsi delle lesioni cutanee come evidenziato in **tabella 1**.

Uno degli strumenti di ottimizzazione di maggiore importanza ai fini dell'applicazione del principio di ottimizzazione, oltre al tentativo di definire Livelli Diagnostici di Riferimento correlati al livello di difficoltà delle procedure, è costituito dalla

definizione di livelli di Alert e di SRDL (Substantial Radiation Dose Levels) del tipo di quelli indicati in **tabella 2** (3) le cui funzioni principali sono costituite dalla prevenzione o il riconoscimento precoce delle lesioni cutanee, dal fornire evidenze oggettive su quando definire la necessità di un loro specifico follow up nonché tracciare il verificarsi di esposizioni importanti.

Come si può osservare dai dati contenuti in **tabella 2**, anche la durata dell'esposizione riveste un ruolo, anche se non esclusivo, nella definizione dei livelli di alert: vista però l'imprescindibile necessità di stazionamento in sala durante l'erogazione raggi, risulta un elemento di particolare rilevanza nella definizione dell'entità del rischio per il personale sanitario.

In generale l'intensità delle dosi assorbite dai lavoratori risulta correlata ai livelli di dose relativi al paziente: le dosi risultano in generale rilevanti, e diversificate in relazione alla posizione occupata dall'operatore rispetto al punto di incidenza del campo di radiazioni.

In particolare, per il personale (generalmente medico e infermieristico) in prossimità del lettino, carichi di lavoro elevati possono comportare valori di dose efficace anche prossimi ai limiti di dose e dosi assorbite dal cristallino e dalle estremità di forte rilevanza radioprotezionistica come si può osservare dai dati contenuti in **tabella 3** (3).

Come già anticipato, all'interno del processo diagnostico o terapeutico, l'ottimizzazione dell'esposizione del paziente ha riflessi importanti anche sulla protezione dell'operatore e all'interno dell'ottimizzazione la formazione e la collaborazione interdisciplinare giocano un ruolo fondamentale.

Procedure ottimizzate e formazione consentono infatti di mantenere le dosi efficaci generalmente al di sotto di 6 mSv/anno e comunque al di sotto di 10 mSv/anno, le dosi assorbite dal cristallino quasi sempre al di sotto di 20 mSv/anno a condizione di un corretto impiego di occhiali anti X o dei dispositivi di protezione collettiva a protezione del cristallino.

La valutazione della dose efficace nelle attività di radiologia interventistica

Anche la valutazione della dose efficace per gli operatori sanitari, nei casi in esame, riveste carattere di criticità: infatti l'assunzione secondo la quale nel range di energie della radiazione elettromagnetica tipico delle attività sanitarie, in tutte le condizioni il valore misurato da un dosimetro portato al torace e tarato in termini di Hp(10) risulta essere la miglior stima della dose efficace, perde la sua validità.

Ciò in relazione al fatto che gli operatori prossimi al lettino si trovano in un campo di radiazioni fortemente anisotropo e che si è in presenza di una irradiazione del corpo non uniforme a seguito della presenza di dispositivi di protezione individuale che proteggono alcune parti del corpo ma ne lasciano "scoperte" altre.

Per effettuare una adeguata valutazione della dose efficace assorbita, le policy suggerite a livello internazionale (2), (3) propongono, nelle attività radiologiche in questione, sostanzialmente due possibili approcci:

1) L'impiego di un solo dosimetro tarato in Hp (10) e da portarsi al di fuori del grembiule anti X;
2) L'impiego di una coppia di dosimetri da portarsi uno al di sopra e uno al di sotto del grembiule anti X, entrambi tarati in Hp(10).

La valutazione della dose efficace E può quindi essere effettuata, nel caso di impiego di un solo dosimetro, utilizzando una relazione del tipo:

$$E = \frac{H_p(10)_{sopra}}{\gamma}$$

Nel caso di impiego di una coppia di dosimetri, può invece essere utilizzata una relazione del tipo:

$$E = \alpha H_p(10)_{sotto} + \beta H_p(10)_{sopra}$$

In cui $H_p(10)_{sopra}$ indica il valore misurato dal dosimetro portato sopra il camice, $H_p(10)_{sotto}$ il valore misurato dal dosimetro portato sotto il camice.

E' importante osservare che l'informazione dosimetrica fornita dal dosimetro portato al di fuori del grembiule anti X può essere impiegata, applicando opportuni fattori correttivi (5), anche ai fini della valutazione della dose assorbita dal cristallino, contribuendo a rendere il programma di sorveglianza fisica finalizzato alla valutazione delle dosi individuali più sostenibile, semplice e meno invasivo nei confronti del lavoratore.

Purtroppo non c'è consenso sui valori di α e ß da adottare nel caso dell'impiego di doppio dosimetro in relazione al fatto che la dose efficace nelle condizioni tipiche in cui si trova l'operatore in prossimità del lettino risulta fortemente condizionata dalle proiezioni utilizzate durante le procedure, dai parametri che caratterizzano il protocollo adottato, dall'altezza dell'operatore, dalla posizione dei dosimetri, dal potere di attenuazione del grembiule anti X adottato, dalla presenza o meno di collare paratiroideo.

Fatte salve le incertezze e le fonti errore sopra indicate, ICRP (2) suggerisce l'adozione di un valore di γ pari a 10 e, nel caso della valutazione

della dose efficace a partire dall'utilizzo del doppio dosimetro, l'utilizzo di uno degli algoritmi sotto indicati:

Con collare paratiroideo	Senza collare Paratiroideo
$E = 0.84 \times Hp(10)_{sotto} + 0.051 \times H\ Hp(10)_{sopra}$	$E = 0.79 \times Hp(10)_{sotto} + 0.100 \times Hp(10)_{sopra}$
	$E= 0.71 \times Hp(10)_{sotto} + 0.05 \times Hp(10)_{sopra}$
$E= 1 \times Hp(10)_{sotto} + 0.05 \times Hp(10)_{sopra}$	$E= 1 \times Hp(10)_{sotto} + 0.100 \times Hp(10)_{sopra}$

Dose efficace e dose assorbite dagli organi nelle esposizioni professionali

All'interno del quadro sopra delineato, si può porre però un'ulteriore esigenza: quella di ricostruire, a partire dalla misura di Hp(10) finalizzata alla valutazione della dose efficace, la dose assorbita da particolari organi nel caso, ad esempio, si ponga la necessità di valutare l'attribuibilità eziologica alle radiazioni ionizzanti di patologie neoplastiche sviluppate da lavoratori soggetti ai rischi derivanti dall'esposizione alle radiazioni ionizzanti.

E' noto infatti che l'insorgenza di una patologia tumorale a seguito dell'esposizione alle radiazioni ionizzanti è un'evenienza di tipo stocastico caratterizzata da:

Casualità di comparsa: è a carattere probabilistico dimostrata solo dalla sperimentazione radiobiologica e dall'evidenza epidemiologica "ad alte dosi".

Aspecificità: i tumori radioindotti sono indistinguibili dagli altri tumori.

Tardività: si verifica dopo anni, talora decenni, dall'irradiazione.

Risulta pertanto impossibile, sulla base di valutazioni esclusivamente mediche, provare se una specifica patologia tumorale sia stata causata o meno dall'esposizione alle radiazioni ionizzanti. Tuttavia l'esigenza di poter ricorrere a criteri valutativi probabilistici il più possibile codificati e scientificamente attendibili, ha spinto (in modo particolare il mondo anglosassone) a ricercare un metodo che consenta di stimare la probabilità che soggetti che abbiano contratto tumori correlabili alle radiazioni ionizzanti e che abbiano assorbito specifiche dosi prima dell'insorgenza della malattia, abbiano sviluppato la patologia come risultato di queste dosi. Il metodo adottato, fondato sul criterio della "migliore stima" ovvero del migliore giudizio scientifico possibile, è basato sui dati epidemiologici ottenuti da studi su popolazioni esposte alle radiazioni ionizzanti e sui conseguenti coefficienti di rischio ricavati dalle più autorevoli organizzazioni mondiali in campo

radioprotezionistico (UNSCEAR,NAS/NRC,NCRP, IAEA). Il parametro probabilistico prescelto per la valutazione del nesso causale è la cosiddetta "probabilità causale" (PC).

"*La probabilità che una patologia tumorale sia causata dall'esposizione alle radiazioni ionizzanti (PC) può essere stimata dal rapporto tra l'aumento di incidenza di tale patologia attribuibile alla specifica esposizione alle radiazioni e la somma del rateo spontaneo della patologia stessa con l'aumento attribuibile alla specifica esposizione alle radiazioni*".

Definendo il Rischio Relativo (**RR**) come il rapporto dell'incidenza della patologia (o della mortalità) in una popolazione esposta e in una popolazione non esposta e l'eccesso di rischio relativo (**ERR**) come il rapporto tra l'incremento del rischio derivante da una esposizione alle radiazioni ionizzanti e il rischio di base, si può dimostrare che (6):

$$PC = \frac{ERR(D,t,e,s)}{1+ERR(D,t,e,s)} = \frac{RR(D,t,e,s)-1}{1+RR(D,t,e,s)-1} = \frac{RR(D,t,e,s)-1}{RR(D,t,e,s)}$$

Come si può osservare, la PC risulta funzione della dose **D** assorbita dall'organo in esame, del tempo di latenza **t**, dell'età del soggetto al momento dell'esposizione **e** e del sesso del soggetto **s**.

Nel caso di esposizioni multiple in anni successivi (come nel caso in esame) si assume che il rischio totale sia la somma dei rischi connessi a ciascuna esposizione, cioè:

$$PC = \frac{\sum_i ERR(D_i, t_i, e_i, s)}{1 + \sum_i ERR(D_i, t_i, e_i, s)}$$

L'eccesso di rischio relativo (ERR) può essere ricavato in modo coerente con le più recenti stime di rischio dalla pubblicazione BEIR VII (7), che tramite modelli matematici fornisce le espressioni analitiche del rischio.

Punto cruciale in tale processo valutativo è pertanto costituito dalla conoscenza non della Dose Efficace (grandezza oggetto della valutazione dell'Esperto Qualificato ai fini della verifica della conformità delle esposizioni con il sistema regolatorio), ma della dose assorbita dall'organo oggetto della manifestazione neoplastica.

Ricostruzione della dose agli organi a partire dal valore di Hp(10)

L'impiego delle grandezze operative della radioprotezione e in particolare di Hp(10), per certi versi semplifica la possibilità di ricostruire la dose agli organi a partire dal "semplice" valore dosimetrico rilevato dal dosimetro. Non va però dimenticato che i periodi di latenza delle forme tumorali, fanno sì che spesso sia necessario procedere alla ricostruzione della dose assorbita dall'organo di interesse, facendo riferimento a valori dosimetrici ricavati dagli atti relativi alla

sorveglianza fisica della radioprotezione e in particolare dalle schede dosimetriche relative ad anni antecedenti l'introduzione delle grandezze operative della radioprotezione.

Anche la totale mancanza, nell'ordinamento vigente, di obblighi temporali di conservazione delle certificazioni dosimetriche, non facilita certo una eventuale indagine tesa alla ricostruzione della dose assorbita dagli organi. Fatti salvi questi limiti intrinseci, è comunque possibile seguire un percorso metodologicamente sostenibile per superare le semplificazioni che inevitabilmente vengono spesso condotte per ricostruire la dose assorbita dagli organi e che si possono riassumere nell'ipotesi di irradiazione esterna uniforme del corpo e quindi nell'assunzione "dose assorbita dall'organo = dose globale" oppure "dose assorbita dall'organo= dose efficace".

Si tratta, in pratica, di ripercorrere, in senso contrario, quanto indicato nella pubblicazione 74 (8) della ICRP: dal valore di Hp(10) è infatti possibile risalire al valore di Kerma in Aria utilizzando, nel caso di radiazione elettromagnetica, i dati contenuti nella tabella A.24 della pubblicazione citata e da quest'ultimo al valore della dose agli organi utilizzando quanto contenuto nelle tabelle da A.2 ad A.20 della stessa pubblicazione.

In tale modo è possibile definire un coefficiente che consente di passare dal valore di Hp(10) al valore di dose D_t assorbita dall'organo t, attraverso la relazione (9):

1)
$$DCF_{H_p(10)\rightarrow D_t} = \frac{1}{\frac{H_p(10)}{K_a}} \times \frac{D_t}{K_a}$$

In cui

$\frac{H_p(10)}{K_a}$ rappresenta il coefficiente (Sv/Gy) che consente di passare da Hp(10) al kerma in aria per fotoni nel range 10 keV- 10 MeV.

$\frac{D_t}{K_a}$ (Gy/Gy) rappresenta il coefficiente che consente di passare dal kerma in aria alla dose equivalente relativa all'organo t di interesse nel range 10 keV- 10 MeV.

Il metodo indicato, rigoroso da un punto di vista metrologico e metodologico, risulta però difficilmente applicabile al caso di radiazione X diffusa quale quella responsabile delle esposizioni lavorative in ambito radiologico (radiazione non monoenergetica) e applicabile solo se si hanno informazioni accurate sullo spettro energetico della radiazione. Anche per questo motivo, gli strumenti di calcolo normalmente impiegati per il calcolo della PC (10) richiedono, nel caso di dose

assorbita dall'organo derivante da radiazione elettromagnetica, la conoscenza dei valori dosimetrici in funzione di fasce energetiche piuttosto ampie (< 30 keV, 30 – 250 KeV, > 250 keV).

Seguendo le indicazioni del DHHS e del CDC (9) per il calcolo della PC è però possibile impiegare valori di DCF "semplificati". I valori di DCF calcolati secondo la relazione 1 relativi al generico organo t, possono essere rappresentati infatti da una funzione continua in funzione dell'energia della radiazione, del tipo di quella indicata, a titolo di esempio, in fig. 1.

Il valore medio nell'intervallo energetico di interesse, ad esempio quello compreso tra 30 e 250 keV, può quindi essere ricavato attraverso la relazione:

2) $$DCF_{\gamma,30-250\ keV} = \frac{\int_{30}^{250} f(E)dx}{Range}$$

La semplificazione, ancorché inevitabile, introduce ovviamente un'ulteriore incertezza nella valutazione della dose assorbita dagli organi: come si può osservare dai dati contenuti in tabella 4 nel range 30 – 250 keV il valore di DCF cambia quasi di un ordine di grandezza; la situazione migliora leggermente se si restringe il campo all'intervallo 40 – 60 keV, di interesse in questo contesto. Pertanto, nella valutazione complessiva dell'accuratezza dei risultati ottenibili, anche l'incertezza sul DCF riveste comunque un ruolo non trascurabile.

Ciò premesso alcuni esempi di complessità crescente possono essere utili per illustrare possibili modalità di impiego dei DCF per calcolare la dose assorbita dagli organi nelle esposizioni professionali in ambito radiologico o della radiologia interventistica.

Esempi di impiego dei DCF

Primo caso: irradiazione in assenza di DPI: in tal caso la misura di Hp(10) moltiplicata per l'appropriato fattore DCF relativo all'organo t potrà fornire direttamente il valore di dose assorbita dall'organo stesso. Ad esempio nel caso sia necessario valutare la dose assorbita dal polmone a partire da un valore di Hp(10) pari a 3.32 mSv, in assenza di DPI, e in considerazione di un valore di $DCF_{AP,\ Polm}$ (9) pari a 0.695 (Gy/Sv), il valore di dose sarà fornito dalla relazione:

$$D_{pol} = 3.32\ mSv \times 0.695\ Gy/Sv = 2.31\ mGy$$

Secondo caso: organo interamente coperto dal DPI, dosimetro portato al di fuori del DPI : in tale caso il valore di HP(10) andrà corretto per l'attenuazione del campo di radiazioni operata dal grembiule anti X. L'attenuazione percentuale di

un camice anti X al campo di radiazione diffusa prodotta nel range 75 – 105 kV si colloca attorno all'80% nel caso di grembiuli di spessore equivalente a 0.25 mm di Pb, attorno 95 % nel caso di grembiuli di spessore equivalente a 0.50 mm di Pb. In tal caso se il valore di Hp(10) misurato dal dosimetro portato fuori dal grembiule anti X risultasse ancora pari a 3.32 mSv, il valore di dose assorbita sarebbe pertanto fornito dalla relazione:

$$D_{pol} = 3.32\ mSv \times 0.05 \times\ 0.695\ Gy/Sv = 0.12\ mGy$$

A tale proposito si osservi che l'effetto del cambiamento dello spettro della radiazione incidente sul polmone dovuto alla filtrazione del campo di radiazione diffusa da parte del grembiule, risulta totalmente ricompreso nella modalità di calcolo del DCF semplificato. Si osservi inoltre che l'esempio citato depone ulteriormente a favore di una policy di impiego del dosimetro portato al di fuori e non al di sotto del grembiule anti X: una ulteriore fonte di inaccuratezza nelle stime di dose è infatti costituita da quella intrinsecamente legata alla misura di Hp(10) fornita dal dosimetro: dal punto di vista metrologico, infatti, i servizi di dosimetria sono tenuti a rispettare un livello accuratezza che può variare da quasi il +/-100 % nel campo delle basse dosi (50 - 100 μSv) a circa il +50 % -35 % nel range delle dosi comprese tra 1 e 10 mSv e che sono di interesse in questa sede (11). Ciò comporta un'inevitabile e inaccettabile, ameno per quanto attiene gli scopi in esame, inaccuratezza nel caso in cui il dosimetro sia portato al di sotto del DPI dal momento che, al di sotto del grembiule anti X, sono attesi valori di Hp(10) molto spesso prossimi alla minima dose rilevabile dal dosimetro stesso.

Terzo caso: organo parzialmente coperto dal DPI, dosimetro portato al di fuori del DPI: si tratta della situazione più complessa e, nel caso di patologie ematologiche radioinducibili, della situazione più comune. Si pone, in tal caso, la necessità di confrontare la parte dell'organo protetta dal DPI rispetto a quella non protetta al fine di stimare un valore medio di dose assorbita dal midollo pesato, appunto, sulle due diverse situazioni. A tale scopo può essere utile la pubblicazione 89 della ICRP (12) che descrive in termini quantitativi, le caratteristiche anatomiche dell'uomo standard.

Anche in questo caso un esempio può illustrare la metodologia valutativa proposta. Il caso in questione prevede la necessità di calcolare la dose assorbita dal midollo rosso, un dosimetro portato fuori dal camice, il midollo coperto al 90 % dal

DPI, l'impiego di un grembiule anti X da 0.5 mm di Pb, un'irradiazione AP e, nuovamente, un valore di Hp(10) misurato dal dosimetro pari a 3.32 mSv.

In questo caso la valutazione della dose assorbita dal midollo rosso può essere effettuata attraverso la relazione:

$$D_{mid} = H_p(10) \times Att \times DCF_t \times F + H_p(10) \times DCF_t \times (1 - F)$$
$$= 3.32 \times 0.05 * 0.479 \times 0.90 + 3.32 \times 0.479 \times 0.10 = 0.23\, mGy$$

In cui Att rappresenta l'attenuazione percentuale del campo di radiazioni operata dal grembiule anti X ed F la frazione dell'organo di interesse protetta dal DPI.

Discussione

Il percorso metodologico indicato fornisce risultati sostenibili sulla base di un razionale dosimetrico sufficientemente chiaro: è importante però osservare che la loro valenza è soprattutto di ordine medico legale. Le stesse fonti citate indicano infatti un ampio range di variabilità nei valori di DCF. In **tabella 5** sono ad esempio confrontati i valori di DCF suggeriti nell'intervallo 30 – 250 keV nel caso irradiazione AP con il loro range. Come si può osservare in taluni casi il range di variabilità copre circa un ordine di grandezza e tale variabilità si ripercuote linearmente sulla valutazione dosimetrica finale. Nell'ambito del calcolo della PC, ai valori dosimetrici stimati può pertanto risultare non improprio, alla luce di tutte le fonti di incertezza citate, associare un'incertezza globale del 100 %.

Una ulteriore conferma di quanto descritto in precedenza può essere trovata in una attività condotta nel 2017 presso l'ASST Niguarda di Milano e tesa alla verifica sperimentale dell'accuratezza di 21 algoritmi disponibili in letteratura e utilizzabili per il calcolo della dose efficace attraverso l'impiego di due dosimetri impiegati dal personale addetto alle attività di radiologia interventistica (13).

In tale contesto è stato infatti necessario confrontare le diverse combinazioni lineari dei valori dosimetrici ottenuti da due dosimetri tarati in Hp(10), ed ascrivibili alla misura al di fuori e al di sotto di un grembiule anti X, con il valore di dose efficace calcolata attraverso la relazione (14):

$$E = \sum_T w_T \times H_T$$

La misura della dose agli organi contemplati dalla pubblicazione 103 della ICRP (14) è stata effettuata attraverso circa 150 TLD posizionati all'interno di un fantoccio Rando collocato nella posizione normalmente occupata dal primo operatore (vedi figura 2).

Sono state considerate 6 condizioni di irraggiamento legate a:

- 2 diversi spessori di materiale diffondente (RW3) simulante due diversi spessori di paziente
- le tre tipiche proiezioni (RAO, LAO. PA)

per un totale di 6 irraggiamenti nel range 76 - 113 kVp. L'assetto sperimentale indicato ha consentito di calcolare in maniera "diretta" un DCF medio per ogni organo monitorato, relativo alle condizioni di irraggiamento descritte e definito semplicemente come rapporto tra il valore medio di Hp(10) misurato dal dosimetro portato al di sopra del grembiule anti X e la dose media assorbita dall'organo di interesse.

I risultati ottenuti e contenuti in tabella 6, tenuto conto delle incertezze sopra descritte, risultano comunque in buon accordo con quelli suggeriti dai riferimenti citati e confermano le criticità legate a tale valutazione riassumibili principalmente nei seguenti elementi:

- le caratteristiche di forte anisotropia dei campi di radiazione che interessano l'operatore che si trova ai bordi del lettino;
- la posizione del dosimetro al difuori del grembiule anti X (collare, omero)
- spessore e stato di conservazione del DPI
- l'impiego o meno del collare paratiroideo

Conclusioni

Il percorso suggerito (9) per effettuare una valutazione retrospettiva della dose assorbita da particolari organi allo scopo di valutare la probability of causation, risulta applicabile alle esposizioni lavorative anche nell'ambito delle attività di radiologia interventistica.

La presenza di dispositivi di protezione individuale, la mancata conoscenza delle effettive modalità di impiego dei dosimetri individuali, soprattutto nel caso di esposizioni collocate in un passato remoto complica la valutazione e aumenta considerevolmente le incertezze associate ai risultati ottenuti. Di ciò va tenuto contro nella valutazione complessiva dei risultati ottenuti.

Anche in previsione di un archivio nazionale degli esposti, al fine di superare tali criticità sarebbe auspicabile una linea guida che, raccogliendo le indicazioni fornite a livello internazionale, indichi le modalità di impiego dei dosimetri individuali in presenza di DPI e le modalità di valutazione delle dosi efficaci, nonché indicazioni chiare sui tempi di conservazione delle certificazioni dosimetriche.

In prospettiva il percorso è comunque sostenuto da basi metodologiche solide, a condizione che i dosimetri impiegati siano tarati in termini di Hp (10) e che, laddove l'operatore debba indossare un grembiule anti X, almeno un dosimetro venga

portato al di fuori del DPI.

Si segnala che il documento citato (9) fornisce utili indicazioni anche in merito alle modalità di gestione dei missing value e dei valori misurati al di sotto della minima dose rilevabile dal dosimetro, nonché indicazioni su una possibile ricostruzione delle dosi assorbite a partire dai dati relativi alla sorveglianza ambientale.

Il processo valutativo è comunque affetto da diverse incertezze allo stato attuali ineliminabili e legate principalmente ad elementi di tipo metrologico (l'incertezza associata alla lettura dosimetrica) e di tipo dosimetrico (l'incertezza associata al valore di DCF impiegato).

Tabella 1: Dosi associate a diverse procedure di radiologia interventistica

Procedura	Dose assorbita dalla cute (Gy)
Coronarografia	1.25
Angioplastica	3.3
Embolizzazione cerebrale	0.16 -0.18
Ablazione cardiaca con RF	1.1- 1.5
TIPS	0.4 -1.7
PTCA	11 - 35
Embolizzazione epatica	0.5
Embolizzazione cerebrale	6.6

Tabella 2: livelli di alert e di substantial radiation dose levels (3)

Grandezza	Prima segnalazione	Segnalazione successiva	SRDL
$D_{skin,max}$	2 Gy	2.5 Gy	3 Gy
$K_{a,r}$ (CK)	3 Gy	4.0 Gy	5 Gy
P_{KA}	300 Gy x cm^2	400 Gy x cm^2	500 Gy x cm^2
Durata fluoroscopia	30 min	45 min	60 min

Tabella 3: tipiche dosi per procedura associate alla radiologia interventistica (3)

Procedura	Dose efficace	Dose cristallino	Dose Estremità
Drenaggio biliare	31	310	1290
Angiografia cerebrale	0.52	13.6	19.3
Aneurisma	23		398
ERCP	21	550	640
TIPS	1.9 - 11		630
Vertebroplastica	10	84	453

Tabella 4: valori di DCF nel caso dell'osso (midollo rosso) nell'intervallo energetico 30 keV -300 keV

(KeV)	DCF Bone (AP)
30	0.063
40	0.142
50	0.227
60	0.303
80	0.404
100	0.454
150	0.503
200	0.525
300	0.556

Tabella 5: range di variabilità dei valori di DCF nell'intervallo 30 – 250 keV

D.C.F. Irradiazione AP		Min	Max
Tiroide	1.017	0.818	1.042
Esofago	0.486	0.053	0.573
Midollo Rosso	0.479	0.063	0.540
Polmone	0.695	0.267	0.750
Mammella	0.894	0.862	0.918
Fegato	0.748	0.286	0.794
Stomaco	0.881	0.434	0.914
Colon	0.747	0.226	0.798
Vescica	0.873	0.426	0.914

Tabella 6: confronto tra i valori di DCF misurati nelle condizioni tipiche della radiologia interventistica e quelli suggeriti

	DCF «medio» misurato	DCF (AP)			
		Medio	Min	Max	Scarto %
Occhio	0.566	0.879	0.789	1.076	36%
Tiroide	0.737	1.017	0.818	1.042	28%
Esofago	0.359	0.486	0.053	0.573	26%
Polmone	0.410	0.695	0.267	0.750	41%
Mammella	0.917	0.894	0.862	0.918	-3%
Fegato	0.580	0.748	0.286	0.794	22%
Stomaco	0.977	0.881	0.434	0.914	-11%
Colon	1.177	0.747	0.226	0.798	-58%
Vescica	0.725	0.873	0.426	0.914	17%

Figura 1: Andamento del DCF (midollo rosso) in funzione dell'energia della radiazione elettromagnetica

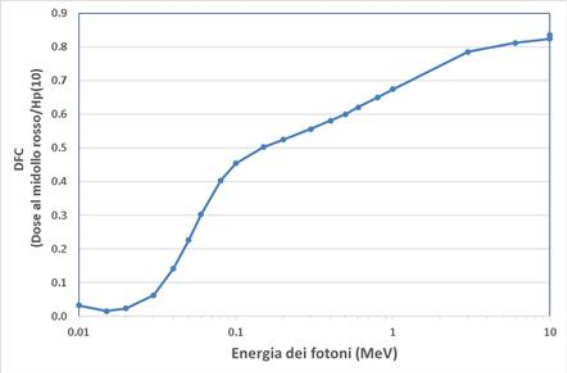

Figura 2: Esempio di diposizione sperimentale utilizzata per la misura della dose agli organi del primo operatore in attività di radiologia interventistica

Riferimenti Bibliografici

1. Istituto Superiore di Sanità, Indicazioni operative per l'ottimizzazione della radioprotezione nelle procedure di radiologia interventistica, Rapporti ISTISAN 15/41, 2015

2. International Commission on Radiological Protection. Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures. ICRP Publication 139. Ann. ICRP 47 (2), (2018)

3. NCRP REPORT No. 168, Radiation Dose Management for Fluoroscopically-Guided Interventional Medical Procedures, 2010

4. IAEA Safety Report Series, Establishing guidance levels in X Ray guided medical interventional procedeures: a pilot study, 2009

5. Martin CJ. Personal dosimetry for interventional operators: when and how should monitoring be done? BJR 2011;84:639 -48

6. IAEA -TECDOC-870 Methods for estimating the probability of cancer from occupational radiation exposure, 1996

7. U.S. National Academy of Sciences. Committee on Biological Effects of Ionizing Radiation (BEIR VII), Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII Phase 2. Washington, DC, The National Academies Press, 2005

8. International Commission on Radiological Protection. Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation, ICRP Publication 74

9. OCAS-IG-001, DHHS,CDC, NIOSH, OCAS External dose reconstruction implementation guideline, 2002

10. Interactive RadioEpidemiological Program (NIOSH-IREP)

11. Norma ISO 14146 Radiation protection — Criteria and performance limits for the periodic evaluation of processors of personal dosemeters for X and gamma radiation, 2000

12. ICRP, 2001. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values Editor. ICRP Publication 89

13. Politecnico di Milano, Facoltà di Ingegneria dei processi industriali, Corso di laurea specialistica in "Nuclear Engineering – Ingegneria Nucleare", Valutazione sperimentale di modelli di calcolo per la valutazione della dose efficace in attività di radiologia interventistica, Tesi di laurea specialistica di Pietro Negri Matr. 836818

14. ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103.

FONDATA
NEL 1977

Personalizzare la radioprotezione